

PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO RIO GRANDE DO SUL
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA – DOUTORADO
ÁREA DE CONCENTRAÇÃO MATERIAIS DENTÁRIOS

ALEXANDRE CONDE

**AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA À UNIÃO DENTINÁRIA ENTRE TRATAMENTO
ULTRA-SÔNICO E ALTA ROTAÇÃO NA INTERFACE DENTE/MATERIAL
RESTAURADOR**

Porto Alegre

2007

ALEXANDRE CONDE

**AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA À UNIÃO DENTINÁRIA ENTRE TRATAMENTO
ULTRA-SÔNICO E ALTA ROTAÇÃO NA INTERFACE DENTE/MATERIAL
RESTAURADOR**

Tese apresentada como parte dos requisitos para obtenção do título de Doutor em Odontologia, concentração em Materiais Dentários.

Orientador: Prof. Dr. Eduardo Gonçalves Mota

Porto Alegre

2007

Agradeço ao **Papai do Céu** por ter nascido em uma **família** que, além do **amor** dedicado, abriu mão dos prazeres que o dinheiro poderia comprar para investir em **mim**.

DEDICO ESTE TRABALHO

Aos meus queridos pais, **Luiz e Rosa**; e minhas queridas irmãs; **Patrícia e Kátia**, pois através do amor e por suas bagagens espirituais fizeram-me persistir no objetivo.

À minha amada noiva **Simara** pelo amor, empenho e dedicação a mim ofertado.

Ao meu afilhado **Vinícius** e minha sobrinha **Isadora** a minha atenção na difícil tarefa de estar alerta para dar o bom exemplo.

A todos meus **familiares** que por suas histórias de vida ajudaram-me a forjar minha personalidade.

A todos os **pacientes** que já tive a oportunidade de tratar, a gratidão por ser depositário de suas confianças e que de uma forma indireta contribuíram na minha formação.

MUITO OBRIGADO

À Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, na pessoa do Professor **Marcos Túlio Mazzini Carvalho** diretor da Faculdade de Odontologia pela oportunidade de cursar um doutorado em uma faculdade bem estruturada.

Às Professoras Doutoras **Nilza Pereira da Costa**, **Elaine Bauer Veeck** e **Saete Maria Pretto** pela orientação, carinho e amizade.

Ao meu orientador Prof. Dr. **Eduardo Gonçalves Mota** e aos professores Doutores **Hugo Mitsuo Oshima**, **Luciana Mayumi Hirakata** e **Rosemary Sadami Arai Shinkai** pelas devidas sugestões ao estudo.

À todos os **professores**, **funcionários** e **colegas** da faculdade de odontologia, bem como do centro de análises microscópicas e biblioteca desta Universidade, pela contribuição inestimável e a oportunidade de formação de amizade.

À todos meus amigos, em especial, Dr. **Adriano Leturiondo Ercolani**, Dra. **Luciana Thiessen**, **Renata de Cássia Lopes Oliveira** e **Maria Cristina Gubert Rosa**, pelo apoio, consideração, carinho e amizade.

SUMÁRIO

LISTA DE ABREVIATURAS	ix
LISTA DE SÍMBOLOS E UNIDADES	xi
RESUMO	xiv
ABSTRACT	xv
LISTA DE FIGURAS	xvi
LISTA DE GRÁFICOS	xx
LISTA DE TABELAS	xxi
1 INTRODUÇÃO	23
2 PROPOSIÇÃO	26
3 REVISÃO DE LITERATURA	27
3.1 Preparo Cavitário Oscilante	27
3.2 Diamantes	49
3.3 Ultra-som	52
3.4 Teste de Resistência à União	63
3.5 Norma ISO	111
3.6 Perfil Técnico de Produtos Empregados	113
3.7 Literatura Complementar	116
4 MATERIAIS E MÉTODO.....	122

4.1 Materiais	122
4.2 Método	123
4.2.1 Processamento dos Dentes Pós-exodontia	123
4.2.2 Obtenção de Corpos-de-Prova para Teste de Microtração ..	123
4.2.2.1 Confecção do Cilindro	124
4.2.2.2 Tratamento Dentinário Pré-adesivo	125
4.2.2.3 Tratamento Dentinário Adesivo	129
4.2.2.4 Confecção dos Blocos de Resina Composta.....	130
4.2.2.5 Confecção das Barras para Microtração	131
4.2.3 Teste de Microtração	133
4.2.3.1 Seleção das Barras	133
4.2.3.2 Procedimentos Pré-microtração	133
4.2.3.3 Realização do Teste de Microtração	133
4.2.4 Preparo dos Corpos-de-Prova para análise em MEV	134
4.2.4.1 Análise em MEV	134
4.2.4.2 Classificação das Fraturas	135
4.2.4.3 Análise EDS	137
4.2.5 Visualização das Camadas Adesivas Resinosas	138
4.2.5.1 Processamento das Amostras	138
4.2.5.2 Montagem Amostral para Análise em MEV	139
4.2.6 Confecção das Amostras Dentinárias Pré-adesivo	139
4.2.6.1 Processamento do Cilindro	140
4.2.6.2 Processamento do Tecido Dentário	140
4.2.6.3 Montagem da Amostra para Análise em MEV	140

4.2.7 Análise Estatística	141
4.2.7.1 Teste de Resistência à União por Microtração	141
4.2.7.2 Tipo de Fratura	141
5 RESULTADOS	142
5.1 Teste de Resistência à União por Microtração	142
5.2 Exemplificação por Imagem MEV dos 4 Substratos	144
5.3 Exemplificação por Imagem MEV da união adesiva dos 4 Substratos	152
5.4 Análise Fractográfica	155
5.5 Análise Qualitativa por EDS	165
6 DISCUSSÃO	172
7 CONCLUSÃO	189
8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	190
9 ANEXOS	201

LISTA DE ABREVIATURAS

- AFM - Microscópio a Força Atômica
- AJCVD - Deposição de vapor químico gerado por jato de plasma
- ANOVA - Análise de Variância
- ATCVD - Deposição de vapor químico gerado por chama de acetileno e oxigênio
- Bis-GMA - Bisfenol A diglicil éter dimetacrilato
- Bis-EMA 6 - Bisfenol A polietileno glicol dieter dimetacrilato
- CA - Interfacial coesiva adesiva
- CBT - Interfacial coesiva na base ou topo de camada híbrida
- CD - Coesiva em dentina
- CM - Coesiva em compósito de resina (material)
- CP - Corpo de prova
- CVD - Deposição de vapor químico
- DMA - Dimetacrilato
- DNA - Ácido desoxiribonucleico
- EDS - Espectroscopia por dispersão de energia
- EDTA - Ácido etilenodiaminotetra acético
- FAPESP - Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo
- FEA - Análise de Elementos Finitos
- GLM - Modelos lineares generalizados
- GW - Extensão das bolhas
- HEMA - 2-Hidroxietil metacrilato
- HFCVD - Deposição de vapor químico gerado por filamento quente
- HPHT - Alta pressão, alta temperatura
- HS.EXP - Potencializador de aparelhos a ar experimental
- IFUSP - Instituto de Física da Universidade de São Paulo

INPE - Instituto Nacional de Pesquisas Espaciais
ISO - International Organization of Standardization
LASER - Ampliação da luz por emissão estimulada de radiação
LED - Diodo emissor de luz
LSD - Diferença mínima significativa
M - mista
MEV - Microscopia Eletrônica de Varredura
MET - Microscopia Eletrônica de Transmissão
MWCVD - Deposição de vapor químico por plasma gerado por microondas
PCS - Sistema de cavitação Piezon
PD c/a - Ponta diamantada com ácido
PD s/a - Ponta diamantada sem ácido
PLSD - Comparações múltiplas de diferenças mínimas significativas
PTFE - Politetrafluoretileno
RX - Raio X
S - Interfacial no smear layer
SPSS - Pacote estatístico para ciências sociais
TEGDMA - Trietileno glicol dimetacrilato
UDMA - Uretano dimetacrilato
UFRGS - Universidade Federal do Rio Grande do Sul
UNESP - Universidade Estadual Paulista
UNICAMP - Universidade Estadual de Campinas
USF - Universidade de São Francisco
UT c/a - Haste ultra-sônica com ácido
UT s/a - Haste ultra-sônica sem ácido
 μ TBS - Resistência à União por Microtração

LISTA DE SÍMBOLOS E UNIDADES

et al. - e colaboradores

s - segundo (s)

v - volt (s)

pol - polegada (s)

mm - milímetro (s)

x - indica número de vezes de aumento

rpm - rotações por minuto

kHz - quilohertz

ml/min - mililitros por minuto

° - graus

n - número de corpos-de-prova

°C - grau Celsius

min - minuto (s)

p - probabilidade calculada

< - menor que

= - igual a

µm - micrometro (s)

ml - mililitro (s)

% - por cento

® - marca Registrada

N - Newton

Ni-Cr-Ni - Níquel-Cromo-Níquel

µm/h - micrometros por hora

MgO - óxido de magnésio

CH₄ - gás metano

h - hora (s)

O₂ - gás oxigênio
C₂H₂ - gás acetileno
CH₃ - metila
Hz - Hertz
°K - grau Kelvin
mm/min - milímetros por minuto
MPa - mega Pascal
mm² - milímetro quadrado
α - alfa
mW/cm² - miliwatt por centímetro quadrado
± - mais ou menos
pH - potencial de hidrogênio
M - molar
r - raio
m/s - metro por segundo
bar - unidade de pressão
H₂ - gás hidrogênio
H - hidrogênio
cm - centímetro (s)
NaOCl - hipoclorito de sódio
AgNO₃ - nitrato de prata
Al₂O₃ - óxido de alumínio
SiO_(x) - óxido de silício com qualquer número de oxidação possível
N/min - Newton/minuto
nm - nanômetro (s)
kV - quilo voltagem
dines/cm - dines por centímetro
ppm - parte por milhão
mbar - milibar
Pd - paládio
Au - ouro
Wt% - percentual em peso

$\Delta\%$ - variação percentual

\leq - menor igual

C - carbono

O - oxigênio

P - fósforo

Ca - cálcio

Si - silício

Mg - magnésio

RESUMO

Dezessete terceiros molares hígidos extraídos foram utilizados com objetivo de avaliar a dentina quanto: resistência à união por microtração (μ TBS) com resina composta (CR) Z250 e adesivo Single Bond 2 (3M); aspecto prévio ao tratamento adesivo (APTA); união adesiva (UA); tipo de fratura por microscopia eletrônica de varredura (MEV) e espectroscopia por dispersão de energia (EDS) comparando o tratamento com ponta diamantada KGSorensen (PD) e haste ultra-sônica CVDentUS (UT) com (c/a) ou sem (s/a) condicionamento ácido. Quatro grupos (n=40) divididos conforme processamento dentinário (PDs/a; PDc/a; UTs/a; UTc/a) foram restaurados, incluídos em resina acrílica autopolimerizável e transformados em pequenas barras por máquina de corte seriado para posterior ensaio de μ TBS em máquina universal EMIC DL-2000 (0,5 mm/min). As amostras foram analisadas por MEV e EDS para classificação de fratura, UA e APTA. Os testes estatísticos foram: Kolmogorov-Smirnov; Análise de Variância fatorial; Tukey e Exato de Fisher ($p \leq 0,05$). As falhas foram classificadas em: Coesiva em dentina (CD); coesiva em CR (CM); interfacial coesiva na base ou topo de camada híbrida (CBT); interfacial coesiva adesiva (CA); mista (M); interfacial no smear layer (S). Os resultados mostraram (grupo, média μ TBS em MPa - desvio padrão): (UTc/a, 45,31-8,16); (PDc/a, 34,04-9,29); (UTs/a, 15,17-3,71); (PDs/a, 9,86-3,80). O método PD está associado à CBT e o método UT às CA e CM, c/a está associado às CBT e CM e s/a à S. O APTA mostrou: PDs/a total obstrução dos canalículos dentinários (cd); UTs/a parcial desobstrução dos cd e aspecto irregular de superfície; PDc/a completa desobstrução dos cd; UTc/a completa desobstrução dos cd e aspecto irregular de superfície. Em PDs/a ocorreu camada híbrida retilínea sem penetrações de tags (PT); UTs/a, curvilínea com algumas PT; PDc/a, retilínea com PT; UTc/a, curvilínea com PT. Concluiu-se que a associação do tratamento UTc/a promove valores maiores de μ TBS. Existe associação entre falha CBT com o método PD, falhas CA e CM com o método UT, falhas CBT e CM com o método c/a e falha S com o método s/a. As falhas que ofereceram maior resistência para seu rompimento são, em ordem decrescente: CD; CM; CBT; CA; M; S.

Palavras-chave: resistência à união; resistência à união por microtração; ultra-som; turbina de alta rotação; dentina.

ABSTRACT

Seventeen extracted healthy third molars were used in order to evaluate dentine as to: microtensile bond strength (μ TBS) with Z250 resin composite (CR), and 3M Single Bond 2 adhesive; appearance previous to adhesive treatment (APTA); adhesive union (UA); type of fracture by Scanning Electron Microscope (SEM), and energy dispersion spectroscopy (EDS), comparing the treatment with a KGSorensen diamond bur (PD) and a CVDentus (UT) ultrasound tips with (c/a) and without (s/a) etching. Four groups (n=40) were divided according to the dentin processing (PDs/a - diamond bur without etching); (PDc/a - diamond bur with etching); (UTs/a - ultrasound tip without etching); (UTc/a - ultrasound tip with etching) were restored, embedded in politetrafluoretilene tube using chemically activated acrylic resin, and sectioned into samples for μ TBS testing in an EMIC DL-2000 universal machine (0.5 mm/min). Samples were analyzed by SEM and EDS for fracture classification UA and APTA. Statistical tests were: Kolmogorov-Smirnov Test; Two way Variance Analysis; Tukey and Fisher's Exact Test ($p \leq 0,05$). Failures were classified as: cohesive in dentine (CD); cohesive in CR (CM); cohesive interfacial on the base or top of hybrid layer (CBT); adhesive cohesive interfacial (CA); mixed (M); interfacial on smear layer (S). Results showed (group, average μ TBS in MPa - standard deviation): (UTc/a, 45.31-8.16); (PDc/a, 34.04-9.29); (UTs/a, 15.17-3.71); (PDs/a, 9.86-3.80). The PD method is associated to CBT, and the UT method is associated to CA and CM; c/a is associated to CBT and CM, and s/a is associated to S. APTA showed: PDs/a - total obstruction of dentinal tubules (cd); UTs/a - partial disobstruction of cd and irregular surface appearance; PDc/a - complete disobstruction of cd; UTc/a - complete disobstruction of cd, and irregular surface appearance. UA showed: PDs/a rectilinear hybrid layer occurred without tags penetration (PT); UTs/a, curvilinear with a few PT; PDc/a, rectilinear with PT; UTc/a, curvilinear with PT. It was concluded that the association of UTc/a treatment promotes higher values of μ TBS. There is an association between CBT failure and the PD method, failures CA and CM and the UT method, failures CBT and CM and the c/a method, and failure S and the s/a method. The failures that caused higher resistance to its rupture were, in a decreasing order: CD; CM; CBT; CA; M, and S.

Key-words: tensile bond strength; microtensile bond strength; ultrasound; high speed turbine; dentin.

LISTA DE FIGURAS

- Figura 1. Desenho esquemático do processamento da amostra até a obtenção dos corpos-de-prova. Linha 1: dente, cilindro com dente, corte face oclusal do cilindro, lixamento face oclusal e cilindro lixado. Linha 2: tratamento com UT e PD. Linha 3: grupos UT c/a, UT s/a, PD s/a e PD c/a. Linha 4: grupos recebendo adesivo. Linha 5: cilindro de qualquer grupo, bloco de resina composta na face oclusal do cilindro, vista oclusal da resina composta, complementação da inclusão. Linha 6: corte do cilindro, sentidos de corte da face oclusal do cilindro, corpos-de-prova em forma de pequenas barras e fixação no dispositivo de ensaio de μ TBS.....124
- Figura 2. Dispositivo posicionador: 1) Base do dispositivo; 2) parafuso de movimentação eixo z; 3) parafuso de movimentação eixo x; 4) presilha lateral; 5) presilha central; 6) estrutura de sustentação de caneta; 7) parafuso de preensão da base de fixação de cilindro; 8) braço de sustentação; 9) parafuso eixo y.....126
- Figura 3. Cilindro fixado no dispositivo posicionador para asperização da superfície dentinária com ponta diamantada de alta rotação128
- Figura 4. Cilindro fixado no dispositivo posicionador para asperização da superfície dentinária com haste ultra-sônica128
- Figura 5. Extremidades ativas: Esquerda, ponta diamantada; direita, haste ultra-sônica129

Figura 6. Fio de aço inoxidável fixado à ponta da seringa tríplice	130
Figura 7. Máquina de corte. A: corte da face oclusal do cilindro; B: corte perpendicular do cilindro.....	132
Figura 8. Barra para o teste de resistência à união por microtração, à esquerda resina composta e à direita dentina	132
Figura 9. Gradeamento sobre imagem digital MEV	136
Figura 10. Quadro do registro individual de falha	136
Figura 11. Análise fractográfica simultânea	137
Figura 12. Aspecto da dentina do grupo PD s/a (500x).....	145
Figura 13. Aspecto da dentina do grupo PD s/a (500x).....	145
Figura 14. Aspecto da dentina UT s/a (500x).....	146
Figura 15. Aspecto da dentina UT c/a (500x).....	147
Figura 16. Aspecto da dentina do grupo PD s/a (5000x).....	148
Figura 17. Aspecto da dentina do grupo PD s/a (5000x).....	148
Figura 18. Aspecto da dentina UT s/a (5000x).....	149
Figura 19. Aspecto da dentina UT c/a (5000x).....	150
Figura 20. Aspecto da dentina do grupo PD s/a (20000x).....	151

Figura 21. Aspecto da dentina UT s/a (20000x).....	151
Figura 22. Aspecto da camada híbrida do grupo PD s/a: RC, região de resina composta; A, região de adesivo; D, região de dentina.....	152
Figura 23. Aspecto da camada híbrida do grupo PD c/a: RC, região de resina composta; A, região de adesivo; D, região de dentina. As setas indicam tags de resina.....	153
Figura 24. Aspecto da camada híbrida do grupo UT s/a: RC, região de resina composta; A, região de adesivo; D, região de dentina. As setas indicam tags de resina.....	154
Figura 25. Aspecto da camada híbrida do grupo UT c/a: RC, região de resina composta; A, região de adesivo; D, região de dentina. As setas indicam tags de resina.....	155
Figura 26. Fractografia representativa grupo UT c/a com localização de ampliação.....	160
Figura 27. Fractografia com discriminação de tipos de falha do grupo UT c/a.....	161
Figura 28. Fractografia representativa grupo PD c/a com localização de ampliação	161
Figura 29. Fractografia com discriminação de tipos de falha do grupo PD c/a	162
Figura 30. Fractografia representativa grupo UT s/a com localização de ampliação	162

- Figura 31. Fractografia com discriminação de tipos de falha do grupo UT s/a e localização de ampliação163
- Figura 32. Fractografia representativa grupo UT s/a com localização de ampliação163
- Figura 33. Fractografia do grupo UT s/a: 1. adesivo; 2. fibras colágenas da dentina intertubular; 3. tag de resina164
- Figura 34. Fractografia representativa grupo PD s/a com localização de ampliação164
- Figura 35. Fractografia com discriminação de tipos de falha do grupo PD s/a165

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1. Comparação entre os 4 grupos de estudo.....	144
Gráfico 2. Comparação dos tipos de falhas entre os grupos de estudo	156
Gráfico 3. Comparação dos tipos de falhas entre os grupos de estudo: Com ácido X sem ácido	157
Gráfico 4. Percentual dos tipos de falhas entre os grupos de estudo: Ponta Diamantada e Haste Ultra-sônica	158
Gráfico 5. Ranqueamento da resistência entre os tipos de falha.....	159
Gráfico 6. Alteração na dentina promovida pela falha CM	167
Gráfico 7. Alteração na dentina promovida pela falha CA	168
Gráfico 8. Alteração na dentina promovida pela falha na base da camada híbrida.....	169
Gráfico 9. Alteração na dentina promovida pela falha no topo da camada híbrida.....	170
Gráfico 10. Alteração na dentina com smear layer promovida pela falha S.....	171

LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Descrição da resina composta e adesivo utilizado no estudo.....	123
Tabela 2. Discriminação dos grupos	126
Tabela 3. Estatística descritiva para variáveis tratamento e condicionamento ...	142
Tabela 4. Resultado da Análise de Variância Fatorial	143
Tabela 5. Resultados do teste de comparações múltiplas de Tukey para comparação entre os 4 grupos de estudo resultantes da interação tratamento *condicionamento.....	143
Tabela 6. Comparação dos tipos de falhas entre os grupos de estudo	156
Tabela 7. Comparação dos tipos de falhas entre os grupos de estudo: Com ácido X sem ácido	157
Tabela 8. Percentual dos tipos de falhas entre os grupos de estudo: Ponta Diamantada e Haste Ultra-sônica	158
Tabela 9. Ranqueamento descritivo da resistência entre os tipos de falha.....	159
Tabela 10. Tabela EDS ajustada de substratos e falhas com médias e desvio padrão.....	166

Tabela 11. Variação percentual do Wt% de cada elemento químico da dentina promovida pela falha CM.....	167
Tabela 12. Variação percentual do Wt% de cada elemento químico da dentina promovida pela falha CA.....	168
Tabela 13. Variação percentual do Wt% de cada elemento químico da dentina promovida pela falha na base da camada híbrida.....	169
Tabela 14. Variação percentual do Wt% de cada elemento químico da dentina promovida pela falha no topo da camada híbrida.....	170
Tabela 15. Variação percentual do Wt% de cada elemento químico da dentina com smear layer promovida pela falha S com adesivo.....	171

1 INTRODUÇÃO

A técnica de preparo cavitário ultra-sônico não é recente (CATUNA, 1953; FREIVOGEL, 1955; OMAN e APPLERBAUM, 1955; MITCHELL e JENSEN, 1957; OMAN, 1957; BUTT et al., 1957; POSTLE, 1958; ZACH et al., 1959, STREET, 1959 e MARCHI e MONTANARI, 1966), embora com muitas vantagens constatadas na época, já se observavam alguns inconvenientes na técnica citados por Freivogel (1955) e Street (1959), como também a sugestão de aprofundamento de estudos para a prática clínica em pacientes sugeridas por Oman e Applebaum (1955) e Butt et al. (1957).

As vantagens constatadas na década de 50, que perduram até hoje, consistiam em técnica: Silenciosa (CATUNA, 1953); atraumática para os tecidos moles (FREIVOGEL, 1955); indolor (OMAN, 1957); de baixa vibração (POSTLE, 1958); de precisão de corte (FREIVOGEL, 1955); eficaz na remoção cariiosa (OMAN e APPLEBAUM, 1955); de preparos mais conservadores (POSTLE, 1958); de lisura de paredes cavitárias (FREIVOGEL, 1955); segura (POSTLE, 1958); de opção rotineira para o consultório (OMAN, 1957); e, por último, técnica que produz o mesmo tipo de processo inflamatório pulpar causado pelo instrumento de corte rotatório (MITCHELL e JENSEN, 1957; BUTT et al., 1957; ZACH et al., 1959; MARCHI e MONTANARI, 1966).

As desvantagens encontradas até então se restringiam ao inconveniente da mistura de óxido e água na cavidade oral do paciente, custo, tamanho do equipamento, união do inserto, regulagem de potência e baixa eficiência de corte para alguns materiais restauradores quando comparados ao instrumento de corte rotatório (STREET, 1959).

Esta forma oscilante de preparo cavitário, a partir da década de 60, ficou pouco estudada devido à quantidade de publicações. Atualmente, já se observa mais estudos publicados a respeito do assunto. A retomada do preparo cavitário oscilante ocorreu na forma conceitual sônica (HUGO e STASSINAKIS, 1998; LIEBENBERG, 1998; HAASE, 1998; HUGO, 1999; BANERJEE et al., 2000; WICHT et al., 2002; PIOCH et al., 2003; ZASEWITZ et al., 2005^a e ZASEWITZ et al., 2005^b), e na forma conceitual ultra-sônica (KREJCI et al., 1998; ZUOLO et al., 1999; VÉREZ-FRAGUELA et al., 2000; SHEETS E PAQUETTE, 2002; VIEIRA e VIEIRA, 2002; CONRADO et al., 2003; LIMA, 2003; CONDE, 2004; ANTONIO et al., 2005 e MACEDO et al., 2006).

Este longo período de poucas pesquisas talvez tenha ocorrido devido à dificuldade de disponibilidade de insertos no mercado, ação lenta de remoção de tecido dentário, visibilidade pobre devido a mistura abrasiva e problemas de manutenção (YIP e SAMARANAYAKE, 1998).

A exclusão da mistura abrasiva na confecção do preparo cavitário constituiu-se em aperfeiçoamento da técnica e se deu pela evolução da obtenção do diamante artificial (MAY, 1995; MAY, 2000 e TRAVA-AIROLDI et al. 2002) e união deste aos insertos ultra-sônicos (REVISTA PESQUISA FAPESP, 2000).

Atualmente, segundo Vieira e Vieira (2002) o preparo cavitário ultra-sônico, além de promover um padrão de limpeza dentinária diferente comparativamente à alta rotação, apresenta as seguintes vantagens técnicas: mínimo ruído; em 80% dos casos não precisa anestesia; melhor visibilidade; precisão de corte; propicia angulações; minimamente invasivo; desgasta apenas material duro; não corta tecidos moles.

A sua utilização na dentística restauradora e odontopediatria compreendem: remoção de tecido cariado sub-gengival e supra-gengival, reparos marginais de restaurações estéticas, remoção de restaurações estéticas, amálgama, restaurações provisórias, cimentos da face interna de próteses e provisórios, e utilização em pacientes que não toleram anestesia (VIEIRA e VIEIRA, 2002; ANTONIO et al., 2005). Na endodontia acrescenta-se

a possibilidade da cirurgia de apicectomia (ZUOLO et al.,1999; ARX e WALKER, 2000). Na cirurgia, temos a possibilidade da execução do levantamento de seio maxilar através da técnica ultra-sônica (MACEDO et al., 2006).

Devido a este longo hiato nas pesquisas em relação a este tipo de preparo cavitário, nota-se uma quantidade de trabalhos científicos muito pequena, principalmente no que se refere à resistência de união do material restaurador nas paredes dentinárias tratadas com ultra-som em relação à microtração, que é um ensaio considerado relevante por muitos autores (CHAPPELL et al., 1997; PHRUKKANON et al., 1998^a; TANUMIHARJA et al., 2000; ARMSTRONG et al., 2001; OKUDA et al., 2002; MOLL et al., 2002; MEERBEEK et al., 2003; KOASE et al., 2004; MIRANDA et al., 2005; YANG et al., 2006).

Assim, justifica-se o estudo baseando-se no fato de que a técnica ultra-sônica promove: túbulos dentinários com um certo grau de remoção de smear layer mesmo sem o condicionamento ácido (VIEIRA e VIEIRA, 2002); aspecto de parede dentinária lisa e irregular, simultaneamente; e, em função disso, a possibilidade de estudos que possam prescindir do condicionamento ácido na técnica das restaurações adesivas (CONDE, 2004). Este último poderia sugerir uma maior superfície de contato para a melhora da técnica adesiva e que poderia ser verificada mediante emprego deste ensaio.

Desta forma, pelo emprego do ensaio de μ TBS, apoiando-se na justificativa acima, comparando duas formas de tratamento dentinário - dentre as muitas existentes (YIP e SAMARANAYAKE, 1998 e YAZICI, 2002) - este estudo trabalha com a hipótese nula, ou seja, de que, em dentina, o tratamento ultra-sônico, comparativamente ao tratamento de alta rotação, não altera a resistência de união da resina composta ao substrato.

2 PROPOSIÇÃO

Este estudo, utilizando o adesivo Adper™ Single Bond 2 e o compósito de resina Filtek Z-250 em substrato dentinário com e sem condicionamento ácido, tem como objetivos específicos:

1. Determinar e comparar a resistência à união por microtração em dentina do tratamento ultra-sônico e de alta rotação com e sem condicionamento ácido.
2. Exemplificar por imagem MEV o aspecto dentinário dos quatro tipos de tratamento proposto pelo estudo.
3. Exemplificar por imagem MEV o aspecto da união adesiva dos quatro tipos de tratamento proposto pelo estudo, antes do teste de resistência à união por microtração.
4. Avaliar e comparar o tipo de fratura dos corpos-de-prova de cada tipo de tratamento dentinário com a força dispensada para rompê-los.
5. Avaliar qualitativamente por EDS (análise por energia dispersiva) o substrato dentina e as falhas de maior frequência, pela média aritmética de cada elemento químico presente em 3 amostras, verificando a variação percentual ($\Delta\%$) entre amostras da percentagem em peso (Wt%).

3 REVISÃO DE LITERATURA

3.1 Preparo Cavitário Oscilante

Catuna (1953) relatou acerca de um novo método de corte ultra-sônico na confecção de cavidades dentárias que é executado por um equipamento ultra-sônico fabricado pela Cavitron Corporation de Nova Iorque. Este equipamento transforma impulsos de frequência elétrica em impulsos de frequência mecânica que variam de 16000 a 29000 ciclos por s, a ação de corte deste equipamento se dá pelo movimento de sua extremidade. Quando a máquina está em operação o corte do dente é feito com a presença de água, empregando-se insertos com extremidades de diâmetros diferentes. O autor refere que devido à alta frequência o movimento de corte do instrumento não é observado, ao mesmo tempo em que não é audível. Não causa traumas aos tecidos moles. O autor sugere a técnica como uma nova tendência para a dentística restauradora.

Freivogel (1955) descreveu e detalhou o ultra-som de cavitação dentária Cavitron como um dispositivo elétrico que transforma energia elétrica (115 v de corrente alternada de 60 ciclos) em energia mecânica de 29000 ciclos por s. Frequência esta que produz na ponta do equipamento uma amplitude de 0,003 a 0,0004 pol. Essas vibrações são, então, aumentadas através de um amplificador mecânico, de modo que a amplitude resultante seja de 0,0014 pol (aproximadamente 0,035 mm). Na extremidade da peça de mão existe um dispositivo de rosca o qual pode ser acoplado o inserto necessário ao procedimento de cavitação. O aparelho também dispõe de um sistema de bombeamento peristáltico elétrico de fluido o qual serve para irrigar a cavidade com uma solução de água com óxido de alumínio que sai de um orifício no inserto que está sendo utilizado. Assim, se a extremidade do instrumento for

colocada contra a superfície do dente a ser trabalhada, as finas partículas de óxido de alumínio, agitadas pelas vibrações mencionadas, provocam a abrasão no dente. Disso resulta a possibilidade que até então não existia: com esse método pode-se utilizar insertos que apresentam extremidade da forma da cavidade desejada, colocar o instrumento no dente e logo preparar a cavidade deixando-a pronta para restaurar. O autor concluiu que o procedimento de cavitação é indolor, não corta tecidos moles, o operador controla o processo de cavitação com maior segurança (não existe a possibilidade de cortes intempestivos), o instrumento trabalha com grande precisão de corte, o preparo da cavidade corresponde à forma do inserto utilizado, a boca não sofre arranhões ou erosão, o pó de óxido de alumínio é conduzido por um fluxo de água e por isso não pode ser inalado, e, também, promove lisura das paredes remanescente. Entretanto a presença da solução de água com óxido de alumínio causa um certo inconveniente para o paciente.

