MANOEL ROBERTO DE PAULA MACEDO

**A IMPORTÂNCIA DE ALGUNS ADESIVOS DENTAIS E DE VÁRIOS
TRATAMENTOS DE SUPERFÍCIE SOBRE A DENTINA HUMANA *IN*
VITRO. ANÁLISE DA RESISTÊNCIA ADESIVA POR MICRO-
CISALHAMENTO**

São Paulo

2008

Manoel Roberto de Paula Macedo

**A IMPORTÂNCIA DE ALGUNS ADESIVOS DENTAIS E DE VÁRIOS
TRATAMENTOS DE SUPERFÍCIE SOBRE A DENTINA HUMANA *IN*
VITRO. ANÁLISE DA RESISTÊNCIA ADESIVA POR MICRO-
CISALHAMENTO**

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. Narciso Garone Netto

São Paulo

2008

FOLHA DE APROVAÇÃO

Macedo MRP. A importância de alguns adesivos dentais e de vários tratamentos de superfície sobre a dentina humana *in vitro*. Análise da resistência adesiva por micro-cisalhamento [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2008.

São Paulo, ____/____/2008

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: _____

Catálogo-na-Publicação
Serviço de Documentação Odontológica
Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo

Macedo, Manoel Roberto de Paula

A importância de alguns adesivos dentais e de vários tratamentos de superfície sobre a dentina humana *in vitro*. Análise da resistência adesiva por micro-cisalhamento / Manoel Roberto de Paula Macedo; orientador Narciso Garone Netto. -- São Paulo, 2008.

81p. : fig., tab.; 30 cm.

Tese (Doutorado - Programa de Pós-Graduação em Odontologia. Área de Concentração: Dentística) -- Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

1. Dentina – Tratamento de superfície
2. Dentina – Adesivos dentinários
3. Dentística

CDD 617.675

BLACK D2

AUTORIZO A REPRODUÇÃO E DIVULGAÇÃO TOTAL OU PARCIAL DESTE TRABALHO, POR QUALQUER MEIO CONVENCIONAL OU ELETRÔNICO, PARA FINS DE ESTUDO E PESQUISA, DESDE QUE CITADA A FONTE E COMUNICADA AO AUTOR A REFERÊNCIA DA CITAÇÃO.

São Paulo, ____/____/____

Assinatura:

E-mail:

"Deus nos fez perfeitos e portanto não escolhe os capacitados,
capacita os escolhidos".

Fazer ou não fazer algo, só depende de nossa vontade e
perseverança.

Albert Einstein

DEDICATÓRIA

Dedico esta tese a toda minha família; cada um de sua maneira me ajudou durante toda a minha vida até eu chegar aqui.

Um obrigado especial à minha Mãe que com sua coragem e amor pela vida descobriu um novo sentido nas coisas e mais uma vez ensinando os valores de nossas existências

Muito obrigado aos meus irmãos Fezão e Alemão por fazerem parte da minha família.

Muito obrigado ao meu Pai por ajudar a me fazer existir.

Muito obrigado aos meus amigos por também dividirem minha alegrias e tristezas e estarem sempre ao meu lado.

Muito obrigado a Paulinha; a futura senhora de Paula Macedo por ter me encontrado, vigiado e acreditado na gente; de seu sempre Betão.

E um muito, muito obrigado a todos vocês aí de cima

Obrigado por sempre existirem em minha vida

Amo de coração todos vocês

Ao

Prof.; ao Dr. Narciso; ao Dr. Garone; ao

Prof. Dr. Narciso Garone Netto, ou simplesmente ao Narciso

entre outras tantas identidades, agradeço em especial ao meu professor que, além de

*"não ter me deserdado" nessa segunda jornada, conseguiu aumentar ainda mais o
respeito que tenho e que sempre terei por ele.*

Não pense que o senhor estará livre de mim!!!

Obrigado pelo carinho e pela amizade,

Do seu sobrinho **"AINDA FOCADO"**

Beto

AGRADECIMENTOS

- A todos os professores do Departamento de Dentística (FOUSP);
- À CAPES pelo apoio cedido com a bolsa de estágio de Doutorado no exterior;
- À Maria Amélia pela compreensão por ceder horas e mais horas de estudos que “roubei” seus finais de semana;
- Ao Prof. Jack L Ferracane e ao Prof. Tom Hilton da OHSU que me receberam de braços abertos durante todo esse ano durante meu estágio de Doutorado no exterior;
- Ao pessoal do INPE, em especial ao Prof. Corat e ao Prof. Vladimir; pelas indispensáveis informações para a realização deste trabalho;
- À Vânia (bibliotecária), por me ajudar a entregar a tese dentro do prazo;
- A todos os pós-graduandos do Departamento de Dentística (FOUSP);
- Ao Davi, Soninha e Ana da secretaria do Departamento de Dentística (FOUSP);
 - À Kátia, Alexandra e Nair do Departamento da Pós-Graduação;
- E a todos os amigos que fiz durante esses 5 anos aqui na faculdade.

Macedo MRP. A importância de alguns adesivos dentais e de vários tratamentos de superfície sobre a dentina humana *in vitro*. Análise da resistência adesiva por micro-cisalhamento [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2008.

RESUMO

O objetivo deste trabalho foi estudar a ação sobre a dentina humana (*in vitro*) de vários tratamentos de superfície: Lixa, IADR-GM, CVDt e CVDi e de alguns adesivos dentais: Adper Sigle Bond 2 (SB), Clearfil SE Bond (CF) e Adper Prompt L-Pop (PL) avaliando: rugosidade e resistência adesiva por micro-cisalhamento. Foram utilizados 72 terceiros molares hígidos que foram divididos ao meio. As superfícies oclusais das 144 metades dentais foram removidas e padronizadas com Lixa #600. Após receberem os tratamentos de superfície citados, foi avaliada a rugosidade média superficial (Ra) da dentina. Em seguida realizou-se a hibridização e a confecção dos cilindros de resina composta (RC) para finalizar o preparo dos corpos de prova (cps). Após armazenagem de 24h em água destilada a 37°C realizou-se o teste de micro-cisalhamento com velocidade de deslocamento de 1mm/min. Os resultados foram submetidos a testes de análise estatística (ANOVA) onde foi comprovado que a menor Ra foi encontrada nas superfícies instrumentadas com Lixa #600 seguida pelo CVDi, IADR-GM que apresentaram rugosidade intermediária e se igualaram e pelo CVDt que produziram as superfícies mais rugosas. Já para o tratamento de superfície, o CVDi foi que apontou os piores valores de resistência de adesão que com Lixa e IADR-GM. Nos resultados para os adesivos, o PL apresentou valores de resistência à união inferiores ao SB e CF que se igualaram. Já para a interação entre os tratamentos de superfície e os adesivos não houve diferenças estatisticamente significantes entre os grupos

tratados com Lixa #600, IADR-GM e CVDt e hibridizados com SB ou CF. Concluiu-se: que a Ra produzida em dentina pelo CVD variou de acordo com o tipo de movimento (CVDt produz maior rugosidade que o CVDi); que não foi possível estabelecer uma correlação entre Ra e valores de resistência adesiva; que o PL apresentou valores de resistência à adesão inferiores aos obtidos pelos adesivos SB e CF; que a interação dos tratamentos Lixa, IADR-GM e CVDt com os três adesivos (SB, CF, PL) mostrou valores mais altos para o SB e CF que se igualaram e menores para o PL; que o fator tratamento não produziu diferença de resistência adesiva para o adesivo CF e o mesmo ocorreu com o PL.

Palavras-chave: Adesão, adesivos dentais, rugosidade, micro-cisalhamento, ponta diamantada, CVD, ultra-som

MACEDO MRPM. The relevance of some dental adhesives and different surface instrumentations on human dentin (in vitro). Micro-shear bond strength analyses [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2008.

ABSTRACT

The aim of this in vitro study was to evaluate the micro-shear bond strength and the roughness to human dentin using different instrumentations (SiC #600, diamond rotary bur, CVDt and CVDi) and three dentin adhesive/composite resin systems: Adper Sigle Bond 2 (SB), Clearfil SE Bond (CF) e Adper Prompt L-Pop (PL). Seventy-two third molars were split in the middle. The occlusal third from the one hundred and forty and four halves were removed and standardized using the SiC #600. After the prepared surfaces, which were analyzed the roughness average (Ra) with a surface profilometer and hybridization. The specimens were then stored in distilled water for 24 hours at 37⁰C. The specimens were then were attached to a micro-shear apparatus and subjected to a micro-shear strength test at a crosshead speed of 1mm/min until failure occurred. The two-way ANOVA indicated that there was significant differences in average roughness between the instrumentations which SiC #600 was the smoothest surface. No differences were detected between dentin surface prepared with diamond bur and CVDi (intermediate in the roughness assessment) and the CVDt gave the roughest surface. The bond strengths varied slightly, though dentin instrumentations with CVDi showed the lowest values than the surfaces prepared with SiC #600 and diamond bur. The bond strengths varied slightly, though adhesives, PL showed lower micro-shear bond strength than SB and CF, which were no significant relevance. The interaction of SiC #600, diamond bur and CVDt using SB and CF showed no significant

difference in micro-shear bond strength and higher than PL. The instrumentation showed no significant differences in micro-shear bond strength using CF and PL.

Keyword: adhesion, roughness, micro-shear bond strength, diamond bur, CVD, ultrasound

SUMÁRIO

p.

1 INTRODUÇÃO	14
2 REVISÃO DA LITERATURA	16
3 PROPOSIÇÃO	40
4 MATERIAL E MÉTODO	41
5 RESULTADOS E DISCUSSÃO	58
6 CONCLUSÕES	73
REFERÊNCIAS	75

1 INTRODUÇÃO

O objetivo final de uma restauração é se possível devolver a forma, a função e a estética ao elemento dental. Se isso for realizado com restaurações adesivas, é possível chegar ao objetivo desejado de maneira mais conservadora possível. Essa união depende de diversas variáveis que incluem a geometria do preparo, a adaptação do material à superfície dental e a composição química do material restaurador (FINGER; MANABE; ALKER, 1989).

A maioria dos estudos que avaliam a resistência de união entre os adesivos dentais e a estrutura dental é realizada em superfícies planas preparadas com lixa #600 de carbeto de silício. No entanto, quando nos deparamos com a realidade clínica, essa comparação não é realista, pois os preparos geralmente são realizados com instrumentos abrasivos diamantados rotatórios (IADR) que apresentam características topográficas e de espessura da camada de esfregaço bem conhecidas. Com intuito de minimizar os efeitos indesejados que o sistema rotatório proporciona como: o aquecimento, a formação de espessa camada de esfregaço, a dor durante o tratamento e o trauma psicológico associado, surgiram novas possibilidades de instrumentação cavitária como o laser de alta potência Er:YAG, os jatos abrasivos (Óxido de Alumínio) e mais recentemente os instrumentos abrasivos diamantados obtidos pela técnica *Chemical Vapor Deposition* utilizados em ultrassom (TRAVA-ARIOLDI et al., 2002).

Com o surgimento desses novos tratamentos de superfície, o consenso é cada vez menor entre correlação da morfologia impressa pelos diferentes sistemas de desgaste e a adesão (AYAD; ROSENSTIEL; HASSAN, 1996).

Além dos avanços tecnológicos dos equipamentos destinados ao desgaste dental, podemos citar também os avanços conseguidos nos sistemas adesivos. Apesar dos altos valores de união dos adesivos do sistema *all-etch* conseguidos pelos diversos testes que avaliam a resistência adesiva, a infiltração de monômeros na dentina desmineralizada é dificultada podendo causar nano-infiltrações (KENSHIMA et al., 2005). Estas entre outras desvantagens tem despertado o interesse dos pesquisadores para o comportamento dos adesivos do sistema *self-etch*. Os adesivos *self-etch* não necessitam condicionamento ácido prévio o que reduz o tempo operatório e minimiza os problemas relacionados com a técnica; outra vantagem é que a infiltração dos monômeros ocorre simultaneamente com o processo de auto condicionamento dental pelo *primer* ácido (FINGER; MANABE; ALKER, 1989; LELOUP et al., 2001; PASHLEY, 1984).

Dessa maneira há um grande interesse na odontologia de instrumentação de estruturas dentais associados ao uso dos adesivos *self-etch*.

2 REVISÃO DA LITERATURA

A revisão de literatura apresentada a seguir foi dividida por assuntos, com a finalidade de torná-la mais didática.

2.1 Ultra-som

Catuna (1953) foi o primeiro a escrever sobre o uso do ultra-som na Odontologia. O ultra-som (magnetoestrictivo) foi inicialmente desenvolvido para preparar cavidades dentais tendo sido fabricado pela Cavitron Corporation de Nova York. A ponta ativa desenvolvia movimentos lineares de vai-e-vem produzindo grande concentração de energia. O autor demonstrou a eficiência dessa nova tecnologia realizando preparos cavitários em dentes extraídos.