Oman e Applebaum (1955) relataram que o método ultra-sônico para corte de tecido dentário duro tem sido estudado e consiste na utilização de uma peça de mão oscilante, vibrando numa frequência ultra-sônica que é usada em conjunto com uma mistura abrasiva no preparo de cavidades. O método permite alisamento acurado em corte de esmalte e dentina. O material cariado no preparo cavitário rotineiro é removido facilmente e eficientemente. Resultados clínicos favoráveis foram obtidos com chimpanzés, cães, macacos *rhesus* bem como em humanos (40 pacientes que abrangiam a idade de 12 a 70 anos). Estudos histológicos deste tipo de preparo em dentes de animais têm indicado que a inflamação pulpar é igual a promovida pela cavitação por instrumento de corte rotatório convencional. Os autores sugeriram a necessidade de estudos mais aprofundados antes desta nova técnica de preparo cavitário ser colocada em uso comum.

Mitchell e Jensen (1957) fizeram um experimento comparando cavitações dentárias pelo método convencional (instrumento de corte rotatório) e método ultra-sônico. Utilizaram 8 dentes pré-molares hígidos de jovens com

indicação de exodontia por motivos ortodônticos. As cavidades foram preenchida com guta-percha e os dentes foram extraídos 6 dias, 12 dias, 6 semanas e 9 semanas depois do preparo. Os dentes foram então processados para análise em microscopia ótica. Os achados microscópicos não revelaram diferença na resposta pulpar entre as duas formas de preparo cavitário.

Oman (1957) relatou que a introdução da peça de mão dentária ultra-sônica marcou o início da nova era no campo da odontologia operatória. Pelo uso deste método, é possível preparar cavidades em dentes humanos e restaurar com mínima dor e aborrecimento ao paciente. O sistema consiste em uma peça de mão similar em tamanho e forma às peças de mão rotatórias e, através da energia elétrica que é convertida em energia mecânica para a ponta do instrumento (inserto), vibra à 29.000 ciclos por s com um movimento de amplitude de 0,0014 pol. O formato do inserto do instrumento determina a forma e o tamanho do preparo feito no dente. Desta maneira pode ser observado que é possível obter formas de cavidades complexas com o mínimo esforço. Considerando que o corte ultra-sônico das estruturas do dente é executado por meio de uma mistura abrasiva, as paredes resultantes serão tão lisas quanto a granulação do pó utilizado. Instrumentação manual é reduzida ao mínimo e pode praticamente ser eliminada, exceto para a curetagem de cáries moles e para o alisamento da margem gengival ou bisel. Todos os outros biseis são obtidos pela inclinação do instrumento no ângulo exato. Não existem problemas de lubrificação já que não existem partes rotatórias causando desgaste. O fluxo de água circula através da peça de mão para resfriar a extremidade do aparelho. Uma solução abrasiva está sempre presente e é transferida para a o inserto, não ocorrendo o superaquecimento da polpa do dente. A técnica produz um mínimo de trauma para o dente e a polpa. O autor conclui: A) Estudos de preparos cavitários com a unidade dentária ultra-sônica durante os últimos três anos (1954-1957) tem produzido evidências convincentes que o instrumento é tão seguro quanto qualquer outro instrumento convencional para o uso de trabalho rotineiro; B) Uso clínico intensivo tem provado que a unidade dentária ultra-sônica pode ser usada

rotineiramente para acabamento de todo tipo de preparo promovendo o mínimo de dor e aborrecimento ao paciente; C) A natureza especial do processo de corte ultra-sônico torna possível obter formas de cavidade complexa com o mínimo esforço, e paredes cavitárias lisas; D) A eliminação do movimento rotatório também elimina todas as possibilidades de laceramento do tecido mole, sua refrigeração não promove danos na polpa. Estes fatores dão condições ao operador de trabalhar sem tensão ou medo reduzindo significativamente a apreensão do paciente.

Butt *et al.* (1957) fizeram um experimento onde 7 macacos *rhesus* tiveram suas dentições utilizadas para determinar reações pulpares comparativas entre as técnicas ultra-sônica e de instrumento de corte rotatório convencional de preparo cavitário. Foram divididos os dentes em dois grupos, cada grupo consistindo de 12 dentes, os terceiros molares presentes foram desconsiderados. Metade dos preparos foi do tipo oclusal, enquanto que os restantes, cervicais vestibulares. Em um grupo, os dois tipos de cavidades foram preparadas usando broca de aço carbono montada na peça de mão com rotação de aproximadamente 8500 rpm resfriadas por *spray* de água. No outro grupo, os mesmos dois tipos de cavidades, foram preparadas utilizando uma unidade ultra-sônica Cavitron com o auxílio de uma solução de óxido de alumínio como abrasivo, de acordo com as instruções do fabricante para o preparo cavitário. Ao final, os dentes foram restaurados com amálgama. Dois dos animais experimentais foram sacrificados 24 h depois do procedimento operatório; dois depois de 7 dias; dois depois de 30 dias; e no final um foi sacrificado depois da expiração de 60 dias. Depois do sacrifício, os dentes foram extraídos e processados para exame histopatológico que foram empreendidos com a participação de patologistas sem conhecimento dos tempos de intervalo entre preparo cavitário e sacrifício, ou das técnicas de corte empregadas. Avaliação foi baseada primeiramente na integridade da camada de odontoblastos, aparência da polpa, e extensão da formação da dentina secundária. Os resultados mostraram que a reação pulpar para cada técnica demonstrou apenas pequenas diferenças que não podem ser

consideradas significantes. Os autores concluíram que além de não existir diferença significativa entre os preparos, o estudo, através do esclarecimento dos vários aspectos de resposta pulpar para a técnica de corte ultra-sônico, não eliminou a necessidade de pesquisas similares de experimentações a longo prazo.

Postle (1958) relatou que a odontologia tem direcionado esforços para tornar seus procedimentos mais toleráveis aos pacientes através do surgimento e utilização do aparelho ultra-sônico. Seu estudo identifica o preparo cavitário ultra-sônico como seguro; conservador; de corte efetivo; de boa tolerabilidade pelos pacientes sem a necessidade de anestesia local; silencioso; de baixa vibração; e menor promoção de calor. Em seu trabalho o autor sugere técnicas de confecção de cavidades dentárias para preparos classes I, II, III, IV e V.

Street (1959) referiu uma inovação, o equipamento Cavitron. Este aparelho ultra-sônico é capaz de cortar esmalte e dentina de dentes humanos, assim como os métodos tradicionais são capazes. Ele referiu que alguns cirurgiões-dentistas têm empregado o método ultra-sônico no preparo de cavidades em pacientes os quais tem relatado comentários favoráveis quanto ao uso deste método. Citou que a polpa de dentes permanentes parece suportar com mais tolerância o procedimento, mas que a utilização em dentes decíduos não deve ser adotada até que pesquisas indiquem o seu efeito. O custo do equipamento, o tamanho e o fato de ser um acessório na atividade odontológica será, provavelmente, um impedimento para sua aceitação. Como aspectos desencorajadores o autor cita a limpeza, a união do inserto, a regulagem da máquina e a aplicação da correta potência durante o funcionamento. O método ultra-sônico de remoção de cárie em esmalte ou dentina em certos tipos de materiais restauradores não se aproxima da eficiência demonstrada com a turbina de alta rotação.

Zach *et al.* (1959) fizeram seus estudos em duas etapas: a primeira, onde utilizaram 140 dentes humanos cariados condenados a exodontia

efetuando preparos rotatório e ultra-sônico de cavidades classes I e V restaurados com material provisório a base de eugenol e subsequente exodontia nos intervalos de 1 dia e 6 semanas após; e a segunda, onde utilizaram dentes hígidos de macacos, os quais, também foram submetidos a preparos cavitários classes I e V, rotatório e ultra-sônico restaurados com o mesmo tipo de material provisório da primeira fase e submetidos ao sacrifício nos intervalos de uma semana, 1 mês e 2 meses para um grupo de macacos e 7 dias, 29 dias e 36 dias para outro grupo de macacos. As mandíbulas e maxilas dos macacos, bem como os dentes extraídos humanos foram processadas para análise histológica em lâminas de microscopia ótica. Os resultados levaram a concluir que os efeitos histopatológicos do preparo cavitário ultra-sônico em dentes permanentes humanos e em dentes permanentes, decíduos e não erupcionados de primatas estudados revelaram que a resposta da polpa foi leve indicando uma reação reversível para todos os aspectos, comparáveis com as respostas causadas pela técnica rotatória. Nenhuma evidência foi encontrada de nenhuma condição patológica na estrutura suporte nem aberrações ou displasia foram vistas no crescimento das estruturas dos tecidos. A resposta da polpa ao corte da dentina não pode ser distinguida entre os instrumentos que efetuaram o corte.

Marchi e Montanari (1966) investigaram o comportamento do tecido pulpar em dentes de animais de experimento quando submetidos à energia ultra-sônica no colo dos dentes. Após a análise histológica dos tecidos pulpares por microscopia ótica pela técnica de coloração por hematoxilina e eosina, os resultados mostraram que o dano pulpar parece estar dentro de limites modestos apresentando células com formato e volume normais. Conclui-se, então que, é correto afirmar que o estudo executado não mostra qualquer dano à polpa dentária.

Hugo e Stassinakis (1998) abordaram em seus estudos um sistema de preparo oscilante com um design novo de insertos para corte e polimento de microcavidades proximais. Uma peça multiplicadora da frequência para

equipamentos a ar (Sonicflex 2000N, KaVo) oscilando numa freqüência de 6,5 kHz é usada para ativar uma variedade de insertos parcialmente cobertos por diamante. A peça de mão é conectada a uma mangueira de pressão a ar. Quatro diferentes insertos estão disponíveis atualmente: angulado, meio-torpedo, hemisférica pequena e hemisférica grande. A variação angulada pode apresentar dois formatos, cilíndrico ou cônico com extremidade circular coberta por diamantes e uma superfície lisa não cortante para acabamento final da face de contato. A utilização do instrumento requer treinamento na sua aplicação clínica. Em condições ótimas de trabalho, o instrumento produz um som típico que serve como indicativo de atuação. O resfriamento por *spray* de água (água corrente na taxa de 20 ml/min até 30 ml/min) é necessário para prevenir danos pulpares devido ao hiperaquecimento e remoção de debris. Imediatamente após o início da oscilação, um filme de água envolve o funcionamento dos insertos. As análises das margens de vários designs de preparos cavitários com este aparelho apresentaram contornos essencialmente livres de defeitos. O método e equipamento apresentados permitem preparos cavitários pequenos na primeira intervenção de lesões interproximais. Os preparos das margens podem ser realizados sem danos à superfície dos dentes adjacentes. O equipamento descrito permite a realização de novos *designs* de cavidades relativo à forma de contorno, dimensão e acabamento das margens. As indicações da técnica apresentada são: microcavidades de lesões de cárie interproximais iniciais em dentes anteriores e posteriores; acabamentos preparos de margens *inlay*, *onlay* e coroas.

Krejci *et al.* (1998) descreveram uma técnica recentemente desenvolvida de preparo e acabamento de cavidade proximal pelo uso seletivo de insertos cobertos de diamante acionados por ultra-som (Piezon Cavity System – PCS). Pelo uso destes insertos para confecção de restaurações de resina, compômero, cerâmica, amálgama, e igualmente para restaurações de ouro, o dano inadvertido aos dentes adjacentes é completamente evitável. Demonstram, também, a utilização efetiva dos insertos diamantados associado ao aparelho ultra-sônico de intervalo de freqüência de 28,5 kHz a 32,5 kHz

para o preparo de lesões primárias e na substituição de restaurações existentes. Os autores concluíram que os insertos ultra-sônicos cobertos por diamantes tem significativo resultado no preparo cavitário. As cavidades proximais, para restaurações *inlay/onlay*, podem ser executadas e acabadas eficientemente com alta qualidade e sem riscos de danos aos dentes adjacentes. Devido à natureza conservadora deste protocolo, instrumentos ultra-sônicos podem ser usados diretamente por qualquer clínico para o tratamento rotineiro. Esta técnica não exige modificação na técnica restauradora clínica ou treinamento extensivo.

Liebenberg (1998) em seu relato de 3 casos dissertou a respeito da utilização de um sistema de preparo introduzido recentemente chamado SONICSYS approx, (Ivoclar Vivadent, Kavo) que é um sistema adicional útil para os procedimentos restauradores, com insertos de cerâmica (restauração pré-fabricada) que diminui o volume de material restaurador polimerizável e coloca um material mais resistente ao desgaste na área de contato. O sistema representa uma técnica intermediária entre uma resina direta e uma restauração *inlay* fabricada laboratorialmente. Seis insertos de preparo cobertos por diamante estão disponíveis em três tamanhos para superfícies e localização mesial e distal. Estes insertos têm um lado ativo e um lado liso que facilita o preparo adequado da área proximal. Estes insertos oscilam linearmente e pneumaticamente numa frequência de 6,5 kHz com o auxílio do aparelho sônico Sonicflex 2000N (KaVo). Os insertos de cerâmica são disponibilizados em três tamanhos que correspondem aos tamanhos dos insertos de preparo. Estas restaurações silanizadas são comercializadas em embalagens estéreis para evitar a contaminação. Os insertos cerâmicos são assentados no preparo cavitário e podem ser cimentados utilizando adesivos e cimentos resinosos. O autor conclui que: em casos extensos, os insertos de cerâmica ainda oferecem uma vantagem decisiva em que o volume de resina direta polimerizada é reduzido e o contato proximal é suportado pelo material de cerâmica. Parâmetros interproximais ideais são observados tanto em ponto de contato como na interface dente/restauração cerâmica. Trata-se de uma

técnica inovadora para otimização da integridade da restauração com ênfase particular na realização da forma proximal adequada. O autor antecipa que este sistema restaurador irá propiciar restaurações com redução do estresse na interface restaurada e que os clínicos são aconselhados a executar esta técnica com zelo e critério de indicação.

Yip e Samaranayake (1998) revisaram a literatura quanto aos processos de remoção de cárie e constataram que a invenção dos aparelhos rotatórios não só melhoraram a velocidade de remoção de cárie, mas também a remoção de estruturas sadias do dente. Por isso, já na década de 1950, havia tentativas para desenvolver uma técnica menos invasiva, tal como técnicas abrasivas a ar e ultra-sônicas com o propósito da remoção da cárie. A proposta da abrasão a ar foi publicada antes da década de 1980, subseqüentemente, com uma melhor compreensão do processo de cárie, introduziu-se a técnica de enzimas no final da década de 1980. Outras técnicas, tais como a remoção de cárie quimio-mecânica e o sistema a laser, também têm sido testadas e pesquisadas durante as quatro últimas décadas a fim de minimizar a remoção desnecessária de estruturas sadias de dente. Apesar das técnicas revisadas terem sucesso, os autores não constataram ainda a substituição do uso de aparelhos rotatórios por estas, entretanto, quanto a cavitação e conseqüente remoção de cárie ultra-sônica constataram que a vibração ultra-sônica de alta freqüência em conjunto com mistura abrasiva tem sido usada para o preparo de dentes e tratamento restaurador. Este procedimento minimiza ou elimina a produção de barulho, vibração, calor e pressão. O aparecimento da técnica produz um efeito no tecido pulpar comparável com os aparelhos rotatórios, e a aceitação do paciente tem sido favorável. Porém, a técnica ultra-sônica não tem conquistado aceitação total devido à disponibilidade limitada de insertos, ação lenta, visibilidade pobre devido à mistura abrasiva e outros problemas de manutenção. Além disso, cáries e materiais restauradores maleáveis como ouro não podem ser removido eficientemente com esta técnica. Mais recentemente, uma modificação da técnica por acoplamento de amplificador em aparelho sônico, produzindo vibração ultra-sônica, associado a uma ponta

coberta com diamantes, sem uso de pastas abrasivas, tem sido testada para o preparo de cavidades com eficiência. Os autores recomendam esta técnica para o preparo de cavidades mínimas de lesões proximais em dentes anteriores e posteriores. O uso desta e de outras técnicas ultra-sônicas no tratamento restaurador justifica-se, bem como, testes clínicos extensivos prévios para sua adoção mais ampla.

Haase (1998) estudou um novo sistema acionado sonicamente para preparos e restaurações de cáries proximais recentes (SONICSYS, Ivoclar Vivadent, Amherst, NY). Este sistema, composto de insertos cobertos por diamantes e insertos de cerâmica pré-fabricados (restauração), promete capacitar os clínicos a preparar e restaurar cavidades classe II de forma eficiente e segura. Disponíveis em três tamanhos de insertos, o novo sistema fornece um método seguro para preparo de lesões classe II com um resultado melhor que o método convencional. Ele fornece, também, a combinação de insertos de cerâmica pré-fabricados corresponde a cada tamanho de inserto de preparo utilizado que devem ser cimentados no preparo cavitário. Este sistema traz a vantagem de proporcionar contornos cavitários e acabamentos convenientes, além de um bom ponto de contato para cavidades classe II.

Hugo (1999) relatou e detalhou a respeito de cavidades classe II confeccionadas com o sistema de abrasão sônica que permite, com insertos (SONICSYS approx, adaptado ao Sonicflex-Airscaler), preparo e acabamento de cavidades proximais padrão. A parte da substância dentária eliminada corresponde ao "negativo" na forma geométrica de cada inserto. *Inlays* de cerâmica pré-fabricados, restaurações de ouro ou compósitos da forma correspondente ao inserto, podem assim ser assentadas à cavidade classe II em forma de caixa. Com esse sistema é possível prescindir das técnicas que demandam um grande investimento de tempo e mão-de-obra nas zonas proximais e assegurar a formação de um conveniente ponto de contato com o dente vizinho. A aplicação de insertos SONICSYS específicos confere ao preparo da cavidade uma geometria precisa e uma margem perfeita. A

sensibilidade da técnica desse tipo de preparo, em geral delicada, pode ser reduzida significativamente com esse sistema. Assim, torna possível, expandir o espectro de utilização do instrumento oscilante e de eliminar os problemas oriundos de instrumentos rotatórios como, por exemplo, o desgaste iatrogênico no dente vizinho. Os objetivos desta técnica de preparo, além de preservar o dente, é chegar à precisão da geometria marginal cavitária, bem como uma abordagem racional de preparo. Os insertos exigem pouco espaço de trabalho, já que apenas a superfície ativa é diamantada, além de propiciar preparo e restauração minimamente invasivas na região proximal.

Zuolo *et al.* (1999) propuseram em seus estudos comparar os efeitos das retroinsertos ultra-sônicos lisos e cobertos por diamantes, nas superfícies externa e interna de preparos de retro-obturações com o auxílio do MEV. Quarenta e quatro raízes mesiais de molares mandibulares humanos foram selecionadas. Os canais foram limpos, modelados e obturados usando gutta-percha e cimento selante. As porções apicais foram planejadas em bisel de ângulo de 45° expondo canais mesiais e a área de istmo. As raízes foram então divididas em dois grupos de acordo com o tipo de preparo de retro-obturações: Grupo A - realizada com retroinsertos lisos e grupo B - realizada com retroinsertos cobertos por diamante. As amostras foram codificadas e preparadas para avaliação em MEV. Observações no preparo da superfície externa mostraram que retroinsertos lisos e cobertos por diamante produziram cavidades muito bem centradas envolvendo área de canal e de istmo com desvios mínimos e nenhum defeito de perfuração. Quando a superfície interna do preparo de retro-obturações ficou evidente que o uso de retroinsertos lisos resultou em paredes de canal limpas com pequenos debris superficiais de *smear layer*. Superfícies do canal interno feitas com retroinsertos cobertos por diamante apresentaram-se com sulcos irregulares, em contraste com a superfície mais uniforme, regular e lisa dos retroinsertos lisos.

Banerjee *et al.* (2000) com este estudo *in vitro* de dente seccionado longitudinalmente objetivaram avaliar a eficiência (tempo consumido) e a

efetividade (quantidade de dentina removida) nas quatro técnicas de remoção de dentina cariada (broca laminada, abrasão a ar, abrasão oscilante e gel Carisolv) comparando com a remoção manual convencional. Oitenta molares humanos recém extraídos foram designados para quatro grupos experimentais (n=20), seccionados longitudinalmente através da lesão oclusal e pré-removidas as cáries para obtenção de fotomicrografia colorida. Usando uma autofluorescência natural da dentina cariada (detectada usando microscópio confocal), a remoção da dentina cariada foi avaliada em cada metade da amostra do dente seccionado, comparando remoção manual com os métodos testados. O tempo consumido para atingir o assoalho da cavidade dura detectado por uma sonda dentária foi anotada e após obtidas fotomicrografias coloridas finais. Destes resultados, os autores concluíram que a remoção por broca foi rápida, mas com cavidade sobre preparada em relação à marca autofluorescente, enquanto que a remoção Carisolv foi mais lenta, entretanto, com remoção de quantidades adequadas de tecido. Os autores concluíram que a abrasão sônica tende para sub preparos enquanto que a abrasão a ar foi comparável à remoção manual tanto para o tempo como para a quantidade de dentina removida. A remoção manual convencional parece oferece melhor combinação de eficiência e efetividade para remoção de dentina cariada dentro dos parâmetros usados neste estudo.

Arx e Walker (2000) em revisão de literatura a respeito de cirurgia de apicectomia referiram que cavidades para este tipo de cirurgia têm sido tradicionalmente preparadas por meio de brocas de cone invertido ou esféricas por peça de mão. Desde que as retropontas micro-cirúrgicas acionadas por ultra-som ou de forma sônica tornaram-se disponíveis comercialmente no início dos anos 90, esta nova técnica de preparo retrógrado de canal radicular tem sido empregada como coadjuvante essencial na cirurgia de apicectomia. A primeira vista, as vantagens clínicas mais relevantes são a garantia de acesso em espaços de trabalho limitados e a pequena osteotomia necessária para acesso cirúrgico devido aos vários *designs* de ângulos e tamanho pequeno das retropontas. Entretanto, vários estudos experimentais comparam preparos de

apicectomia feitas com pontas micro-cirúrgicas com aquelas feitas com broca. As retropontas têm demonstrado outras vantagens para esta nova técnica tais como cavidades mais profundas que seguem o caminho original do canal radicular de forma mais satisfatória. O preparo da apicectomia mais centralizado também diminui o risco de perfuração lateral. Um assunto controverso do preparo de apicectomia sônica ou ultra-sônica é a formação de rachaduras ou microfraturas, e sua implicação no sucesso de cicatrização. Os autores concluíram que estudos experimentais *in vitro* realizados em dentes humanos extraídos e em dentes humanos de cadáver têm demonstrado diversas vantagens do preparo sônico ou ultra-sônico de apicectomia comparado com o preparo à broca convencional. Estas vantagens incluem um preparo de apicectomia mais profundo, alinhamento no caminho original do canal radicular, e um reduzido risco de perfuração lingual. Com respeito a limpeza da cavidade de apicectomia, preparos ultra-sônicos demonstraram quantias muito pequenas de *smear layer* comparado ao preparo com broca. O desenvolvimento de rachaduras e microfraturas seguintes à instrumentação sônica ou ultra-sônica de apicectomia é ainda controverso. Estudos de infiltração apical mostraram nenhuma diferença significativa estatisticamente entre as duas técnicas de preparo de apicectomia. Entretanto um estudo de infiltração coronal demonstrou um selamento significativamente melhor nas cavidades preparadas com ultra-som comparada com aquelas feitas com broca. Somente um número limitado de estudos clínicos tem sido publicado na cirurgia de apicectomia usando retropontas micro-cirúrgicas. Todos estes estudos relataram taxas de sucesso alta para cicatrização com períodos de acompanhamento variando de 6 a 14 meses. Nenhum estudo prospectivo clínico controlado ou estudo experimental *in vivo* tem sido publicado comparando a nova técnica microcirúrgica com a técnica convencional.

Vérez-Fraguela *et al.* (2000) investigaram quanto dano pulpar é produzido como resultado da aplicação de um aparelho ultra-sônico de 29 kHz (Suprasson Piezo Classic System, Satelec, Marignac, França) comumente usado na odontologia veterinária clínica. Usando métodos desenvolvidos em

estudos preliminares, foram examinados 6 cachorros. Através de radiografia, a espessura da dentina e polpa foi medida. O aparelho ultra-sônico foi aplicado nos dentes pré-molares maxilares e mandibulares por 30, 60 ou 90 s, sem o uso de água como agente resfriador. A temperatura do canal pulpar do dente incisivo não tratado, do sulco gengival, e da dentina do dente afetado foram registrados usando uma sonda com um sensor inserido na dentina a uma profundidade de 1 mm. Duas semanas seguintes à aplicação ultra-sônica, os dentes foram extraídos para exame microscópico. Um outro cachorro serviu como controle, a temperatura da dentina foi aumentada entre 45°C e 47°C e o dente pré-molar foi removido para exame microscópico 15 dias depois. Os autores concluíram que apenas a aplicação por 90 s do aparelho ultra-sônico sem refrigeração aumenta a temperatura da dentina, e para este tempo, danos comparados à pulpíte aguda resultam como uma consequência do efeito ultra-sônico, semelhante aos efeitos produzidos pelo aquecimento de 45-47°C aplicado no animal controle.

Sheets e Paquette (2002) em seus relatos de caso constataram que os insertos ultra-sônicos que foram desenvolvidos para microcavidades em áreas pequenas trouxeram algumas vantagens. Os insertos ultra-sônicos SL (Obtura Spartan) foram desenhados para atender a este tipo de necessidade associado a uma unidade ultra-sônica piezoelétrica (Spartan MTS). Estes insertos ultra-sônicos não somente oferecem os benefícios do preparo conservador, mas também, possibilitam ao clínico acessar áreas inacessíveis até então. Adicionalmente, eles têm níveis de barulho baixo comparado com as peças de mão convencionais; assegura acabamento delicado ao redor da restauração evitando, por exemplo, fratura em restaurações de porcelana; e frequentemente não exige anestesia local para o preparo cavitário. Além disso, a visibilidade do preparo é melhor quando comparada ao método convencional. Estes benefícios são especialmente significantes no tratamento de pacientes geriátricos e pediátricos. As autoras concluem que os insertos ultra-sônicos SL fornecem uma nova opção para tratamento de microlesões, além de benefícios

relativos à visibilidade, preservação de estrutura dentária, acesso, acabamento, manuseio e possibilidade de descarte de anestesia.

Wicht *et al.* (2002) avaliaram a efetividade e os efeitos colaterais de três sistemas oscilantes e um rotatório convencional de preparos cavitários. Padronizações de lesões de cárie artificial foram feitas em 48 pré-molares humanos nas superfícies distal e mesial. Três cirurgiões-dentistas prepararam 8 cavidades utilizando: (1) broca diamantada, (2) Sonicflex 2000 L/N (HS), (3) um potencializador de aparelhos a ar experimental (HS.EXP), (4) e sistema de cavitação Piezon (PCS). Uma pequena ponta de preparo hemisférica (SonicSYS micro) foi utilizada com o multiplicador de frequência de ar nos grupos 2 e 3. A perda de substâncias foi determinada por pesagem. Cáries residuais e danos nos dentes adjacentes foram avaliados por dois investigadores calibrados. Cada cavidade foi previamente fotografada de forma digital para medida planimétrica de suas dimensões circunferenciais. A qualidade das margens cavitárias foi examinada por MEV. Como resultado, obteve-se preparo rotatório com uma exigência menor de tempo (4 min 53 s) do que as preparos oscilantes com HS (6 min 45 s) ou PCS (7 min 45 s), ($p < 0,05$). Preparos com HS.EXP (5 min 52 s) não foi diferente do rotatório e HS. Quanto a remoção de cárie, 64% de todas as cavidades tiveram a cárie completamente removida, 28% mostraram-se com sobre remoção e 8% mostraram cárie residual. Entretanto a prova qui-quadrado não mostrou diferença de remoção de cárie entre os sistemas. Preparos oscilantes com HS e com o potencializador de aparelhos a ar, associada com haste hemisférica, resultam em menor trauma na superfície do dente adjacente do que preparos rotatórios e sistema de PCS, (qui-quadrado $p < 0,05$). HS.EXP causa uma menor perda de substâncias ($p < 0,05$). Com respeito à extensão circunferencial das cavidades não houve diferença entre os grupos. Os autores concluíram que sistemas oscilantes com pontas hemisféricas coberta por diamantes são melhores para preparos proximais no que diz respeito à eficiência e preservação da estrutura dos dentes. Este aparelho efetivamente previne danos iatrogênicos e são indispensáveis para o tratamento restaurador de cárie primária proximal.

Yazici *et al.* (2002) avaliaram através de MEV o efeito de diferentes formas de remoção de cárie. Foram extraídos 36 dentes molares inferiores cariados e classificados em seis grupos de acordo com a técnica de remoção de cárie empregada. Utilizou-se a técnica de remoção de cárie por curetagem manual, remoção de cárie por broca, remoção de cárie por abrasão de ar, remoção de cárie por ablação a LASER, remoção de cárie por método quimio-mecânico e, por último, remoção de cárie por método ultra-sônico. Os remanescentes dentinários foram analisados por MEV e foram detectadas aparências diferentes e distintas entre os grupos dos diferentes tratamentos de cárie. Enquanto os grupos de remoção de cárie por curetagem manual, por broca e por abrasão a ar apresentaram-se com *smear layer* residual; o grupo por remoção ultra-sônica mostrou uma remoção completa do *smear layer* dos túbulos dentinários. Já no grupo de remoção por LASER e pelo método quimio-mecânico apresentaram pouco nítidos os orifícios de túbulos dentinários. Como conclusão, os autores referiram que os padrões de textura e morfologia observados pelo MEV revelaram aspectos distintos entre si. E que, somente a remoção de cárie ultrassônica mostrou a remoção de *smear layer* dos túbulos dentinários.

Vieira e Vieira (2002) compararam as pontas diamantadas tradicionais, que são utilizadas nas peças de mão de alta rotação, com as hastes de diamante CVD, que são utilizadas em aparelho de ultra-som. A comparação clínica foi em relação à refrigeração, acesso, ruído, visibilidade, durabilidade e ainda, foram realizados testes comparativos em 14 dentes naturais, com auxílio da microscopia ótica e eletrônica de varredura, relacionadas à limpeza e estado das paredes cavitárias conseguidas através dos dois métodos. Os resultados referidos pelos autores relatam que essa nova haste de diamante produz menor trauma, melhor refrigeração da sua ponta ativa e conseqüentemente menor sensação de dor. Os autores referem que como essa nova haste que é utilizada com ultra-som, sua extremidade ativa não gira em torno de si como acontece com as pontas de alta rotação, ela apenas vibra. Isto possibilita a

angulação de sua haste, o que permite um acesso facilitado a determinadas regiões do dente, não havendo necessidade da retirada de estruturas sadias para acessar a região cariada. O ruído produzido pelo novo sistema (haste + ultra-som) é bem menor do que o sistema tradicional (ponta diamantada + alta rotação) o que muito agrada os pacientes. Uma outra vantagem observada foi que quando se atua ao nível sub-gengival, a haste não agride a gengiva, pois apenas corta tecido duro. As hastes por serem confeccionadas pela tecnologia CVD não apresentam desgaste significativo e não sofrem perda por deslocamento de suas partículas diamantadas. Os autores reportam também que quando as hastes são utilizadas com ultra-som há menor presença residual de *smear layer* e riscos/estrias do que quando são utilizadas as pontas diamantadas tradicionais com alta rotação. Isso pode ocorrer devido ao fenômeno da cavitação ultra-sônica em água que resulta em liberação de energia para limpeza da cavidade. Segundo os autores essa nova tecnologia será útil aos cirurgiões-dentistas de diversas especialidades tais como: dentística restauradora, odontopediatria, periodontia e endodontia.

Pioch *et al.* (2003) avaliaram o efeito do preparo por instrumentos rotatórios e sônicos na integridade interfacial da parede cavitária e restauração de resina. Dez dentes decíduos extraídos foram utilizados, em cada um foram feitos dois preparos de cavidade classe II (mesial e distal), um preparo com Sonicsys e o outro com broca convencional. As cavidades foram preenchidas com sistema adesivo, uma camada de resina de baixa viscosidade e uma de resina condensável. As amostras foram analisadas por microscópio a laser confocal. No grupo do Sonicsys a média da espessura da camada híbrida foi 0,60 μm ; no grupo controle a média foi de 0,63 μm . A diferença não foi estatisticamente significativa. Os autores concluíram que comparado ao preparo convencional, preparo cavitário com SonicSys não promove efeitos deletérios na integridade interfacial do preparo.

Conrado *et al.* (2003) realizaram um trabalho com o objetivo de comparar as rugosidades das superfícies de esmalte e dentina, quando

preparadas com pontas diamantadas para alta rotação e quando preparadas com hastes diamantadas ultra-sônicas. A partir do desenvolvimento de hastes e pontas diamantadas por técnica CVD, foi possível dar maior resistência e durabilidade a elas, sendo assim possível adaptá-las a aparelhos ultra-sônicos, sendo capaz de promover desgastes e preparo de cavidades em dentes. Torna-se interessante analisar os resultados obtidos por estas hastes, com aqueles obtidos com as pontas diamantadas convencionais para alta rotação. Amostras de dentina e esmalte foram desgastadas com pontas diamantadas convencionais de granulação grossa, pontas para acabamento, pontas CVD para alta rotação e hastes CVD ultra-sônicas, sendo todas as amostras observadas em MEV, para avaliar o grau de rugosidade de suas superfícies. Observou-se que as amostras preparadas com hastes CVD ultra-sônicas foram as que produziram menor grau de rugosidade.

Lima (2003) avaliou, *in vitro*, a efetividade dos corte realizados com as pontas CVD cilíndrica e esférica ultra-sônicas (pontas CVDentUS[®]), em esmalte e dentina de dentes permanentes, variando-se o sentido de movimento (frontal e lateral). Foram utilizados 40 terceiros molares, num total de 80 preparos cavitários confeccionados por meio de um dispositivo padronizador. Os cortes foram realizados com 30 movimentos consecutivos da ponta sobre a superfície dentária, correspondendo a 27 s de utilização das pontas CVDentUS[®]. A profundidade e largura dos preparos cavitários foram analisadas em MEV e medidas por meio de uma análise cefalométrica modificada no programa Radiocef 4.0 (Radiocef Memory Ltda). A análise estatística pelo teste não paramétrico de Kruskal-Wallis ao nível de significância de 5% mostrou que: as maiores médias de largura e profundidade foram observadas nos preparos de dentina, sendo a ponta esférica responsável por cavidades mais profundas e a cilíndrica por cavidades mais largas, não havendo influência dos sentidos de movimento da ponta. A largura e a profundidade dos preparos cavitários realizados em dentina foram maiores que em esmalte, independente do formato da ponta CVDentUS[®] utilizada. Os sentidos de movimento, frontal e lateral, produziram preparos cavitários

semelhantes em largura e profundidade, exceto para os preparos realizados com a ponta cilíndrica no corte de esmalte. A ponta CVDentUS[®] esférica produziu preparos cavitários mais profundos, enquanto que a ponta cilíndrica produziu preparos mais largos.

Conde (2004) relata o resultado na parede dentinária, no que tange à remoção de *smear layer* e textura (rugosidade), da atuação de duas formas de cavitação dentária: a forma com a haste ultra-sônica associada a um ultra-som de 38.000 Hz e a forma com a ponta diamantada de alta rotação associada à turbina de alta rotação. Foram feitas quatro cavidades em cada dente, 10 dentes naturais terceiros molares inferiores: na cavidade I foi utilizada a haste ultra-sônica com corte traseiro sem ataque ácido; na cavidade II foi utilizada a haste ultra-sônica com corte lateral sem ataque ácido; na cavidade III foi utilizada ponta diamantada de alta rotação sem ataque ácido; na cavidade IV foi utilizada ponta diamantada de alta rotação com ataque ácido de 15 s. Os resultados obtidos por MEV mostraram que: a haste ultra-sônica associada à ultra-som promove a limpeza dos túbulos dentinários (não em sua totalidade), e pode ser utilizada como coadjuvante ou instrumento principal no preparo cavitário do dente; o movimento ultra-sônico faz com que a parte lateral da haste ultrassônica - em relação ao posicionamento de utilização e funcionamento da haste - promova um efeito de alisamento. Ao passo que a parte traseira da haste ultra-sônica - em relação ao posicionamento de utilização e funcionamento da haste - promove um aspecto de parede dentinária irregular; esta irregularidade sugere uma maior superfície de contato para a técnica adesiva restauradora; as cavidades confeccionadas com pontas diamantadas de alta rotação com ataque ácido por 15 s ainda apresentam pequenos resquícios de *smear layer* na sua porção pouco abaixo do limite raso do túbulo dentinário; em contra partida, a quantidade de túbulos desobstruídos das cavidades confeccionadas de forma ultra-sônica poderá sugerir em estudos futuros a prescindibilidade do condicionamento ácido na técnica das restaurações adesivas.

No relato de Antonio *et al.* (2005) refere uma abordagem alternativa para remoção de cárie em uma criança usando aparelho ultra-sônico e discutem as vantagens e desvantagens desta técnica. Estudo do caso: Uma criança do sexo masculino de 2 anos foi trazida pela sua mãe para uma clínica dental pediátrica privada no Rio de Janeiro, Brasil. A principal queixa da mãe era a presença de cárie dental no dente anterior de seu filho. Exames clínicos intraorais revelaram que o paciente tinha duas lesões de cárie no incisivo maxilar central na superfície mesial. O preparo cavitário foi realizado usando aparelho ultra-sônico e restauração com resina fotopolimerizável. Um ano e meio depois do procedimento restaurador o paciente apresentou-se com a restauração do dente em perfeitas condições. Os autores citaram como vantagens: menor probabilidade de dano iatrogênico nos preparos proximais, preparo cavitário mínimo, possibilidade de proceder sem anestesia provavelmente pela percepção da dor do paciente ser reduzida, devido a técnica eliminar a vibração, calor, pressão e diminuir a produção de barulho. Como desvantagens citam: lentidão de ação e disponibilidade limitada de instrumentos. Considerando a duração limitada de 30 min de todo procedimento e a sua aceitação pela criança, esta técnica pode também ser recomendada como potencialmente vantajosa para tratamento restaurador em pacientes crianças.

Zasewitz *et al.* (2005)^a, a fim de estimar as proporções do trauma térmico na remoção de cárie com pontas oscilantes, realizaram medições de temperatura em cavidades padrão *in vitro* com pontas esféricas oscilantes de diamante (Cariex D, KaVo) e com uma nova ponta com lâminas de metal duro (Cariex TC, KaVo). Investigaram a propagação da temperatura para ambos os instrumentos nas condições: sem *spray*, com *spray* irrigado por diferentes quantidades de água (7,3 ml de água/min e 25 ml de água/min); bem como, com a utilização do gel Plakout (Kerr/HaWe) como meio resfriador com 2 ml sem renovação e 2 ml renováveis. Para tanto, utilizaram 54 molares hígidos. Imediatamente após a extração, foram armazenados em uma solução de 0,1% de cloramina T em temperatura ambiente. O tempo de armazenagem até o

preparo cavitário foi de menos de seis meses. As cavidades foram feitas com o conjunto "Cariex D" (KaVo, Biberach) de pontas oscilantes esféricas diamantadas nos diâmetros 0,8 mm e 1,2 mm para aparelho Sonicflex (KaVo, Biberach). A granulometria média do revestimento de diamante era de 40 µm. Além disso, foram pesquisadas pontas oscilantes esféricas específicas com fio de metal duro do conjunto "Cariex TC" (KaVo, Biberach) nos diâmetros 1,0 mm e 1,4 mm. Os dentes foram fixados pelas raízes em bases de alumínio com resina autopolimerizável (Ivoclar SR Ivolen). Logo após os dentes foram polidos de modo a resultar numa superfície plana e paralela na sua superfície vestibular com um comprimento mesio-distal mínimo de 5 mm na dentina. Além disso, fizeram três perfurações na face oposta à planificação de teste, que ficavam num ângulo de 90° desta superfície, e terminavam numa distância de 1 mm da planificação apresentando distâncias de 1 mm entre si e tamanho de 1 mm de diâmetro. Depois foram colocados nas perfurações sensores de temperatura Ni-Cr-Ni (tipo TKI 05/10/DIN, THERMOCOAX, Suresnes, França) para medir o calor residual nas perfurações resultante da cavitação. Além dos valores de temperatura registrados no dente foram também registradas informações sobre a temperatura ambiente e da água do *spray*. Ambas as pontas foram operadas em um instrumento Sonicflex com uma pressão de 2 bar na frequência de trabalho do Sonicflex de 6 kHz. Para cada tipo de preparo cavitário foram determinados os valores médios das séries de ensaio (n=6). Os resultados foram comparados entre si através do teste Tukey e os parâmetros de ensaio desiguais foram investigados quanto a diferenças através do Teste T ambos com nível de significância de 5%. Os autores concluíram que em ambas as pontas, os valores das temperaturas sem resfriamento de água, a elevação na dentina fica acima de 3,5°C, significativamente superior àquelas com resfriamento a água. Um aumento da quantidade de água no *spray* de 7,3 ml/min para 25 ml/min não melhora o efeito do resfriamento. Entre os dois processos irrigados não existe diferenças significativa. A aplicação de Cariex TC em combinação com o gel Plakout, tanto com 2 ml como em 2 ml renováveis, apresenta valores próximos àqueles de refrigeração de água. Apesar de uma pequena quantidade de água já ser suficiente para a remoção

de dentina próxima à polpa, não se recomenda remoção prolongada. Por outro lado, a utilização de substâncias com alta viscosidade à base de água parece aceitável, desde que em tempo limitado das remoções cariosas.

Zasewitz et al. (2005)^b observaram o efeito das diferentes técnicas de remoção de cárie na topografia da dentina humana. Trinta e seis amostras de dentina de molares humanos cariados divididas ao meio foram tratadas com seis diferentes técnicas de remoção de cárie (Broca laminada – Powerdrive com Carisolv – Carisolv – Caridex D – Caridex TC – Carisolv com Caridex TC), replicadas e então examinadas usando MEV. As superfícies foram observadas antes e depois da remoção do *smear layer* num aumento de 200 e 1000x. No aumento de 200 as amostras de sono-abrasão mostraram a topografia da dentina mais ondulada do que as amostras tratadas com as outras técnicas. Usando tanto Carisolv como instrumentos de mão para remoção de cárie resultaram, num aumento de 200x e 1000x, em aspectos ásperos da dentina, bem como um aspecto de textura lascada e fissurada numa intensidade maior comparado com outras técnicas de remoção. Microrachaduras foram observadas em amostras de todos os métodos de escavação, mas mais freqüentemente quando tratado com Carisolv e instrumentos de mão. O processo de remoção por broca laminada resultou numa topografia de dentina marcada por textura de superfície lisa. O tipo de textura que ocorre decorrente de cada tipo de remoção cariada pode indicar se a dentina foi cortada ou fraturada.

Macedo *et al.* (2006) propuseram que a cirurgia de levantamento de seio maxilar pode ser realizada em pacientes com inadequado suporte ósseo para realização de implantes, reestabelecendo espessura óssea e possibilitando o sucesso clínico da técnica de implante e reconstrução protética. Uma das complicações cirúrgicas desse procedimento é a perfuração da membrana de Shneiderian. Nesse sentido, este artigo demonstra uma nova técnica para realização de um procedimento mais seguro para a osteotomia da tábua óssea vestibular. A utilização de pontas diamantadas com tecnologia CVD

(CVDentUS[®]), acopladas ao ultra-som possibilitou a realização, no caso clínico apresentado, de uma técnica mais rápida de osteotomia da tábua óssea para acesso à câmara sinusal, com menor possibilidade de romper a membrana de Shneiderian, menor traumatismo e menor produção de calor, trazendo melhor reparação tecidual.

3.2 Diamantes

May (1995) em seu trabalho referiu o diamante como o mineral mais duro que existe na natureza devido a forte ligação química entre os átomos de carbono que formam uma estrutura rígida e regular (tetraédrica). Além disso, possui o mais baixo coeficiente de expansão térmica, é quimicamente inerte e resistente ao desgaste, tem alta condutibilidade térmica, possui compatibilidade biológica, é um isolante elétrico e ópticamente transparente aos raios ultravioleta e infravermelho. O pesquisador referiu também que, o processo de obtenção artificial por deposição de vapor químico (CVD) envolve uma reação química de fase gasosa que ocorre sobre uma superfície sólida (substrato) causando crescimento de diamante sobre esta superfície. Os gases envolvidos no processo (metano e hidrogênio) são misturados antes de serem difundidos em direção à superfície do substrato. Em seguida, eles passam por uma região de ativação que gera energia para os componentes gasosos. Esta ativação que pode ser por plasma gerado por microondas (MWCVD), por filamento quente (HFCVD), por chama de acetileno e oxigênio (ATCVD) ou por jato de plasma (AJCVD), causa fragmentação das moléculas em radicais e átomos reativos, surgindo íons e elétrons ocorrendo aquecimento dos gases. Simultaneamente a esta ativação, os fragmentos continuam a se misturar passando por reações químicas complexas até atingirem a superfície do substrato. Neste momento, as moléculas podem tanto absorver e reagir com o substrato, como voltar a fase gasosa ou difundir-se em volta da superfície do mesmo substrato até que uma reação apropriada ocorra. Assim, diante destas condições favoráveis ocorre a formação do diamante artificial. O substrato de escolha, segundo o pesquisador, para a confecção de pontas diamantadas por meio desta

tecnologia (CVD) deve ter um ponto de fusão maior do que a temperatura requerida para o crescimento do diamante (normalmente maior que 800°C), além disso, deve ter coeficiente de expansão térmica compatível ao do diamante. O autor refere ainda que, visando formar filmes aderentes em substratos não diamantados, deve-se optar por um material capaz de formar uma camada inicial de carboneto que irá representar o “agente de união” para promover o crescimento do diamante, aliviando o estresse na interface diamante/substrato.

May (2000) relata que muitos estudos objetivaram a busca para obtenção do diamante artificial ou sintetizado. Em seu trabalho ele refere que o conhecimento das condições na qual o diamante natural é formado sugeriu que ele poderia ser obtido pelo alto aquecimento do carbono sob forte pressão, surgindo por volta de 1954, processo conhecido como alta pressão, alta temperatura (HPHT). Este processo permitiu a obtenção de diamantes artificiais na forma de pequenos cristais de tamanhos variando de nanômetros a milímetros, no entanto, estes tinham que ser agregados a outro material através de adesivo, resina ou matriz metálica, limitando o aproveitamento de todas as propriedades inerentes ao diamante. Ainda na década de 50, relata o autor, publicou-se o primeiro indício de obtenção do diamante a partir da forma gasosa de alguns compostos orgânicos, isto é, via deposição por vapor químico (CVD), mas devido à completa falta de compreensão dos mecanismos envolvidos e a pequena taxa de crescimento do diamante CVD, o processo de HPHT prosperou com muito mais eficácia, e foi até o início desta década, responsável pela maioria dos diamantes industriais utilizados no mundo. O autor relata, também, que o sucesso com as técnicas CVD veio somente no final da década de 70 devido à intensa atividade da escola russa, que descobriu que o átomo de hidrogênio poderia funcionar como um elemento ativador no processo de obtenção artificial do diamante e, a partir da década de 80, vários grupos de pesquisa se proliferaram em todo o mundo, merecendo maior destaque a escola japonesa. Atualmente, é sabido que o átomo de hidrogênio é o componente mais crítico durante a fase de mistura gasosa, já

que ele guia todo o processo químico. Durante o crescimento, a superfície de diamante fica saturada com hidrogênio. Esta cobertura limita o número de sítios onde as espécies de hidrocarbonetos (CH_3) possam ser absorvidas, além de bloquearem os sítios onde possam ser aderidos. Um átomo de hidrogênio liga-se a um outro hidrogênio da superfície para formar H_2 , deixando um sítio reativo na superfície. O mais fácil seria ocorrer outra ligação com o íon H livre, mas ocasionalmente um radical gasoso CH_3 pode colidir e reagir com a superfície. Este processo pode se repetir em um sítio adjacente e um outro radical H, originado de qualquer outro grupo, pode ligar-se próximo aos grupos carbônicos completando a estrutura do anel. Assim, o crescimento do diamante, segundo o autor, pode ser considerado um processo de deposição de átomos de carbono numa superfície de diamante devido à presença excessiva de átomos de H. Apesar desta visão simplificada, o mecanismo exato dependerá da fase química gasosa, do tipo de reator utilizado e do substrato.

O periódico Pesquisa FAPESP (2000) publicou que as pontas abrasivas odontológicas de diamante CVD, no Brasil, foram desenvolvidas no Instituto Nacional de Pesquisas Espaciais (INPE) e são fabricadas pela Clorovale Diamantes (São José dos Campos), primeira empresa da América Latina a produzir diamantes sintéticos puros, sem a adição de metais. A tecnologia CVD é alvo de estudos no INPE desde 1991 e na Universidade São Francisco (USF) desde 1996. Além destas instituições, no Brasil existem outros grupos de estudo em diamantes artificiais: na Universidade Estadual de Campinas (UNICAMP); no Instituto de Física da Universidade de São Paulo (IFUSP); na Universidade Estadual Paulista (UNESP) e na Universidade Federal do Rio Grande do Sul (UFRGS). A Clorovale cita que esta tecnologia de obtenção de diamante aplica-se, para seus produtos: à broca odontológica giratória e à haste ultra-sônica, esta última com a vantagem de evitar a anestesia em 80% dos casos em que é utilizada. Esta tecnologia permite utilizar o gás hidrogênio (um subproduto da fabricação do hipoclorito de sódio – água sanitária, produzida pela empresa desde a sua fundação em 1991) como matéria-prima

do processo de produção do diamante. Com este novo projeto, o hidrogênio deixa de ser, simplesmente jogado no ar para tornar-se um componente essencial à produção de diamante artificial, transformando-o num produto disponível para o mercado a custos mais baixos.

Trava-Airoldi *et al.* (2002) em seus estudos foi referido que muito se tem pesquisado para obter uma superfície de molibdênio puro para aderência e crescimento do diamante de tecnologia CVD por isto, os autores propuseram uma interface adequada através de íons e energia de impacto sobre a superfície do substrato por uma janela de temperatura durante o período de trabalho. Esta interface adequada também seria dotada por difusão de carbono durante o crescimento do diamante. Ainda como característica de interface adequada, teríamos uma densidade de ligações químicas entre átomos desde a interface do carbono pelo princípio da nucleação do diamante. Com estas características, películas de diamantes de poucos μm até mm têm sido obtidas com ótima aderência na superfície de molibdênio. Caracterizações químicas e pequenos ângulos de difração de RX sob a interface antes do crescimento do diamante e depois da nucleação do mesmo revelam diferentes compostos que contribuem para as ligações químicas.

3.3 Ultra-som

O periódico *Zahntechnik* (1973) publicou que o efeito de limpeza do ultra-som em um líquido encontra-se primeiramente no fato de que as impurezas são removidas por uma sobrepressão de até 1000 atmosferas decorrente da implosão das bolhas de cavitação. Muitas vezes pode as impurezas que se encontram sobre as superfícies a serem limpas estarem aderidas de tal maneira que o simples efeito descolante do ultra-som não seja suficiente. Nestes casos, uma limpeza perfeita só pode ocorrer se esses locais forem limpos através de um processo químico de dissolução. Esse trabalho de limpeza deve ser deixado a cargo da solução de limpeza cuja composição química se adapta a cada uma das finalidades de limpeza. Não pode, e nunca

poderá existir, uma "solução de limpeza universal", já que a estrutura química das impurezas é muitas vezes intrinsecamente diferente. Por exemplo: óleos minerais, gorduras ou ceras dentais não são saponificáveis e, por isso, só podem ser dissolvidos em soluções orgânicas. Tártaro e resinas, por outro lado, se diluem apenas em soluções inorgânicas aquosas. Por este motivo que para cada superfície a ser limpa e considerando o tipo de impureza a ser removida teremos tipos de soluções limpadoras diferentes a serem empregadas.

Siqueira Júnior (1997) referiu que dois fenômenos poderiam estar envolvidos na limpeza dentinária com aparelhos ultra-sônicos: cavitação e *acoustic stream*. Quando um objeto em vibração ultra-sônica é imerso em um fluido induz, neste, oscilações que causam aumento (compressão) e decréscimo (rarefação) na pressão hidrostática. Durante a fase de rarefação, sob certa amplitude e pressão, o líquido pode sofrer estresse acústico e formar bolhas de cavitação. Durante a próxima fase de compressão, as cavidades formadas implodem, produzindo maiores temperaturas e pressões, as quais resultarão em ondas de impacto contra as paredes da dentina, promovendo limpeza. Para que a cavitação ocorra dentro de uma cavidade repleta de líquido é necessário que o instrumento vibre com uma amplitude de deslocamento de 135 μm . O *acoustic stream* pode ser definido como um turbilhonamento de líquido, com circulação unidirecional, ao redor do instrumento em vibração. Este fenômeno pode ocorrer na parede dentinária, desde que o instrumento não esteja travado na própria parede de dentina.

Glickman (1999) referiu que dispositivos ultra-sônicos geram energia vibratória que excede 20000 Hz, significativamente acima do nível audível. As ondas acústicas (movimentação rápida de fluidos ao redor de um objeto em vibração) são transferidas da extremidade do aparelho por uma movimentação oscilatória ou sinusoidal. Os sistemas ultra-sônicos utilizam dois tipos de transdutores, magnetorrestritivo e piezoelétrico. O primeiro a ser desenvolvido foi o magnetorrestritivo (tiras de metal circundado por uma mola), que se

expande e se contrai quando um potencial elétrico é aplicado. A segunda geração de ultra-som é mais poderosa, utilizando transdutores piezoelétricos de um material piezocerâmico polarizado para produzir uma corrente na aplicação de um potencial elétrico. Este sistema permite uma maior versatilidade na função e pode ser utilizado para promover cavidades em ápices radiculares.

Spångberg (2000) referiu que as unidades ultra-sônica piezoelétricas produzem em sua extremidade ondas senoidais vibratórias com frequência em torno de 30 kHz. Existem 2 tipos diferentes de dispositivos: O aparelho ultra-sônico (acima de 20 kHz [magnetoelétrico e piezoelétrico]) e o aparelho sônico de 2 a 3 kHz. Embora similares na função, o modelo piezoelétrico apresenta vantagens em relação aos sistemas magnetoelétricos. Pouco calor é produzido e, portanto, não é necessária a refrigeração para a peça de mão elétrica. Além disso, o transdutor piezoelétrico transfere mais energia para a sua ponta do que o sistema magnetoelétrico, tornando-o mais potente. O sistema magnetoelétrico gera uma grande quantidade de calor, necessitando de um sistema especial de refrigeração, além do sistema de irrigação para a extremidade da ponta. Um instrumento endodôntico acoplado a uma extremidade de um ultra-som vibra em um padrão de ondas senoidais. Durante a produção de uma onda, existem áreas com deslocamento máximo (antinodos) e áreas sem deslocamento (nodos). A ponta do instrumento apresenta antinodo. Se a potência é muito alta, o instrumento pode fraturar devido à vibração intensa e geralmente ocorre nos nodos das vibrações. Os aparelhos ultra-sônicos apresentam um eficiente sistema de irrigação quando em funcionamento na sua extremidade. Durante a vibração ultra-sônica livre em um líquido são observados dois efeitos físicos significativos: cavitação e corrente acústica. Durante a vibração em um líquido ocorre uma pressão positiva que é seguida por uma pressão negativa no líquido. Se a resistência à tensão do líquido for excedida durante a oscilação dos gradientes de pressão, uma cavidade é formada no líquido na fase negativa. No momento da fase de pressão positiva, a cavidade implode com grande força. Isso é a cavitação. A

potência (amplitude) das unidades ultra-sônicas odontológicas é muito baixa, usadas em condições clínicas normais, para criar efeitos de desgaste mecânico significativo sobre as paredes dentinárias. A corrente acústica cria pequenos movimentos circulares intensos no líquido em volta dos instrumentos (redemoinho ou turbilhão). O redemoinho ocorre mais próximo da ponta do instrumento do que da sua porção coronária, com um fluxo direcionado apicalmente para a extremidade. A corrente acústica realça o efeito de limpeza da solução irrigadora no espaço de funcionamento devido ao potencial das forças hidrodinâmicas. O aumento da amplitude em instrumentos de diâmetro menores melhora a corrente acústica. Isso tem demonstrado ser de grande valor de limpeza, fazendo com que as soluções penetrem em pequenos espaços. A corrente acústica tem pouco efeito antibacteriano direto. Tanto a cavitação quanto a corrente acústica dependem da vibração livre do instrumento. A limpeza dependente destes dois fenômenos promovidos pela vibração é interrompido pelo contato do instrumento com a parede dentinária. A medida que o contato do instrumento com as paredes dentinárias aumenta, a vibração é amortecida e se torna muito fraca para produzir a corrente acústica. Se usados sem o devido cuidado, tanto os instrumentos sônicos quanto os ultra-sônicos tem a tendência de transportar o canal, ou seja, desgastar dentina ampliando os limites do canal.

Berbert (2005) relatou que o ultra-som na odontologia, sua ampla gama de aplicabilidade, aumenta ainda mais nos dias de hoje, com seu crescente emprego em preparos cavitários, principalmente na odontopediatria devido a sua atividade silenciosa e praticamente indolor. Sua utilização como acelerador de movimentações ortodônticas também já é fato. E, na endodontia nota-se seu uso por aproximadamente 5 décadas na fase de preparo biomecânico dos canais. O ultra-som, na endodontia, foi empregado pela primeira vez em 1957, pela utilização do equipamento Cavitron (o mesmo aparelho utilizado na periodontia) através da adaptação de limas endodônticas. Quase vinte anos depois, em 1976, esse mesmo equipamento com a combinação de um reservatório para solução irrigadora foi designado de sistema endo-sônico

Cavi-Endo e reintroduzido na endodontia para dar um novo impulso ao ultra-som no tratamento de canais radiculares. Ultra-som é o nome atribuído às ondas acústicas de frequência maior do que aquelas perceptíveis pelo ouvido humano. Existem 2 métodos básicos para produção de ultra-som: A) Por magnetoestrição (convencional), que é o fenômeno pelo qual a energia magnética é convertida em energia mecânica (vibrações). O gerador ultra-sônico típico emprega uma placa de metal, como por exemplo, o níquel, que atua como transdutor ou vibrador. Essa placa de metal, quando submetida a um campo magnético, alternado e estável, resulta em vibrações mecânicas que são transmitidas ao instrumento acoplado à peça de mão, onde se situa o gerador ultra-sônico. Os aparelhos que utilizam esse método transformam a corrente elétrica alternada, de 50/60 Hz, numa corrente de 25 ciclos que é convertida pelo transdutor de níquel em vibrações mecânicas de até 25000 ciclos por s. Essas vibrações, microscópicas, portanto invisíveis ao olho nu, são transmitidas ao instrumento através da ponta do aparelho. Uma das desvantagens desse método de produção de ultra-som, por magnetoestrição, é que ele gera uma grande quantidade de calor. Assim sendo, os aparelhos que utilizam esse método necessitam de 2 sistemas de tubulações. Um deles, utilizado para resfriar a fonte de emissão de ultra-som, e uma outra tubulação usada para conduzir a solução irrigadora ao local de ação do instrumento. B) Por efeito piezelétrico, que é chamado assim pela forma de converção da energia elétrica em energia mecânica. Alguns cristais apresentam a propriedade de serem percorridos por uma corrente elétrica quando comprimidos, sob pressão, ou quando se exerce uma tração sobre os mesmos. Dos cristais que apresentam essa propriedade, o quartzo é o mais empregado. Essa importante propriedade de produção de cargas elétricas negativas e positivas sobre a superfície de cristais de quartzo sob pressão é reversível, isto é, caso se aplique nas duas faces opostas do cristal, placas metálicas eletrizadas e com certa diferença de potencial, a lâmina de quartzo se contrai ou se expande, de acordo com o sentido do campo elétrico criado. Ao estabelecer-se uma diferença de potencial alternada entre duas faces paralelas e oposta de um cristal de quartzo, convenientemente preparado, haverá uma

série de contrações e expansões dessas faces que se afastarão e se aproximarão como resultado das oscilações com que ficarão animadas. Esses movimentos produzirão um som. Regulando-se, convenientemente, a vibração das lâminas, pelo emprego de potenciais alternados, pode-se obter a produção de ultra-som, pois a passagem de corrente elétrica sobre lâminas de quartzo, situadas entre placas de metal, criará vibrações cujas frequências atingirão a faixa de 50000 ciclos por s e com cerca de 3 cm de comprimento. O maior ou menor número de vibrações depende dos seguintes fatores: frequência elétrica utilizada, qualidade do cristal empregado, espessura do cristal e tipo de cristal utilizado. No entanto, a grande maioria dos aparelhos piezelétricos atualmente passou a empregar, ao invés de cristais de quartzo, discos de cerâmica PZT, uma cerâmica especial, super compacta que, após seu preparo e polarização, oferece melhor efeito como gerador piezelétrico. Quanto aos fenômenos ultra-sônicos de interesse odontológico, o autor relata que, quando um líquido qualquer é submetido a uma elevada variação local de pressão pela ativação ultra-sônica, a tensão superficial desse líquido pode ser rompida, determinando, como resultado, a formação de milhares de cavidades transitórias na sua superfície, daí o termo também usado de “cavitação”. Como as cavidades na superfície do líquido são transitórias, a implosão, a ruptura ou quebra das paredes das microborbulhas podem atingir velocidades super-sônicas, determinando, assim, fortes ondas de impacto. A ação solvente resulta desse impacto de ondas. No caso da endodontia, a cavitação é produzida pelas limas do sistema ultra-sônico sobre o líquido irrigante. Contudo, a cavitação com aparelhos ultra-sônicos comuns parece não se confirmar pela baixa variação da amplitude das limas. No entanto, para o sistema piezelétrico, foi observado que a cavitação podia ser rapidamente produzida, variando de acordo com o diâmetro das limas e o deslocamento de amplitude. São 7 fenômenos associados com a cavitação ultra-sônica. Primeiro, ondas de impacto; o colapso das paredes das cavidades transitórias pode alcançar velocidades super-sônicas e produzir fortes ondas de impacto. Os efeitos desagregadores relacionados ao ultra-som são atribuídos a ação solvente dessas ondas de impacto. Cálculos mostram que pressões de dezenas de

milhares de atmosferas poderiam se desenvolver próximo a uma cavidade em implosão. Segundo, elevação de temperatura; foi estimado que a implosão das cavidades transitórias podem gerar temperaturas que, em determinados líquidos, pode chegar a 2000°K. A temperatura de soluções irradiadas com ondas ultra-sônicas, sob condições de cavitação transitória, aumenta rapidamente (no entanto, clinicamente o que se observa é que sob irrigação contínua durante o emprego do ultra-som no canal radicular, não há aumento da temperatura, mas sim uma tendência de queda da mesma na porção coronária do canal e pouca alteração no seu nível apical). Terceiro, efeitos químicos; a cavitação transitória ultra-sônica compreende os efeitos químicos de oxidação, redução, degradação e síntese de compostos orgânicos e inorgânicos. Muitos dos efeitos químicos não foram ainda perfeitamente quantificados, com exceção da degradação de macromoléculas. O efeito mais comum do ultra-som sobre soluções de macromoléculas é a sua mudança para o estado viscoso, como resultado de degradação. Os efeitos químicos podem ser consideravelmente anulados na presença de substâncias com peso molecular maior do que a água. Quarto, emulsificação; pela ação do ultra-som, obtêm-se emulsões a partir de mistura de líquidos não miscíveis, mesmo na ausência de substâncias tensoativas. Quinto, micro-corrente acústica; a micro-corrente acústica é, provavelmente, o maior benefício oferecido pelo emprego do sistema ultra-sônico e pode ser definida como a produção de uma circulação de fluidos em torno de um objeto submetido à vibrações. A micro-corrente acústica é considerada como um efeito secundário de um campo acústico e oferece uma característica padrão de turbilhonamento externo e interno do fluxo da água que corre ao longo de toda a extensão do objeto sob vibração. Os efeitos da micro-corrente acústica são a degradação de bactérias, ruptura de hemoglobinas, inativação de enzimas e ruptura do ácido desoxiribonucleico (DNA). Ótimos efeitos da micro-corrente acústica são obtidos, quando a lima endo-sônica oscila livremente no interior do canal radicular. Portanto, é muito importante o emprego de instrumentos de diâmetro menores do que a luz dos espaços a serem trabalhados para a obtenção desses efeitos. Sexto, desgaste das paredes dentinárias; não existem dúvidas

quanto a ação do ultra-som no desgaste das paredes dentinárias, isto se verifica pelo alargamento que ocorre na luz dos canais preparados por ultra-som e, também, por alguns possíveis degraus ou, até mesmo, transporte de forame decorrente, para estes dois últimos, de algum erro no preparo ultrassônico. A eficiência do desgaste dentinário não depende da força atribuída ao instrumento sobre as paredes de dentina. Assim sendo, a peça de mão deve ser manipulada delicadamente de forma a atribuir a lima endodôntica movimento circunferencial completo. Após o desgaste dentinário pela ação das limas ativadas por ultra-som, as paredes do canal radicular não ficam lisas, mas sim, apresentam estrias que correspondem às espirais do instrumento. Sétimo, irrigação/sucção/inundação; para a limpeza radicular, não é tão importante a natureza química do soluto irrigador, mas sim, a quantidade e o volume da solução irrigadora empregada. Considerando que as soluções de hipoclorito de sódio têm uma ação corrosiva sobre os metais constituintes do aparelho, prejudicando a sua longevidade, recomenda-se a água deionizada que, através dos fenômenos associados à ativação ultra-sônica, já deixará o sistema de canais radiculares preparado.