Pashley et al. (1988) analisaram em microscópio eletrônico de varredura (MEV) o resultado de uma nova técnica de remoção da camada de esfregaço produzida durante o preparo cavitário. Essa técnica consistia em utilizar a vibração ultra-sônica na limpeza cavitária. Após a produção *in vitro* de uma camada de esfregaço por diferentes métodos (lixa #320, #600 e ICR-C), as superfícies desgastadas foram submetidos a um tratamento em cuba ultra-sônica por 10

minutos. Segundo os autores as vibrações promovidas pelo ultra-som promoviam a remoção parcial do esfregaço dentinário.

Laird e Walmsley (1991) explicaram as propriedades físicas do ultra-som em geral que poderiam apresentar possíveis efeitos biológicos. As ondas e cavitações ultra-sônicas, efeitos térmicos, micro-corrente acústica e forças de radiação são os principais ações apresentadas pelo ultra-som. Na odontologia, a geração de ultra-som é obtida por um transdutor que geralmente é o piezoelétrico ou o magnetostrictivo que converte energia elétrica em energia mecânica.

Em 2002, Lea, Landini e Walmsley investigaram e sugeriram o uso do escâner de vibração a laser (SLV – PSV-300-F/S *High Frequency Vibrometer System*) para a de captação de dados e imagens para análise dos movimentos da cureta periodontal utilizada em ultra-som. Mesmo apresentando movimentos nanométricos (média de 60 nanômetros), o equipamento mostrou-se eficaz na detecção dos dados, indicando ainda que a amplitude de oscilação da cureta periodontal diminui com o aumento da irrigação.

Guerisoli et al. (2002) avaliaram *in vitro* com auxílio do MEV a remoção da camada de esfregaço intra-radicular após instrumentação endodôntica (K-Flex). Foi utilizado ácido etilenediamino tetra-acético (EDTAC) e hipoclorito de sódio (NaOCl) associado ou não à agitação ultra-sônica. Ao final das instrumentações endodônticas, uma lima de número 15 foi acoplada ao ultra-som em baixa potência para tentar promover a limpeza dos condutos radiculares. De acordo com a metodologia utilizada, o emprego do ultra-som nos canais irrigados com NaOCl a 1% e EDTAC a 15% removeu a camada de esfregaço, já os canais irrigados com água destilada ou NaOCl a 15% não removeram efetivamente a camada de esfregaço.

2.2 Instrumentos abrasivos

Hartley et al. (1957) relataram a utilização de instrumentos abrasivos diamantados rotatório de granulação média (IADR-GM) demonstrando sua eficiência no desgaste de esmalte. Os autores avaliaram a perda das partículas de diamante aderida à haste dos IADR-GM utilizados em diferentes velocidades (3000, 5000, 10000 e 15000rpm) após desgaste em vidro (0.25 polegadas de espessura). Concluíram que quanto maior a velocidade, mais rápida era a perda das partículas de diamante sendo maior na região periférica do que na região central da haste.

Lammie (1957) utilizou o perfilômetro para mensurar a rugosidade superficial de dentes humanos após desgaste com vários instrumentos rotatórios: IADR-GM, disco de carborundum e instrumento cortante rotatório de aço (ICRa). O grupo que utilizou IADR-GM proporcionou ranhuras mais profundas. O grupo dos ICRa necessitou mais de dois ICRa para a realização de cada desgaste. Já o grupo que utilizou discos de carborundum apresentou as superfícies mais lisas, proporcionado pelo tamanho reduzido das partículas abrasivas. Segundo o pesquisador, as características das ranhuras vão depender do tipo de instrumento (IADR-GM, carborundum, ICRa), granulometria e sentido de corte/abrasão utilizados.

Pines, Schulman e Vaidyanathan (1981) compararam análises realizadas em MEV da topografia do IADR-GM de sete marcas comerciais. Observaram diferenças significantes entre as pontas diamantadas analisadas. Mesmo as pontas de um mesmo fabricante apresentavam-se com diferentes morfologias. Esse sistema de

fabricação proporciona falhas no processo de seleção das partículas de diamantes e da agregação das mesmas à haste.

Em 1993, Wahle e Wendt Jr. avaliaram com um perfilômetro a rugosidade superficial dentinária de 48 dentes humanos após serem preparados com diferentes granulações de lixa, instrumento cortante rotatório de carbide (ICRC) e IADR-GM. Dentre os instrumentos utilizados concluíram que não existia padrão de granulometria das partículas de diamantes entre os fabricantes analisados e que a espessura da camada de esfregaço variava com o padrão de rugosidade impressa na dentina. A lixa #60 é a que mais se assemelha às superfícies preparadas com IADR-GM.

Em 1996 Laufer, Pilo e Cardash compararam a rugosidade média superficial (Ra) com o rugosímetro e analisaram em microscópio eletrônico de varredura (MEV) as margens dos preparos protéticos realizados com instrumentos em alta rotação IADR-GM, instrumentos abrasivos diamantados rotatório de granulação fina (IADR-F) e instrumentos abrasivos diamantados rotatório de granulação extra-fina (IADR-FF), com instrumentação manual e com pontas diamantadas acopladas ao ultra-som. Os resultados de Ra não mostraram diferenças estatisticamente significantes entre os grupos preparados com IADR-GM, IADR-F e IADR-FF; o acabamento manual do preparo não apresentou melhores resultados e o grupo preparado com o ultra-som apresentou maior Ra.

Trava-Airoldi et al. (1996) demonstraram os primeiros resultados na produção de diamante poli-cristalínico obtido pela técnica *Chemical Vapor Deposition* na tecnologia do filamento aquecido. Esse estudo demonstrou que o crescimento de

diamante é possível em espessuras superiores a 10µm em superfícies irregulares, sendo esses resultados mais eficientes que em superfícies lisas.

Em 1996, Valera et al. avaliaram a resistência ao desgaste das pontas CVD rotatório com relação a três marcas comerciais de IADR-GM onde o processo de fixação do pó de diamante é proveniente de solda galvânica. A cada 10 perfurações as pontas eram analisadas em microscópio ótico onde percebia-se a perda de partículas de diamantes da haste. Ao final das 50 perfurações os diamantes haviam sido completamente removidos. Já nas pontas CVD rotatório, os testes continuaram até 1000 perfurações sem apresentar desgaste, descolamento ou fratura do filme de diamante.

Em 1996 Ayad, Rosenstiel e Hassan, em estudo *in vitro* se propuseram a analisar em perfilômetro e em MEV as características morfológicas relevantes de superfícies dentinárias preparadas com IADR-GM, ICR-C e ICR-C para acabamento (ICR-CF). Foram realizados preparos dentinários de coroas totais utilizando uma máquina desenvolvida para padronizar os preparos. Diferenças estatisticamente significantes foram encontradas na morfologia dentinária superficial dos tipos de instrumentação realizada. A média de rugosidade superficial encontrada foi de 8.6µm, e 6.8µm para dentes preparados com IADR-GM e ICR-C respectivamente. E o grupo que apresentou-se com maior lisura superficial foi o realizado com ICR-CF com 1.2µm de média de rugosidade superficial. Os autores concluíram que o dente que recebeu preparo protético, apresentou significantes diferenças na morfologia na parede dentinária quando se variava o tipo de preparo dentinário.

Em 1998 Siegel e Fraunhofer em uma revisão bibliográfica avaliaram a evolução do IADR. Demonstraram que os primeiros instrumentos abrasivos

diamantados foram idealizados no final do século 19 por Willman e Schroeder para a realização de preparos protéticos. Só após a segunda guerra mundial, os IADR começaram a ser fabricados como os atuais pois até então era impossível a realização de preparos precisos pois possuíam enormes partículas de diamantes. Atualmente o pó de diamante (natural ou sintético) varia de 80 a 160 μ m e é fixado à haste pela deposição de uma matriz metálica composta basicamente de níquel, processo conhecido como deposição eletrolítica.

Em 1999, Borges et al., investigaram o potencial de corte e a resistência ao desgaste do instrumento diamantado rotatório do tipo CVD rotatório. Os autores compararam as foto-micrografias realizadas em MEV das pontas diamantadas CVD rotatório e IADR-GM após serem submetidas ao desgaste em vidro e dente. Relataram que as pontas CVD rotatório não apresentaram descolamento de diamante por não possuírem solda galvânica para fixação do pó de diamante.

Em 2000 Bianchi, Freitas e Bianchi em estudo *in vitro*, estudaram o desempenho de diferentes granulações de diamantes naturais e sintéticos. Relatam que poucos autores se preocupam em estudar o comportamento da vida útil das pontas diamantadas. Foram padronizados os valores de tensão e da corrente elétrica do motor da caneta (modelo – N270) que trabalhava a uma velocidade máxima de 24000rpm. Os IADR-GM cilíndricos especialmente desenvolvidos para este experimento foram conectados a um computador que coletava os dados durante os cortes em vidro (155mm de altura por 90mm de comprimento e 8mm de espessura). Os IADR-GM apresentavam-se com a parte ativa de 6mm de diâmetro e 12mm de comprimento com granulação que variava de 120 a 140 μ m. Segundo os autores, a importância de escolher o formato cilíndrico se deve ao fato de uma menor ocorrência de erros operacionais no posicionamento durante os ensaios. As

canetas eram presas a uma máquina retificadora plana que padronizavam os desgastes. A máquina foi configurada com deslocamento transversal de 0.0055m/s e velocidade tangencial de corte de 7.1m/s com penetração do IADR-GM no vidro de 400µm por passada. Os autores ainda ressaltaram que o desempenho dos IADR-GM variou com: o tipo de abrasivo escolhido (natural ou sintético que pode ter variação no grau de homogeneidade estrutural), o tamanho médio dos grãos, o tipo de aglutinante assim como o modo irregular da disposição dos grãos. Todos esses fatores reunidos não garantem que seja possível conferir exatamente sempre os mesmos níveis de qualidade para todos os IADR-GM, ainda que pertençam a um mesmo lote.

Em 2002, Trava-Arioldi et al., conseguiram comprovar uma alta aderência do diamante produzido pela tecnologia CVD à um substrato metálico (molibdênio). Avaliou-se a interface de união entre o diamante e o molibdênio com o intuito de analisar a difusão entre o carbono e o hidrogênio no crescimento do diamante. Utilizou-se um reator aquecido por filamento à temperatura aproximada de 700-900°C, em atmosfera saturada principalmente por hidrogênio e nitrogênio. Nas condições experimentais deste estudo, foi constatado que o diamante se forma da maneira esperada. As propriedades mecânicas do molibdênio foram mantidas, melhorando a aderência do diamante.

Em 2002 Vieira e Vieira em um estudo *in vitro* utilizaram lupa estereoscópica e MEV, para avaliar o aspecto final das paredes cavitárias preparadas em dentes humanos com IADR-GM e ponta diamantada CVD quantificando as estrias e camada de esfregaço dentinário. Nas cavidades preparadas com ultra-som, apenas 20% apresentaram riscos em suas paredes axiais, enquanto os túbulos dentinários estavam obstruídos com uma fina camada de esfregaço. Nas cavidades preparadas

com IADR-GM, 85% apresentaram ranhuras circulares e em quase sua totalidade apresentavam espessa camada de esfregaço sem evidências de exposição de túbulos dentinários.

Em 2003 Conrado et al., analisaram *in vitro* as rugosidades das superfícies de esmalte e dentina humana após serem instrumentadas com instrumentos abrasivos diamantados rotatório de granulação grossa (IADR-GG), IADR-FF, CVD rotatório e CVD. As superfícies preparadas foram analisados em MEV demonstrando que em ambas as superfícies (esmalte e dentina), as pontas CVD rotatório ou CVD, apresentaram maior lisura superficial que a apresentada pelo IADR-GG.

Conde em 2004, avaliou em MEV a morfologia superficial e a camada de esfregaço produzida em dentina preparadas com IADR-GG e pontas diamantadas CVD. Para as paredes instrumentadas com CVD, as características da morfologia superficial mostrava-se alisada e ainda com paredes em lascas e pouca formação da camada de esfregaço. Dependendo do sentido do movimento oscilatório da ponta. As cavidades preparadas com o IADR-GG apresentaram-se com ranhuras paralelas sem regularidade na profundidade e com maior formação de esfregaço.

Lima et al. em 2006 avaliaram *in vitro* o perfil de cavidades preparadas (dentina e esmalte) utilizando instrumentos diamantados CVD de diferentes formatos (cilíndrico e esférico). Concluiu que a largura e a profundidade dos preparos cavitários realizados em dentina foram maiores que em esmalte, independente do formato da ponta. Esse estudo concluiu que: a ponta diamantada CVD esférica produziu preparos mais largos. Independente do sentido do movimento vibracional da ponta diamantada CVD, os preparos cavitários se assemelhavam em largura e profundidade, exceto para os realizados em esmalte.