Saunders e Saunders (2006) referiram que a energia ultra-sônica usada na endodontia gera uma forma de onda senoidal através da lima com áreas de deslocamento máximo (antinodo) e deslocamento mínimo (nodo). A ponta do instrumento endodôntico constitui-se no antinodo da onda senoidal e dependendo da potência, produz uma amplitude de 2 mm a uma frequência de 30 kHz. A energia ultra-sônica, juntamente com os fluidos utilizados na endodontia pode gerar 2 fenômenos: micro-corrente acústica e cavitação. A micro-corrente acústica ocorre mais freqüentemente e resulta em contra-corrente em torno da lima, desenvolvendo tensões cisalhantes hidrodinâmicas que limpam a parede dentinária. A cavitação ocorre como resultado da alteração de pressão dentro do líquido. Uma cavidade pode resultar dentro do líquido e em seguida a alteração de pressão resulta em implosão que pode ocorrer de forma suficiente para limpar a superfície. Infelizmente, a forma do canal impede a geração constante destes efeitos físicos. No entanto, a

atividade do instrumento aquece a solução irrigante melhorando os efeitos de limpeza. Além disso, instrumentos finos em contato mínimo com as paredes dentinárias, no interior do canal, oferecem melhores condições para o uso da energia ultra-sônica. Para os autores, a técnica ultra-sônica é utilizada em remoção de tecido dentário coronário quando da localização de canais radiculares; auxiliar na remoção de instrumentos fraturados e retropreparo para cirurgias endodônticas.

Segundo Mesquita *et al.* (2006)^a as aplicações do ultra-som de baixa frequência (20 – 40 kHz.) produzem alterações no meio pelo qual a onda se propaga. Podem-se citar como exemplos de sua aplicação em odontologia, o efeito de cavitação da água, a ruptura de células biológicas, a atomização de líquidos e a homogeneização. Para compreender a ação do ultra-som em odontologia, no entanto, é necessário ter algum entendimento de suas propriedades físicas, juntamente com os possíveis efeitos biológicos sobre os tecidos. As ondas ultra-sônicas são essencialmente propagações mecânicas de energia através de um meio apropriado. As ondas ocorrem quando as partículas do meio são energizadas, causando a vibração e a transferência de energia para partículas adjacentes; essa energia é então transmitida na forma de onda. Para uso clínico, o ultra-som é gerado por transdutores que convertem energia elétrica em ondas ultra-sônicas. Isso geralmente é conseguido por magnetoelasticidade ou piezoelectricidade. Podemos citar os seguintes efeitos de interesse biológico: 1) Efeito térmico. Como uma onda de ultra-som passa através de tecidos, a sua energia é reduzida e dissipada como calor, causando uma elevação na temperatura dos mesmos. O efeito disso, nos tecidos, depende da elevação da temperatura, o tempo pelo qual se mantem e a sensibilidade térmica deles. Na maioria dos tecidos a reação fisiológica normal será uma alteração do fluxo sanguíneo na região devido ao relaxamento reflexivo das arteríolas. O aumento do fluxo sanguíneo na área tenderá a controlar os efeitos do calor, limitando o aumento da temperatura para menos de 1°C, resultando somente em um ínfimo aumento na taxa metabólica local; 2) Efeito mecânico-vibratório. Existe uma diferença significativa entre o movimento oscilatório provocado pelo sistema

magnetoelétrico e o sistema piezoelétrico. A amplitude do movimento do sistema magnetoelétrico obedece a um desenho helicoidal, e o movimento do sistema piezoelétrico, a um desenho retilíneo de vaivém. Ambos os movimentos oferecem aos insertos um potencial de desgaste e penetração bastante efetivo, causando alterações morfológicas; 3) Efeito químico. Mudanças no pH de alguns líquidos puderam ser observadas em estudos feitos quando o ultra-som era acionado. O mais interessante a observar nesses estudos é que, quando o inserto era trocado por outro de calibre maior, o pH desses líquidos diminuía ainda mais; 4) Efeito reflexivo. Essa propriedade que o ultra-som tem de liberar energia, quando acionado, em forma de ondas, que ao se chocarem com um anteparo tendem a retornar ao seu ponto de origem, provavelmente seja um dos efeitos mais interessantes para explicar a abertura e conseqüente limpeza dos túbulos dentinários quando empregado em condutos radiculares. Esse efeito é de fundamental importância quando queremos otimizar a adesão de materiais resinosos intracanal; 5) Fenômeno da cavitação. A atividade cavitacional do ultra-som compreende uma contínua atividade de bolhas em um meio líquido. Varia de suave pulsação linear de corpos gasosos, em um campo de som de baixa amplitude (cavitação estável), a um comportamento violento e destrutivo de cavidade com vapor (cavitação transitória) em campos sonoros de alta amplitude. A energia gerada dentro dessas bolhas pode resultar em ondas de choque ou campos de corte hidrodinâmico que podem romper tecidos biológicos. A ocorrência de cavitação necessita de corpos ou bolhas gasosas no meio. Na presença de um campo de ultra-som a bolha irá crescer e sofrer “pulsação respiratória” em resposta às oscilações de pressão aplicadas pelo campo. Como a bolha pulsa, ondas transversais são colocadas em sua superfície, que se torna distorcida e instável conforme a amplitude ultra-sônica aumenta. Microbolhas aparecerão em volta da bolha original. A formação de microbolhas está associada ao início da cavitação transitória, em que as bolhas mostram um fenômeno “colapso”, com a temperatura gasosa da bolha atingindo milhares de graus Celsius e várias atmosferas de pressão. Os efeitos da cavitação transitória são devidos às ondas de choque radiadas durante os estágios finais do colapso da bolha ou a

jetos de líquidos em alta velocidade de movimento não-lineares à face da bolha. Em ultra-som de baixas frequências, na ordem de 20 a 40 kHz, a formação de microbolhas e cavitações transitórias subseqüentes ocorrem prontamente; 6) Microvaporização acústica. A rápida e cíclica pulsação do volume de uma bolha de gás resulta na formação de um padrão de estado complexo e estável de vapor dentro de um líquido próximo à superfície da mesma. Isso é chamado de microvaporização acústica. As dimensões dos padrões demonstram um rápido grau de mudança de velocidade do vapor com a distância. Sendo assim, embora as velocidades propriamente ditas sejam somente de ordem de alguns centímetros por segundo, os gradientes, devido ao grau de mudança de velocidade, produzirão uma grande tensão de corte hidrodinâmico próximo ao objeto oscilante que pode romper ou danificar tecidos ou células biológicas; 7) Forças de radiação. Qualquer meio ou objeto no caminho de um feixe ultra-sônico está sujeito à força de radiação, que tende a empurrar o material na direção da onda em propagação. Essa força é pequena, mas, em um campo de ondas estável pode ser aumentada e agir sobre uma curta distância. Então, aquelas partículas densas no meio são direcionadas às regiões de máxima amplitude de pressão acústica. Forças de radiação podem também aumentar a atividade cavitacional em um campo de ondas estável.

Para Mesquita *et al.* (2006)^b se a intenção é remover a lama dentinária quando estamos preparando cavidades, para materiais adesivos, o ultra-som, quando comparado aos instrumentos rotatórios, é insuperável. Ao mesmo tempo em que o ultra-som promove um desgaste por ação mecânico-oscilatório, remove parcialmente a lama dentinária por ação dos fenômenos envolvidos na cavitação. Essa atividade facilita a ação do condicionamento ácido do esmalte e da dentina. Para se obter o máximo de adesão à dentina é necessário que a lama dentinária seja completamente removida, os túbulos estejam expostos e ocorra uma desmineralização parcial da dentina peri e intertubular, sem desnaturar o colágeno para que consiga uma hibridização com o sistema adesivo. O ultra-som leva uma enorme vantagem sobre os instrumentos rotatórios cortantes, pois, o momento em que o desgaste está

sendo executado, os fenômenos envolvidos no processo eliminam cerca de 80% da lama dentinária, deixando grande parte dos túbulos dentinários desobstruídos. É interessante notar, e isso serve para futuros estudos, que a margem da cavidade que visualmente nos parece completamente lisa e acabada, ao exame por MEV mostra-se totalmente irregular, com vários espaços, criando uma condição teoricamente favorável a adesão pelo aumento do embricamento mecânico do adesivo. Então, pelas observações feitas em MEV, seria uma manobra interessante usar o ultra-som em qualquer situação de preparo cavitário, mesmo que este tenha sido executado com instrumentos rotatórios convencionais com a finalidade de remover parcialmente a lama dentinária e diminuir o tempo de condicionamento ácido. Certamente essa é uma questão que merece maiores estudos.

3.4 Teste de Resistência à União

Noort *et al.* (1989) realizaram estudos de elemento finito em duas dimensões com a finalidade de investigar a distribuição de estresse nos ensaios de tração e cisalhamento. As variáveis introduzidas na configuração dos ensaios incluíram: Tamanho do cilindro de resina composta para confecção do corpo-de-prova; diferenças no módulo de elasticidade do material do cilindro de resina composta; modo de aplicação da tensão. Os resultados demonstraram que, para ambos os ensaios, o módulo de elasticidade da resina composta afeta a concentração de forças (maior módulo de elasticidade maiores tensões). O comprimento do cilindro também afetou a concentração de estresse. Para os cilindros de 3 a 6 mm de altura, o modo de aplicação da força não modificou significativamente os resultados, porém entre 0,5 e 2 mm a força concentrada afetou deletariamente a distribuição de tensões. Para o ensaio de cisalhamento, a melhor distribuição ocorreu com a aplicação de tensão o mais próximo da dentina. Os autores concluíram que tanto o ensaio de tração quanto o de cisalhamento possuem uma distribuição de estresse na interface adesiva altamente não uniforme. Esta distribuição foi sensível a fatores como: Módulo de elasticidade; formato do cilindro de resina composta; tamanho do cilindro de

resina composta; forma como a tensão é aplicada, sendo o ensaio de cisalhamento particularmente sensível a este último fator.

Sano *et al.* (1994) avaliaram por ensaio de μ TBS a relação existente entre área de superfície unida e a resistência à união de três sistemas adesivos. Vinte terceiros molares humanos hígidos foram extraídos e estocados em solução salina a 4°C. Suas superfícies oclusais foram cortadas com disco diamantado e alisadas com lixas de granulação 600 a fim de obter superfícies exclusivamente de dentina lisa. As superfícies planas foram restauradas de 3 formas: Grupo 1, Scotchbond Multi-Purpose/Z100; Grupo 2, Clearfil Liner Bond 2/Photo Clearfil A; Grupo 3, Vitremer. Após 24 h imersos em água a 37°C, os corpos-de-prova foram seccionados paralelamente, no sentido do longo eixo do dente em 10 a 20 lâminas finas, de modo que a metade superior fosse constituída de resina e a inferior de dentina. Essas pequenas secções foram refinadas com pontas diamantadas em alta velocidade sob refrigeração, de forma que a área de união constituía-se na porção central estreita. Os corpos-de-prova foram unidos ao aparato de teste Bencor Multi-T (Danville Engineering, CA, EUA) a 1 mm/min de velocidade de carregamento com um adesivo à base de cianocrilato. Após o teste, o modo de fratura foi observado em um microscópio ótico com magnificação 10x. Os resultados demonstraram que a μ TBS foi inversamente proporcional à área de união. Para áreas abaixo de 0,4 mm², a resistência à união foi aproximadamente 55 MPa para o Clearfil Liner Bond 2, 38 MPa para o Scotchbond Multiuso e 20 MPa para o Vitremer. Para todas essas pequenas áreas de superfície, as falhas foram de natureza adesiva. Os autores concluíram que esse novo método de teste possibilita determinar altas resistências de união sem falhas coesivas em dentina e também permite múltiplas avaliações em um mesmo dente.

Al-Salehi e Burke (1997) analisaram 50 artigos publicados de 1985 a 1995 sobre resistência à união de resinas compostas à dentina para verificar se existe ou não padronização entre estes estudos. Dentre os estudos analisados, a resistência ao cisalhamento foi o teste mais empregado, sendo utilizado em

80% dos trabalhos (18% para tração). A dentina de molares humanos foi empregada em 88% de frequência (10% dentina bovina; 2% bovina e humana). A profundidade de dentina utilizada em 10% dos trabalhos foi a dentina superficial (8% para dentina coronária do terço médio). A água destilada e a solução salina foram utilizadas como meio de armazenagem dos dentes em 86% dos trabalhos (10% para cloramina). A maioria dos testes (68%) ocorreu 24 h após a confecção dos corpos-de-prova (6% para 48 h; 4% para 7 dias). A superfície de contato ou o diâmetro dos corpos-de-prova foram relatados em 94% dos estudos, sendo a média do diâmetro de 3,97 mm. A velocidade de carregamento de 5 mm/min foi utilizada em 42% dos trabalhos analisados (30% para 0,5 mm/min; 12% para 1,0 mm/min). A forma mais freqüente de preparo de superfície dentinária (78%) foi com lixas de carbeto de silício (12% para pontas diamantadas). A máquina de ensaio universal Instron (Instron Corp., Canton, EUA) foi utilizada em 96% dos trabalhos. Entretanto, muitas variáveis não foram mencionadas em vários artigos demonstrando pouca padronização nos estudos de resistência à união à dentina.

A proposta de Chappell *et al.* (1997) foi realizar uma análise para determinar o tamanho da amostragem e estabelecer um padrão metodológico para o teste de μ TBS da dentina/adesivo. Seis terceiros molares não erupcionados extraídos foram preparados pela remoção do terço oclusal da coroa (dentina oclusal do terço médio da face vestibular). A superfície da dentina foi lixada com lixa d'água de granulação 320. Cada dente foi então condicionado com ácido fosfórico, aplicado adesivo Scotchbond Multipurpose, e construída uma coroa de compósito (Z100-3M Co.) sobre toda superfície da dentina. O dente foi então fixado a um cilindro de 15 mm de diâmetro. Este foi colocado em uma serra de diamante de baixa velocidade e um mínimo de 5 secções foram efetuadas em cada dente. Os cortes foram feitos de vestibular para lingual e mesial para distal paralelo ao longo eixo do dente, de forma a obter pequenas barras com a espessura de $1 \text{ mm} \pm 0,1 \text{ mm}$. A união da dentina, adesivo e compósito teve sua secção transversal medindo uma área superficial de $1,7 \text{ mm}^2 \pm 0,1 \text{ mm}^2$, a qual ficou centralizada no meio da amostra

e divididas por localização de dentina (externa, intermediária e mediana). Cada amostra foi testada num aparelho de teste Bencor Multi-T (Danville Engineering, San Ramon, EUA) associado a uma máquina universal Instron modelo 1125 (Instron Corp., Canton, EUA) e testado a uma velocidade de 0,5 mm/min. A resistência média para dentina externa, intermediária e mediana e desvio padrão foram, respectivamente: $30,4 \pm 7,2$ MPa, $32,3 \pm 6,4$ MPa, e $25,5 \pm 6,0$ MPa; para todas amostras obteve-se $30,1 \pm 6,9$ MPa. A análise de variância não mostrou diferenças entre as posições de dentina (externa, intermediária e mediana) ($p > 0,1$). O tamanho de amostragem para testes de μ TBS indicou que 27 amostras, ou 6 dentes foram necessários para satisfazer $\alpha = 0,01$, poder estatístico = 0,80 e diferença de 20% entre as médias.

Cardoso *et al.* (1998) propuseram como objetivo deste estudo determinar a resistência à união entre dentina e três sistemas adesivos (Single Bond, 3M Dental Products; Scotchbond Multipurpose Plus, 3M Dental Products; Etch&Prime 3.0, Degussa) por meio de testes de μ TBS, cisalhamento e tração. Molares humanos extraídos foram incluídos em resina acrílica e tiveram suas dentinas expostas e alisadas com lixa de granulação 600 em três superfícies não oclusais. Em cada superfície com o adesivo previamente aplicado conforme preconizado pelo fabricante, foram construídos blocos com 3 incrementos de resina composta Z100 (3M Dental Products) e fotoativados por intensidade de 450 mW/cm^2 . As amostras foram armazenadas em água destilada, sendo submetidas ao teste de μ TBS, cisalhamento e tração 24 h após, todos em máquina Otto Wolpert-Wercke (Alemanha) a uma velocidade de carregamento de 0,5 mm/min. Para os testes de cisalhamento e tração, depois da aplicação do adesivo, um cone de 3 mm de altura e de diâmetro de 3 mm na superfície pequena foi construído com resina. O teste de cisalhamento foi realizado com um cinzel. Teste de tração foi feito puxando o cone de resina via tira metálica. Para o teste de μ TBS, resina de aproximadamente 5 mm de altura foi colocada sobre toda a dentina exposta. Então, usando um disco de diamante perpendicular a interface de união, pequenas barras com $0,25 \text{ mm}^2$ da área de secção transversal retangular foram obtidas e submetidas à força

de tração. Os resultados foram processados por ANOVA e mostraram que todos os testes avaliaram os adesivos na mesma ordem. Valores médios obtidos pelo teste de μ TBS não foram estatisticamente diferentes para os três adesivos. Para os testes de cisalhamento e tração, Single Bond mostrou alta resistência à união do que Etch&Prime 3.0 ($p < 0,05$). Scotchbond Multipurpose Plus originou uniões que foram estatisticamente similares para ambos Single Bond e Etch&Prime 3.0. Comparando os três testes, uma média alta ($p < 0,05$) e um menor coeficiente de variação foram encontrados com o teste de μ TBS. O sistema adesivo Single Bond obteve maiores valores de resistência à união do que o sistema adesivo Etch&Prime 3.0 para os testes de resistência por cisalhamento e tração. Dependendo do teste aplicado, diferença entre os materiais não podem ser descobertas.

Armstrong *et al.* (1998) testaram a μ TBS de dois adesivos dentinários (All Bond 2 e OptiBond FL) associados à resina composta Prodigy (Kerr, Glendora, CA, EUA) e verificaram o tipo de fratura para cada amostra avaliada por MEV. Seis molares humanos extraídos estocados em solução de cloramina T 0,5% a 37°C (Sigma Chemical Co., St. Louis, MO, EUA) foram montados em blocos e o esmalte foi removido da superfície oclusal expondo a dentina oclusal do terço médio da face vestibular com lixas de granulação 600 perpendicular ao longo eixo do dente. Uma coroa de resina foi formada por incrementos de 1 a 2 mm na superfície de dentina lisa utilizando cada sistema adesivo dentinário de acordo com as instruções do fabricante, fotopolimerizados por uma intensidade de luz superior a 450 mW/cm². Vinte e quatro horas depois as amostras foram seccionadas perpendicular à união do adesivo, produzindo 6 a 7 secções finas por dente as quais foram cuidadosamente cortadas na união adesiva de forma a se obter uma área de união de aproximadamente 0,5 mm². Estas secções dentina/adesivo/resina foram submetidas ao teste de μ TBS 7 dias pós-união com uma máquina de teste Zwick 1120 (Zwick, Ulm, Alemanha) a uma velocidade de carregamento de 1 mm/min. A resistência à união de dois adesivos foi comparada estatisticamente pelo teste t. As amostras rompidas foram examinadas pelo MEV para determinar a localização da fratura e do tipo

de fratura. Os modos de falha foram classificados como adesiva (coesiva no adesivo e/ou camada híbrida), de substrato (dentina e/ou resina composta) ou mista (adesiva + substrato) e avaliado pelo teste exato de Fisher. A análise entre os resultados do teste de μ TBS e os resultados de fratura foram processados pelo teste de correlação de Pearson. Os resultados mostraram que a μ TBS e o tipo de fratura do All-Bond 2 (Bisco) e OptiBond FL (Kerr) não foram significativamente diferentes. Sessenta por cento (12/20) das fraturas envolvendo All-Bond duas ocorreram na interface, com sete sendo inteiramente mantida dentro da união, enquanto OptiBond FL tinha 35% (7/20) envolvendo alguma porção da interface e duas totalmente dentro da união. Fratura coesiva tanto de dentina quanto de resina contabilizou 55% do total dos tipos de fratura (21/40). A espessura da dentina restante não afetou o valor da μ TBS. Este novo método versátil permite medidas múltiplas de um único dente ou de áreas de superfície pequena no interior da restauração, mas cuidadosa interpretação do tipo de fratura é necessária para prevenir conclusões inapropriadas sobre o teste.

Schreiner *et al.* (1998) compararam a μ TBS e a resistência à união por cisalhamento de cinco sistemas adesivos dentinários comerciais. Scotchbond Multipurpose com ácido maleico (SM), Scotchbond Multipurpose com ácido fosfórico (SP), Scotchbond Multipurpose Plus (SBP), Clearfil Liner Bond System (CL) e Prime&Bond (PB) foram testados. Trinta terceiros molares não erupcionados extraídos, pré-estocados em soro fisiológico a 4°C e utilizados num período de 1 mês, em grupo de seis dentes por sistema adesivo, foram preparados na porção da dentina oclusal do terço médio da face vestibular com lixas de granulação 320 para teste de μ TBS. O procedimento adesivo ocorreu de acordo com as normas técnicas preconizadas por cada fabricante. A resina composta utilizada foi a Z100 (3M Dental Products) As amostras foram testadas após estocagem de 24 h a 37°C em soro fisiológico. O teste de μ TBS foi realizado em 35 dentes, usando 7 dentes por sistema adesivo, num dispositivo Bencor Multi-T (Danville Engineering, San Ramon, EUA) associado a uma máquina de teste universal Instron (Instron Corp., Canton, EUA) a uma

velocidade de carregamento de 0,5 mm/min. Para o teste de cisalhamento, os procedimentos adesivos, materiais utilizados, número de corpos-de-prova, velocidade de carregamento e armazenagem foram os mesmos descritos para o teste de μ TBS, tendo apenas a porção de resina composta confeccionada com auxílio de matriz de teflon com diâmetro de 3,4 mm. Depois dos testes, os locais de fraturas foram observados usando microscópio ótico e MEV para determinar o tipo de fratura envolvida. Os resultados processados pelos testes estatísticos de ANOVA de dois fatores, Post-hoc e Bonferroni ($p < 0,05$) mostraram que a μ TBS (média \pm desvio padrão) foram: SM 24,6 \pm 7,2 MPa; SP 28,8 \pm 11,8 MPa; SBP 22,7 \pm 6,5 MPa; PB 25,5 \pm 9,4 MPa; e CL 36,8 \pm 10,0 MPa. Mostrou ainda que houve diferença estatística significativa maior para a resistência à união do grupo CL comparado com SM, SP, SBP, e PB. Os resultados do teste de resistência à união por cisalhamento (média \pm desvio padrão) foram: SM, 14,4 \pm 4,4 MPa; SP, 24,5 \pm 8,4 MPa; SBP, 15,3 \pm 4,9 MPa; PB, 23,2 \pm 7,1 MPa; CL, 24,8 \pm 3,5 MPa. Nenhuma diferença estatisticamente significativa foi encontrada entre os resultados do teste de resistência à união por cisalhamento. O teste de resistência à união por cisalhamento produziu significativamente mais fraturas no interior da dentina e resina do que o teste de μ TBS. Os autores concluíram que o teste de μ TBS produziu uma mais definitiva avaliação da resistência à união do adesivo do que o teste a união por cisalhamento. Teste de μ TBS mostrou que CL foi significativamente mais forte do que SM, SP, SBP, e PB.

Phrukkanon *et al.* (1998)^a testaram a influência da área adesiva nos ensaios de μ TBS e microcisalhamento. Para tanto, 60 molares humanos extraídos, previamente estocados em soro fisiológico com timol a 4°C foram utilizados num período de até 6 meses, metade para o teste de μ TBS e a outra metade para o teste de microcisalhamento. Todos os dentes tiveram suas superfícies oclusais de esmalte completamente removidas (expondo a dentina oclusal do terço médio da face vestibular) e alisadas com lixa de granulação 600. Após, 4 sistemas adesivos (Scotchbond Multipurpose Plus (3M Dental Products), OptiBond FL (Kerr), OptiBond Solo (Kerr), One-Step (Bisco)) foram

aplicados conforme instruções do fabricante. Subseqüentemente, blocos de resina composta Silux Plus (3M Dental Products) foram construídos. As amostras foram armazenadas em água a 37°C por 48 h para depois transformá-las em corpos-de-prova com área de união adesiva de 1,2; 1,4 e 2,0 mm de diâmetro. Os testes foram realizados utilizando um dispositivo Bencor Multi-T (Danville Engineering, San Ramon, EUA) associado a uma máquina de teste universal Shimadzu IS5000 (Shimadzu Co., Kyoto, Japão) a 1 mm/min de velocidade de carregamento com célula de carga de 100 N. Os modos de falha foram examinados sob MEV. Os testes estatísticos aplicados foram: ANOVA de um e dois fatores; Student t; Kruskal Wallis e Mann Whitney. Os resultados mostraram que as áreas de 2,0 mm de diâmetro produziram significativamente menores valores de resistência à união do que as de 1,2 mm em ambos os testes, sem diferença entre eles. As falhas para 1,2 e 1,4 mm foram predominantemente do tipo interfacial. Os autores concluíram que menores áreas de teste estão associadas com maiores valores de resistência à união tanto para μ TBS quanto para microcisalhamento.

A proposta do estudo de Phrukkanon *et al.* (1998)^b foi determinar o efeito do formato da área de secção transversal (cilíndrica *versus* retangular) da área de união do teste de μ TBS e a distribuição do estresse de 4 sistemas adesivos de dentina (Scotchbond Multipurpose Plus, OptiBond FL, OptiBond Solo, One-Step). Em adição, modelos de análise de elementos finitos (FEA) foram desenvolvidos para investigar a distribuição do estresse. Para tanto, molares humanos extraídos, previamente estocados em soro fisiológico com timol a 4°C, foram cortados de forma a expor a dentina superficial oclusal do terço médio, alisados com lixa de granulação 600 e fatiados em forma de pequenas barras; uma metade de cada dente foi usada em amostras retangulares e a outra metade em amostras cilíndricas. A dentina oclusal foi colada de acordo com as instruções do fabricante e cobertas com resina composta (Silux Plus, 3M Dental Products, St Paul, MN) formando a coroa. Para as amostras em formato de barra, as áreas retangulares mediam 1,1, 1,5 e 3,1 mm² e foram alisadas com lixa de granulação 1200. Para as amostras

cilíndricas, a interface dente compósito foi desgastada com uma broca de diamante de granulação fina para produzir áreas circulares de 1,1, 1,5 e 3,1 mm² de interface. As uniões foram submetidas, 48 h após armazenadas em água a 37°C, a uma velocidade de carregamento de 1 mm/min em célula de carga de 100N utilizando um dispositivo Bencor Multi-T (Danville Engineering, San Ramon, EUA) associado a uma máquina de teste universal Shimadzu IS5000 (Shimadzu Co., Kyoto, Japão). As médias de μ TBS foram comparadas usando ANOVA de dois fatores, ANOVA de um fator, LSD e teste t de Student. Os modelos de FEA foram criados simulando as áreas de união transversalmente seccionadas para determinar a distribuição do estresse. Os resultados indicaram que os grupos de área de união de 3,1 mm² mostraram resistência à união significativamente mais baixa do que os grupos de área de união de 1,1 mm² ($p < 0,05$), exceto para amostras retangulares usando Scotchbond Multipurpose Plus e One-Step. Nenhuma diferença estatística foi constatada entre amostras cilíndricas e retangulares. Os autores concluíram que os métodos testados usando áreas superficiais pequenas produziram μ TBS mais alta do que aquelas usando áreas superficiais maiores, isto, provavelmente, por resultarem em poucas ocorrências de defeitos nas amostras de área pequena, além disso, o formato da secção transversal mostrou que a distribuição do estresse é influenciada por este fator. Nas amostras de secção circular o estresse é distribuído de forma uniforme na periferia da secção de união, já nas amostras retangulares este estresse não é distribuído de forma uniforme. No entanto, os autores concluíram que a forma da área de secção tem pouco efeito no resultado.

Pashley *et al.* (1999), em seu artigo de revisão de literatura, descreveram as várias maneiras de como o ensaio de μ TBS pode ser conduzido e em que situação este pode ser o mais adequado. Entre as vantagens apresentadas, quando comparado a outros testes de resistência à união estão: a melhor distribuição de tensões devido à menor área utilizada (e possivelmente menor número de falhas); versatilidade, possibilidade de confeccionar múltiplos corpos-de-prova com um único dente; permite medir

resistências de união regionais (diferenças no substrato); menor número de falhas em substrato; permite medir valores de resistência à união de adesivos de nova geração (altos valores de união) que não são consistentemente avaliados pelos métodos convencionais em função do grande número de falhas em substrato; e menor coeficiente de variação. Como limitações, citam a dificuldade de conduzir este ensaio e a dificuldade deste em medir valores de resistência à união abaixo de 5 MPa.

Tanumiharja *et al.* (2000) propuseram avaliar por teste de μ TBS 7 sistemas adesivos dentinários (Solid Bond (Heraeus Kulzer), EBS Multi (ESPE), PermaQuik (Ultradent), One Coat Bond (Coltène Whaledent), Gluma One Bond (Heraeus Kulzer), Prime&Bond NT/NRC (Dentsply De Trey) e Clearfil Liner Bond 2V (Kuraray)) e seus respectivos tipos de fratura. Vinte e oito dentes extraídos e armazenados em solução salina contendo timol tiveram suas dentinas oclusais do terço médio da face vestibular (molares humanos com predomínio de terceiros molares) expostas por lixas de granulação 600. Um bloco de resina composta (Silux Plus, 3M Dental Products, St Paul, MN) foi construído com 3 incrementos utilizando os adesivos acima citados de acordo com as instruções dos fabricantes. Após, foram mantidos em água por 24 h a 37°C e, só então, seccionados para obter 10 pequenas barras de cada grupo, que foram cortadas para obter formato de ampulheta de $1,2 \pm 0,02$ mm de diâmetro. As amostras foram tracionadas a uma velocidade de 1 mm/min em dispositivo Bencor Multi-T (Danville Engineering, San Ramon, EUA) associado a uma máquina de teste universal Instron (Instron Corp., Canton, EUA) até ruptura da união. As médias de resistência à união foram comparadas usando ANOVA de um fator e teste LSD. A frequência do tipo de fratura foi comparada usando testes Kruskal-Wallis e teste U de Mann-Whitney. A classificação das fraturas em 60x caracterizou-se em: Tipo 1, falha adesiva entre adesivo/dentina; Tipo 2, falha adesiva parcial entre dentina/adesivo e falha coesiva parcial no adesivo; Tipo 3, falha coesiva na dentina; Tipo 4, falha coesiva no adesivo. Os resultados mostraram que as médias do teste de μ TBS e desvio padrão, respectivamente, alcançaram ($17,8 \pm 7,0$) MPa para Solid Bond

e para Clearfil Liner Bond 2 V ($36,0 \pm 8,1$) MPa. A resistência à união do Clearfil Liner Bond 2 V e PermaQuik ($30,8 \pm 8,5$) MPa não foram significativamente diferente e foram maiores do que todos os outros materiais. A resistência à união do Solid Bond ($17,8 \pm 7,0$) MPa, EBS-Multi ($18,7 \pm 5,0$) MPa, One Coat Bond ($21,9 \pm 5,6$) MPa, e Gluma One Bond ($23,4 \pm 5,2$) MPa não foram significativamente diferentes entre si. Exames em MEV indicaram que o Solid Bond, EBS-Multi e One Coat Bond não mostraram diferença significativa nos tipos de fratura (tipos 1 e 2 com predomínio do tipo 2), mas foram significativamente diferentes de PermaQuik (predomínio tipo 1), Prime&Bond NT/NRC (predomínio tipo 4) e Clearfil Liner Bond 2V (predomínio tipo 4). O sistema primer autocondicionante, Clearfil Liner Bond 2V, fornece uma técnica simples de união, e juntos com PermaQuik exibiu grande resistência à união dentinária.

O objetivo do estudo de Phrukkanon *et al.* (2000) foi observar a superfície da dentina bovina desmineralizada pela ação do ácido fosfórico e pela aplicação de hipoclorito de sódio a 12,5% (NaOCl), e colagenase tipo I a 0,1% (peso), analisar a superfície tratada e investigar o efeito da μ TBS. Para tanto, foram utilizados 168 dentes bovinos incisivos inferiores congelados, alisados na face vestibular até chegar em dentina com lixas de granulação 600, após permanecerem 3 h em temperatura ambiente. Dois grandes grupos foram estabelecidos conforme o adesivo utilizado (Single Bond e One Coat Bond). Para cada adesivo foram subdivididos 7 grupos conforme o tratamento dentinário. (Controle, condicionamento ácido e agente adesivo; NaOCl 30 s, condicionamento ácido com 30 s de NaOCl e agente adesivo; NaOCl 1 min, condicionamento ácido com 1 min de NaOCl e agente adesivo; NaOCl 2 min, condicionamento ácido com 2 min de NaOCl e agente adesivo; Col 1h, condicionamento ácido com 1 h de colagenase e agente adesivo; Col 3 h, condicionamento ácido com 3 h de colagenase e agente adesivo; Col 6 h, condicionamento ácido com 6 h de colagenase e agente adesivo). Antes da aplicação dos adesivos, as superfícies tratadas foram examinadas usando um nanoscópio de força atômica. Após a aplicação do adesivo, uma área de

diâmetro de 2,3 mm de resina composta (Z100, 3M Dental Products) foi construída sobre a dentina e montada em uma haste para teste de tração 24 h após armazenagem em água a 37°C. As uniões foram rompidas por uma carga de tração de velocidade de 1 mm/min até falhar em uma máquina de teste universal Instron (Instron Corp., Canton, EUA). Médias de resistência à união foram calculadas (MPa) e o modo de falha foi determinado pelos seguintes critérios de modo de fratura: Tipo 1, falha adesiva entre adesivo/dentina; Tipo 2, falha adesiva parcial entre adesivo/dentina e falha coesiva de adesivo; Tipo 3, falha coesiva parcial em dentina; Tipo 4, falha coesiva em adesivo. Os resultados foram analisados usando análise de regressão múltipla e teste LSD num nível de confiança de 95% (n=12). Os resultados do nanoscópio de força atômica mostraram mudanças progressivas na superfície do colágeno com o tempo de tratamento do NaOCl e com o tempo de tratamento da collagenase. A resistência, para ambos sistemas de união, quanto aos tratamentos de 1 min de NaOCl e de 3 h de collagenase foram significativamente mais altos do que o grupo controle e os outros grupos de tratamento ($p < 0,05$). Falhas de união consistiram na maioria de falhas adesivas entre dentina e resina combinada com pequenas regiões exibindo falhas coesivas da dentina. Os autores concluíram que a μ TBS não foi dependente da espessura da camada híbrida, mas, bastante dependente da qualidade da camada híbrida. A resistência à união pode ser aumentada pela remoção do *smear layer* do colágeno que pode ser significativo no aumento da resistência à união. No entanto, a resistência à união ótima pode ser obtida até mesmo onde exista uma camada muito fina das fibras de colágeno na superfície da dentina quando associada a um aumento na rugosidade da superfície. Acredita-se que o mecanismo de união não seja, unicamente, dependente das fibras de colágeno, mas também da rugosidade da superfície, penetração da resina no interior da matriz de colágeno, e possivelmente, da interação química da interface adesivo-dentina.

Armstrong *et al.* (2001), com o objetivo de determinar o modo de falha nas uniões dentina/adesivo/resina composta, utilizaram o ensaio de μ TBS (força necessária para o rompimento da união) e o ensaio de mini-barra com

entalhe (força necessária para promover a primeira fratura da união sem o seu rompimento) em termos de valores absolutos. Para tanto, utilizaram o adesivo OptiBond FL (Kerr, Orange, CA) associado à resina composta Prodigy (Kerr, Orange, CA) fotopolimerizados por um valor acima de 400 mW/cm^2 em dois períodos de armazenamento (30 dias e 6 meses). Segundo a metodologia utilizada, foram selecionados 80 molares humanos os quais foram estocados em cloramina T a 0,5% e utilizados dentro de 60 dias. A partir destes, foram obtidas dentinas oclusais do terço médio para confecção de 40 corpos-de-prova para teste de μTBS (média de área adesiva circular de $0,49 \text{ mm}^2$) e outros 40 para teste de mini-barra com entalhe (média de área adesiva circular de $0,49 \text{ mm}^2$) (20 por grupo). Os corpos-de-prova foram obtidos com o uso do adesivo OptiBond FL (Kerr, Orange, CA) e a resina composta Prodigy (Kerr, Orange, CA). Após ensaio com carga estática, as partes fraturadas foram conservadas durante a noite em cacodilato de sódio com pH 7,3 com 3% de glutaraldeído e 3% de formaldeído. Subseqüente a esta fixação, as amostras receberam dois banho de cacodilato de sódio 0,2 M em pH de 7,3 de 10 minutos. Foram desidratadas com 5 banhos de etanol por 10 minutos nas concentrações de 30, 50, 70, 90 e 100% cada. Após desidratação, elas foram fixadas em *stubs* de alumínio com auxílio de fita adesiva e tinta de prata para posterior cobertura de ouro. Só após este processo, as amostras foram levadas ao MEV para verificar o modo de falha. Segundo os autores, os modos de falha podem ser: Em resina composta; em dentina; em adesivo e misto. A trajetória de fratura pode ser classificada em coesiva em resina composta, coesiva adesiva, coesiva de camada híbrida e coesiva de dentina passando também nas interfaces das regiões: Resina composta/adesivo; Adesivo/topo de camada híbrida; Base de camada híbrida/dentina. Os valores resultantes foram: teste de Mini-barra 30 dias $0,82 \text{ MPa}^{1/2}$ (fundamentalmente adesiva com predomínio de falha no topo da camada híbrida); teste de mini-barra 6 meses $0,87 \text{ MPa}^{1/2}$ (fundamentalmente adesiva com predomínio de falha em base de camada híbrida); teste de μTBS 30 dias $52,23 \text{ MPa}$ (propensão de falha coesiva de dentina e coesiva de compósito); teste de μTBS 6 meses $14,71 \text{ MPa}$ (propensão de falha adesiva com predomínio em base de camada híbrida).

Segundo os autores, a metodologia do teste de mini-barra foi incapaz de caracterizar valores de união diferenciados para 30 dias e 6 meses, uma vez que não houve diferença significativa entre estes dois períodos de armazenamento. Já o teste de μ TBS não foi capaz de caracterizar o padrão de falha na interface adesiva com 30 dias de armazenamento, pois foi predominante a falha coesiva dos substratos. Aos 6 meses, a indicação do padrão de falha na interface adesiva foi semelhante para os dois métodos de ensaio (base de camada híbrida).

Leloupe *et al.* (2001) analisaram dados sobre resistência à união (μ TBS, tração e cisalhamento) publicados entre 1992 e 1996 para verificar os efeitos dos aspectos experimentais na resistência à união. As variáveis em ordem decrescente de influência sobre a resistência à união foram: profundidade de dentina, velocidade de carregamento, tempo de armazenagem das amostras, tempo máximo de armazenagem dos dentes, área de união, temperatura de armazenamento dos dentes, temperatura de armazenamento das amostras e espessura do compósito. Todos os parâmetros exerceram influência sobre a resistência à união, com exceção do lado da dentina e da termociclagem. Foi encontrada uma forte correlação entre o modo de falha e a resistência à união: quanto maior a resistência à união maior o número de falhas coesivas (dentina/resina composta). Os parâmetros de teste podem ser controlados através do uso de um protocolo padrão, como o recomendado pela ISO para adesão aos tecidos dentais. No entanto, estes padrões são aplicados em poucos estudos.

Nunes *et al.* (2001) avaliaram o papel da composição do adesivo (quanto ao solvente e componente principal) por teste de μ TBS em dentina humana. Quinze terceiros molares estocados em cloramina T 0,5% a 4°C foram lixados para expor a dentina superficial oclusal do terço médio da face vestibular, com lixa de granulação 600. A dentina foi condicionada por 15 s com ácido fosfórico a 37,5%, enxaguada por 10 s, e secadas com papel absorvente até adquirirem aspecto de superfície visivelmente úmida para todas as amostras. Os seguintes

adesivos foram aplicados na dentina condicionada de acordo com as instruções do fabricante: Single Bond (SB), Single Bond experimental (com carga) (ExpSB), Prime&Bond NT(NT), Prime&Bond NT experimental (sem carga) (ExpNT), e One Coat Bond (com componente principal) (OC). Cada adesivo foi aplicado, e um cilindro de resina composta Tetric Ceram (Vivadent) foi construído e fotopolimerizado por um valor acima de 400 mW/cm^2 na superfície oclusal. Depois de 24 h armazenadas em água destilada a 37°C , cada dente foi seccionado verticalmente com um disco de baixa velocidade para produzir lâminas de 0,7 mm. Cada lâmina, então, foi seccionada para obter 20 pequenas barras com uma área de secção transversal oscilando de 0,35 a $0,45 \text{ mm}^2$ para cada grupo. O teste de μTBS foi determinado usando um dispositivo Bencor Multi-T (Danville Engineering, San Ramon, EUA) associado a uma máquina de teste universal Instron (Instron Corp., Canton, EUA) a uma velocidade de carregamento de 1 mm/min. Os dados foram analisados usando ANOVA de um fator ($p < 0,0001$), Post-hoc e teste de Duncan ($p < 0,05$). Os resultados mostraram que para adesivos com carga, a média de μTBS atingiu de 57,9 MPa para ExpSB e 48,2 MPa para NT. Os adesivos sem carga SB e ExpNT tiveram média de μTBS de 75,9 MPa e 38,7 MPa, respectivamente. Componente sem carga SB teve uma significativa média mais alta de resistência à união do que a versão com carga. O adesivo SB a base de etanol teve uma média mais alta de μTBS do que um não volátil OC a base de solvente e, este último citado, foi maior que o NT a base de acetona. O adesivo de dentina “frasco único” testado não forneceu aumento de μTBS com a adição de partículas. Adesivo a base de etanol pode ser relativamente insensível para o grau de umidade na superfície dental.

Frankenberger *et al.* (2001) compararam a capacidade adesiva de um novo adesivo Prompt L-Pop (ESPE) com dois sistemas adesivos de condicionamento ácido total - EBS Multi (ESPE) e Prime&Bond NT (Dentsply). Trinta e dois terceiros molares humanos extraídos e estocados em solução de timol a 0,1% em temperatura ambiente foram utilizados dentro de 4 semanas após extração. Tiveram suas superfícies oclusais de esmalte removidas

(dentina oclusal do terço médio da face vestibular) e alisadas com lixas de granulação 600. Suas superfícies receberam os adesivos conforme a proposição de cada grupo e receberam um bloco de resina composta (Pertac II, ESPE) e compômero (Hytac Aplítip, ESPE) que foram construídos com 4 incrementos de 1 mm e fotopolimerizados a uma intensidade de 400 mW/cm². As amostras foram preparadas para o teste de μ TBS, 24h após estocagem em água destilada a 37°C, com corpo-de-prova em formato de ampulheta com área de união adesiva que girava em torno de 1,00 a 1,25 mm². Sete grupos para cada material restaurador foram confeccionados. O adesivo Prompt L-Pop foi aplicado usando 5 diferentes protocolos: (1) como um adesivo autocondicionante frasco único, pelas instruções do fabricante (LP); (2) como um primer autocondicionante combinado com adesivo separado (LP/ autocondicionante dois passos); (3) como um primer clássico usado sobre a dentina condicionada com ácido fosfórico, seguido por adesivo (LP/ condicionamento ácido total três passos); (4) como uma aplicação múltipla de adesivo autocondicionante frasco único (LP/multi coat) até deixar uma superfície da dentina visivelmente brilhosa; e (5) como um adesivo com carga, com adição de partículas de quartzo (LP/filled). O adesivo EBS Multi foi aplicado conforme preconizado pelo fabricante (EBS). O adesivo Prime&Bond NT, também, foi aplicado conforme preconizado pelo fabricante (P&BNT). Todos os materiais foram fotoativados por um valor acima de 400 mW/cm². Depois de 24 h de armazenagem em água destilada a 37°C procedeu-se a confecção de duas amostras por grupo e o teste de μ TBS foi realizado com o dispositivo Bencor Multi-T (Danville Engineering, San Ramon, EUA) associado a uma máquina Instron (Instron Corp., Canton, EUA) com uma célula de carga de 50N a uma velocidade de carregamento de 1 mm/mim. As interfaces correspondentes às amostras fraturadas foram analisadas micromorfologicamente usando MEV, estéreo microscopia e MET. O processamento das amostras para observação em MEV seguiu o seguinte protocolo: Fixação em solução de paraformaldeído a 2%, desidratação em banhos de 1 h em concentrações ascendentes de etanol (50, 70, 95, e 100%) após, as amostras foram fixadas em resina epoxi e coberta pelo sistema

sputter-coated (Polaron E 5100, Polaron Instruments, Watford, UK). Os resultados, avaliados pelo teste de normalidade Kolmogorov-Smirnov, descartou a possibilidade de distribuição normal, então se adotou os testes não paramétricos Wilcoxon, Mann Whitney e Bonferroni a um nível de significância de 0,05 (α). A análise mostrou que quando usado com resina composta LP/filled e LP/multi-coat resultaram em significante alta da μ TBS do que LP. A adição de um adesivo extra (LP/ autocondicionante 2 passos) não teve efeito na resistência à união. O uso de Prompt L-Pop como um primer adesivo de quarta geração (LP/ condicionamento ácido total 3 passos), substituindo o primer EBS Multi, resultou em mais baixa resistência à união do que aqueles do original EBS Multi. LP/multi-coat mostrou similar μ TBS para o Primer&Bond NT (P&BNT). Quando usado com um compômero, LP exibiu mais alta μ TBS do que quando usado com resina composta e foi tão efetivo quanto os grupos experimentais LP/filled e LP/multi-coat e o grupo controle P&BNT. A avaliação em MEV mostrou uma camada híbrida inconsistente para as amostras LP, enquanto que em ambas as amostras de LP/filled e LP/multi-coat uma camada híbrida foi claramente evidente. Na MET todos os grupos exibiram hibridização da dentina com *plugs* de *smear* dissolvido nas amostras que foram condicionadas com Prompt L-Pop sem separação de passos de condicionamento. Em muitos túbulos das amostras condicionadas com LP (como as instruções do fabricante), carga da resina encontrou-se presente no interior dos túbulos dentinários. Os autores concluíram que quando combinado com resina composta, Prompt L-Pop resultou numa μ TBS estatisticamente mais baixa quando aplicado em uma camada do que quando aplicada em camadas múltiplas. Prompt L-Pop também resultou em resistência à união mais alta quando usado com compômero (resina poliácida modificada) do que com resina composta. Quando aplicada em múltiplas camadas, Prompt L-Pop resultou em μ TBS que não foram estatisticamente diferentes daquelas do Prime&Bond NT (adesivo de condicionamento ácido total).

Platt *et al.* (2001) realizaram um estudo sobre os efeitos da aplicação de dupla camada de adesivos de frasco único na resistência à união por

cisalhamento na dentina. Para isso foram utilizados 90 molares humanos extraídos e tratados com formalina por menos de 2 semanas e estocados em água deionizada até a sua utilização. Estes foram divididos em seis grupos (n=15). A superfície oclusal foi removida até ficar livre de esmalte e a dentina exposta foi polida com lixa de granulação 600. A associação de sistemas adesivos e materiais restauradores utilizados foram: Prime&Bond NT e Dyract (Dentsply); OptBond Solo e Élan (Kerr) e One Step e Dyract (Bisco). Metade dos dentes tiveram os sistemas adesivos testados usando o número de aplicações recomendado por cada fabricante e fotopolimerizado. A outra metade teve os adesivos aplicados duas vezes o recomendado pelo fabricante com duas fotopolimerizações. Após o procedimento adesivo foram construídos os corpos-de-prova com diâmetro de 4 mm com incrementos de 2 mm. Os materiais fotopolimerizáveis foram ativados a uma intensidade de 400 mW/cm². Os corpos-de-prova foram armazenados em água destilada a 36°C por um período de 2 semanas no qual foram realizadas 2500 termociclagens de intervalos 5°C a 48°C. Após este procedimento, a realização dos testes de resistência à união por cisalhamento foi realizada a uma velocidade de carregamento de 0,5 mm/min. A comparação entre as formas de aplicação dos adesivos foi analisada através do teste-t. Os modos de fratura foram avaliados utilizando um estereomicroscópio em 20x e analisados pelo teste qui quadrado. As falhas foram classificadas em coesiva em dentina, adesiva e mista. As camadas adesivas foram analisadas em microscopia confocal a partir de 12 dentes extras que foram processados conforme a proposição de cada grupo sem a aplicação do material restaurador. Os resultados mostraram um aumento significativo nos valores de união do adesivo Prime&Bond NT (Dentsply) quando da aplicação de dupla camada, porém para os outros dois adesivos estudados não houve diferença significativa. Clinicamente todos os adesivos pareciam ter camadas satisfatórias, porém na análise microscópica o adesivo Prime&Bond NT (Dentsply), com uma camada, não apresentou espessura uniforme. A penetração de adesivo nos túbulos e a zona de hibridização foi visível para todos os grupos.

Masotti (2002) investigou a influência da velocidade de carregamento na resistência à união e modo de falha no ensaio de μ TBS. Para tanto, foram utilizados incisivos bovinos (n=3), que após inclusão em resina acrílica, tiveram suas faces vestibulares cortadas com disco diamantado em baixa velocidade até exposição da dentina e, então, alisados com lixa de carbetto de silício de granulação 600. Nesta superfície foi aplicado o sistema adesivo Single Bond (3M) de acordo com as instruções do fabricante e construído um bloco de resina composta Z100 (3M). Passadas 24 h em 100% de umidade relativa a 37°C, estes dentes foram cortados de forma a obter pequenas barras para o ensaio de μ TBS numa máquina de ensaio universal DL-2000 (Emic) nas velocidades de carregamento 0,5 / 0,75 / 1,0 / 3,0 e 5,0 mm/min (n=15). Após, os corpos-de-prova foram analisados em MEV para identificação dos modos de falha, classificadas como sendo do tipo coesiva em substrato ou interfacial. Não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos. A velocidade de carregamento de 1,0 mm/min alcançou o maior número de classificação de falha do tipo interfacial, porém não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos. Pela análise das falhas, encontrou-se relação inversa entre velocidade de carregamento e falha do tipo interfacial. Sem levar em conta a velocidade de carregamento, houve associação significativa entre os valores de μ TBS e índice de falha coesiva em adesivo, com correlação inversa entre os fatores.

Carrilho *et al.* (2002) utilizaram ensaio de μ TBS para avaliar a resistência à união de quatro sistemas adesivos aplicados na dentina humana. Foram utilizados 12 terceiros molares íntegros armazenados em solução de cloramina a 0,5% cujo esmalte oclusal foi removido por meio de disco de diamante. As superfícies de dentina oclusal do terço médio da face vestibular expostas foram desgastadas e planificadas com lixa de granulação 600. Os dentes foram divididos em quatro grupos de acordo com o sistema adesivo e a resina composta utilizados e fotopolimerizados a uma intensidade de 600 mW/cm²: Grupo 1 – Single Bond (3M) + P60; grupo 2 – Bond 1 (Jeneric/Pentron) + Surefil; grupo 3 – Prime&Bond NT (Dentsply) + Alert e grupo 4 Prime&Bond 2.1

(Dentsply) + TPH. Após 24 h de armazenagem em água destilada a 37°C, os dentes foram seccionados para que fossem obtidas amostras em formato de pequenas barra com 0,8 mm² de área. Para o teste de μ TBS foi utilizado uma máquina de teste universal Kratos (Kratos Dinamometros, Embu, Brasil) a uma velocidade de carregamento de 0,5 mm/min. O modo de fratura de cada corpo-de-prova foi observado em lupa estereoscópica. As médias dos valores de resistência à união em MPa foram ($p < 0,05$): Grupo 1 - 35,6; grupo 2 - 33,3; grupo 3 - 28,0 e grupo 4 - 34,8. A ANOVA demonstrou não haver diferença significativa entre os valores. O modo de fratura (qui-quadrado) predominante foi o adesivo, entre o sistema adesivo e a dentina (63%), seguido do modo misto, em que parte da fratura foi adesiva, entre o sistema adesivo e a dentina, e parte coesiva no adesivo (34%). Os demais modos de fratura foram coesivos em resina composta (2%) e coesivo em dentina (1%). Os autores concluíram que os resultados de μ TBS entre os grupos foram semelhantes.

Cardoso *et al.* (2002) avaliaram a μ TBS do *primer* autocondicionante (Clearfil SE Bond, SE) e um sistema de adesivo de frasco único (Excite, EX) no esmalte e dentina. Vinte e oito molares humanos hígidos pré-estocados em solução salina a 37°C foram usados em menos de 3 meses após sua extração. Os dentes foram divididos ao acaso em quatro grupos ($n=7$): SE aplicado no esmalte (SE-E); SE aplicado na dentina (SE-D); EX aplicado no esmalte (EX-E); EX aplicado na dentina (EX-D). Para o substrato esmalte, superfícies vestibular ou lingual foram alisadas com lixa de granulação 600 sem expor dentina. Para o substrato dentina, a superfície oclusal teve seu esmalte completamente removido (dentina oclusal do terço médio da face vestibular) e alisado com lixa de granulação 600. Um bloco de resina composta (Tetric Ceram, Vivadent) de aproximadamente 5x5x5 mm foi construído na superfície preparada do dente com incrementos de 1 a 2 mm e fotopolimerizado por 40 s. Todos os materiais fotoativáveis se deram por um valor acima de 600 mW/cm². Após 24 h, as amostras foram obtidas pelo corte do longo eixo x e y do dente. Amostras no formato de pequenas barras de aproximadamente 0,8 mm² de área na secção transversal foram obtidas e submetidas à avaliação em lupa

estereoscópica de 25x para verificar se o plano adesivo encontrava-se perpendicular ao longo eixo da barra. Após, o teste de μ TBS foi realizado com uma máquina de teste Kratos (Kratos Dinamometros, Embu, Brasil) a uma velocidade de carregamento de 0,5 mm/min. Os resultados mostraram que os valores de μ TBS (MPa) dos grupos testados foram: SE-E, 38,9 (\pm 4,8); SE-D, 44,5 (\pm 7,7); EX-E, 45,8 (\pm 4,7); EX-D, 42,9 (\pm 7,1). Estes valores não apresentaram diferença significativa estatisticamente pela análise ANOVA de dois fatores e teste Tukey a uma significância de $p=0,05$. Os autores concluíram que a hipótese nula foi aceita, não existiram diferenças entre o primer autocondicionante e o adesivo de frasco único testado. Ademais, as condições de união fornecida por qualquer material de união no esmalte não foram significativamente mais favoráveis do que na dentina. A maioria das amostras falharam adesivamente sob carga de tração.

Moll *et al.* (2002) compararam o potencial de união da dentina humana, através do teste de μ TBS, combinando adesivo/resina utilizando 5 sistemas de união de dois passos de condicionamento ácido total (OptiBond Solo, Gluma One Bond, One Coat Bond, Prime&Bond NT e Solobond M), 2 sistemas de união de três passos de condicionamento ácido total (OptiBond FL e EBS Multi), 2 sistemas de união com *primer* autocondicionante (Clearfil Liner Bond 2 e Clearfil Liner Bond 2V) e 1 sistema adesivo autocondicionante de frasco único (Etch&Prime 3.0). Para tanto, foram utilizados 50 terceiros molares extraídos hígidos e previamente estocados em solução de cloramina a 1% sendo utilizados dentro de um período de até 4 semanas. Os dentes tiveram suas superfícies oclusais de esmalte completamente removidas (dentina oclusal do terço médio da face vestibular) e alisadas com lixa de granulação 800. Um adesivo e resina composta híbrida foram fotopolimerizados na dentina oclusal de cada dente conforme orientação do fabricante para os seguintes grupos: OptiBond FL/Prodigy (Kerr, Karlsruhe, Alemanha); EBS Multi/Pertac II (ESPE, Seefeld, Alemanha); OptiBond Solo/Prodgy (Kerr, Karlsruhe, Alemanha); Gluma One Bond/Charisma F (Heraeus Kulzer, Wehrheim, Alemanha); Solobond M/Arabesk (Voco, Cuxhaven, Alemanha); Prime&Bond

NT/TPH Spectrum (Dentsply De Trey, Konstanz, Alemanha); One Coat Bond/Brilliant (Coltène, Altstätten, Suíça); Clearfil Liner Bond 2V/Deguffil Mineral (Kuraray, Osaka, Japão/Degussa, Hanau, Alemanha); Clearfil Liner Bond 2/Deguffil Mineral (Kuraray, Osaka, Japão/Degussa, Hanau, Alemanha) e Etch&Prime 3.0/Deguffil Mineral (Degussa, Hanau, Alemanha). Depois de armazenada em água destilada (37°C, 24 h), cada dente foi cortado com o intuito de obter corpos-de-prova com área de união adesiva girando no intervalo de 0,79 a 0,90 mm² (n=15). O teste de μ TBS foi aplicado a uma velocidade de carregamento de 1 mm/min com o auxílio do dispositivo Bencor Multi-T (Danville Engineering, San Ramon, EUA) associado a uma máquina de teste universal Zwick 1120 (Zwick, Ulm, Alemanha). As superfícies descoladas foram examinadas sob o MEV a uma magnificação de 200x para determinar o tipo de falha e classificadas em: Coesiva em dentina; coesiva em resina composta; e adesiva ao longo da interface adesivo/dentina. As áreas descoladas receberam o seguinte processamento para o MEV: Condicionamento com ácido fosfórico a 37,5% por 15 s; desidratação das superfícies e cobertura de ouro pelo processo *sputter-coated*. Os testes estatísticos GLM, teste Student-Newman-Keuls, Post-hoc e correlação de Spearman (SPSS versão 10.0; p=0,05) foram aplicados. Os resultados mostraram que as médias de resistência à união (MPa/desvio padrão) dos sistemas de união de dois passos de condicionamento ácido total (OptiBond Solo (39,9/10,6), Gluma One Bond (25,1/7,8), Solobond M (22,4/7,1), Prime&Bond NT (20,6/6,2), One Coat Bond (19,9/7,6)) não foram significativamente mais baixas do que o sistemas de união de três passos de condicionamento ácido total (EBS Multi (26,0/7,6); OptiBond FL (32,7/11,7)). Tratamento da dentina com sistemas de união com *primer* autocondicionante (Clearfil Liner Bond 2: 22,0 MPa; Clearfil Liner Bond 2 V: 22,4 MPa) foi tão efetivo quando condicionado ácido total. O sistema adesivo autocondicionante de frasco único (Etch&Prime 3.0 (10,1/2,9)) produziu uma resistência significativamente mais baixa do que todos os outros sistemas avaliados. Os autores concluíram que o uso da combinação adesivo/resina incluindo sistemas de união simplificado (sistemas de união com *primer*

autocondicionante (2 passos) e sistemas de união de dois passos de condicionamento ácido total (2 passos)) não necessariamente resultaram na redução da μ TBS na dentina. Em contraste, o sistema adesivo autocondicionante de frasco único avaliado necessita ser melhorado.