Carvalho et al. (2007) apresentaram dois casos clínicos de preparos ultra-conservadores utilizando uma nova alternativa aos IADR-GM. Em ambos relatos, utilizaram pontas ultra-sônicas CVD. No primeiro caso, o paciente reclamava de dores no dente 11 que após exame clínico e radiográfico, comprovou-se a presença de uma carie proximal (classe III). No segundo caso clínico, o paciente relatava dor quando em contato com bebida gelada e a sensibilidade cessava quando o estímulo era removido. Após exame clínico e radiográfico, foi diagnosticada carie incipiente. Para a remoção de ambas as caries, foram utilizadas pontas CVD acopladas ao ultra-som. Os autores concluíram que as vantagens de se realizar preparos cavitários com o equipamento de ultra-som era: uma diminuição do ruído durante a remoção das caries, uma maior precisão de desgaste, uma não agressão aos tecidos moles quando em contato. Quando questionado, o paciente relatou um maior conforto e apresentou melhor sensação dolorosa durante o tratamento.

2.3 Camada de esfregaço

Peyton e Mortell (1956) descreveram uma nova alternativa para a análise da superfície dental desgastada. Os autores sugeriram o recobrimento prévio com cobre da estrutura a ser analisada. No experimento, os dentes foram desgastados tanto em baixa como em alta rotação. Descobriram que as superfícies analisadas

não apresentaram significantes diferenças entre os grupos apresentados, comprovando também que o recobrimento com cobre foi eficiente.

Scott e O'Neil Jr. (1961) revolucionaram a análise da camada de esfregaço em um estudo de microscopia eletrônica de transmissão. Relataram as grandes diferenças na textura deixada pelos IADR-GM e ICR-C. Demonstraram que o esfregaço formado foi identificado como hidroxiapatita e que a dentina cortada estava sempre irregular e com obstrução dos túbulos dentinários.

Eick et al. (1970) avaliaram o uso do MEV como instrumento para estudar as diferenças na topografia superficial de dentes humanos desgastados e identificar quimicamente o esfregaço produzido. Estabeleceu também o padrão de desgaste dos IADR-GM e ICR- C em alta-rotação (200.000rpm) com e sem irrigação. As superfícies desgastadas com IADR-GM apresentaram-se mais rugosas. Partículas dentais suspensas foram encontradas sobre um filme orgânico (camada de esfregaço) variando de 15 a 0.5µm de diâmetro. Os desgastes realizados sem refrigeração apresentaram maior espessura de esfregaço.

Em 1984 Pashley anunciou que a camada de esfregaço era formada pelo corte ou abrasão produzido por instrumentos manuais ou rotatórios. A variação de espessura dependia: do corte, do tipo de irrigação do tamanho e forma do preparo cavitário e do instrumento utilizado, podendo chegar a 15µm de espessura, obstruindo a permeabilidade dentinária. Segundo o autor esse esfregaço dificultaria a hibridização da dentina.

Em 2004 Kaose et al. se propuseram a comparar *in vitro* a resistência de união (micro-tração) de 2 adesivos *self-etch* de passo único: Xeno CF Bond, Adper Prompt L-Pop (PL) e 1 adesivo *self-etch* experimental de 2 passos (ABF). Após

armazenagem por 24h em água destilada a 37°C, os palitos (0.7mm de largura) foram colados com cola de cianoacrilato no jig de Ciucchi; o conjunto fixado em uma máquina de teste universal (EZ Test) utilizando uma velocidade de carga de 1mm/min. Os autores concluíram que a camada de esfregaço é mais espessa quando utilizou-se o IADR-GM. Os adesivos de passo único testados melhoraram a resistência de união quando a dentina foi preparada com IADR-FF, no entanto o adesivo experimental de 2 passos não apresentou diferenças estatisticamente significantes em ambos os tratamentos de superfície.

Macedo em 2005 avaliou *in vitro* as características da superfície desgastada e a camada de esfregaço produzida em dentina após serem instrumentadas. Foram preparados 24 cps e divididos em 4 grupos (IADR-GM, CVD rotatório, CVD ação tangencial (CVDt) e CVD ação impacto (CVDi). Após os desgastes dentinários descritos, os corpos de prova (cps) foram analisados em MEV. Em análise qualitativa as foto-micrografias realizadas no MEV demonstraram significantes diferenças, os cps instrumentados com o sistema rotatório (IADR-GM e CVD rotatório) apresentaram ranhuras com traçado retilíneo e paralelo, maior produção de espessura de esfregaço e maior comprimento de *smear plug*. Os cps instrumentados com o sistema ultra-sônico (CVDt e CVDi) apresentaram padrões de ranhuras e traçados próprios, com menores espessuras de esfregaço e menor comprimento de *smear plug*.

Em 2006 Matson et al., avaliaram em MEV a superfície dentinária de preparos classe V realizados com ICR-C, IADR-GM e pontas CVD em dentes pré-molares. As cavidades foram realizadas nas faces vestibulares e linguais, próximo ao limite amelo-cementaria com comprimento de 2/3 e a largura de ¼ da face utilizada e profundidade de 2mm. Com as análises em MEV, os autores concluíram que a

superfície dentinária produzidas pelas pontas CVD apresentam menos formação da camada de esfregaço com a presença de vários túbulos dentinários expostos, porém sem alargamento de sua desembocadura. Já nos grupos que foram instrumentados com IADR-GM e ICR-C apresentaram uma camada de esfregaço mais espessa com total recobrimento dos túbulos dentinários. Quando as superfícies dentinárias foram condicionadas com ácido fosfórico 37%, apresentaram aspecto semelhante aos realizados com os outros instrumentos.

2.4 Adesão dentinária frente aos diferentes instrumentos abrasivos

Finger, Manabe e Alker (1989) avaliaram cinco adesivos dentais (Clearfil New Bond, Gluma, Scotchbond, Scotchbond 2 e Tenure) em quatro tipos de preparo dentinário IADR-GG, IADR-GM, IADR-F, IADR-FF e ICR-C. O estudo foi realizado *in vitro* onde a face oclusal dos pré-molares foi removida e planificada com uma seqüência de lixas de carbeto de silício (SiC) (180#, 240#, 320#, 400#, 600# e 4000#). Após os preparos, avaliou-se a rugosidade média (Ra) e a profundidade (Rz) das ranhuras para serem comparadas com os diferentes tipos de adesivos. Após a confecção dos cps, foi realizado o teste de tração. Segundo os autores, as diferentes formas de instrumentação permitiu a mesma eficácia na adesão dentinária mesmo com grandes diferenças de rugosidade.

Leloup et al. em 2001, fizeram uma revisão de literatura analisando os dados referentes a resistência de união dental publicados entre 1992 e 1996. Esta revisão quantitativa foi meta-analítica (análise estatística de resultados analíticos com o propósito de integrar os resultados). Uma observação importante é que esses trabalhos eram realizados com diferentes metodologias. Ressaltaram ainda que existem discrepâncias entre resultados de um mesmo produto em testes realizados por diferentes laboratórios.

Al-Omari, Mitchel e Cunningham (2001) avaliaram *in vitro* a rugosidade superficial em perfilômetro e em MEV e o molhamento (água destilada) do esmalte e dentina humano preparados com ICR-C, ICR-C multi-laminada e IADR-GM. Não houve diferença estatisticamente significativa entre a superfície de esmalte e a de dentina preparados com o mesmo tipo de instrumento rotatório. A superfície mais lisa foi obtida com o ICR-C multi-laminada enquanto o IADR-GM produziu a superfície mais rugosa. Concluíram que a rugosidade superficial não produzia diferenças estatisticamente significantes na molhamento.

Inoue et al., em 2001 se propuseram a comparar *in vitro* a resistência de união (teste de micro-tração) de 2 adesivos de passo único em superfícies dentinárias preparadas com IADR-GM e IADR-FF. Os palitos (0.7mm de largura) foram armazenados por 24h a 37⁰C e tracionados em máquina de teste universal. O adesivo que apresentava um pH elevado (MZ-2000, Sun Medical) demonstrou resultados de adesão inferiores; por ser considerado incapaz de dissolver a espessa camada de esfregaço. O adesivo de pH baixo (One Up Bond F) não apresentou diferença estatisticamente significativa entre os grupos instrumentados. Quando o MZ-2000 foi utilizado em dentina instrumentada com IADR-GM os resultados foram os mais baixos. No entanto a dentina condicionada com MZ-2000 e instrumentada

com IADR-FF e a dentina condicionada com One Up Bond F tanto em dentina instrumentada com IADR-GM quanto em IADR-FF demonstraram que a camada de esfregaço formada foi em sua maioria dissolvida.

Ayad Rosenstiel e Hassan em 1996 compararam *in vitro* a diferença entre a instrumentação dentinária utilizando IADR-GM e IADR-FF e diferentes concentrações de condicionamento ácido. Trinta e cinco molares humanos foram utilizados neste estudo onde os resultados apresentaram diferenças significativas. O MEV foi utilizado para analisar a morfologia da superfície dentinária. Foram encontradas diferenças topográficas em dentina humana quando comparados os instrumentos abrasivos onde o IADR-GM imprimiu uma superfície mais rugosa. As ranhuras observadas apresentavam-se paralelas à direção da rotação do instrumento. A quantidade da camada de esfregaço removida variou com o tipo e o grau de acidez do ácido empregado. O condicionamento dentinário com ácido fosfórico a 32% (pH 0.16) demonstrou ser o mais agressivo apresentado as maiores mudanças morfológicas como o alargamento na abertura dos túbulos.

Koibushi, Yasuda e Nakabayashi (2001) investigaram *in vitro* o efeito da camada de esfregaço em dentina humana por teste de micro-tração (Mini-Dumbbell – 3 X 2mm²). A superfície oclusal dentinária de quinze dentes foram instrumentadas com lixa #180 (para simular a camada de esfregaço produzida pelo IADR-GM) ou #600 (padrão *standard*). A hibridização dentinária foi realizada com Clearfil SE Bond (CF). Após 24h de armazenagem em água destilada a 37⁰C o ensaio mecânico foi realizado em máquina universal de teste com velocidade de carga de 1mm/min. Concluíram que a presença e a qualidade da camada de esfregaço altera a resistência adesiva no sistema *self-etch*. Em observações do MEV, concluíram que

os pontos mais frágeis na camada híbrida se deu em dentinas que apresentaram camada de esfregaço mais espessa (lixa #180).

Em 2002 Tani e Finger investigaram *in vitro* o efeito da espessura da camada de esfregaço na resistência de união de 3 adesivos *self-etch all-in-one* (AC Bond, pH 2.1; AQ Bond, pH 2.5 e PL, pH 1.1). As superfícies dentinárias foram abrasionadas com diferentes granulações de lixa (#80, #180, #240, #320, #400, #600 e #4000) e diferentes granulações de IADR (IADR-GG, IADR-GM, IADR-F e IADR-FF). Com o teste de cisalhamento realizado (máquina de teste universal, modelo 1474) e as interfaces analisadas em microscopia eletrônica de varredura, os autores relataram que apesar da grande diferença de pH entre os 3 adesivos, todos resultados demonstraram-se equivalentes. A espessura da camada de esfregaço aumenta com a diminuição granulação da lixa e aumenta com o aumento da granulação do IADR.

Em 2003, Pioch et al. se propuseram a avaliar *in vitro* o efeito da integridade da interface entre a parede cavitária e a RC. Foram preparadas cavidades classe II tipo *slot* em dentes decíduos sendo metade preparados com instrumento oscilatório e metade preparado com instrumento rotatório. A interface de união foi avaliada em microscópio eletrônico confocal a laser demonstrando que a espessura da camada de esfregaço formada entre os grupos (oscilatório = $6.12\mu\text{m}$ e rotatório = $6.04\mu\text{m}$) não apresentaram diferenças estatisticamente significantes. Após relatarem que a camada de esfregaço pode afetar a adesão. Ressaltaram também que existem poucos autores que estudaram a espessura da camada de esfregaço produzida por equipamentos oscilatórios. Após prepararem biseis em todas as margens, os autores concluíram que a morfologia dos cavos superficiais do grupo preparado com instrumento oscilatório “assemelham-se a ondas” sem a presença de efeitos deletérios à interface de união, quando comparados aos preparos com IADR-GM.

Em 2005 Barros et al., se propuseram a avaliar *in vitro* a interface de união adesiva entre a resina composta (RC) e dentina de dentes permanentes instrumentados com IADR-GM e ICR-C condicionados com ácido fosfórico à 36%. A camada híbrida e o selamento da interface foram analisados em MEV. Nas superfícies preparadas com ICRc foi observado uma menor quantidade de *smear plug* residual. Os grupos condicionados com o sistema *self-etch* Non Rinse Conditioner (NRC), apresentam maior quantidade de *smear plug* residual que os condicionados com ácido fosfórico, que por sua vez, permitem um melhor selamento na interface de união. Os autores concluíram que as superfícies instrumentadas com ICR-C favorecem uma melhor difusão do agente adesivo.

De Munck et al. (2005), avaliaram *in vitro* a efetividade de adesão e a interação entre o esmalte e a dentina humana de adesivos *self-etch* de passo único (PL pH 0.41, Adhese pH 1.40, OptiBond Solo Plus *self-etch* pH 1.48) e de dois passos (CF pH 1.92 e OptiBond FL 1.72). Para avaliar a resistência de união, o teste escolhido foi o de micro-tração (máquina de teste universal – LRX). Utilizando velocidade de carga de 1mm/min os palitos (1.2mm de largura) foram tracionados após serem armazenados por 24h em água destilada a 37°C. As camadas híbridas foram mensuradas em MEV e comprovaram que o PL apresentava uma espessura de 1.7 a 4.5µm, o Adhese de 2.1 a 2.4µm, o OptiBond Solo Plus SE de 2.1 a 2.4µm, o CF de 0.7 a 1µm e o OptiBond FL de 4 a 5µm. Os autores comprovaram que a caracterização da ultra-morfologia e o pH dos adesivos *self-etch* estão evidentemente correlacionados. A interação com a dentina irá variar a partir de uma variação sub-microscópica de hidroxiapatita na formação da camada híbrida do adesivo CF e uma diminuição para o PL.

Kenshima et al. (2005) avaliaram *in vitro* os efeitos da espessura da camada de esfregaço na formação de *gaps* e teste de micro-tração em dentina humana utilizando adesivos *self-etch* (CF, Optibond Solo Plus *self-etch* primer + Optibond Solo Plus, Tyrian *self* priming etchant + One Step Plus) e como grupo controle o SB e ScotchBond Multi-Purpose. A camada de esfregaço foi padronizada com Lixa #600. Previamente ao teste de micro-tração (Kratos Dinamômetros - velocidade de carga de 0.5mm/min), os palitos (0.8mm de largura) foram examinados em lupa (400X de aumento). Os autores concluíram que apesar da espessura da camada de esfregaço não ter afetado os resultados de micro-tração, uma espessa camada pode afetar negativamente a amplitude dos *gaps* formados. Os valores de micro-tração também não foram afetados pelos diferentes graus de acidez dos *primers* do sistema *self-etch*, no entanto, os adesivos *self-etch* agressivos mostraram uma menor amplitude na formação dos *gaps*. Já os adesivos *all-etch* apresentaram-se com os melhores resultado de micro-tração e as menores amplitudes nas formações dos *gaps*.

Semerano et al. em 2006, compararam a resistência adesiva dentinária de superfícies desgastadas com IADR-GM e IADR-FF, hibridizadas com adesivos *self-etch* (CF, G-Bond, SSB-200, PL). Para o teste de micro-tração foram utilizados 24 discos de molares humanos hígidos, onde foram hibridizados e cortados em palitos com aproximadamente 0.7mm de largura e sub-divididos aleatoriamente em 8 grupos. Cada palito foi colado com cola de cianoacrilato no jig de Ciucchi e tracionado a uma velocidade de carga de 1mm/min. Segundo os autores, o tipo de IADR pode afetar a resistência de união à dentina de adesivos do sistema *self-etch*. Selecionar um tipo apropriado de IADR é importante para melhorar a resistência de união de alguns adesivos *self-etch*.

Yazici et al. em 2007, se propuseram a avaliar *in vitro* a resistência adesiva em esmalte e dentina (superficial e profunda) instrumentados com lixa #600 com os adesivos *SB*, *AQ Bond*, *CF* e *Tyrian SPE + One-step Plus*. Após a realização do ensaio mecânico em esmalte, o mesmo dente era novamente lixado até chegar à dentina superficial, então confeccionava-se novamente o corpo de prova e após o ensaio mecânico o dente era novamente lixado até chegar à dentina profunda. Independente do sistema adesivo, os valores obtidos no teste de cisalhamento em esmalte foram estatisticamente superiores aos grupos realizados em dentina superficial e em dentina profunda. Os resultados obtidos no teste de cisalhamento entre a resistência de união em dentina superficial e dentina profunda não mostraram diferenças.

Cardoso et al. (2008) avaliaram *in vitro* as alternativas de técnicas de tratamentos de superfície dentinária (IADR-GM, CVD rotatório, CVD, Er,Cr:YSGG laser). Após instrumentação, as dentinas foram hibridizadas com PL, CF e Clearfil S3 Bond. Os resultados de micro-tração (máquina de teste universal – LRX) foram obtidos após os palitos (1.1mm de largura) serem armazenados em água destilada por 24h a uma temperatura de 37°C. Os palitos foram fixados no jig de Ciucchi com cola de cianoacrilato e tracionados a uma velocidade de carga de 1mm/min. Os autores concluíram que independentemente do adesivo utilizado, as dentinas instrumentadas com CVD rotatório, CVD e Er,Cr:YSGG laser, apresentaram menor resistência a adesão.

Kawaguchi et al. em 2008, avaliaram *in vitro* a resistência de união por tração sob a influência do tratamento de superfície (Lixa #600, CVDi CVDt) em esmalte e dentina humana utilizando dois diferentes adesivos (SB e CF). Após armazenamento em água destilada por 24h à 37°C os cps (4mm de diâmetro na base) foram

tracionados em máquina de teste universal (modelo 5565) com velocidade de carga de 0.5mm/min. Os autores relataram que quanto menor a espessura da camada de esfregação melhor a adesão para sistemas adesivos *self-etch* de acidez moderada como o CF, devido a simultâneo condicionamento e permeabilização dos monômeros não deixando espaços entre as fibras colágenas e a dentina inter tubular. Para os autores, os tratamentos com CVDi e CVDt não tiveram diferenças estatisticamente significantes quando comparados aos do grupo controle.

2.5 Micro-cisalhamento

McDonough et al. (2002) se propuseram a melhorar o *design* do teste de micro-cisalhamento com intuito de obter resultados mais precisos e confiáveis. Neste trabalho de pesquisa, os substratos avaliados foram o esmalte e a dentina humana. Para cada dente foram utilizados 5 a 6 tubos plásticos (Tygon) que preenchidos com RC formaram cilindros de aproximadamente 0.7mm de diâmetro e 0.4mm de altura. A velocidade de carga utilizada foi de 0.5mm/min (máquina de teste universal - Newport 850A). Importante ressaltar que o ponto onde foi aplicada a carga foi o mais próximo possível da interface de união entre o cilindro de RC e o substrato dental. Os resultados demonstraram que o teste de micro-cisalhamento pode ser uma ferramenta útil para entender a complexa interação na interface de união dente-resina composta.

Em 2003 Toba et al. se propuseram a avaliar *in vitro* a resistência ao micro-cisalhamento dentinário utilizando 2 sistemas adesivos. Foram utilizados 30 molares humanos não cariados que foram seccionados em forma de discos onde em cada um foram aderidos de 3 a 4 cilindros (0.5mm de altura e 0.75mm diâmetro). Os cps foram armazenados em água a 37⁰C por 24h. A velocidade de carga aplicada foi de 1mm/min (máquina de teste universal – modelo EZ test 500N). Não houve diferenças estatisticamente significantes entre o CF e o SB. Porém a resistência de união do SB foi estatisticamente significante menor quando testado em dentina desidratada. Em MEV, constatou-se que a camada híbrida formada pelo CF em dentina superficial foi de aproximadamente 1µm e a do SB foi de aproximadamente de 3-4µm de espessura, no entanto a espessura de ambos foi menor quando formada em dentina profunda. Variações estruturais e morfológicas em dentina podem ter influência negativa nos valores de resistência de adesão realizados em dentina profunda.

Sasakawa et al., em 2005 analisaram os resultados do teste de micro-cisalhamento em dentina humana comparando 5 diferentes marcas comerciais de adesivos *self-etch* de passo único (PL, AQ Bond Plus, OBF, Reactmer Bond and Xeno III) comparando com um adesivo *self-etch* de 2 passos (CF) servindo de grupo controle. O teste utilizou tubos Tygon com 1mm de altura e 0.79mm de diâmetro interno sendo que o cilindro remanescente foi tracionado por um fio de aço de 0.2mm de diâmetro com velocidade de 1mm/min em uma máquina de teste universal (modelo EZ-500N). Esse estudo comprovou que nenhum adesivo de passo único, com exceção do AQBond Plus, teve resultados de micro-cisalhamento igual ou superior ao grupo controle.

Roh e Chung Jin em 2005 testaram a resistência adesiva à dentina de adesivos associados à resina composta de seu respectivo fabricante. Para avaliar a resistência adesiva o teste selecionado foi o de micro-cisalhamento que utilizou tubos Tygon (0.7mm de diâmetro interno e 0.4mm de altura) para confeccionar os cilindros; foi utilizado um fio de aço (0.2mm de diâmetro) e aplicada a uma velocidade de carga de 0.5mm/min em uma máquina de teste universal (modelo EZ-500N). Todas as interfaces analisadas tiveram fraturas mistas. Os autores ressaltaram a importância de se utilizar adesivos e RC da mesma marca comercial. Concluíram que nenhum aumento específico de resistência de união foi encontrado frente as combinações de adesivos e RC de um mesmo fabricante. O que afeta os resultados de micro-cisalhamento no sistema *all-etch* é o tipo de RC utilizada e para o sistema *self-etch* é o tipo de adesivo.

Banomyong et al. (2007) estudaram *in vitro* a resistência de união dentinária frente a simulação um fluido dentinário sob pressão de 1.3kPa. O teste selecionado para realizar este estudo foi o de micro-cisalhamento comparando cimento de ionômero de vidro a dois sistemas de adesão (*all-etch* e *self-etch*). A seqüência utilizada foi: dentina abrasionada com lixa #600, micro-tubo de polivinil (1.8mm de diâmetro interno e 1.5mm de altura), fio de aço inoxidável de 0.32mm de diâmetro e velocidade de carga aplicada de 1mm/min utilizando uma máquina de teste universal (modelo - Imperial 1000). Os autores concluíram que a adesão com o sistema *all-etch* foi significativamente pior sendo afetados pela pressão do fluido, devido a alta movimentação hidráulica através da dentina condicionada. Por outro lado, os resultados de micro-cisalhamento não foram afetados nos grupos que utilizaram o cimento de ionômero de vidro e o sistema *self-etch*.

Adebayo, Burrow e Tyas em 2008a testaram por micro-cisalhamento a resistência de união em esmalte humano utilizando um adesivo *self-etch* de dois passos (CF) e um adesivo *all-etch* (SB) avaliando a habilidade operacional entre operadores. Neste estudo, os autores utilizaram de 2 a 4 micro-tubos translúcidos de cloreto de polivinil com 0.75mm de diâmetro interno e 1.5mm de altura para confecção dos cilindros de RC para cada dente. O teste foi realizado com velocidade de carga de 1mm/min preso a um fio de aço inoxidável (0.35mm de diâmetro) que tracionava em máquina de teste universal (modelo: Imperial 1000) o cilindro de RC. Concluíram que com o tempo de prática operatória dos operadores, os resultados foram superiores quando comparados com os resultados obtidos nos grupos iniciais, ou seja, os autores concluíram que prática operatória é um dos principais fatores para se obter resultados homogêneos e valores mais altos. Os autores ainda ressaltaram que a mesma habilidade adquirida durante esta pesquisa, também pode ser extrapolada para o dia a dia no consultório onde se utiliza pela primeira vez um adesivo. Sendo importante que a curva de aprendizagem seja respeitada para que o profissional se familiarize com novos produtos e assim atinja os resultados esperados.

Também em 2008b, Adebayo, Burrow e Tyas investigaram *in vitro* a importância das diferentes orientações dos túbulos dentinários na influência da resistência de união adesiva por micro-cisalhamento. Foram testados 2 adesivos *self-etch* de 2 passos (CF e Optibond Solo Plus SE Bond) e 5 adesivos de passo único (CF S³ Bond, Optibond All-in-one Bond, G-Bond, Go!, XenoIV) em dentina humana padronizadas com lixa #600. Para a realização do teste, foram utilizados seis micro-tubos translúcidos (1.5mm de altura e 0.75mm de diâmetro interno) para cada cps e micro-cisalhados com velocidade de carga de 1mm/min utilizando uma

máquina de teste universal (modelo: Imperial 1000). Os autores puderam concluir que a maioria dos adesivos de passo único não tiveram diferenças estatisticamente significantes mesmo variando a orientação dos túbulos ou a profundidade dentinária; o *self-etch* CF de dois passos apresentou resultados significativamente superiores que os demais.