Okuda *et al.* (2002) avaliaram a durabilidade a longo prazo do adesivo em dentina pelo teste de μ TBS e a relação da nanoinfiltração do sistema adesivo de união em dentina. Para isto, 20 terceiros molares humanos extraídos e armazenados congelados, até a sua utilização, foram lixados e planificados com lixa de granulação 600 sob água corrente até a completa remoção do esmalte da superfície oclusal (dentina oclusal do terço médio da face vestibular). Clearfil Liner Bond 2V (LB2V; Kuraray Medical Co, Tokyo, Japão) e Fluoro Bond (FB; Shofu Co, Kyoto, Japão) foram aplicados na superfície da dentina seguindo as instruções do fabricante. Uma coroa foi construída incrementalmente com resina composta Clearfil AP-X (Kuraray Medical Co, Tokyo, Japão) e as amostras foram armazenadas em água por 24 h a 37°C. Os conjuntos foram seccionados verticalmente em fatias de aproximadamente 0,7 mm de espessura para obter os corpos-de-prova para o teste de μ TBS. Todas as fatias, com aproximadamente 1,0 mm² de área de união, foram imersas individualmente em frascos com água a 37°C, que foram renovados diariamente. As amostras foram estocadas por 1 dia, 3 meses, 6 meses e 9 meses, e no período de tempo especificado, elas foram separadas ao acaso em dois subgrupos: Um recebeu banho de solução de AgNO₃ a 50% por uma hora e o outro, o controle, não recebeu este banho. Então, todas as amostras foram submetidas ao teste de μ TBS utilizando uma máquina Shimadzu EZ-test (Shimadzu Co., Kyoto, Japão) a uma velocidade de carregamento de 1 mm/min. As amostras fraturadas do subgrupo AgNO₃ foram submetidas à micrografia em lupa em magnificação 64x para obtenção de imagem digitalizada para análise das área de penetração de prata. Após, as amostras foram processadas para análise em MEV as quais foram cobertas por ouro pelo sistema *sputter-coated* e observadas a uma magnificação de 70x. Os dados de resistência à união e das áreas de penetração de prata foram

submetidos à ANOVA de dois e três fatores, teste de Fisher, PLSD e análise de regressão para testar a relação entre a μ TBS e as áreas de penetração de prata em cada período de tempo (num nível de confiança de 95%). Para ambos os sistemas adesivos, a resistência à união diminuiu gradualmente com tempo, apesar de não existir diferença estatisticamente significativa na resistência à união do grupo FB entre os quatro períodos de tempo testados ($p > 0,05$). A penetração de prata na união das amostras dos grupos LB2V e FB gradualmente aumentaram com o tempo. Análise de regressão mostrou uma alta correlação negativa entre a μ TBS e a penetração de prata no período de armazenagem de 9 meses na união das amostras do grupo LB2V do que nos períodos de tempo mais curto. Os autores consideraram que a degradação hidrolítica no interior da camada híbrida aumenta gradualmente devido a penetração de água por nanoinfiltração, resultando em baixas μ TBS e falhas interfaciais depois de 9 meses. Sistemas adesivos de *primer* autocondicionantes podem exibir uma diminuição na resistência à união com o passar do tempo devido à degradação hidrolítica por nanoinfiltração induzida.

Çehreli et al. (2003) avaliaram a influência de diferentes técnicas de remoção de cárie (broca convencional; remoção quimio-mecânica/Carisolv - MediTeam; um sistema de abrasão oscilante/Sonicsys Micro-Kavo e abrasão a ar /PrepStar - Danville Engineering) por teste de μ TBS em dentina humana afetada por cárie. Vinte e quatro terceiros molares humanos extraídos com cárie oclusal e conservados em soro fisiológico com cristais de timol a 4°C tiveram suas superfícies oclusais alisadas, perpendicularmente ao seu longo eixo, até expor dentina sadia circundante à dentina cariada. A lesão de cárie planejada foi diagnosticada por valores fluorescente LASER 30 (DIAGNODent, KaVo). As lesões cariosas foram removidas com uma das quatro técnicas até que os valores de fluorescência LASER diminuíssem para 15 no centro da lesão. Um adesivo de dentina a base de etanol (Single Bond, 3M) foi usado para unir um bloco de resina composta (P60, 3M) construído com três camadas no substrato. Cortes perpendiculares ao longo eixo do dente, após estocagem por 24 h em água a 37°C, foram feitos para obter amostras (n=11/grupo) com

área de união adesiva medindo aproximadamente 1,0 mm². As amostras foram sujeitas ao teste de μ TBS em um dispositivo Bencor Multi-T (Danville Engineering, San Ramon, EUA) associado a uma máquina de teste universal Instron (Instron Corp., Canton, EUA) a uma velocidade de carregamento de 1 mm/min. Os dados foram analisados por teste Kruskal-Wallis ($p < 0,01$). Investigação do MEV foi realizada para avaliar qualitativamente a camada híbrida. Os resultados de μ TBS obtidos foram: (média \pm desvio padrão em MPa): 6,4 \pm 5,3 (broca), 8,4 \pm 3,3 (Carisolv), 8,5 \pm 5,9 (SonicSys Micro), e 8,8 \pm 8,8 (abrasão a ar). Análise estatística não mostrou diferença significativa entre algumas das modalidades de tratamento. O tipo de fratura observado foi caracterizado como coesiva na dentina para todas as amostras. Os autores concluíram que as quatro diferentes técnicas de remoção de cárie usadas neste estudo não influenciaram a resistência à união do adesivo dentinário testado em dentina humana afetada por cárie.

Meerbeek *et al.* (2003) investigaram se a abrasão oscilante (SonicSys Micro, Kavo), abrasão a ar (Prep Start, Danville) e irradiação a LASER Er:YAG (Fidelis) produziram superfícies no esmalte e dentina (dentina oclusal do terço médio da face vestibular) igualmente receptivas a união tradicional em relação as brocas de diamante de média granulação (Komet) e ao processo de alisamento com lixas de granulação 600, na qual as duas citadas por último serviram como controles. Para isto, 90 molares hígidos extraídos e estocados em solução de cloramina 0,5% a 4°C foram divididos em 18 grupos experimentais (9 para esmalte e 9 para dentina) e 12 grupos controles (6 para esmalte e 6 para dentina). Um adesivo de condicionamento total (Opti Bond FL, Kerr) aplicado com e sem ataque ácido prévio e um adesivo autocondicionante (Clearfil SE, Kuraray) foram utilizados para unir um bloco de resina restauradora (Z100, 3M ESPE) construído com 3 ou 4 camadas, fotopolimerizado com intensidade não menor que 550 mW/cm², para os diversos preparos de superfície em esmalte e dentina. Depois de 24 h de armazenamento em água a 37°C o corte das amostras em forma de ampulheta com área adesiva de 1,2 mm de diâmetro (1,13 mm² de área) foi executado

para o teste de μ TBS em um dispositivo de teste LRX (LRX, Lloyd, Inglaterra) com velocidade de carregamento de 1 mm/min em célula de carga de 100N. Para a análise estatística utilizou-se os testes Kruskal-Wallis e comparações múltiplas de Dwass-Steel-Christchlow-Fligner a um nível de significância de 0,05, Teste U de Mann-Whitney e Bonferroni a um nível de significância de 0,01. Os corpos-de-prova fraturados foram fixados em solução de cacodilato com 2,5% de glutaraldeído, desidratados em banhos de etanol, montados em *stubs*, e cobertos com ouro pelo processo de *sputter-coated* para análise em MEV do tipo de fratura. Os resultados indicaram que o modo de preparo do esmalte e dentina prévio aos procedimentos de união influenciaram significativamente a efetividade de união dos adesivos experimentados. Os autores concluíram que a união de esmalte e dentina tratados por abrasão oscilante e abrasão a ar, foram, em geral, iguais à união convencional de preparo de superfície com broca diamantada. Entretanto, união de esmalte e dentina tratados por irradiação de ER:YAG, em geral, resulta em uma efetividade de união significativamente menor comparada com a união por brocas de diamante.

Toledano *et al.* (2003) propuseram estudar por teste de μ TBS cinco sistemas adesivos para dentina superficial ou profunda. Dez terceiros molares humanos extraídos e armazenados em água a 4°C os quais 5 tiveram suas planificações oclusais logo abaixo do esmalte (dentina oclusal do terço médio da face vestibular) e os outros 5 tiveram sua planificação oclusal localizada no limite cemento/esmalte (dentina oclusal profunda) a fim de obter, respectivamente, dentinas superficiais e profundas obtidas com lixas de granulação 180. Foram utilizados os seguintes adesivos: 1) três adesivos de frasco único, de condicionamento ácido total, de dois passos (Single Bond (sem carga), Prime & Bond NT (com carga), e Excite (com carga)), 2) um adesivo de *primer* autocondicionante de dois passos (Clearfil SE Bond (com carga)), e 3) um adesivo de frasco único autocondicionante de passo único (Etch&Prime 3.0 (sem carga)) de acordo com as instruções do fabricante. A resina composta FILTEK Z250 foi aplicada incrementalmente nas superfícies

preparadas. Depois de armazenados por 24 h em água a 37°C, os dentes foram seccionados para obter pequenas barras de 1,0 mm² de área de secção transversal (n=20 para cada um dos 10 grupos). Cada pequena barra foi testada em um dispositivo Bencor Multi-T (Danville Engineering, San Ramon, EUA) associado a uma máquina de teste universal Instron (Instron Corp., Canton, EUA) a uma velocidade de carregamento de 0,5 mm/min. Os corpos-de-prova fraturados foram avaliados quanto ao tipo de fratura (coesiva em dentina, coesiva em resina composta, adesiva ou mista) por estereomicroscopia a uma magnificação de 40x. Resultados foram analisados por ANOVA de dois fatores, Post-hoc e teste de Student-Newman-Keuls (p=0,05). As uniões adesivas foram examinadas por MET. A nanoinfiltração foi examinada usando a técnica de tingimento de prata. Os resultados de μ TBS em MPa/desvio padrão mostraram: Single Bond (superficial 41,8/10,8) e (profunda 41,1/15,3); Prime&Bond NT (superficial 44,4/14,6) e (profunda 66,9/17,0); Excite (superficial 36,7/14,4) e (profunda 51,5/10,6); Clearfil SE Bond (superficial 43,7/23,9) e (profunda 56,5/18,8); Etch&Prime 3.0 (superficial 27,9/11,8) e (profunda 36,3/11,9). Os resultados não mostraram diferença estatística significativa entre as profundidades de dentina nos adesivos Single Bond, Clearfil SE Bond e Etch&Prime 3.0, no entanto, para dentina profunda, nos adesivos Prime&Bond NT e Excite mostraram desempenho melhor do que em dentina superficial. Os menores valores foram obtidos com Etch&Prime 3.0. A nanoinfiltração foi manifestada em extensão variável no interior das camadas híbridas examinadas. Quanto ao tipo de fratura: Single Bond (superficial, 36,8% adesiva e 63,2% mista) e (profunda, 37,2% adesiva e 62,8% mista); Prime&Bond NT (superficial, 36,3% adesiva e 63,7% mista) e (profunda, 34,5% adesiva e 65,5% mista); Excite (superficial, 43,7% adesiva e 56,3% mista) e (profunda, 35,0% adesiva e 65,0% mista); Clearfil SE Bond (superficial, 33,7% adesiva e 66,3% mista) e (profunda, 30,7% adesiva e 69,3% mista); Etch&Prime 3.0 (superficial, 56,5% adesiva e 43,5% mista) e (profunda, 59,8% adesiva e 40,2% mista). Para todas as profundidades todos os adesivos apresentaram predomínio de falhas mistas sobre as adesivas, com exceção do adesivo Etch&Prime 3.0 que apresentou para ambas profundidades um

predomínio de fraturas adesivas sobre as mistas. A μ TBS para dentina é dependente de ambos adesivos e substratos. Sistema autocondicionante mostrou desempenho similar em qualquer profundidade da dentina.

Armstrong *et al.* (2003) avaliaram a durabilidade da união da dentina usando 4 sistemas adesivos dentinário medido pelo teste de μ TBS depois de um período de 15 meses de armazenamento em água. Este experimento foi conduzido a partir de 44 molares humanos hígidos extraídos e estocados em solução de cloramina T 0,5% a 4°C utilizados dentro de 3 meses. Estes dentes tiveram sua superfície oclusal de esmalte completamente removida através de lixas de granulação 600 expondo a dentina superficial oclusal. Foram distribuídos ao acaso em quatro grupos adesivos: Condicionamento ácido total de três passos (TE3) (Scotchbond Multipurpose, 3M ESPE), condicionamento ácido total de dois passos (TE2) (Single Bond, 3M ESPE), autocondicionante de dois passos (SE2) (Clearfil SE Bond, Kuraray) e um autocondicionante de um passo (SE1) (Prompt L-Pop, 3M ESPE). Uma coroa de resina composta (Pertac II Aplitip, 3M ESPE) foi construída incrementalmente e fotopolimerizada a aproximadamente 6 mm de distância. As amostras de 0,54 mm² (\pm 0,08mm²) foram estocadas em água destilada contendo cloramina T 0,5% a 37°C por um período de 1, 6 e 15 meses, após este período foram tracionadas em uma máquina de teste Zwick 1120 (Zwick, Ulm, Alemanha) a uma velocidade de carregamento de 1 mm/min. As áreas fraturadas foram analisadas por MEV e classificadas contendo falha na dentina, compósito, adesivo e mista. O software SAS foi usado para aplicação dos testes estatísticos de Wilcoxon, Qui-quadrado e Fischer a uma significância de 0,05. Os resultados de μ TBS (Grupo / tempo / n / mediana em MPa) foram: (TE3 / 1 mês / 22 / 51,39 MPa); (TE3 / 6 meses / 22 / 47,61 MPa); (TE3 / 15 meses / 19 / 21,92 MPa); (TE2 / 1 mês / 20 / 40,37 MPa); (TE2 / 6 meses / 20 / 38,49 MPa); (TE2 / 15 meses / 9 / 15,96 MPa); (SE2 / 1 mês / 22 / 47,49 MPa); (SE2 / 6 meses / 22 / 44,52 MPa); (SE2 / 15 meses / 17 / 21,60 MPa). Os resultados quanto ao tipo de fratura (grupo / tempo / falha na dentina / falha no compósito / falha adesiva / falha mista) foram: (TE3 / 1 mês / 8 / 6 / 1 / 7); (TE3 / 6 meses / 7 / 7 / 2 / 6); TE3 / 15

meses / 10 / 4 / 2 / 3); (TE2 / 1 mês / 7 / 6 / 0 / 7); (TE2 / 6 meses / 6 / 5 / 0 / 9); (TE2 / 15 meses / 0 / 1 / 0 / 8); (SE2 / 1 mês / 11 / 9 / 1 / 1); (SE2 / 6 meses / 12 / 5 / 0 / 5); (SE2 / 15 meses / 14 / 3 / 0 / 0); Os resultados mostraram que o TE2 foi significativamente mais fraco do que o TE3 e SE2 após 1 e 6 meses de armazenagem, mas todos três sistemas foram equivalentes depois de 15 meses de armazenagem. O sistema SE1 não pode ser testado devido a 58 de 65 amostras falharem durante o preparo da amostra. Os tipos de fraturas foram dependentes do sistema adesivos e somente o sistema de condicionamento total de dois passos demonstrou ausência de falha exclusivamente na união adesiva para todos os tempos de armazenagem. Os autores concluíram que embora diferenças na μ TBS tenham sido observadas sobre os sistemas adesivos para 1 e 6 meses de armazenagem, nenhuma diferença foi notada no período 15 meses. Isto pode representar um mecanismo degradante comum.

Guzmán-Armstrong *et al.* (2003) avaliaram a correlação entre o teste de μ TBS e a penetração de íons prata em dentina, usando 2 sistemas de condicionamento ácido total de três passos (OptiBond FL e ScotchBond Multipurpose) e 1 autocondicionante de dois passos (Clearfil SE Bond). Seis terceiros molares humanos hígidos estocados em solução de timol 2% a 4°C a partir de sua extração foram utilizados num período menor de 2 meses para o início do processamento do teste de μ TBS. O preparo de cada dente consistiu na permanência destes em água por 24 h para depois planificar a dentina superficial oclusal removendo todo o esmalte usando broca carbide em conformador de micro corpos-de-prova da Universidade de Iowa. Para cada 2 superfícies de dentina planificada, cada um dos 3 adesivos foram aplicados conforme preconizado pelos fabricantes e uma coroa de resina composta (Prodigy, Kerr) foi construída em cada dente por incrementos de 2 mm fotopolimerizadas por intensidade maior que 400 mW/cm². Depois de 24 h de armazenagem em água em laboratório a temperatura 22±1°C e umidade relativa do ar de 54±1%, os dentes foram seccionados com um disco de diamante de baixa velocidade para obter quatro pequenas barras (2x2 mm) por dente. As amostras foram desgastadas em sua região de união adesiva com o

conformador de micro corpos-de-prova da Universidade de Iowa para obter o formato cilíndrico para o teste de μ TBS obtendo área de união de secção transversal de $0,5 \text{ mm}^2$ para cada corpo-de-prova. As amostras foram imersas em nitrato de prata a 50% por 15 min e logo após deixadas 12 h em solução precipitadora de prata. O teste de μ TBS foi realizado em uma máquina de teste universal Zwick 1120 (Zwick, Ulm, Alemanha) a uma velocidade de carregamento de 1 mm/min. O percentual da área de penetração de prata foi medida nas amostras fraturadas usando uma Lupa a luz a uma magnificação pelo somatório das lentes 0,6x e 4,0x pelo auxílio do software Image-Pro Plus. Os resultados foram processados pelo software SAS pelo teste de correlação de Spearman. Os resultados mostraram: OptiBond FL (μ TBS=23,9 MPa; nanoinfiltração=89%); Scotchbond Multipurpose Plus (μ TBS=27,8 MPa; nanoinfiltração=67%) e Clearfil SE Bond (μ TBS=36 MPa; nanoinfiltração=55%). Nenhuma correlação significativa entre os grupos adesivos foi identificada pela relação de μ TBS e nanoinfiltração medida pela penetração de prata. Apenas no grupo OptiBond FL uma relação negativa de fraca a moderada foi encontrada entre μ TBS e nanoinfiltração (Spearman $r=-0,3844$). Nenhuma correlação foi encontrada para os sistemas adesivos restantes. A correlação entre estas duas medidas laboratoriais parece ser dependente do sistema adesivo. O objetivo principal da união do material restaurador no tecido dentário é obter uma forte e durável união e um selamento impermeável. A correlação entre medidas laboratoriais das propriedades físicas tenta representar o desempenho clínico para: Nanoinfiltração que tenta prever problemas clínicos como cárie secundária, reações pulpares e integridade marginal; e μ TBS que tenta prever a retenção da restauração.

Munck *et al.* (2003) propuseram comparar a efetividade de união de adesivos autocondicionante de um passo, dois passos e condicionamento ácido total de dois passos por teste de μ TBS. Cinquenta e cinco terceiros molares humanos hígidos estocados em solução de cloramina 0,5% a 4°C a partir de sua extração foram utilizados num período menor de 1 mês para o

início do processamento do teste de μ TBS. Para o preparo da dentina, as superfícies oclusais de esmalte foram completamente removidas por disco diamantado de baixa velocidade (dentina oclusal do terço médio da face vestibular) com asperização da dentina com broca diamantada de granulação regular através do conformador de micro corpo-de-prova. Para o preparo do esmalte foi realizado, também, com broca diamantada de granulação regular através do conformador de micro corpo-de-prova. As superfícies, agora planas, foram tratadas seguindo as instruções do fabricante com três adesivos autocondicionante frasco único (AQ Bond, Reactmer e Xeno CF Bond), dois adesivos autocondicionante de dois passos (ABF experimental e Clearfil SE Bond), um adesivo de condicionamento ácido total de dois passos (Prime&Bond NT) e um adesivo de condicionamento ácido total de três passos (OptiBond FL). Blocos de resina composta foram construídos de 3 a 4 camadas usando Z100 fotopolimerizados por intensidade não menor que 550 mW/cm^2 . Depois de 24 h de armazenamento em água a 37°C o corte das amostras em forma de ampulheta com área adesiva de 1,2 mm de diâmetro ($1,88 \text{ mm}^2$ de área) foi executado para o teste de μ TBS utilizando um dispositivo Ciucchi associado a uma máquina de teste LRX (LRX, Lloyd, Inglaterra) a uma velocidade de carregamento de 1 mm/min em célula de carga de 100N. Os corpos-de-prova fraturados foram avaliados em MEV para determinar o tipo de falha. Diferenças na μ TBS foram determinadas para o esmalte e dentina usando o teste Kruskal-Wallis, teste t e comparações múltiplas de Dwass-Steel-Chritchlow-Fligner para $p < 0,05$. Os resultados foram (grupo/n/MPa/desvio padrão): AQ Bond esmalte/5/10,3/ \pm 3,4; Reactmer esmalte/6/13,6/ \pm 6,0; Xeno CF Bond esmalte/6/12,2/ \pm 4,1; ABF esmalte/6/29,8/ \pm 6,1; Clearfil SE Bond esmalte/6/22,4/ \pm 6,8; Prime&Bond NT esmalte/5/49,5/ \pm 13,5; OptiBond FL esmalte/6/36,9/ \pm 9,8; AQ Bond dentina/3/23,0/ \pm 7,4; Reactmer dentina/3/28,4/ \pm 9,9; Xeno CF Bond dentina/3/19,3/ \pm 5,5; ABF dentina/4/40,8/ \pm 6,6; Clearfil SE Bond dentina/3/37,7/ \pm 10,4; Prime&Bond NT dentina/3/31,0/ \pm 13,0; OptiBond FL dentina/3/59,6/ \pm 16,8. A μ TBS em esmalte para adesivo de condicionamento ácido total foi significativamente maior do que para adesivo autocondicionante de um passo. Comparando a μ TBS da

dentina, somente com OptiBond FL desempenhou valor significativamente mais alto do que o adesivo autocondicionante de um passo. A maioria dos adesivos autocondicionantes de um passo tiveram falha predominantemente adesiva entre o substrato do dente e o adesivo, em contraste com os adesivos de dois e três passos que revelaram geralmente mais falhas mistas coesivas e adesivas. Os autores concluíram que os adesivos autocondicionantes de um passo não são, ainda, tão confiáveis quanto os adesivos de condicionamento ácido total de dois e três passos ou autocondicionante de dois passos devido à baixa μ TBS.

Dias *et al.* (2004)^a compararam por teste de μ TBS três adesivos em esmalte bovino preparado com lixa de granulação 600, broca diamantada e broca carbide. Trinta e seis dentes incisivos bovinos tiveram suas superfícies vestibulares em esmalte planificadas com lixa de granulação 600. Estes foram divididos aleatoriamente em 3 grupos de 12 dentes cada. O grupo 1 recebeu tratamento superficial com broca diamantada de granulação regular. O grupo 2 recebeu tratamento com broca carbide e o grupo 3 (controle) recebeu novo alisamento com lixa de granulação 600. Cada grupo foi subdividido conforme o tipo de sistema adesivo a ser utilizado e procedida a união conforme preconizado pelos respectivos fabricantes: Sistema adesivo de condicionamento total SB (Single Bond, 3M ESPE); sistema adesivo de *primer* autocondicionante SE (Clearfil SE Bond, Kuraray); e sistema adesivo autocondicionante BF (One-Up Bond F, Tokuyama). Uma coroa de resina de 4 mm foi construída incrementalmente na superfície de união fotopolimerizada por intensidade de 600 mW/cm², a partir deste ponto, as amostras foram armazenadas em água por 24 h a 37°C e submetidas a cortes para obter o formato de ampulheta (n=12) com área adesiva de 1,4 mm de diâmetro (1,53 mm² de área), só então, montadas para teste de μ TBS em um dispositivo Ciucchi associada a uma máquina de teste universal Shimadzu EZ-test (Shimadzu Co., Kyoto, Japão) com velocidade de carregamento de 1 mm/min. Dados do teste de μ TBS foram analisados usando ANOVA e teste PLSD de Fisher ($\alpha=0,05$). Os resultados foram (adesivo / processamento / média MPa / desvio padrão): (SB / lixa / 38,1

/ $\pm 12,6$); (SE / lixa / $51,3 \pm 7,7$); (BF / lixa / $31,6 \pm 8,3$); (SB / Bdiamantada / $32,1 \pm 3,6$); (SE / Bdiamantada / $35,5 \pm 8,8$); (BF / Bdiamantada / $21,4 \pm 3,7$); (SB / Bcarbide / $37,6 \pm 8,8$); (SE / Bcarbide / $30,8 \pm 9,2$); (BF / Bcarbide / $21,3 \pm 5,3$); Os resultados mostraram que a resistência à união de cada sistema autocondicionante foi menor quando o esmalte foi preparado usando uma broca de diamante ou broca carbide, e maior com lixa de granulação 600. Diferenças de μ TBS entre superfícies preparadas com broca de diamante e carbide não foram significativas. O método de preparo da superfície não afetou o sistema de condicionamento total. Os autores concluíram que diferentes instrumentos de preparo são improváveis de afetar a resistência à união resina-esmalte.

Koase *et al.* (2004) compararam por teste de μ TBS dois sistemas adesivos autocondicionantes de frasco único (Xeno CF Bond (Xeno), Prompt L-Pop (PL)) e um sistema adesivo experimental autocondicionante de dois passos (ABF(ABF)) para dois tipos de corte de dentina. Para tanto, 18 pré-molares humanos hígidos estocados em solução de cloramina T 0,5% a 4°C, a partir de sua extração, foram utilizados no teste de μ TBS. Nove dentes tiveram suas dentinas planificadas com ponta diamantada de granulação superfina na região vestibular amelo-cementária. Outros nove dentes receberam o mesmo tratamento trocando apenas a granulação da ponta (regular). Usando um dos três adesivos, conforme preconizado por cada fabricante, foram criados os grupos, divididos conforme as granulações das pontas e adesivos. Um bloco de um material restaurador (Clearfil AP-X, Kuraray) foi construído incrementalmente em cada superfície de dentina processada. Depois de armazenadas 24 h em água a 37°C, as amostras foram seccionadas em seis ou sete fatias de aproximadamente 0,7 mm de espessura perpendicular à superfície de união e submetidas a cortes para obter o formato de ampulheta com área adesiva de 1,4 mm de diâmetro ($1,53 \text{ mm}^2$ de área), só então, montadas para o teste de μ TBS em um dispositivo Ciucchi associado a uma máquina de teste universal Shimadzu EZ-test (Shimadzu Co., Kyoto, Japão) com velocidade de carregamento de 1 mm/min e observadas em MEV para

determinar o tipo de falha: (i) Interfacial (topo ou base de camada híbrida); (ca) coesiva adesiva; (cd) coesiva em dentina; (ccr) coesiva em resina composta; (m) mista, para caracterizar 100% da falha. Os resultados de μ TBS foram (grupo / tratamento / média MPa / desvio padrão): (Xeno / regular / 35,1 / 11,2); (PL / regular / 33,7 / 12,6); (ABF / regular / 38,9 / 10,2); (Xeno / superfina / 49,1 / 13,6); (PL / superfina / 54,7 / 16,4); (ABF / superfina / 33,9 / 8,6). Os resultados de falha foram (grupo/tratamento/falha-%): Xeno/regular/(m-68,2)(cd-13,6)(ca-18,2); PL/regular/(m-60,0)(cd-10,0)(ccr-30,0); ABF/regular/(m-60,0)(cd-4,0)(ca-36,0); Xeno/superfina/(m-65,2)(ccr-34,8); PL/superfina/(m-31,8)(ccr-68,2); ABF/superfina/(m-41,2)(ca-58,8). Os resultados mostraram que quando Xeno e PL foram colados a dentina cortada com ponta de granulação regular, os valores de μ TBS foram menores do que da dentina cortada com ponta de granulação superfina, enquanto que o adesivo experimental de dois passos não mostrou diferença significativa na μ TBS entre as duas superfícies cortadas de modo diferente. Os autores concluíram que os adesivos autocondicionantes de frasco único testados no estudo melhoraram a resistência à união quando unida à dentina cortada com ponta superfina, enquanto que o adesivo autocondicionante de dois passos experimental mostrou união inalterada para ambas as superfícies de dentina cortada por ponta superfina e ponta regular.

Reis *et al.* (2004)^a verificaram a influência do tempo de armazenagem e a velocidade de corte durante o preparo de amostras para teste de μ TBS em dentina de um adesivo de frasco único. Trinta e seis terceiros molares humanos hígidos estocados em solução de cloramina 0,5% a 4°C a partir de sua extração foram utilizados num período menor de 6 meses para o início do processamento do teste de μ TBS. Cada dente teve o esmalte oclusal completamente removido e sua dentina alisada (dentina oclusal do terço médio da face vestibular) com lixa de granulação 600. Um sistema adesivo (Single Bond) foi aplicado de acordo com as instruções do fabricante, e coroas de resina (Filtek Z250) foram construídas por incrementos de 1 mm, e fotopolimerizadas a uma intensidade de 600 mW/cm². As amostras foram

armazenadas por 10 min, 24 h ou uma semana em água destilada a 37°C. Após o período de cada armazenagem, elas foram cortadas por disco diamantado de forma a obter-se pequenas barras em diferentes velocidades de corte 0,5, 1,6, 2,6 m/s para obter área de secção transversal de aproximadamente 0,8 mm² (variando de 0,76 a 0,84 mm²). As amostras foram, então, testadas em uma máquina de teste universal Kratos (Kratos Dinamometros, Embu, Brasil) a uma velocidade de carregamento de 0,5 mm/min e os corpos fraturados analisados em MEV a uma magnificação de 400x para avaliar o tipo de falha (coesiva (dentro da dentina ou da resina composta), adesiva (entre a dentina e a resina composta) e mista (combinação entre coesiva e adesiva)). ANOVA de dois fatores, comparações múltiplas de Post hoc e teste Tukey foram utilizados para análise estatística ao nível de significância de 95% para o tempo de armazenamento, velocidade de corte e comparação de média de μ TBS. Os resultados de μ TBS foram (velocidade/armazenagem/média-MPa/desvio padrão): (0,5 m/s / 10 min / 33,9 / \pm 12,6); (0,5 m/s / 24 h / 33,9 / \pm 14,7); (0,5 m/s / 1 semana / 34,0 / \pm 16,6); (1,6 m/s / 10 min / 38,2 / \pm 13,1); (1,6 m/s / 24 h / 46,2 / \pm 15,9); (1,6 m/s / 1 semana / 35,3 / \pm 11,9); (2,6 m/s / 10 min / 35,9 / \pm 14,8); (2,6 m/s / 24 h / 42,5 / \pm 15,3); (2,6 m/s / 1 semana / 48,9 / \pm 18,9). Os resultados mostraram que: A média mais alta da μ TBS foi obtida com um tempo de armazenagem de uma semana e velocidade de corte de 2,6 m/s; a mais baixa média foi encontrada quando as amostras foram preparadas imediatamente após a colocação de resina composta e cortada a 0,5 m/s. Os autores concluíram que tanto o tempo de armazenamento quanto a velocidade de corte podem afetar os resultados da μ TBS. Por essa razão, estas variáveis devem ser controladas em testes de μ TBS.