3 PROPOSIÇÃO

O objetivo deste trabalho foi estudar a importância da ação sobre a dentina humana (*in vitro*) de vários tratamentos de superfície: Lixa, IADR-GM, CVDt e CVDi e de alguns adesivos dentais: Adper Sigle Bond 2 (SB), Clearfil SE Bond (CF) e Adper Prompt L-Pop (PL) avaliando:

2.1 Rugosidade

2.2 Resistência adesiva por micro-cisalhamento para

2.2.1 Tratamentos de superfície

2.2.2 Adesivos dentais

2.2.3 Interação entre tratamentos de superfície e adesivos dentais.

4 MATERIAL E MÉTODO

4.1 Materiais e instrumentos

- Dentes - Foram utilizados setenta e dois (72) terceiros molares humanos hígidos, com características anatômicas semelhantes, de pacientes adultos jovens com idade variando de 15 a 30 anos. Extraídos por indicação terapêutica e sob consentimento do cirurgião dentista, mediante documento de doação assinado pelo responsável (Anexo A) e aprovação do projeto pelo Comitê de Ética em Pesquisa (parecer de aprovação - protocolo 65/07, Anexo B).
- Sabão neutro (Unilever, BR);
- Taça de borracha (KG Sorensen, BR);
- Pedra pomes (SS. White, BR);
- Cureta periodontal (SS. White, BR);
- Disco diamantado (Extec Corp. C.T., USA);
- Disco diamantado (Kavo do Brasil, BR);
- Cola a base de éster de cianoacrilato (Superbond Gel, Loctite, BR);
- Discos de lixa de Carbetto de Silício de granulação 240, 400 e 600 (3M-ESPE, BR);

- Instrumento abrasivo diamantado rotatório (IADR) cilíndrico, número 1091 (KG Sorensen, BR);
- Instrumento abrasivo diamantado CVD acionado por ultra-som cilíndrico, nº 8.2173 (CVDentus, BR);
- Ácido fosfórico 35%;
- Adesivo *all-etch* (SB) com condicionamento prévio com ácido fosfórico (Quadro 4.1 e 4.2);
- Adesivo *self-etch* de baixa acidez (CF) (Quadro 4.1 e 4.2);
- Adesivo *self-etch* de alta acidez (PL) (Quadro 4.1 e 4.2).

Quadro 4.1 Adesivos utilizados

Marca Comercial	Fabricante	Ativação	Lote	Data de Validade
SB (Adper Single Bond 2)	3M ESPE	Foto-ativado	7MN	2010-08
CF (Clearfil SE Bond)	Kuraray	Foto-ativado	51401	2009-02
PL (Adper Prompt L-Pop)	3M ESPE	Foto-ativado	A22688285130	2009-06

Adesivo	Ácido Fosfórico	Primer	Bond	pH
SB	35%	HEMA, Bis-GMA, dimetacrilatos, fotoiniciador ácido polialquênico com grupos metacrilatos pendentos		Ácido fosfórico 0.16
CF	_____	Água, etanol, MDP, HEMA, dimetacrilato hidrofílico, canforoquinona, N,N-dietil p-toluidina	MDP, Bis-GMA, HEMA, dimetacrilato hidrofóbico, canforoquinona, N,N-dietil p-toluidina, sílica coloidal silanizada, água	Primer: 2 e Bond:1.8
PL	_____	Éster de Metacrilato fosfórico, Bis-GMA, canforoquinona, estabilizadores	Água, HEMA, ácido polialquênico, estabilizadores	0.8

Obs: As composições químicas de cada produto estão de acordo com as informações cedidas pelos respectivos fabricantes

Quadro 4.2 Composição e pH dos adesivos utilizados

- Resina composta (RC) Glacier (SDI, Au), micro-híbrida de cor A2 cujo lote e data de fabricação foram 040948 e 2009-09, respectivamente.
- Peça de mão e micromotor (Kavo do Brasil, BR);
- Glutaraldeído (*Sigma Chemical Company*);
- Etanol (Merck, BR);
- Hexamethyldisilazane (HMDS) (*Electron Microscopy Sciences*, EUA);
- Suporte porta-espécime de alumínio (*Electron Microscopy Sciences*, EUA);
- Tubos Plásticos (Tygon R-3603, Saint-Gobain Performance Plastics, USA);

- Lâmina de bisturi;
- Fio de aço com 0,2mm de diâmetro (Dentaurum, Al).

4.2 Equipamentos utilizados

- Microscópio Estereoscópico (Nikon, Japão);
- Geladeira (Cônsul, BR);
- Aparelho foto-polimerizador Luz LED - RADII (SDI, AU);
- Radiômetro analógico (Demetron, Kerr, EUA);
- Máquina de corte seriado para tecido duro Labcut 1010 (Extec, EUA);
- Máquina Politriz Ecomet 3 (Buerhler Ltda, Jake Bluf, EUA) (Projeto FAPESP 03/12182);
- Lupa (Olympus SZ-PT, Japão);
- Motor de alta rotação (Roll Air 3 – Kavo do Brasil S. A.);
- Aparelho de ultra-som (Jet-Sonic Four Plus – Gnatus, Brasil);
- Estufa Retilínea Fanem (Orion-502; Fanem, BR);
- Metalizador/*Sputtering* (Balzers Union – FL-9496 Balzers/Furstentum Liechtenstein);
- Microscópio Eletrônico de Varredura (Jeol 6100, Nikon; Japão);
- Rugosímetro (Suftest SJ-201P, Mitutoyo; Japão);
- Máquina de ensaio universal Mini Instron (modelo 4442, EUA).

4.3 Método

4.3.1 Limpeza e armazenamento dos dentes

Imediatamente após a exodontia os dentes foram lavados com água corrente e sabão neutro, limpos com curetas periodontais para remoção de indutos e resíduos orgânicos e finalmente realizada a profilaxia com taça de borracha, pedra pomes e água, sendo conservados em água destilada à 4°C até sua utilização.

Os dentes limpos foram examinados em lupa com aumento de 40 vezes para visualização e descarte de dentes que possuísssem trincas e fissuras.

4.3.2 Obtenção dos fragmentos dentais

Os cortes dentais foram realizados em baixa rotação utilizando discos de carborundum. O primeiro corte (perpendicular ao longo eixo do dente), removeu a

porção oclusal expondo a dentina superficial. O segundo corte dividiu o dente ao meio (seguindo o longo eixo do dente).

As raízes dos dentes divididos foram incluídas individualmente em resina acrílica em cilindros plásticos; imersos e armazenados em recipientes com água destilada, em estufa a 37°C durante 24h.

4.3.3 Tratamentos de superfície dentinária

Para a execução dos quatro tratamentos de superfície, inicialmente realizou-se o polimento com Lixa na superfície de dentina dos fragmentos e três grupos (1, 2, 3) assim permaneceram (Quadro 4.3), a seguir os demais tratamentos foram realizados sobre as demais superfícies já polidas com a seqüência de Lixas.

Para a padronização da superfície dentinária, os fragmentos dentais foram posicionados de maneira que a superfície dentinária permanecesse paralela sobre a lixa de carbetto de silício da politriz automática (Projeto FAPESP 03/12182-4), realizando um polimento seqüencial decrescente (#240, #400 e #600). Imediatamente antes dos procedimentos, realizou-se o último desgaste com lixa de granulação #600 para obtenção de uma camada de esfregaço padronizada (PASHLEY, 1984).

Foram utilizados dois tipos de instrumentos abrasivos diamantados, os IADR-GM fabricados pelo método convencional e os CVD fabricados pelo método

Chemical Vapor Deposition e acionados por ultra-som, todos com formato cilíndrico e tamanho equivalente.

A ponta ativa dos IADR-GM é confeccionada a partir da eletrodeposição do pó de diamante e metais como o cromo, silício, ferro e níquel (BORGES et al., 1999).

O Instrumento abrasivo diamantado fabricado pela técnica de *chemical vapor deposition* acionado por ultra-som (CVD) é formado no interior de uma câmara lacrada com uma atmosfera de saturada basicamente com hidrogênio e metano sob baixa pressão e aquecida por um filamento de tungstênio, resultando na deposição das partículas de diamante na área desejada, formando uma única camada de diamante. Essa união do diamante *chemical vapor deposition* à haste possibilita que o conjunto resista aos movimentos ultra-sônicos e aos impactos gerados durante o desgaste dental.

As ondas de ultra-som são ondas eletromagnéticas que geram a propagação mecânica de energia. Esse fenômeno é registrado quando partículas do meio são energizadas levando a uma vibração e a transferência dessa energia para partículas adjacentes.

O equipamento de ultra-som utilizado foi do tipo piezoelétrico que transforma energia elétrica em estímulos mecânicos. Essa energia elétrica é modulada por sistemas eletrônicos do equipamento e transmitida para a peça de mão onde se encontra o transdutor. Este por sua vez é o centro gerador dos movimentos vibratórios coerentes de vai-e-vem. Esses movimentos se tornam pendulares porque a ponta ativa possui uma dobra fazendo com que a extremidade da ponta vibre, lembrando o movimento do pendulo de um sino.

Essa oscilação nanométrica é extremamente rápida, podendo gerar uma frequência de até 32.000 ciclos por segundo.

Independente do tipo de preparo, as superfícies dentinárias oclusais sofreram um desgaste médio de 0,5 – 1mm em espessura, sendo descrito a seguir.

Nos grupos (4, 5 e 6 - Quadro 4.3) que utilizaram o IADR-GM em alta rotação, as pontas diamantadas foram posicionadas de tal maneira que seu longo eixo permanecesse paralelo à superfície dentinária.

Nos grupos que utilizaram o CVD em ultra-som, o posicionamento das pontas diamantadas dependia do tipo de ação utilizada. Quando se pretendia a ação tangencial, o posicionamento do instrumento diamantado permitia que o movimento oscilatório da ponta CVD tangenciasse a superfície a ser desgastada (CVDt) (grupos 7, 8 e 9 – Quadro 4.3). Se a ação desejada fosse a de impacto, o posicionamento da ponta CVD permitia que a superfície fosse desgastada pelo impacto perpendicular (CVDi) (grupos 10, 11 e 12 – Quadro 4.3). Nesses grupos, a ponta diamantada CVD utilizada foi cilíndrica (nº 8.2137) com 1mm de diâmetro e 4mm de comprimento da ponta ativa, dimensões semelhantes ao IADR-GM (nº 1091) utilizado neste experimento.

A técnica empregada para confeccionar os desgastes dentinários por ultra-som requer movimentos firmes e contínuos de vai-e-vem associado a uma “leve” pressão sobre os fragmentos dentais (indicação de uso recomendada pelo fabricante).

A intensidade média recomendada é de 70% da potência máxima do aparelho de ultra-som, com um gotejamento constante de água como irrigação minimizando o aquecimento da ponta e conseqüentemente da estrutura dental.

4.3.4 Avaliação da rugosidade

A topografia de todas as superfícies dentinárias desgastadas foi analisada em rugosímetro. Após os desgastes dentinários, as amostras foram secas em papel absorvente e submetidas à análise quantitativa de rugosidade média superficial (Ra). O rugosímetro foi calibrado a fim de aferir 3 leituras de cada amostra de 1,25mm de comprimento e *cut-off* de 0,25 mm.

De posse dos valores numéricos de Ra, conseguiu-se uma média de cada corpo de prova. A partir das médias conseguidas, realizou-se análise estatística do conjunto dos resultados utilizando o teste estatístico paramétrico de Análise de Variância (ANOVA) com nível de significância de 5%.

4.3.5 Aplicação dos adesivos dentais

Após os tratamentos de superfície na dentina serem realizados, foram aplicados os adesivos dentais de modo a compor os grupos relacionados no Quadro 4.3.

Grupos	Tratamentos de Superfície	Adesivos Dentais
1	LIXA	<i>All-Etch</i> (SB)
2	LIXA	<i>Self-Etch</i> Baixa Acidez (PL)
3	LIXA	<i>Self-Etch</i> Alta Acidez (CF)
4	LIXA + IADR-GM	<i>All-Etch</i> (SB)
5	LIXA + IADR-GM	<i>Self-Etch</i> Baixa Acidez (PL)
6	LIXA + IADR-GM	<i>Self-Etch</i> Alta Acidez (CF)
7	LIXA + CVDt	<i>All-Etch</i> (SB)
8	LIXA + CVDt	<i>Self-Etch</i> Baixa Acidez (PL)
9	LIXA + CVDt	<i>Self-Etch</i> Alta Acidez (CF)
10	LIXA + CVDi	<i>All-Etch</i> (SB)
11	LIXA + CVDi	<i>Self-Etch</i> Baixa Acidez (PL)
12	LIXA + CVDi	<i>Self-Etch</i> Alta Acidez (CF)

Quadro 4.3 – Grupos para tratamentos de superfície e adesivos dentais

4.3.5.1 Adper Single Bond 2 (SB) – *all etch*

Pela característica do sistema adesivo *all-etch*, há a necessidade do condicionamento dentinário prévio com ácido fosfórico. Nesse caso, a camada de esfregaço é removida pelo condicionamento ácido.

1. Lavar com *spray* (ar/água) por 15 segundos;
2. Secar com papel absorvente;
3. Condicionamento dentinário com ácido fosfórico a 35% por 10 segundos;

4. Lavar com *spray* (ar/água) por 15 segundos;
5. Secar com papel absorvente (tomando o cuidado para não desidratar a dentina);
6. Agitar o frasco, para homogeneizar as substâncias do adesivo que eventualmente poderiam ter sofrido decantação;
7. Dispensar uma gota de adesivo em um casulo descartável;
8. Aplicar duas camadas de adesivo em toda superfície dentinária com auxílio de um pincel tipo *microbrush* durante 20 segundos;
9. Aguardar por 10 segundos;
10. Secar com leve jato de ar livre de água e óleo (promover a evaporação do solvente com jatos de ar durante 5 segundos com a ponta da seringa tríplice de 5 cm à 10 cm de distância);
11. Foto-ativação com luz LED por 10 segundos (Após o posicionamento dos tubos plásticos – ver 4.3.6).

5.3.5.2 Clearfil SE Bond (CF) - *self-etch*

Pela característica do sistema adesivo *self-etch*, não há a necessidade do condicionamento prévio com qualquer tipo de ácido, pois se trata de um sistema que incorpora componentes ácidos ao *primer*. Nesse caso a camada de esfregaço é modificada pelo adesivo e incorporada à camada adesiva.

1. Lavar com *spray* (ar/água) por 15 segundos;
2. Secar com papel absorvente;
3. Agitar os frascos, para homogeneizar as substâncias do adesivo que eventualmente poderiam ter sofrido decantação;
4. Dispensar uma gota de *primer* (frasco 1) em um casulo descartável;
5. Aplicar generosa quantidade de *primer* em toda superfície dentinária com auxílio de um pincel tipo *microbrush* durante 20 segundos;
6. Aguardar por 10 segundos;
7. Com leve jato de ar livre de água e óleo, promover a evaporação do solvente durante 5 segundos com a ponta da seringa de 5cm à 10cm de distância;
8. Dispensar uma gota de *bond* (frasco 2) em um casulo descartável;
9. Aplicar generosa quantidade de *bond* em toda superfície dentinária com auxílio de um pincel tipo *microbrush*;
10. Aguardar por 10 segundos;
11. Com leve jato de ar evaporar o solvente durante 5 segundos com a ponta da seringa de 5 cm à 10 cm de distância;
12. Foto-ativação com luz LED por 10 segundos (Após o posicionamento dos tubos plásticos – ver 4.3.6).

4.3.5.2 Adper Prompt L-Pop (PL) – *self-etch*

1. Lavar com água por 15 segundos;
2. Secar com papel absorvente, tomando o cuidado para não desidratar a dentina;
3. Segurar a haste do aplicador descartável com uma das mãos;
4. Com o polegar e o indicador da outra mão aperte o reservatório vermelho, começando da ponta externa em direção ao aplicador;
5. Quando o reservatório vermelho estiver totalmente vazio, a área do reservatório amarelo estará visivelmente convexa, voltada para fora. Essa convexidade visível indica que o produto foi ativado corretamente;
6. Apertar o reservatório vermelho até que fique completamente vazio e dobrá-lo cuidadosamente na altura da conexão com o reservatório amarelo;
7. Para evitar que o fluido volte ao reservatório vermelho, mantenha o outro apertado enquanto estiver dobrado;
8. As seções dos reservatórios vermelho e amarelo estarão agora na parte superior de cada um (apenas a parte final do reservatório verde estará visível);
9. Começando com a ponta externa novamente, force o fluido para fora do reservatório amarelo, em direção ao verde;
10. Assim que o fluido estiver no reservatório verde, agite-o no aplicador;
11. Remova o aplicador do reservatório;
12. Esfregue o adesivo em toda a superfície por 15 segundos;

13. Remova o excesso de solvente do adesivo com ar até que se torne uma película fina;
14. Foto-ativação com luz LED por 10 segundos (Após o posicionamento dos tubos plásticos – ver 4.3.6).

4.3.6 Confeção dos corpos de prova

Originalmente foram utilizados 72 dentes que foram divididos ao meio no sentido de seu longo eixo. As 144 metades dentais foram subdivididas em 12 grupos (Quadro 4.3) (n=12).

Após a instrumentação dentinária e aplicação do adesivo, foram posicionados de 3 a 4 tubos plásticos com diâmetro interno de 0,75mm e comprimento de 0,5mm por cada metade dental e, a seguir, realizada a foto-ativação (MCDONOUGH et al., 2002). Com o conjunto (dentina, camada híbrida e tubo) fixado, a resina composta foi inserida no interior dos tubos e em seguida foto-ativada. Estas amostras foram armazenadas em temperatura ambiente por 1 hora previamente à remoção dos tubos, realizada com auxílio de uma lâmina de bisturi e em seguida armazenados em água destilada a 37⁰C por 24h (BANOMYONG et al., 2007; ROH; CHUNG JIN, 2005; TOBA et al., 2003).

Antes de serem submetidos ao ensaio de micro-cisalhamento, os cilindros de RC foram analisados em lupa estereoscópica com aumento de 40X. Os cilindros que apresentaram algum tipo de falha na interface de união como, bolhas ou inclinações foram eliminados. Para evitar desidratações, os cps permaneceram armazenados

em água destilada com temperatura ambiente até o momento do ensaio mecânico.

4.3.7 Ensaio mecânico por micro-cisalhamento

Após o período de armazenagem, os espécimes foram fixados a um dispositivo especialmente projetado para esse experimento. O ensaio de resistência ao micro-cisalhamento foi realizado na máquina universal de ensaios Mini Instron, com célula de carga de 50 KN e velocidade de deslocamento de 1 mm/min (TOBA et al., 2003). A força necessária para a fratura é dada em Newton (N) no display da máquina, e posteriormente convertido em Mega Pascal (MPa) (N/mm^2) descrita a seguir.

Um fio de aço com 0,2mm de diâmetro foi fixado à parte superior do dispositivo. A interface de união dente-resina que estava fixada na porção inferior do dispositivo, foi cuidadosamente envolvida pelo fio. Deste modo a interface, o fio de aço e o centro da célula de carga ficaram alinhados um ao outro, assegurando a correta realização do teste de micro-cisalhamento.

Figura 4.1 e 4.2 – As figuras demonstram o modo de fixação do cps à Instron, o posicionamento do fio de aço e os cilindros de RC

Depois de realizadas as fraturas, superfícies dentinárias foram imediatamente analisadas em lupa com 40x de aumento, para se determinar o tipo de fratura. Estas foram classificadas em: adesiva; coesiva no substrato dental ou coesiva em resina composta e são apresentadas no Apêndice A.

4.3.8 Conversão dos dados

Os valores da resistência de união registrados na máquina de ensaio mecânico foram convertidos de Newton (N) para Mega Pascal (MPa), utilizando as medidas das áreas do estrangulamento registradas previamente à fratura, como descrito na fórmula abaixo.

$$t = F/(\pi R^2)$$

Onde t foi a resistência do cisalhamento na interface de união, F foi a carga aplicada na quebra e R foi o raio do cilindro de resina composta.

Os resultados de resistência de união obtidos pela máquina de ensaios mecânicos (Mini Instrom) são mensurados em N. Para saber a real resistência de união obtida, deve-se transformar para MPa os valores obtidos em N. Esse cálculo segue a fórmula descrita a seguir:

$$\text{MPa} = \text{N} / \text{área dos espécimes}$$

Os resultados foram submetidos a cálculos estatísticos utilizando o teste estatístico paramétrico de Análise de Variância (ANOVA) com nível de significância de 5%.

5 RESULTADOS E DISCUSSÃO

5.1 Avaliação da Rugosidade

Após a execução dos diferentes tratamentos de superfície em dentina, obteve-se com o rugosímetro os valores de rugosidade superficial média (Ra). Os dados originais foram primeiramente analisados pelo teste estatístico conhecido como análise de variância. Por meio deste teste é possível saber se as médias dos valores de rugosidade média (Tabela 5.1) são ou não diferentes entre si segundo as condições experimentais utilizadas. No teste de análise de variância convencionamos como hipótese significativa a 5% como critério de confiança, depositado nos resultados da pesquisa.

Tabela 5.1 - Resultados da análise de variância da rugosidade média superficial (Ra) para tratamentos de superfície (μm)

<i>Fonte da variação</i>	<i>SQ</i>	<i>gl</i>	<i>MQ</i>	<i>F</i>	<i>valor-P</i>	<i>F crítico</i>
Entre grupos	27,84492611	3	9,281642037	55,36788795	1,1384E-08	3,238866952
Dentro dos grupos	2,682173333	16	0,167635833			
Total	30,52709944	19				

A análise da Tabela 5.1 mostra que houve diferença significativa das Ra para os tratamentos superficiais executados. Assim afirmamos que existem diferenças entre as médias obtidas nas Ra. Entretanto, não podemos saber qual ou quais médias diferem entre si. Desta forma, aplicamos o teste de Tukey, a 5% de confiança, para saber quais diferem entre si.

Na Tabela 5.2 observamos o resultado do teste de Tukey (valor crítico) para comparação com as médias de Ra dos tratamentos de superfície empregados. Os tratamentos com a mesma letra não apresentaram diferença significativa entre si, enquanto os com letras diferentes apresentaram diferenças significativa a 5% de confiança.

Tabela 5.2 – Médias da Rugosidade média (Ra) dos tratamentos de superfície executados (μm), valor crítico de Tukey (5%) para contraste e respectivos grupos

Tratamento de superfície	Média da Ra (μm)	Valor Crítico	
Lixa	0,18	3.32	A
IADR-GM	1,00		B
CVDi	1,52		B
CVDt	3,39		C

Observou-se uma menor rugosidade média nas superfícies instrumentadas com Lixa seguida pelo CVDi, IADR-GM que apresentaram rugosidade intermediária e se igualaram e pelo CVDt que produziram a superfície mais rugosa (Tabela 5.2). Nossos resultados não confirmados por Ayad, Rosenstiel e Hassan (1996) e Macedo (2005) que constataram que a largura das ranhuras variam de acordo com o tipo de tratamento de superfície. Macedo (2005) demonstrou que a média das ranhuras em dentina instrumentadas com IADR-GM, CVDi e CVDt eram $69.8\mu\text{m}$, $82\mu\text{m}$ e $109\mu\text{m}$ respectivamente.

Já Conrado et al. (2003), encontraram valores de rugosidade em dentina na seguinte ordem decrescente: IADR-GG, IADR-FF, CVD rotatório e CVD ultra-som (não descreveram o movimento: CVDt e CVDi). Independentemente das características da ponta utilizada dentinas preparadas com o sistema rotatório, apresentaram no traçado padrões retilíneos e paralelos (AYAD, 2001; AYAD, ROSENSTIEL, HASSAN, 1996; MACEDO, 2005). Já os movimentos pendulares do ultra-som imprimem na superfície abrasionada dois padrões de desgaste: CVDt cria ranhuras curvas e paralelas (LAUFER; PILO; CARDASH, 1996) e CVDi cria desgaste em forma de lascas (MACEDO, 2005).

Macedo em 2005, em análises realizadas em MEV relatou que as alterações topográficas em dentina desgastada representam a imagem em negativo do instrumento abrasivo, como também se relacionam o tipo de movimento utilizado.

Os IADR-GM apresentam pouca padronização de granulometria dos diamantes sendo que as espículas possuem tamanhos menores, irregulares e afilados (Figura 5.1). Já os CVD apresentam uma maior padronização dimensional dos diamantes com uma formação continuada dos aglomerados de diamante (Figura 5.2).

Figura 5.1 - Foto-micrografia (MEV) do IADR-GM utilizado neste trabalho, é possível reparar que não existe padrão dimensional das partículas de diamante que estão fixadas à haste por uma matriz metálica. Percebe-se também que apesar deste IADR-GM nunca ter sido utilizado, existe um alvéolo vazio, demonstrando a fraca aderência das partículas de diamante à haste proporcionada por esse sistema

Figura 5.2 - Foto-micrografia (MEV) do CVD utilizado neste trabalho, é possível reparar uma maior padronização dimensional dos aglomerados de diamante. Percebe-se também que neste sistema, não existe nenhum agente de união entre o diamante e a haste, o que supostamente aumentaria a resistência da ponta ao desgaste

Apesar das diferentes características morfológicas entre o IADR-GM e o CVD, quando desgastam a dentina imprimem rugosidade média (R_a) semelhante entre si quando comparada a R_a do IADR-GM e CVDi, sendo que a lixa apresentou-se mais lisa e o CVDt mais rugoso. Ou seja, neste caso o que está gerando a diferença na R_a é o movimento da ponta abrasiva e não apenas o tipo de instrumento abrasivo. Percebeu-se que para o mesmo instrumento abrasivo (CVD), o movimento de impacto (CVDi) gerou uma R_a menor que o movimento tangencial (CVDt).