Reis *et al.* (2004)^b investigaram a influência da velocidade de carregamento nos teste de μ TBS com dois sistemas adesivos de dentina. Dez terceiros molares humanos hígidos estocados em solução de cloramina 0,5% a 4°C a partir de sua extração foram utilizados num período menor de 6 meses para o início do processamento do teste de μ TBS. Cada dente teve o esmalte

oclusal completamente removido e sua dentina alisada (dentina oclusal do terço médio da face vestibular) com lixa de granulação 600. Os sistemas adesivos Single Bond e Clearfil SE Bond foram aplicados de acordo com as instruções do fabricante, e coroas de resina (Filtek Z250) foram construídas com incrementos de 1 mm e polimerizadas por uma intensidade de 600 mW/cm². Depois de 24 h em água destilada a 37°C elas foram cortadas por disco diamantado de forma a obter-se pequenas barras a uma frequência de corte de 300 rpm para obter área de secção transversal de aproximadamente 0,8 mm² (variando de 0,82 a 0,93 mm²). As amostras, só então, foram testadas em uma máquina de teste universal Instron (Instron Corp., Canton, EUA) em 5 velocidades de carregamento (0,1 mm/min; 0,5 mm/min; 1,0 mm/min; 2,0 mm/min e 4,0 mm/min). O padrão de fratura foi analisado por estereomicroscópio depois da fratura (400x). Para comparar os dados de μ TBS, ANOVA de dois fatores, comparações múltiplas de Post-hoc e teste Tukey foram utilizados para análise estatística ao nível de significância de 95% para sistemas adesivos e velocidade de carregamento. Os resultados mostraram que ANOVA de dois fatores não detectou diferenças estatisticamente significativas tanto para a interação quanto para velocidade. Diferenças foram somente detectadas entre os sistemas adesivos, Single Bond mostrando mais altos valores de resistência à união do que Clearfil SE Bond. Os autores concluíram que, sem levar em conta o sistema adesivo empregado, a velocidade de carregamento usada em testes de μ TBS não influenciou os valores de resistência à união.

Dias *et al.* (2004)^b compararam pelo teste de μ TBS cinco adesivos de dentina humana preparadas com lixa de granulação 600, pontas diamantadas, e broca carbide. A hipótese nula foi que os diferentes instrumentos de preparo cavitário não afetariam a adesão dos sistemas adesivos. Para isto foram utilizados 45 molares humanos hígidos estocados em congelador a partir de suas extrações. Os dentes tiveram suas superfícies oclusais em esmalte completamente removidas até chegar ao terço médio da coroa usando uma seqüência de lixas de granulação 180 e 320. Foram divididos ao acaso em três

grupos: O grupo 1 recebeu preparo com ponta cilíndrica diamantada de granulação média; o grupo 2 recebeu preparo com broca cilíndrica carbide ; e o grupo 3 foi alisado com lixa de granulação 600. Cada grupo foi subdividido de acordo com o adesivo usado. Cinco adesivos foram usados: Um sistema adesivo de condicionamento ácido total (Single Bond (SB), 3M ESPE); três sistemas adesivos de *primer* autocondicionante (Clearfil SE Bond (SE) e ABF (ABF), Kuraray: Imperva Fluorobond (IF), Shofu), e um adesivo autocondicionante (One-Up Bond F (OBF), Tokuyama). Todos os sistemas adesivos foram utilizados conforme preconizado pelo fabricante e, subseqüentemente, uma coroa de resina de 4 mm foi construída incrementalmente na superfície tratada. Os materiais fotoativáveis foram fotopolimerizados a uma intensidade de 600 mW/cm². As amostras foram armazenadas em água por 24 h a 37°C para depois serem seccionadas em fatias de 0,7 mm de espessura perpendicular à superfície de união e submetidas a cortes para obter o formato de ampulheta (n variando de 17 a 27 com média de 22 em cada grupo) com área adesiva de 1,4 mm de diâmetro (1,53 mm² de área). Só então, foram montadas para o teste de μ TBS em um dispositivo Ciucchi associado a máquina de teste universal Shimadzu EZ-test (Shimadzu Co., Kyoto, Japão) com velocidade de carregamento de 1 mm/min. A μ TBS foi calculada pela divisão da carga de fratura pela área de secção fraturada. Os corpos-de-prova fraturados foram analisados por estereomicroscopia e MEV para determinar o tipo de fratura: Adesiva (falha total ou parcial no adesivo); dentina (falha total ou parcial na dentina); compósito (falha total ou parcial na resina composta); e híbrida (falha na camada híbrida). Os testes estatísticos utilizados foram ANOVA, PLSD e teste de Fisher ($p < 0,05$). Os resultados foram (tratamento/adesivo/média-MPa/desvio padrão): Lixa/SE/59,3/±12,4; Diamantada/SE/59,0/±8,0; Carbide/SE/71,4/±10,1; Lixa/ABF/45,6/±7,5; Diamantada/ABF/47,3/±11,0; Carbide/ABF/57,9/±10,3; Lixa/IF/33,8/±12,3; Diamantada/IF/37,0/±8,7; Carbide/IF/41,2/±12,9; Lixa/OBF/33,4/±6,1; Diamantada/OBF/35,0/±4,0; Carbide/OBF/41,9/±7,9; Lixa/SB/31,7/±7,5; Diamantada/SB/28,6/±6,5; Carbide/SB/36,7/±9,8. Os resultados de μ TBS mostraram que o preparo da superfície usando broca

carbide geralmente produziu μ TBS maior do que o preparo usando tanto ponta diamantada quanto lixa abrasiva. SE Bond teve a mais alta média de μ TBS dos cinco adesivos testados. Os resultados quanto ao modo de fratura mostraram que na estereomicroscopia 313 dos 323 corpos-de-prova (96,9%) falharam na interface. Em MEV, as análises mostraram que, exceto para SB, todos os adesivos aplicados em dentina tratada com broca carbide tiveram mais incidência de falhas coesivas, tanto em dentina como em compósito, quando comparados com tratamento dentinário de ponta diamantada ou lixa. Para o adesivo SB, o principal modo de falha foi adesiva e híbrida independente do tipo de tratamento dentinário. Os autores concluíram que a μ TBS do adesivo na dentina pode ser afetada pelo tipo de instrumento usado para preparar o dente. Especificamente, alta μ TBS poderia ser alcançada pelo uso de brocas carbide, esta, mais alta que as pontas diamantadas.

Goracci *et al.* (2004) mediram a μ TBS, no esmalte e dentina, três sistemas adesivos autocondicionantes (Adper Prompt L-Pop, Xeno CFII, AdheSE) comparando com um sistema adesivo de condicionamento ácido total (Excite). Quarenta molares humanos hígidos estocados em solução salina 0,9% a 37°C a partir de sua extração foram utilizados num período menor de 1 mês para o início do processamento do teste de μ TBS. Foram, então, divididos em quatro grupos de 10 dentes (um grupo por sistema adesivo). Metade de cada um destes grupos foram submetidos ao teste de μ TBS nas superfícies de esmalte (E), obtidas pela planificação da superfície vestibular por lixas de granulação 180. A outra metade de cada um destes grupos foram submetidos ao teste de μ TBS nas superfícies de dentina oclusal do terço médio da face vestibular (D), obtidas pela remoção completa do esmalte oclusal pelo alisamento com lixa de granulação 180. Cada adesivo foi utilizado conforme preconizado pelo fabricante e em cada superfície tratada foi construído blocos de resina composta (Tetric Ceram) com incrementos de 1 a 2 mm e polimerizados a uma intensidade de 750 mW/cm². Assim, os seguintes grupos experimentais foram então formados: E(APLP) Adper Prompt L-Pop (3M ESPE) no esmalte; E(XCF) Xeno CFII (Sanking Koygo) no esmalte; E(ASE) AdheSE

(Ivoclar-Vivadent) no esmalte; E(EX) Excite (Ivoclar-Vivadent) no esmalte; D(APLP) Adper Prompt L-Pop (3M ESPE) na dentina; D(XCF) Xeno CFII (Sanking Koygo) na dentina; D(ASE) AdheSE (Ivoclar-Vivadent) na dentina; D(EX) Excite (Ivoclar-Vivadent) na dentina. Uma vez construído os blocos, cada um foi armazenado em solução salina 0,9% a 37°C por 24 h. Cada dente foi cortado por disco diamantado de maneira a obter pequenas barras com área de união adesiva de 0,81 mm² (0,9 x 0,9 mm). As amostras renderam de 15 a 20 corpos-de-prova que foram testados em uma máquina de teste universal Instron (Instron Corp., Canton, EUA) a uma velocidade de carregamento de 0,5 mm/min. A força exercida foi medida em Newton e a resistência à união nas falhas em MPa. Kolmogorov-Smirnov, ANOVA de dois fatores e teste Tukey foram aplicados a uma significância de $p < 0,05$. Os resultados foram (grupo / média MPa/desvio padrão):(D(EX)/45,80/±5,79);(D(ASE)/28,48/±4,71); (D(XCF)/27,22/±2,74);(D(APLP)/20,16/±2,07);(E(EX)/42,92/±4,80); (E(ASE) / 22,74/±4,03);(E(XCF)/27,86/±3,28); (E(APLP)/23,90/±4,13). Os resultados mostraram que os valores da μ TBS do Excite (controle) foram significativamente maiores do que os outros adesivos testados em esmalte e dentina. O adesivo autocondicionante AdheSE e Xeno CFII mostraram adesão significativamente mais forte que Adper Prompt L-Pop (20,16±2,07 MPa) na dentina. No esmalte, todos os materiais testados autocondicionantes tiveram desempenho similar. O substrato não parece ter influenciado significativamente a adesão, assim como cada material alcançou μ TBS em níveis similares em esmalte e dentina. Os autores concluíram que em ambos substratos os adesivos autocondicionantes testados desempenharam menor μ TBS do que do sistema condicionamento ácido total.

Carvalho e Turbino (2005) propuseram avaliar por μ TBS a união da resina composta ao esmalte associado a um sistema adesivo convencional e a um sistema autocondicionante polimerizados por luz halógena e LED. Quarenta dentes bovinos tiveram suas superfícies de esmalte vestibulares alisadas com lixa de granulação 600. Foram divididos em 4 grupos com 10 dentes em cada ($n = 10$), para aplicação dos adesivos Scotchbond Multipurpose Plus (3M-ESPE) e Clearfil SE Bond (Kuraray) conforme orientação do fabricante, ambos

polimerizados por 10 s tanto pela luz halógena (Degulux Soft Start – Degussa Hills) com potência de 550 mW/cm^2 como pelo LED (Kerr Demetron) com potência de 600 mW/cm^2 . A resina composta Filtek Z250 foi aplicada em 4 incrementos de 1 mm com auxílio de uma matriz de silicone de condensação de formato quadrado com dimensões de 5 mm x 5 mm; sendo polimerizada tanto pela luz halógena como por LED por 40 s para cada grupo. Após, foram submetidos a cortes para obtenção de corpos-de-prova com área de união de aproximadamente 1 mm^2 . Os corpos-de-prova foram tracionados em máquina de teste universal Mini Instron (Instron Corp., Canton, EUA) a uma velocidade de carregamento de 0,5 mm/min. Os resultados foram processados pelos testes estatísticos de ANOVA e Tukey. Com base nos resultados, os autores verificaram que: O adesivo Scotchbond Multipurpose Plus polimerizado com luz halógena apresentou os maiores valores de adesão ($39,69 \pm 7,07 \text{ MPa}$) do que os outros grupos os quais não apresentaram diferença estatisticamente significativa entre si. Scotchbond Multipurpose Plus polimerizado por LED ($22,28 \pm 2,63 \text{ MPa}$), Clearfil SE Bond polimerizado por luz halógena ($27,82 \pm 2,65 \text{ MPa}$) e por LED ($22,89 \pm 5,09 \text{ MPa}$). Os autores concluíram que fotopolimerização de 550 mW/cm^2 por luz halógena produz maior μTBS do que fotopolimerização de 600 mW/cm^2 por LED para ambos adesivos utilizados.

Sadek *et al.* (2005)^a propuseram avaliar 11 sistemas adesivos representativos pelo teste de μTBS imediato e 24 h após a união. Para tanto, foram usados 33 molares humanos hígidos estocados em solução de cloramina T 1% a 4°C e usados dentro de um período de 1 mês. Os dentes tiveram suas superfícies de esmalte oclusais removidas até expor a dentina do terço médio, que foram alisadas com lixas de granulação 180. Os blocos de resina composta (Tetric Ceram, Ivoclar-Vivadent) foram construídos incrementalmente na superfície dentinária, fotopolimerizados a uma intensidade de 600 mW/cm^2 , usando os adesivos (Adper Scotchbond MP; Adper Scotchbond 1; OptiBond Solo Plus; Clearfil SE Bond; AdheSE; Tyrian SPE + One Step Plus, OptiBond Solo Plus autocondicionante, One-Up Bond F; iBond; Adper Prompt L-Pop; Xeno III) de acordo com as respectivas instruções dos fabricantes. As amostras

foram cortadas a fim de obter corpos-de-prova em forma de pequenas barras com área de união adesiva medindo 0,9 x 0,9 mm (0,81 mm²) para o teste de μ TBS imediato e 24 h após. Para os corpos-de-prova submetidos ao teste 24 h depois, a estocagem transcorreu em água destilada a 37°C. O teste se deu em máquina universal de teste Triax Digital 50 (Controls, Milão, Itália) com o uso do dispositivo Bencor Multi-T (Danville Engineering, San Ramon, EUA). Os dados foram analisados por teste Kolmogorow-Smirnov, ANOVA de dois fatores, teste LSD, Post-hoc e correlação de Spearman a um grau de significância de $p < 0,05$. Os resultados mostraram que nenhuma diferença significativa foram encontradas entre a resistência à união imediata ou 24 h após. Entretanto, diferenças significativas foram observadas entre adesivos ($p < 0,001$). O adesivo iBond mostrou valores estatisticamente mais baixos quando comparado a todos os outros adesivos. Tyrian SPE + One Step Plus; One-Up Bond F; Adper Prompt L-Pop; Xeno III, todos adesivos autocondicionantes, foram significativamente mais fracos do que Adper Scotchbond MP; Adper Scotchbond 1; OptiBond Solo Plus; Clearfil SE Bond; AdheSE, OptiBond Solo Plus autocondicionante, que não diferiram estatisticamente um do outro. Os autores concluíram que a μ TBS dos sistemas adesivos representativos de quatro categorias de agentes de união não foram equivalentes, registraram valores mais baixos para os adesivos autocondicionantes de um passo. Não ocorreram diferenças na μ TBS nos valores obtidos imediatamente ou depois de 24 h.

Cardoso *et al.* (2005) propuseram avaliar o efeito do solvente orgânico (acetona ou etanol) por teste de μ TBS de um sistema adesivo aplicado na dentina úmida ou seca. Para tanto, 16 terceiros molares humanos extraídos foram estocados em soro fisiológico em temperatura ambiente. Tiveram suas superfícies oclusais em esmalte completamente removidas e alisadas com lixas de granulação 600 para expor a superfície de dentina. Foi aplicado, conforme preconizado por cada fabricante, um sistema adesivo de frasco único a base de etanol (Gluma Comfort Bond, Heraeus/Kulzer (GCB)) foi aplicado na metade mesial e um outro sistema adesivo de frasco único a base de acetona (Gluma

One Bond, Heraeus/Kulzer (GOB)) foi aplicado na metade distal da superfície da dentina lixada. Os dentes foram aleatoriamente divididos nos seguintes grupos. No grupo 1, a dentina condicionada foi completamente seca com ar e o sistema adesivo GCB foi aplicado. No grupo 2, a dentina condicionada foi completamente seca com ar e o sistema adesivo GOB foi aplicado. No grupo 3, excesso de umidade foi removido depois do condicionamento ácido, deixando uma superfície de dentina úmida e o sistema adesivo GCB foi aplicado. No grupo 4, excesso de umidade foi removido depois do condicionamento ácido, deixando uma superfície de dentina úmida e o sistema adesivo GOB foi aplicado. Um bloco de resina composta híbrido (Venus, Heraeus/Kulzer) foi aplicado a superfície dentinária em 4 incrementos de 1 mm e fotopolimerizado (500 mW/cm^2) de acordo com as instruções do fabricante. As amostras foram então seccionadas com uma serra de diamante de baixa velocidade de forma a obter pequenas barras (12 por grupo) com uma secção transversal de $0,5 \text{ mm}^2 \pm 0,05 \text{ mm}^2$. O teste de μTBS foi realizado, 24 h depois da estocagem em água a temperatura ambiente, com um aparelho Bencor Multi-T (Danville Engineering, San Ramon, EUA) numa máquina de teste universal Instron (Instron Corp., Canton, EUA) a uma velocidade de carregamento de $0,5 \text{ mm/min}$. Os dados foram submetidos a ANOVA de dois fatores e teste Post-hoc ($p < 0,05$). Os valores de μTBS (média MPa \pm desvio padrão) experimentais medidos foram: Na dentina seca Grupo 1 ($37,0 \pm 10,6$) e grupo 2 ($34,7 \pm 9,0$); na dentina úmida Grupo 3 ($50,7 \pm 11,0$) e grupo 4 ($38,5 \pm 10,5$). Adesivos a base de etanol resultaram em μTBS mais alta do que adesivos a base de acetona ($p < 0,008$) e uniões de dentina úmida resultou em μTBS mais alta do que dentina seca ($p < 0,001$). GCB aplicado na dentina úmida resultou em resistência à união estatisticamente mais alta do que os outros grupos. Os autores concluíram que os valores de μTBS mais altos foram obtidos com o uso de um adesivo a base de etanol na dentina úmida.

Sadek *et al.* (2005)^b propuseram verificar a influência da velocidade de corte durante o preparo das amostras no teste de μTBS , nos valores de resistência à união e na integridade microscópica da amostra de um sistema

adesivo de frasco único para esmalte e dentina. Para isto, 30 terceiros molares humanos hígidos armazenados em solução de cloramina 1% a 4°C foram usados dentro de 3 meses após extração. Para o estudo em esmalte (E), os dentes tiveram suas superfícies vestibulares alisadas, sem expor dentina, com lixa de granulação 180. Para o estudo em dentina (D), eles tiveram suas superfícies oclusais de esmalte completamente removidas e alisadas com lixa de granulação 180 até o terço médio da face vestibular. Neste ponto, os dentes receberam o adesivo Excite (Ivoclar-Vivadent) e posterior confecção de blocos de resina composta Tetric Ceram (Ivoclar-Vivadent) construídos com incrementos de 1 mm de acordo com as instruções do fabricante e fotopolimerizados a uma intensidade de 750 mW/cm². Depois de 24 h de armazenamento em água destilada a 37°C, os dentes restaurados foram seccionados nos eixos x e y sob diferentes velocidades de corte: 100, 200 e 400 rpm, obtendo amostras em forma de pequenas barras com área de secção transversal de 1,0 mm². Cinco amostras de cada grupo foram selecionadas ao acaso para serem analisadas pelo MEV sem sofrer o teste de μ TBS. A limpeza das barras para esta análise se deu pela aplicação de ácido fosfórico a 36% durante 5 s, lavagem abundante e secagem gentil para montagem em *stubs* e processo de *sputter-coated*. As barras que não foram analisadas por MEV foram submetidas ao teste de μ TBS por uma máquina de teste universal Triax Digital 50 (Controls, Milão, Itália) a uma velocidade de carregamento de 0,5 mm/min. Os modos de falha foram observados em microscópio ótico e classificados em falhas: Adesiva; coesiva em resina composta; coesiva em esmalte/dentina. A análise estatística se deu pelos testes Kolmogorov-Smirnov, ANOVA, Post-hoc e Tukey a uma significância de p=0,05. Os resultados foram (grupo/média-MPa/desvio padrão): D100/36,33/3,96; D200/36,65/5,23; D400/38,50/6,36; E100/27,31; E200/25,81/1,34; E400/21,52/1,59. As μ TBS de dentina foram significativamente mais altas do que as de esmalte, análise da influência da velocidade de corte foi realizada separadamente, por substrato. Na análise do MEV, melhor integridade para a dentina foi observada quando comparada ao esmalte, no qual, este último, a integridade foi maior nos grupos de corte de velocidade mais baixa. Os autores concluíram que a velocidade de

corde é um fator importante que deve ser considerado, principalmente quando esmalte é envolvido, já que ele pode afetar os resultados de μ TBS e a integridade da amostra.

Kenshima *et al.* (2005) propuseram medir a capacidade de tamponamento dos sistemas adesivos autocondicionantes e avaliar o efeito da espessura do *smear layer*, a média da extensão das bolhas (GW) e a μ TBS na dentina. Para tanto, 30 terceiros molares hígidos foram estocados em solução de cloramina 0,5% e usados dentro de um período de 6 meses. As superfícies oclusais de esmalte foram removidas completamente e seccionada longitudinalmente na direção vestibulo-lingual. Cada metade recebeu alisamentos diferentes: Uma foi alisada com lixa de granulação 600 para obter um *smear layer* fino; e a outra foi alisada com lixa de granulação 60 para obter *smear layer* espesso. Os adesivos Clearfil SE Bond (Kuraray) (SE), OptiBond Solo Plus Self-etch Primer + OptiBond Solo Plus (Kerr) (SO), Tyrian Self Priming Etchant + One Step Plus (Bisco) (TY) e como um controle, Single Bond (3M ESPE) (SB) e ScotchBond Multipurpose Plus (3M ESPE) (SC) foram usados (conforme orientação de cada fabricante) com restaurador universal Filtek Z250. A escolha dos dentes para aplicação do adesivo foi aleatória (n=6) e a coroa de resina foi feita com incrementos de 1 mm e fotopolimerizadas a uma intensidade de 600 mW/cm². Depois de 24 h de estocagem em água destilada a 37°C, foram preparadas pequenas barras de resina-dentina com área de união de aproximadamente 0,8 mm². A GW das pequenas barras foi medida com aumento de 400x antes do teste de μ TBS que foi realizado em máquina de teste universal Kratos (Kratos Dinamômetros, Embu, Brasil) a uma velocidade de carregamento de 0,5 mm/min. O índice de μ TBS foi calculado incluindo a contribuição do tipo de falha relativa. Os dados foram analisados por ANOVA de dois fatores, comparação múltipla de Tukey e regressão linear simples. Os resultados mostraram que somente o fator “adesivo” afetou significativamente a μ TBS (p<0,001). TY teve os valores de μ TBS mais baixos. Com relação a GW, ambos fatores, adesivo (p<0,001) e espessura do *smear layer* (p<0,03) foram significativos. A média mais alta da extensão de bolhas foi

observada para SE e sob uma camada de *smear layer* espessa. Uma relação linear foi observada entre o pH e GW, e o pH e μ TBS; entretanto, uma correlação positiva significativa foi detectada somente entre pH e GW ($R=0,99$, $p<0,02$). Nenhuma relação entre μ TBS e GW foi encontrada ($R=0,04$, $p<0,77$). Os autores concluíram que embora a espessura do *smear layer* não tivesse tido efeito na μ TBS resina-dentina, o *smear layer* espessa, ao contrário, afetou a média de extensão das bolhas. Os valores de μ TBS não foram afetados pela acidificação dos *primers* autocondicionantes; entretanto, *primers* autocondicionantes mais agressivos mostraram uma média de extensão de bolhas mais baixa. Os sistemas adesivos de condicionamento ácido lavável mostraram μ TBS mais alta e média de extensão de bolhas mais baixa.

Ito *et al.* (2005) propuseram avaliar o efeito de várias coberturas de adesivos frasco único por teste de μ TBS e nanoinfiltração. Para tanto, a dentina oclusal de molares humanos extraídos foram usada. Cinquenta e seis terceiros molares hígidos foram obtidos com o consentimento informado dos pacientes. Pela remoção completa da superfície de esmalte, foi exposta a dentina do terço médio da face vestibular e alisada com lixa de granulação 320. Dois adesivos de frasco único - iBond (Heraeus Kulzer) e Xeno III (Caulk Dentsply) - foram aplicados na superfície de dentina lisa obtida com lixa de granulação 320. Nos grupos 1 e 3 durante a união, foram aplicados os adesivos e deixado evaporar o solvente por 1, 2, 3, 4 e 5 aplicações na superfície da dentina antes da fotopolimerização. Nos grupos 2 e 4 depois da fotopolimerização da primeira camada, o adesivo foi reaplicado, deixado evaporar o solvente, e fotopolimerizado novamente. Isto foi repetido por 1, 2, 3, 4 e 5 aplicações. Após teve início a criação de coroas de resina composta (TPH, Caulk/Dentsply). Os materiais fotoativados receberam uma intensidade de 600 mW/cm^2 . Depois de 24 h de armazenamento em água a 37°C , os dentes foram seccionados perpendicularmente à interface adesiva de maneira a produzir várias pequenas barras de dentina unida ao compósito, com aproximadamente $0,9 \text{ mm}^2$ de área. Estes foram submetidos ao teste de μ TBS em um aparato de teste Vitrodyne V1000 (John Chatillon & Sons, Greensboro, EUA) a uma velocidade de

carregamento de 1,0 mm/min. Os dados foram avaliados por ANOVA de três fatores, Bonferroni e Post-hoc para um $\alpha=0,05$. Adicionalmente, nanoinfiltração da absorção de prata e a espessura da camada adesiva foram avaliadas usando um MET. Os resultados indicaram que a μ TBS aumentou com o número de coberturas ($p<0,0001$) com ambos adesivos acima de 3 camadas, especialmente se cada camada foi fotopolimerizada. Nanoinfiltração de prata tende a diminuir com o aumento de coberturas em ambos os sistemas adesivos. Os autores concluíram que pela simples aplicação de mais coberturas de adesivo, a resistência e a qualidade da adesão na dentina pode ser melhorada.

Miranda *et al.* (2005) investigaram o efeito do envelhecimento do substrato pós-extração pelo teste de μ TBS de um sistema adesivo (Excite). Para isto, 60 terceiros molares humanos hígidos foram extraídos e preparados depois dos seguintes períodos de armazenamento em água destilada a 37°C (n=10): G1-1h; G2-24h; G3-7dias; G4-30 dias; G5-1 ano; G6-2 anos. As superfícies oclusais foram removidas usando discos de diamante para expor a dentina intermediária e um padrão de *smear layer* foi criado pelo polimento com lixa de granulação 600. O sistema adesivo foi aplicado de acordo com as instruções do fabricante, e um bloco de resina composta (5 mm de altura, Tetric Ceram cor A2/Ivoclar Vivadent) foi construído em incrementos de 1 mm, cada um sendo fotopolimerizado por 40 s (600 mW/cm²). Depois da armazenagem em água destilada a 37°C por 24 h, os dentes foram seccionados para obter amostras em formato de pequenas barras com uma área de secção transversal de aproximadamente 0,7±0,2 mm². As amostras foram submetidas ao teste de μ TBS numa máquina de teste universal Kratos (Kratos Dinamometros, Embu, Brasil) a uma velocidade de 0,5 mm/minuto. Os dados foram estatisticamente analisados usando ANOVA num nível de significância de 5% ($p<0,05$). Os resultados mostraram que as médias de μ TBS (MPa±desvio padrão) foram: G1=47±3,1; G2=42±5,1; G3=41±6,4; G4=43±9,8; G5=40±7,0; G6=52±5,7. Nenhuma diferença estatisticamente significativa foi encontrada entre os grupos experimentais. Os autores concluíram que dentes humanos armazenados por

longos períodos de tempo podem ser usados para determinar a μ TBS *in vitro* de sistemas adesivos.

Yang *et al.* (2006) avaliaram pelo teste de μ TBS três cimentos resinosos para regiões diferentes de dentina humana. Para isto, molares humanos hígidos foram estocados após exodontia em solução de cloramina T a 0,5% por 2 semanas após este período foram armazenados em água destilada e processados dentro de 3 meses. Foram cortados discos de dentina em diferentes regiões (dentina superficial (s); dentina profunda (d); dentina cervical (c)) com espessura de 1,5 mm e alisados com lixa de granulação 600. Cada dentina recebeu a aplicação dos seguintes cimentos resinosos (Super-Bond C&B (SB); Panavia F 2.0 (PF); RelyX Unicem (RU)) e conseqüentemente divididas dentro dos seguintes grupos (n=12): SB-s, SB-d, SB-c; PF-s, PF-d, PF-c; RU-s, RU-d, RU-c. Os cimentos resinosos foram usados de acordo com as instruções dos fabricantes na cimentação de pequenos discos de compósito Clearfil FII (Kuraray Medical Inc., Osaka, Japão), para uma união de 1mm de espessura entre a dentina e o compósito obtida sob uma carga de compressão de cimentação de 7,5 N, com uma área de secção transversal de 2 mm de diâmetro efetuada em condições autopolimerizáveis de cimentação. Depois do armazenamento em água destilada por 3 dias, o teste de μ TBS foi realizado em máquina de teste universal Zwick Z010/024 (Zwick, Alemanha) a uma velocidade de carregamento de 1 mm/min. Os dados foram analisados pelos testes: ANOVA; Fisher; PLSD; Mann-Whitney para um nível de confiança de 95%. As análises da interface de união e factografia foram realizadas com MEV e MET. As médias do teste de μ TBS foram (Grupo/MPa/desvio padrão): (SB-s/31,9/7,2); (SB-d/18,6/4,3); (SB-c/24,2/6,5); (PF-s/29,1/8,4); (PF-d/10,4/1,9); (PF-c/10,2/3,6); (RU-s/8,2/2,5); (RU-d/5,7/2,0); (RU-c/5,5/2,0). Os resultados mostraram que a μ TBS para dentina superficial foi significativamente maior do que para dentina cervical ou profunda para todos três cimentos resinosos. SB-s e PF-s, falharam de forma coesiva no cimento resinoso. MEV e MET mostraram que falhas adesivas em SB e PF ocorreram no topo da camada híbrida (HL), mas nenhuma falha HL óbvia foi observada em RU. Os

autores concluíram que cimentos resinosos com diferentes formulações químicas e diferentes locais de aplicações no que tange a localização dentinária produzem resistência e união significativamente diferentes entre si.