5.2 Resistência adesiva por micro-cisalhamento

Os valores obtidos através dos testes de resistência adesiva imediata por micro-cisalhamento em MPa dos cps após diferentes tratamentos de superfície com diferentes adesivos dentais sobre dentina humana, encontram-se na Tabela 5.3.

Os dados originais foram primeiramente analisados pelo teste estatístico conhecido como análise de variância. Por meio deste teste é possível saber se as médias dos valores de resistência adesiva por micro-cisalhamento apresentados na Tabela 5.3 são ou não diferentes entre si segundo as condições experimentais utilizadas. No teste de análise de variância convencionamos como hipótese significativa a 5% como critério de confiança, depositado nos resultados da pesquisa.

Tabela 5.3 - Resultados da análise de variância para a resistência adesiva após os tratamentos de superfície e diferentes adesivos dentais (MPa)

<i>Fonte da variação</i>	<i>SQ</i>	<i>gl</i>	<i>MQ</i>	<i>F</i>	<i>valor-P</i>	<i>F crítico</i>
Adesivos	2378,47852	2	1189,23926	39,4296696	0,00%	3,06475556
Tratamentos	490,561866	3	163,520622	5,42158699	0,15%	2,67321809
Ades X Trat.	531,806811	6	88,6344685	2,93870874	1,01%	2,16795115
Dentro	3981,25533	132	30,1610252			
Total	7382,10253	143				

A Tabela 5.3 permite verificar que houve diferença significativa das resistências adesivas para os adesivos dentais avaliados, para os tratamentos de superfície executados e também para a interação adesivos dentais e tratamentos de

superfícies. Assim afirmamos que existem diferenças entre as médias obtidas nas resistências adesivas por micro-cisalhamento. Entretanto, não podemos saber qual ou quais médias diferem entre si. Desta forma, aplicamos o teste de Tukey, a 5% de confiança, para saber quais diferem entre si.

5.2.1 Tratamentos de superfície

A maioria dos estudos que investigam a resistência de união à superfície dentinária são realizadas em superfícies instrumentadas e padronizadas com Lixa #600. No entanto essa metodologia produz superfícies planas e lisas que não simulam as condições clínicas reais, tanto para a formação da camada de esfregaço quanto para a morfologia da superfície dental que geralmente são instrumentadas com IADR.

A análise da Tabela 5.3 mostra que houve diferença significativa das resistências adesivas quando se variou o tratamento de superfície. Porém, não podemos saber qual ou quais tratamentos diferem entre si. Desta forma, aplicamos o teste de Tukey, a 5% de confiança, para saber quais médias diferem entre si Tabela 5.4.

Na Tabela 5.4 observamos o resultado do teste de Tukey (valor crítico) para comparação com as médias dos tratamentos de superfície empregados. Os tratamentos com a mesma letra não apresentaram diferença significativa entre si,

enquanto os com letras diferentes apresentaram diferença significativa a 5% de confiança.

Tabela 5.4 - Médias da resistência adesiva por micro-cisalhamento dos tratamentos de superfície executados (MPa), valor crítico de Tukey (5%) para contraste

Tratamento de Superfície	Média	Valor Crítico	
Lixa	14,53	3.31	A
IADR-GM	13,02		A
CVDt	12,68		A B
CVDi	9,36		B

Como podemos observar na tabela 5.4 o tratamento de superfície CVDi foi o que apontou os piores valores de resistência de adesão por micro-cisalhamento quando comparado com Lixa e IADR-GM. Pelo teste de Tuckey aplicado percebe-se também que o CVDt e CVDi igualaram-se.

Quando se confronta os valores de Ra com os valores da resistência adesiva quanto a tratamentos de superfície não é possível encontrar uma correlação.

5.2.2 Adesivos dentais

Apesar dos altos valores de união dos adesivos do sistema *all-etch* conseguidos pelos diversos testes que avaliam a resistência adesiva, a infiltração de

monômeros na dentina desmineralizada é dificultada podendo causar nano-infiltrações (KENSHIMA et al., 2005). Estas entre outras desvantagens tem despertado o interesse dos pesquisadores para o comportamento dos adesivos do sistema *self-etch*. Os adesivos *self-etch* não necessitam condicionamento ácido prévio o que reduz o tempo operatório e minimiza os problemas relacionados com a técnica; outra vantagem é que a infiltração dos monômeros ocorre simultaneamente com o processo de auto condicionamento dental pelo *primer* ácido (FINGER; MANABE; ALKER, 1989; LELOUP et al., 2001; PASHLEY, 1984).

Existe uma grande variedade de adesivos *self-etch* no mercado. Eles diferem pelo número de frascos, número de passos e graus de acidez do *primer*, o que proporciona diferentes tipos de camada híbrida, variando desde a parcial desmineralização até a total incorporação da camada de esfregaço.

Neste estudo dois adesivos dentais do sistema *self-etch* (CF = pH 1.8 e PL = pH 0.8) foram selecionados de acordo com o grau de acidez, sendo que para o grupo controle o sistema adesivo escolhido foi o sistema *all-etch* (SB) que necessita o condicionamento prévio com ácido fosfórico a 37% (pH = 0.6).

Na Tabela 5.5 observamos o resultado do teste de Tukey (valor crítico) para comparação com as médias dos adesivos dentais empregados. Os adesivos dentais com a mesma letra não apresentaram diferença significativa entre si, enquanto o com letra diferente apresentou diferença significativa a 5% de confiança.

Tabela 5.5 – Médias da resistência adesiva por micro-cisalhamento dos adesivos dentais (MPa) empregados, valor crítico de Tukey (5%) para contraste

Adesivos Dentários	Média	Valor Crítico	
SB (Adper Single Bond 2)	15,75	2.62	A
CF (Clearfil SE Bond)	14,68		A
PL (Adper Prompt L-Pop)	6,65		B

A análise da tabela 5.5 mostra que o PL apresentou valores de resistência à união por micro-cisalhamento inferior ao SB e CF que se igualaram.

Segundo Finger, Manabe e Alker (1989), Kaose et al. (2004); Koibushi, Yasuda e Nakabayashi (2001), Macedo (2005), Pashely (1984) e Sasakawa et al. (2005) a instrumentação com IADR-GM propicia a formação de uma camada de esfregaço espessa e granulosa que parece afetar negativamente a adesividade do PL. Segundo Kaose et al. (2004) ainda são poucas as informações entre a correlação da dissolução da camada de esfregaço e formação da camada híbrida e pH dos adesivos do sistema *self-etch*. Segundo Kenshima et al. (2005), a habilidade de se manter os baixos valores de pH na presença de componentes com capacidade tampão da camada de esfregaço é também relevante. Os adesivos *self-etch* considerados agressivos possuem maiores porcentagens de solventes com intuito de promover uma completa ionização dos monômeros ácidos. Conseqüentemente a camada adesiva após a evaporação do solvente pode apresentar-se fina que por sua vez pode proporcionar uma inadequada polimerização devido a camada inibitória de oxigênio. Segundo Adebayo, Burrow e Tyas (2008a) a indicação pelo fabricante de aplicação ativa do adesivo PL, provavelmente ajude na infiltração do adesivo na dentina mas talvez proporcione uma técnica de aplicação mais sensível.

5.2.3 Interação entre adesivo dental X tratamentos de superfície

Na Tabela 5.6 observamos o resultado do teste de Tukey (valor crítico) para comparação com as médias dos adesivos dentais empregados interagindo com os tratamentos de superfície. Os grupos dos adesivos dentais X tratamentos de superfície com a mesma letra não apresentaram diferenças significantes entre si, enquanto os com letras diferentes apresentaram diferenças significativas a 5% de confiança.

Tabela 5.6 – Médias de resistência adesiva por micro-cisalhamento para adesivos dentais e tratamentos de superfície (MPa), valor crítico de Tukey (5%) para contraste

Adesivos Dentais	Tratamentos de Superfície	Média	Valor Crítico	
SB	Lixa	17,20	7,45	A B
	IADR-GM	20,63		A
	CVDt	15,43		A B C
	CVDi	9,76		B C D E F
CF	Lixa	16,79		A B
	IADR-GM	14,23		A B C D
	CVDt	15,27		A B C
	CVDi	12,46		B C D
PL	Lixa	9,18		C D E F
	IADR-GM	4,21		F
	CVDt	7,34		D E F
	CVDi	5,87		E F

As superfícies mais rugosas apresentam uma camada de esfregaço mais espessa porém não uniforme (KAOSE et al., 2004). Essa afirmação só é válida para os sistemas rotatórios, porém essas características não se repetem quando o sistema ultra-sônico é empregado (MACEDO, 2005). O poder limpante (cavitação ultra-sônica) do sistema ultra-sônico remove a camada de esfregaço produzida durante o desgaste dental, o que foi comprovado por Macedo em 2005 que mensurou a espessura da camada de esfregaço onde a superfície instrumentada com IADR-GM obteve uma espessura média da camada de esfregaço de $6.9\mu\text{m}$, valores confirmadas por Pashley (1984) e Ayad (2001); já a superfície instrumentada com CVDt obteve uma média de $2.5\mu\text{m}$ e quando instrumentada com CVDi obteve uma média de $1.5\mu\text{m}$.

De Munck et al. (2005), Kaose et al. (2004) e Semerano et al. (2006) comprovaram a importância de se selecionar um apropriado IADR para melhorar a adesão dentinária quando for utilizar adesivos do sistema *self-etch*; ou seja, a resistência de união de adesivos *self-etch* em dentina também está correlacionado às características da camada de esfregaço.

A Figura 5.4 nos mostra de uma maneira geral uma superioridade numérica dos adesivos dentais SB e CF sobre o adesivo PL mesmo nas interações com os tratamentos de superfície. A Tabela 5.6 nos mostra os resultados das interações de uma maneira mais clara.

Figura 5.4 – Mostra a interação entre os tratamentos de superfície e os adesivos

Percebemos nesse trabalho, que os resultados de resistência de adesão por micro-cisalhamento não apresentaram diferenças estatisticamente significantes entre os grupos tratados com Lixa (#600), IADR-GM e CVDt e hibridizados com SB ou CF. Segundo Inoue et al. (2001) e Tani e Finger (2002) os melhores resultados de resistência de união foram quando os adesivos *self-etch* são utilizados em superfícies dentinárias lisas o que não confirma os resultados por nós obtidos.

Kaose et al. em 2004, demonstraram que o adesivo PL na dentina instrumentada com IADR-GM obteve os piores resultados, enquanto nossos resultados mostraram isso apenas numericamente, não havendo diferenças estatísticas. Segundo alguns autores os resultados em testes de resistência adesiva utilizando adesivos do sistema *self-etch* de passo único dependem da espessura da camada de esfregaço dentinária formada, resultados confirmados por Finger, Manabe e Alker (1989), Kaose et al. (2004), Kawaguchi et al. (2008), Koibushi,

Yasuda e Nakabayashi (2001), Pashely (1984) e Sasakawa et al. (2005) mas contrários aos obtidos por Cardoso et al. em 2008 e Kenshima et al. em 2005. Para as superfícies instrumentadas com Lixa #600, nossos resultados confirmaram os achados de Adebayo, Burrow e Tyas (2008), Sasakawa et al. (2005) e Toba et al. (2003) onde o adesivo SB não apresentou diferenças estatisticamente significantes ao CF, mas estatisticamente diferente do PL.

Por promover a limpeza da camada de esfregaço simultaneamente ao desgaste (GUERISOLI et al., 2002 e MACEDO, 2005), acreditamos que o sistema ultra-sônico facilite a infiltração dos monômeros na dentina e promova uma posterior polimerização e formação de uma camada híbrida mais homogênea.

Pela Tabela 5.6 e figura 5.4 podemos verificar que os diferentes tipos de tratamentos apresentaram resultados iguais para o adesivo PL. O mesmo ocorreu com o adesivo CF. Embora o adesivo PL e CF apresentem pH diferentes ocorreu uma conduta uniforme para os adesivos *self-etch*.

O adesivo *all-etch* (SB) apresentou características comportamentais distintas aos obtidos pelos do sistema *self-etch*. Apesar do sistema *all-etch* (SB) instrumentados com Lixa, IADR-GM e CVDt demonstrarem resultados numericamente superiores estes não foram estatisticamente superiores quando comparados aos grupos do sistema *self-etch* (CF). Resultados interessantes, mesmo com as grandes diferenças na espessura da camada de esfregaço formada pelos diferentes tratamentos (MACEDO, 2005), não houve diferenças estatisticamente significantes nos grupos citados.

Quando avaliou-se os resultados obtidos com o SB, o tratamento com CVDi apresentou numericamente os piores resultados. Embora a instrumentação CVDi

apresente a menor formação de esfregaço e ranhuras em forma de lascas (MACEDO, 2005); acreditamos que esse tipo tratamento (CVDi) associada ao agressivo condicionamento com ácido fosfórico promovam sub-superfícies dentinárias mais frágeis resultando em resultados de resistência à adesão por micro-cisalhamento piores.

A avaliação dos tipos de fratura (Apêndice A) mostra que a maioria das interfaces analisadas foram classificadas como fraturas adesivas (A). Nossos resultados foram confirmados por Adebayo, Burrow e Tyas (2008a) e contraditórios aos encontrados por Roh e Chung Jin (2005) e Toba et al. (2003) que apresentaram fraturas coesivas na maioria das interfaces analisadas e ainda contraditórios aos resultados encontrados por Sasakawa et al. (2005) e Toba et al. (2003) que apresentaram em sua maioria fraturas mistas.

6 CONCLUSÕES

Com a metodologia empregada, onde foi utilizada a dentina humana (*in vitro*) instrumentada e sobre a qual foram realizados procedimentos adesivos foi possível concluir que nos itens avaliados:

6.1 Rugosidade

A rugosidade média superficial (Ra) foi maior quando instrumentada em CVDt, seguida pelo CVDi e IADR-GM que apresentaram menor rugosidade e se igualaram e pela Lixa #600 que produziu as superfícies mais lisas;

A Ra produzida em dentina pelo CVD variou de acordo com o tipo de movimento utilizado: o CVDt produz maior rugosidade que o CVDi.

6.2 Resistência adesiva por micro-cisalhamento

6.2.1 Para tratamentos de superfície

Não foi possível estabelecer uma correlação entre Ra e valores de resistência adesiva para os diferentes tratamentos de superfície;

6.2.2 Para adesivos dentais

O PL apresentou valores de resistência à adesão inferiores aos obtidos pelos adesivos SB e CF.

6.2.3 Para interação (tratamentos de superfície e adesivos)

A interação dos tratamentos de superfície com Lixa, IADR-GM e CVDt com os três adesivos (SB, CF, PL) mostrou valores mais altos para o SB e CF que se igualaram e menores para o PL.

O fator tratamentos de superfície não produziu diferença de resistência adesiva para o adesivo CF e o mesmo ocorreu com o PL.

REFERÊNCIAS¹

Adebayo OA, Burrow MF, Tyas MJ. Bond strength test: role of operator skill. Aust Dent J 2008a;53:145-50.

Adebayo OA, Burrow MF, Tyas MJ. Bonding of one-step and two-step self-etching primer adhesives to dentin with different tubule orientations. Acta Odontol Scand, 2008b;66:159-68.

Al-Omari WM, Mitchell CA, Cunningham JL. Surface roughness and wettability of anamel and dentine surface prepared with different dental burs. J Oral Rehab 2001;28(7):645-50.

Ayad M. Effect of rotary instrumentation and different etchants on removal of smear layer on human dentin. J Prosthet Dent 2001;85(1):67-72.

Ayad MF, Rosenstiel SF, Hassan MM. Surface roughness of dentin after tooth preparation with different rotary instrumentation. J Prosthet Dent 1996;75(2):122-8.

Banomyong D, Palamara JEA, Burrow MF, Messer HH. Effect of dentin conditioning on dentin permeability and micro-shear bond strength. Eur J Oral Science 2007;115:502-9.

Barros JA, Myaki SI, Nör JE, Peters MC. Effect of bur type and conditioning on the surface and interface of dentine. J Oral Rehabil 2005;32(11):849-56.

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

Bianchi AR, Freitas CA, Bianchi EC. Analise de diamantes naturais e sintéticos, em pontas abrasivas odontológicas. *RPG* 2000;7(1):64-73.

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

Cardoso MV, Coutinho E, Banu Ermis R, Poitevin A, Van Landuyt K, De Munck J, et al. Influence of dentin cavity surface finishing on micro-tensile bond strenght of adhesives. *Dent Mater* 2008;24(4):492-501.

Carvalho CAR, Fagundes TC, Barata THE, Trava-Arioldi VJ, Navarro MFL. The use of CVD diamond bur for ultraconservative cavity preparations: A report of two cases. *J Esthet Restor Dent* 2007;19(1):19-29.

Catuna MC. Sonic energy: A possible dental application. Preliminary report of an ultrasonic cutting method. *Am Dent J* 1953;12:256-60.

Conde A. Estudo comparativo entre preparo cavitário ultra-sônico e alta rotação. *RGO* 2004;52(3):169-72.

Conrado LAL, Trava-Aioldi VJ, Corat E, Munin E, Rolim TS. The use of CVD-Coated Diamond bur Coupled to an ultrasound hand-piece in dental preparation. Disponível em: <http://www.cvd-diamante.com.br/ref-bibliograficas.htm> [set 25, 2003].

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

Eick JD, Wilko RA, Anderson CH, Sorensen ES. Scanning electron microscopy of cut tooth surface and identification of debris by use of electron microprobe. *J Dent Res* 1970;49(6):1359-68.

Finger WJ, Manabe A, Alker B. Dentin surface roughness vs bond strenght of dentin adhesives. *Dent Mater* 1989;5(5):319-23.

Guerisoli DMZ, Marchesan AM, Walmsley AD, Lumley PJ, Pecora JD. Evaluation of smear layer removal by EDTAC and sodium hipoclorite with ultrasonic agitation. *Int Endod J* 2002;35(5):418-21.

Hartley JL, Hudson DC, Sweeney WT, Dickson G, Washington DG. Methods for evolution of rotating diamond abrasive dental instruments. *J AM Dent Assoc* 1957;54(5):637-44.

Inoue H, Inoue S, Uno S, Takahashi A, Koase K, Sano H. Microtensile bond strength of two single-step adhesive systems to bur-prepared dentin. *J Adhes Dent*. 2001 Summer;3(2):129-36.

Kaose K, Inoue S, Noda M, Tanaka T, Kawamoto C, Takahashi A, et al. Effect of bur-cut on Bond strength using two all-in-one and two-step adhesive system. *J Adhes Dent* 2004;6(2):97-104.

Kawaguchi FA, Botta SB, Vieira SN, Junior WS, Matos AB. Can surface preparation with CVD Diamond tip influence on bonding to dental tissues? *Applied Surf Sci* 2008;254:4118-22.

Kenshima S, Reis A, Uceda-Gomes N, Tancredo LLF, Filho LER, Nogueira FN, et al. Effect of smear layer thickness and pH of self etching adhesive systems on the Bond strength and gap formation to dentin. *J Adhes Dent* 2005;7(2):117-26.

Koibuchi H, Yasuda N, Nakabayashi N. Bonding to dentin with a self-etching primer: the effect of smear layer. *Dent Mater* 2001;17:122-26.

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

Lammie GA. The measurement of surface rugnhness fo theeth cut by rotary dental instruments. *Br Dent J* 1957;103:242-5.

Laufer B, Pilo R, Cardash HS. Surface roughness of tooth shoulder preparations created by rotary instrumentation, hand planning and ultrasonic oscillation. *J Prosthet Dent* 1996;75(1):4-8.

Lea SC, Landini G, Walmsley AD. Vibrations characteristics of ultrasonic scalers assessed with scanning laser vibrometry. *J Dent* 2002;30(3):147-51.

Leloup G, D'Hoore W, Bouter D, Degrange M, Vreven J. Meta-analytical review of factors involved in dentin adherence. *J Dent Res* 2001;80(7):1605-14.

Lima LM, Motisuki C, Santos-Pinto L, Corat EJ. Cutting characteristics of dental diamond burs made with CVD technology. *Braz Oral Res* 2006;20(2):155-61.

Macedo MRP. Características da superfície dentinária e do esfregaço formado por instrumentos abrasivos diamantados: rotatório convencional, CVD rotatório e CVD por ultra-som. Estudo *in vitro* [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2005.

Matson MR, Martins MEL, Matson AMFP, Matson JR. Avaliação morfológica de prepares com ponta diamantada, broca carbide e ponta CVDentus. *Rev Assoc Paul Cir Dent* 2006;60(1):55-60.

McDonough WG, Antonucci JM, He J, Shimada Y, Chaing MYM, Schumacher GE, et al. A microshear test to measure bond strengths of dentin-polymer interfaces. *Biomaterials* 2002;23(17):3603-8.

Pashley DH. Smear layer: Physiological considerations. *Oper Dent* 1984 Suppl:3:13-29.

Pashley DH, Tao L, Boyd L, King GE, Horner JA. Scanning electron microscopy of the substructure of smear layers in human dentine. *Archs Oral Biol* 1988;33(4):265-70.

Peyton FA, Mortell JR. Surface appearance of tooth cavity walls when shaped with various instruments. *J Dent Res* 1956;35(4):509-17.

Pines M, Schulman A, Vaidyanathan TK. SEM evaluation of commercial diamond stones. [abstract 509] *J Dent Res* 1981;60:437.

Pioch T, Garcia-Godoy F, Duschner H, Koch MJ, Staehle H, Dorfer C. Effect of cavity preparation instruments (oscillating or rotating) on the composite – dentin interface in primary teeth. *Dent Mater* 2003;19:259-63.

Roh BD, Chung Jin JH. Micro-shear Bond strength of five resin-based composites to dentin with Five different dentin adhesives. *Am J Dent* 2005;18:333-7.

Sasakawa W, Nakaoki Y, Nagano F, Horiuchi S, Ikeda T, Tanaka T, et al. Micro-shear bond strength of five single-step adhesives to dentin. *Dent Mater J* 2005;24(4):617-27.

Scott DB, O'Neil Jr. The microstructure of enamel and dentine related to cavity preparation. In: Phillips RW (Ed.). *Adhesive restorative dental materials*. Spencer: Owen Litho Service; 1961. p.27-37.

Semerano S, Mezzanzanica D, Spreafico D, Gagliani M, Re D, Tanaka T, Sidhu SK, Sano H. Effect of different bur grinding on the bond strength of self-etching adhesives. *Oper Dent* 2006;31(3):317-23.

Siegel SC, Fraunhofer AV. Dentinal cutting: the histological development of diamond burs. *J Am Dent Assoc* 1998;129(6):740-5.

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.

Toba S, Veeraprabati W, Shimida Y, Nikaido T, Tagami J. Micro-shear Bond strengths of adhesive resins to coronal dentin versus the floor of the pulp chamber. *Am J Dent* 2003;16(Spec issue):51A-6A.

Trava-Airoldi V, Corat EJ, Leite NF, Nono MC, Ferreira NG, Baranauskas V. CVD diamond burs – development and applications. *Diamond Related Mater* 1996;5:857-60.

Trava-Airoldi V, Corat EJ, Santos L, Diniz AV, Moro JR, Leite NF. Very adherent CVD diamond film on modified molybdenum surface. *Diamond Related Mater* 2002;11:532-5.

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

Vieira D, Vieira D. Pontas de diamante CVD: Início do fim da alta rotação? *J Am Dent Assoc Brasil* 2002;5:307-13.

Wahle JJ, Wendt Jr. SL. Dentinal surface roughness: a comparison of tooth preparation techniques. *J Prosthet Dent* 1993;69(2):160-4.

Yazici AR, Çelik Ç, Özgünaltay G, Dayangaç B. Bond strength of different adhesive systems to dental hard tissues. *Oper Dent* 2007;32:166-72.

ANEXO A - Instrumento de Doação de Dentes

Manoel de Paula Pereira, cirurgião-dentista inscrito no CROSP sob nº 6509, com consultório a Rua Vieira de Moraes n.º 1446, São Paulo, vem por esta e melhor forma de direito

DOAR

ao CD Manoel Roberto de Paula Macedo, para fins de pesquisa aprovada por Comitê de Ética em Pesquisa, 74 3^{os} Molares, declarando, sob as penas da lei, que os dentes objeto da presente doação **foram extraídos por indicação terapêutica**, cujos históricos circunstanciados fazem parte dos prontuários dos pacientes de quem se originam, e que se encontram arquivados sob a sua responsabilidade.

São Paulo, 30 de novembro de 2005.

.....

Assinatura

Anexo B – Parecer do Comitê de Ética em Pesquisa

**Universidade de São Paulo
Faculdade de Odontologia
Comitê de Ética em Pesquisa**

2ª. via

**PARECER DE APROVAÇÃO
Protocolo 65/07**

Com base em parecer de relator, o Comitê de Ética em Pesquisa **APROVOU**, em 11 de junho de 2007 o protocolo de pesquisa **"Instrumentação da Dentina Humana com Pontas CVD em Ultra-Som e sua Relação com Adesivos Auto-Condicionantes"**, de responsabilidade do Pesquisador **Manoel Roberto de Paula Macedo**, sob orientação do(a) Professor(a) Doutor(a) **Narciso Garone Netto**.

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, 04 de outubro de 2008.

Prof. Dr. João Gualberto de Cerqueira Luz
Coordenador do CEP-FOUSP