Dillenburg (2006) avaliou a influência de diferentes tratamentos de superfície na dentina pré-hibridizada com a técnica do selamento dentinário imediato e armazenada por diferentes períodos na μ TBS de dois sistemas adesivos. Os agentes de união dentinário utilizados, Single Bond 2 (3M-ESPE) e Prime&Bond NT (Dentsply), foram testados em dois períodos de armazenagem: 48 h (A) e 4 meses (B). Superfícies planas de dentina foram preparadas em molares humanos extraídos e foram cobertas com sistema adesivo de acordo com o tratamento de superfície de cada grupo: G1) óxido de alumínio – Single Bond 2; G2) ácido fosfórico 37% - Single Bond 2; G3) óxido de alumínio e ácido - Single Bond 2; G4) óxido de alumínio - Prime&Bond NT; G5) ácido fosfórico 37% - Prime&Bond NT; G6) óxido de alumínio e ácido - Prime&Bond NT; G7) controle - Single Bond 2; G8) controle - Prime&Bond NT. Após a polimerização do sistema adesivo o cimento provisório RelyXTemp NE (3M-ESPE) foi aplicado sobre as superfícies dentinárias previamente tratadas com adesivo dos grupos 1, 2, 3, 4, 5 e 6 e estes foram armazenados por 48 h ou 4 meses. Após do período de armazenagem a camada de cimento provisório foi removida e os diferentes tratamentos de superfície foram empregados seguidos de uma segunda camada de agente de união dentinário. Os grupos controle (7 e 8) não receberam o cimento provisório nem a segunda camada adesiva, sendo no entanto armazenados pelo mesmo período de tempo. Coroas de resina composta direta foram construídas e, após 24 h os dentes preparados foram seccionados em barras. As amostras (n=20 por grupo) foram submetidas ao teste de μ TBS na máquina de ensaios EMIC DL-2000. Os valores médios (MPa) foram (médias seguidas de letras diferentes são estatisticamente diferentes para modelo linear geral e teste de Tukey ($p < 0,05$)): G1A – $23,79 \pm 5,92^{(AB)}$; G1B – $23,93 \pm 5,49^{(AB)}$; G2A – $28,47 \pm 6,57^{(B)}$; G2B – $27,84 \pm 3,31^{(B)}$; G3A – $44,84 \pm 10,49^{(C)}$; G3B – $44,37 \pm 9,07^{(C)}$; G4A – $19,14 \pm 4,76^{(A)}$; G4B – $18,51 \pm 4,64^{(A)}$; G5A – $30,60 \pm 5,48^{(B)}$; G5B – $28,30 \pm 3,95^{(B)}$;

G6A – $47,22 \pm 10,11^{(C)}$; G6B – $46,02 \pm 10,33^{(C)}$; G7A – $41,57 \pm 6,91^{(C)}$; G7B – $41,21 \pm 9,32^{(C)}$; G8A – $40,17 \pm 10,35^{(C)}$ e G8B – $41,04 \pm 11,21^{(C)}$. Após a fratura dos corpos-de-prova no ensaio μ TBS, as extremidades correspondentes à dentina foram imersas em glutaraldeído 2,5% por 12 horas a 4°C para fixação, submetidos a solução tampão de cacodilato de sódio 0,2 M com pH 7,4 por 1 hora, e lavados em água destilada por três vezes durante 1 min. Para a desidratação as amostras foram imersas em álcool etílico com concentrações de 25% por 20 min, 50% por 20 min, 75% por 20 min, e 95% por 20 min, e secos em ambiente contendo sílica a temperatura de 37°C. O tipo de fratura foi analisado através de imagem MEV por gradeamento de 4 linhas por 4 colunas como método para identificação de extensão de falha. A falha do tipo mista foi predominante (92%) seguida da falha interfacial (21%). A espessura de adesivo variou em ordem crescente nos grupos: G8<G7<G4<G1<G6<G3<G5<G2. Os resultados sugerem que o tratamento de superfície com óxido de alumínio e ácido fosfórico 37% proporcionou os maiores valores de resistência à união, no entanto o tempo de armazenagem e o agente de união dentinário utilizado não afetaram nestes valores; a falha mista foi predominante seguida da falha interfacial; e os tratamentos de superfície utilizados afetaram significativamente a espessura da camada adesiva para ambos os agentes de união dentinário testados.

3.5 Norma ISO

A ISO/TR 11405 cita que a condição do dente a ser utilizado em teste de resistência à união deve ser de ausência de cárie e preferencialmente sem restauração. A limpeza para a armazenagem prévia dos dentes deve ser executada através de lavagem meticulosa em água corrente sendo o sangue e tecidos aderidos completamente removidos preferencialmente pelo clínico. Os dentes devem ser postos imediatamente após a extração em água destilada ou em solução de cloramina a 0,5% por no máximo uma semana e depois disto armazenados em água destilada em um refrigerador a 4°C. Para minimizar a deterioração, a água destilada deve ser trocada periodicamente. Quanto a

utilização dos dentes, referente ao tempo após a extração, recomenda-se o uso do dente no período de após um mês e até seis meses para utilização da peça dentária. As amostras de teste de resistência à união devem ser preparadas a uma temperatura de $(23\pm 2)^{\circ}\text{C}$ e após armazenadas em água destilada a $(37\pm 2)^{\circ}\text{C}$ para posterior execução do teste a uma temperatura de $(23\pm 2)^{\circ}\text{C}$. Quanto a mensuração da resistência à união na dentina, recomenda-se a utilização da dentina superficial, ou seja, tão próxima do esmalte quanto possível. O procedimento recomendado para o teste tipo 1, ou seja, teste a curto prazo, depois de 24 h em água a 37°C , refere uma taxa de tensão para rompimento da união onde o padrão de carga de uma amostra colada é recomendada ser de uma velocidade de cabeçote de $(0,75\pm 0,30)$ mm/min ou mais precisamente (50 ± 2) N/min. Esta diretriz, refere também, que os valores de resistência à união apresentam grandes coeficientes de variação, admitindo-se para isto uma variação de 20% a 50%. Se a variação for acima de 50%, uma inspeção meticulosa de todo procedimento e repetição é recomendada. Este artigo técnico recomenda que, para a diminuição das variações, utilizem-se, preferencialmente, dentes permanentes humanos terceiros molares de pacientes com idade de 18 a 25 anos, entretanto, se esta restrição for difícil para realizar, outros molares ou pré-molares podem ser usados para mensuração da resistência à união. Para análise microscópica, seis a dez amostras são necessárias para dar uma média significativa. As superfícies fraturadas podem ser de grande importância para o teste e podem ser inspecionadas visualmente numa magnificação de 10x para determinar se o padrão de fratura é de natureza adesiva, coesiva ou mista. Os resultados de resistência à união para efeito de publicação ou certificação de um material devem ser baseados em métodos estatísticos convenientes e num número suficiente de amostras. Se os dados tiverem distribuição normal, a média, desvio padrão e coeficiente de variação podem ser calculados e comparados por análise de variância (ANOVA).

3.6 Perfil Técnico de Produtos Empregados

Segundo a 3M Dental Products (2006)^a no Perfil Técnico do Produto Filtek™ FILTEK Z250 consta que o produto é um compósito restaurador radiopaco fotopolimerizável que contém alguns monômeros: bis-GMA (Bisfenol A – diglicil éter dimetacrilato), TEGDMA (trietileno glicol dimetacrilato), UDMA (uretano dimetacrilato) e bis-EMA 6 (Bisfenol A – polietileno glicol dieter dimetacrilato). As partículas inorgânicas são formadas por zircônia e sílica que variam de 0,01 a 3,5 µm com um tamanho médio de 0,6 µm. A quantidade de partículas inorgânicas é de 60% em volume e sem tratamento de silano. Com relação à fotopolimerização, recomenda-se que seja por incrementos por uma fonte de luz visível de alta intensidade. O tempo de exposição recomendado para a cor A3 varia conforme a espessura do incremento: Para espessura de 2,5 mm recomenda-se 20 s; para espessura de 5mm recomenda-se 40 s.

Segundo a 3M Dental Products (2006)^b no Perfil Técnico do Sistema Adesivo Adper™ Single Bond 2 consta que o produto contém Bis-GMA, HEMA, ácido polialcênico, etanol, água, ácido poliitacônico, DMA, fotoiniciador, 10% (em peso) nanopartículas de sílica (5nm). As nanopartículas esféricas de sílica com diâmetro de 5 nm representa 10% do peso total do adesivo. Estas partículas são tratadas com silano e se incorporam ao adesivo através de um processo que evita a aglomeração. Seu tamanho extremamente pequeno as mantém em suspensão coloidal dispensando a necessidade de agitar o produto antes do uso. Entre suas indicações de uso encontra-se: Restaurações diretas de resinas fotopolimerizáveis; dessensibilização de superfícies radiculares; reparos de porcelanas e resinas; colagem de porcelanas, pontes fixas, coroas, restaurações *inlay/onlay* e amálgamas adesivos. Quanto à união a dentina no processo que envolve a dissolução da fase mineral e formação da camada híbrida envolve o condicionamento ácido por 15 s na dentina que dissolve completamente o *smear layer* eliminando a fase mineral a uma profundidade de aproximadamente 5 µm. Depois de lavar o agente ácido condicionador, as fibras colágenas ficarão expostas e a subsequente polimerização da mesma

formará a camada híbrida. No que tange às instruções de uso deste produto quando o substrato é dentina, recomenda-se condicionamento ácido (em torno de 35%) de 15 s e lavagem abundante com água com remoção do excesso de umidade com bolinha de algodão ou papel absorvente. É importante a superfície apresentar um aspecto brilhante após a retirada do excesso de umidade. Imediatamente após este passo, recomenda-se a aplicação de duas camadas consecutivas de adesivo no substrato condicionado, aplica-se o pincel saturado de adesivo agitando-o gentilmente na superfície por 15 s, seca-se gentilmente para evaporar o solvente e fotopolimeriza-se por 10 s. Após este procedimento o material restaurador pode ser aplicado e fotopolimerizado.

Segundo a Adiel Comercial LTDA (2006) no Perfil Técnico do Produto NAC Plus modelo AE-500 consta que é um aparelho ultra-sônico que funciona pelo sistema piezelétrico a uma frequência de 38 kHz com regulagem de potência de ajuste de amplitude e regulagem de fluxo de irrigação. O aparelho tem uma regulagem própria de potência que segue a seguinte escala, na ordem da menor amplitude para a maior amplitude (ENDO – SCAL – VIBR – UVIB). Quanto a regulagem do fluxo de irrigação, o suprimento máximo de líquido é de 120 ml/min (100%), no entanto o aparelho permite, além da regulagem máxima, as regulagens de 25%, 50% e 75%. O equipamento NAC Plus é indicado, com o uso de pontas adequadas, para procedimentos nas áreas de endodontia, dentística, cirurgia e periodontia.

Segundo a Clorovale Diamantes (2006) no Perfil Técnico do Produto Pontas CVDentUS[®] consta que estas pontas são confeccionadas com uma tecnologia inovadora de produção artificial de diamante, que foi inicialmente desenvolvida para aplicações em equipamento de qualificação espacial, no INPE. O aprimoramento da técnica de aderência do diamante à haste permite o seu inédito uso em aparelhos de ultra-som, fornecendo uma ferramenta revolucionária para a área odontológica, o que não era possível com as tecnologias anteriores. As pontas CVDentUS[®] são um produto de pesquisa genuinamente nacional. A FAPESP é mandatária da patente e a Clorovale

Diamantes possui o direito de sua exploração (Patente Requerida PI0103109-0 PCT BR02/00078). As pontas CVDentUS[®] são confeccionadas em vários formatos e tamanhos, todas em uma pedra única de diamante, de superfície rugosa e bem ordenada, proporcionando um alto poder de corte e uma vida útil muito longa. O fato das pontas serem constituídas de uma pedra única de diamante reduz a retenção de resíduos dentinários, minimizando os riscos de contaminação e facilitando a sua limpeza. É um produto de tecnologia completamente inovadora, e pela primeira vez utilizada na odontologia, com novo conceito em abrasão e corte. Usa o equipamento de ultra-som para efetuar desgaste bem localizado, de baixo impacto e baixo ruído. Todas essas características, completamente novas na odontologia, só são possíveis por se tratar de uma ponta com uma camada de diamante completamente fechada e altamente aderente à haste metálica. As pontas CVDentUS[®] podem ser usadas para desgastar esmalte e dentina, remover amálgama, desgastar resinas e outros materiais de restauração, sem sofrer desgaste apreciável, podendo continuar a ser usada normalmente por um longo período. As pontas CVDentUS[®] devem ser presas a uma pinça (adaptador) de fixação adaptada à peça de mão ultra-sônica. Com o equipamento em funcionamento o fluxo de água deve ser regulado de forma a ocorrer um gotejamento na extremidade da ponta. Devido às propriedades da superfície de abrasão da ponta CVDentUS[®] o corte é constante e durável, não havendo necessidade de forçar a ponta contra o material a ser tratado. Basta manter uma leve pressão e deixar que o efeito do ultra-som efetue o desgaste preciso e constante. Enquanto corta, a ponta CVDentUS[®] emite um ruído característico de raspagem, o importante é obter o máximo ruído (maximizar ruído confere máxima eficiência de corte). O uso da potência adequada para cada aparelho de ultra-som é um fator importante para dar vida longa às pontas e garantir um corte preciso. Conforme a robustez de cada ponta, as potências máximas de uso de cada uma delas giram em torno de 20% (da potência total do aparelho) para as pontas mais delicadas até 80% (da potência total do aparelho) para as mais robustas.

3.7 Literatura Complementar

Erickson (1992) suscita que a dentina apresenta algumas diferenças estruturais referente aos tubulos dentinários. Em um plano oclusal a direção principal dos túbulos dentinários é perpendicular a superfície, e próximo a junção dentina-esmalte sua densidade é cerca de 20000 por mm^2 , enquanto, próximo da polpa é de cerca de 45000 por mm^2 e o diâmetro médio desses túbulos varia de 0,87 μm a 2,5 μm respectivamente para cada profundidade. Desta forma, a adesão pode ser afetada por estas mudanças de profundidades dentinárias. Em dentina profunda a resistência é mais baixa comparada com a dentina superficial. Normalmente a superfície dentinária apresenta-se coberta por *smear layer* com cerca de 1 μm de espessura, embora esta varie com o instrumento de corte usado. Análises mostram que o *smear layer* tem composição similar à superfície de dentina. O mecanismo básico da adesão é aquele em que o líquido adesivo deve estar em contato íntimo com o substrato para facilitar a atração molecular, adesão química e penetração na superfície consistindo na retenção micromecânica. Líquidos obtêm contato íntimo quando eles são capazes de “umidecer” uma superfície, que é a maneira fácil com que uma gota espalha sobre toda superfície. Um valor de tensão superficial de um líquido, pode ser avaliado pelo contato com um substrato provido de valor de energia superficial em que, conforme o tipo de relação estabelecida, permite que uma gota espalhe sobre o mesmo formando um ângulo de contato entre a gota e a superfície, geralmente esta capacidade de espalhamento é tão maior quanto mais próximo do zero for o ângulo. Em geral, líquidos com tensão superficial menor que a energia superficial do substrato irá espalhar espontaneamente (ângulos de contato bem próximo de zero), enquanto aqueles com tensão superficial maior irão formar ângulos de contato bem maior do que zero. É desejável que o adesivo líquido tenha uma tensão superficial um tanto menor do que a energia superficial do substrato. Adesão micromecânica é o mecanismo mais provável para muitos materiais adesivos, este mecanismo ocorre por infiltração de monômeros de resina na superfície da dentina. Uma vez que os monômeros infiltrados sejam polimerizados, eles

produzem uma camada híbrida que consiste de colágeno, e talvez hidroxiapatita, permeada por polímeros de resina. Muitos dos sistemas adesivos de dentina são formados de três componentes: a) condicionador de dentina, b) *primer* de dentina, e c) agente de união. Que podem ser aplicados separadamente ou misturados, conforme a apresentação e protocolo de cada fabricante. A proposta do condicionador de dentina é a remoção do *smear layer* fornecendo uma superfície que é mais favorável a adesão pela remoção dos tampões de *smear* que resultam em um aumento da permeabilidade da dentina. Também, medidas quantitativas da umidade da superfície têm demonstrado que a adesão pode ser diminuída significativamente pela baixa umidade superficial. Esta umidade não necessariamente vem só dos túbulos dentinários, pode vir, também, da inadequada secagem da superfície do dente, antes ou depois da aplicação de primers a base de água. Quantias pequenas de umidade podem afetar a capacidade de umectância do agente de união na superfície dentinária. Agentes condicionantes não somente removem o *smear layer*, mas também causam desmineralização da base da dentina. Alguma desmineralização pode ser desejável por abrir a rede de colágeno e facilitar a infiltração do monômero. Dentina com *smear layer* tem sido encontrada tendo uma energia superficial de 42,23 dines/cm. Após condicionamento ácido esta energia fica em torno de 27,27 dines/cm. Como os agentes de união apresentam tensão superficial de aproximadamente 40,30 dines/cm, se não ocorrer algum processo que recupere a energia superficial do substrato não ocorrerá o espalhamento efetivo do líquido adesivo na superfície. *Tags* de resina não ocorrem nos túbulos quando *primer* não é usado. Uma marca característica do bom espalhamento ou umectância nos testes de laboratório é a produção de longos *tags* de resina nos túbulos. Ambos, comprimento e adaptação dos *tags* nos túbulos são indicativos do grau de ocorrência de umectância. É improvável que tais *tags* de resina ocorram *in vivo* com a obliteração dos túbulos. A polimerização dos monômeros de resina na camada híbrida é necessária para completar a união, qualquer coisa que interfira com a polimerização pode enfraquecer a união à dentina.

Eick *et al.* (1993) realizaram uma revisão de literatura sobre sistemas adesivos e resinas compostas e destacou que uma efetiva adesão à dentina depende da umidade da mesma, da capacidade de penetração do sistema adesivo e da reatividade da dentina tratada com adesivo. A estrutura de colágeno da dentina desmineralizada interfere no comportamento de adesão. Sistemas adesivos que não desnaturam completamente as fibras colágenas e que permeiam nessas estruturas produzem força de união superior, acima de 20 MPa. Segundo o autor, outros estudos têm buscado desenvolver polímeros que não contraiam para serem utilizados como matrizes de resinas compostas. Um material estudado é o anel alicíclico espiroortocarbonato que expande durante a polimerização e pode ser utilizado em odontologia. Este polímero consiste em quatro anéis, dois de cada lado do espirocarbono. A expansão durante a polimerização ocorre pela presença de duas ligações covalentes que se rompem formando uma nova ligação. No entanto, este polímero é incompatível com componentes das resinas compostas como o bis-GMA, sendo necessárias modificações que possibilitem sua utilização nas matrizes das resinas compostas.

Eliades (1994) em seu artigo de revisão de literatura referiu que alguns fatores otimizam o desempenho dos agentes de união dentinária, tais como: A) baixa tensão superficial do adesivo e alta energia superficial do substrato; B) aumento de rugosidade superficial do substrato; C) manutenção de umidade superficial dentinária; D) Baixa contração de polimerização. Além disso, as maneiras utilizadas para testar em laboratório os adesivos dentinários, afirma haver ainda grande controvérsia sobre a capacidade dos testes laboratoriais em prever as qualidades clínicas de um determinado material restaurador. Desta forma, a identificação de parâmetros para os testes *in vitro* que sejam de relevância têm uma importância crucial. Segundo o autor, ao testar a resistência à união de adesivos dentinários, a análise topográfica dos corpos-de-prova após a realização do ensaio de resistência é considerada muito importante para determinar qual o tipo de falha do adesivo. Como o modo de fratura é geralmente complexo, microscopia ótica e eletrônica deveria ser

utilizada para identificar a localização da ocorrência da fratura, se situada na interface ou em outro nível dos componentes do sistema adesivo.

Namen (1998) refere que a composição inorgânica da dentina (70%) encontra-se: cálcio de 33,6 a 39,4%; fosfato de 16,1 a 18%; carbono de 1,95 a 3,66%; magnésio 0,25%, sódio 0,2%, cloro 0,19% e flúor 0,006% (Wt%). Existe uma pequena possibilidade de também encontrar estrôncio. Com relação a parte orgânica (20%) encontra-se colágeno (proteínas e proteoglicanas) na dentina peritubular e intertubular, esta últimos, menos mineralizada que a primeira. Por último, os 10% restantes compõem-se de oxigênio e hidrogênio pela composição química da água.

Haller (2000) identifica as bases de adesão à dentina e refere que a confecção de uma adesão estável à dentina é um procedimento sensível devido ao substrato apresentar relação direta com o tecido pulpar. A remoção do *smear layer* aumenta a capacidade de penetração dos adesivos na dentina, promovendo uma retenção micromecânica. A qualidade da adesão formada entre sistemas adesivos e dentina pode ser perdida com o passar do tempo, devido à degradação hidrolítica da camada híbrida. A incompleta penetração do adesivo e a resultante nanoinfiltração são algumas das causas desta deterioração. A profundidade da camada híbrida formada não tem relação com os valores de resistência à união, porém a qualidade tem importância crucial e relação com o colapamento da rede de colágeno que pode ser evitado com a aplicação de soluções com monômeros ácidos auto-condicionantes, pois se elimina o risco de erro nas etapas de condicionamento, lavagem e principalmente secagem da dentina. Sistemas adesivos com efetiva união à dentina são necessários para resistir à contração de polimerização inerente às resinas compostas. Em restaurações onde a camada adesiva é espessa mostram menor desadaptação marginal, pois ela age dissipando o estresse de polimerização. Sistemas adesivos com carga em sua composição promovem uma película adesiva mais espessa, reduzindo desta maneira o estresse de contração.

Meerbeek *et al.* (2001) realizaram uma revisão de literatura sobre o estado atual dos sistemas adesivos. Uma classificação dos sistemas adesivos, de acordo com a forma de ação, é proposta e passos críticos da técnica adesiva, bem como a efetividade de adesão ao esmalte e dentina são discutidos em detalhes. Com relação à aplicação dos adesivos cabe ressaltar a indicação da utilização do conceito de “camada adesiva elástica”, que consiste em uma camada adesiva espessa capaz de absorver e dissipar a força de contração de polimerização gerada no processo de polimerização das resinas compostas. Os autores alertam que quando da utilização de sistemas adesivos de frasco único, a concentração de solvente é alta possibilitando que a camada de adesivo aplicada seja muito fina após a evaporação deste, principalmente quando este é a acetona. Para garantir uma adequada espessura de película nestes sistemas é necessária a aplicação de várias camadas de adesivo. A quantidade de monômeros deve ser suficiente não somente para saturar a rede de colágeno desmineralizada pelo condicionamento ácido, mas também para estabelecer uma camada de adesivo satisfatória na camada híbrida. Essa camada de adesivo apresenta flexibilidade suficiente para absorver o estresse gerado na polimerização, evitando falhas na interface adesiva. Outra forma de promover uma camada adesiva uniforme e espessa é a incorporação de nanopartículas. Evidências clínicas suportam o conceito de camada elástica para os adesivos Clearfil Liner Bond (Kuraray), Scotchbond Multi-Purpose (3M) e OptiBond Dual Cure (Kerr) em inúmeros estudos clínicos realizados pelos autores e outros pesquisadores.

Uribe-Echevarría (2003) relatou que a dentina instrumentada com dispositivos rotatórios não se apresenta com seus túbulos dentinários abertos, mas sim, obliterados pelo *smear layer* (restos constituindo uma fina camada contendo basicamente componentes de dentina) com projeções intratubulares na dentina superficial e média que são denominadas de *smear plug*. Este último é inexistente quando envolve dentina profunda ou quando o processo odontoblástico ocupa a luz do túbulo dentinário. A espessura do *smear layer* oscila de 0,5 a 5,5 μm já, os *smear plugs* de 4,5 a 8,6 μm e está diretamente

relacionada com o tipo de instrumento rotatório, velocidade de rotação, temperatura desenvolvida durante preparo, pressão do instrumento desenvolvido durante preparo, idade dentinária e profundidade de preparo quando em contato com a dentina. O *smear layer* pode obliterar os canalículos total ou parcialmente atuando como um tampão biológico, diminuindo a permeabilidade dentinária, umidade superficial e influencia na união dos sistemas de adesão dentinário. O *smear layer* está dividido por duas camadas bem distintas: 1) Uma camada superficial, o *pseudo smear layer*, constituído de restos soltos de prismas de esmalte, restos orgânicos, minerais adamantinos e dentinários, hidroxiapatita e microorganismos. São partículas grandes e soltas, maiores que 5 μm e que não se aderem às paredes do preparo. Dificilmente se forma com instrumento giratório de alta velocidade com refrigeração aquosa. 2) Uma camada profunda de dentina deformada denominado *smear layer* verdadeiro, intimamente relacionado com a composição do tecido removido, contendo componentes como dentina, colágeno, glicosaminoglicanos, proteoglicanos, restos de origem odontoblásticos, hidroxiapatita, bactérias e minerais em partículas pequenas menores que 0,3 μm que se aderem fortemente as paredes dentinárias preparadas. Esta camada mais profunda e deformada pode ser removida por enzimas, quelantes, ácidos e monômeros acídicos. As soluções que contenham EDTA, cloreto de benzalconio, peróxido de hidrogênio ou fluoreto de sódio eliminam as partículas inorgânicas soltas e proteínas desnaturalizadas, além de umedecer e atuar como agentes bactericidas e bacteriostáticos. Quando o preparo cavitário é realizado em dentina vital, o *smear layer* apresenta fendas de 0,6 a 1,8 μm pelas quais exterioriza-se um fluido dentinário impelido pela pressão intrapulpar. Este fluido contem a quinta parte do conteúdo protéico do filtrado de plasma sangüíneo (albuminas e globulinas). Os adesivos autocondicionantes são efetivos para penetrar a dentina com *smear layer*, embora, mesmo a camada híbrida apresentando-se com uma espessura muito fina (cerca de 1 μm), tal espessura é considerada suficiente para promover embricamento micromecânico entre o adesivo e as fibras colágenas.

4 MATERIAIS E MÉTODO

Para a realização desta pesquisa a amostragem constituiu-se de 17 dentes [16 para fins de obtenção dos corpos-de-prova (pequenas barras como unidade experimental constituída por resina composta e dentina) e 1 para amostra de substrato] terceiros molares hígidos (superiores e/ou inferiores) inclusos de pacientes jovens que necessitaram deste tipo de exodontia terapêutica, com os devidos termos de doação livre e consentido (anexo 1).

O projeto de pesquisa deste estudo foi submetido ao Comitê de Ética em Pesquisa da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul com o registro CEP 06/02939, aprovado em 07 de março de 2006 (anexo 2).

4.1 Materiais

Foi utilizado neste estudo um sistema de união de frasco único, recomendado para uso em esmalte e dentina, juntamente com o condicionador ácido (ACID GEL ácido ortofosfórico 37% com 2% de clorexidine, Dentalville do Brasil LTDA, Joinvile, SC, Brasil). Em combinação com o sistema de união, foi utilizada uma resina composta desenvolvida e comercializada pelo mesmo fabricante do sistema adesivo. A descrição do sistema adesivo e da resina composta, bem como a composição e respectivo lote destes materiais, pode ser visualizada na Tabela 1.

Tabela 1. Descrição da resina composta e adesivo utilizado no estudo.

Material	Composição *	Fabricante	Lote
Filtek Z-250 (cor A3)	Bis-GMA, UDMA, Bis-EMA, TEGDMA, Zircônia / Sílica 60% em volume (0,01 a 3,5µm)	3M Dental Products, St. Paul, MN	5BU
Adper™ Single Bond 2	Bis-GMA, HEMA, ácido polialcenólico, etanol, água, ácido poliitacônico, DMA, fotoiniciador, 10% (Wt%) nanopartículas de sílica (5nm)	3M Dental Products, St. Paul, MN	4BU

*3M Dental Products (2006)^a e (2006)^b

4.2 Método

4.2.1 Processamento dos Dentes Pós-exodontia

Os dentes utilizados neste estudo, após exodontia, foram imediatamente limpos em água corrente com auxílio de cureta periodontal de Gracey número 1-2 (Duflex) seguido de profilaxia com escova de Robson com mistura de pedra pomes e água (1:1) em baixa rotação. Após este procedimento, armazenados em imersão completa e substituída diariamente, água destilada foi utilizada por um período de até 45 dias em recipiente fechado, até que os dentes fossem processados para obtenção dos corpos-de-prova. Durante este período, os recipientes foram mantidos a uma temperatura de 4°C.

4.2.2 Obtenção dos Corpos-de-prova para Teste de Microtração

A figura 1 mostra esquematicamente o processamento dos dentes até a obtenção dos corpos-de-prova para o teste de resistência à união por microtração.

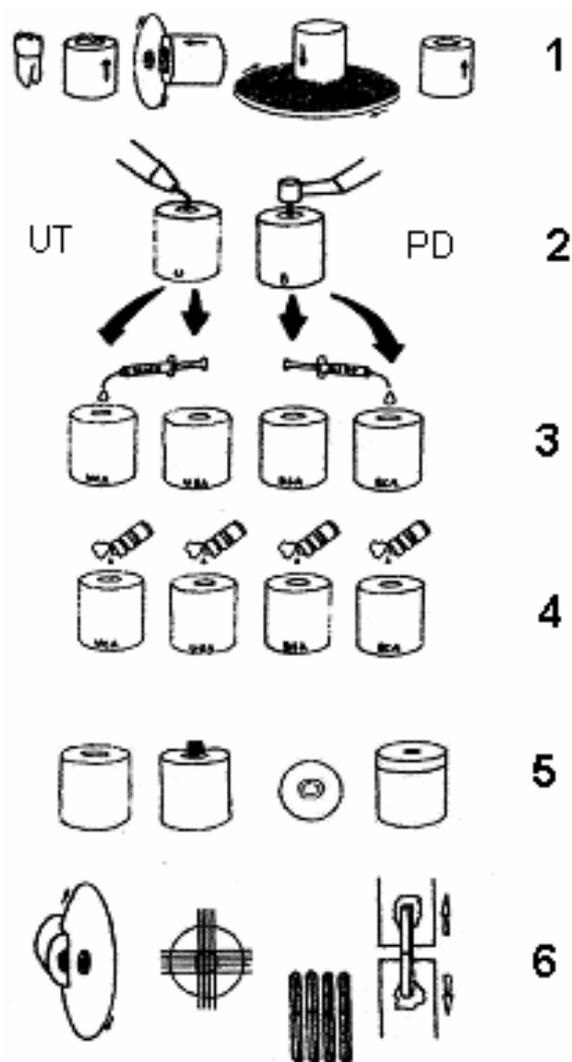


Figura 1. Desenho esquemático do processamento da amostra até a obtenção dos corpos-de-prova. Linha 1: dente, cilindro com dente, corte face oclusal do cilindro, lixamento face oclusal e cilindro lixado. Linha 2: tratamento com UT e PD. Linha 3: grupos UT c/a, UT s/a, PD s/a e PD c/a. Linha 4: grupos recebendo adesivo. Linha 5: cilindro de qualquer grupo, bloco de resina composta na face oclusal do cilindro, vista oclusal da resina composta, complementação da inclusão. Linha 6: corte do cilindro, sentidos de corte da face oclusal do cilindro, corpos-de-prova em forma de pequenas barras e fixação no dispositivo de ensaio de μ TBS.

4.2.2.1 Confeção do Cilindro

Durante o intervalo de armazenagem entre 30 e 45 dias dentro do período de 45 dias referidos no item 4.2.1, cada dente foi incluído em resina acrílica autopolimerizável Jet (Clássico, São Paulo, SP, Brasil) com auxílio de

lâmina de cera utilidade e de uma matriz cilíndrica de PTFE de 30 mm de diâmetro. A face oclusal de cada dente foi fixada em cera perpendicularmente ao seu longo eixo, bem como a matriz cilíndrica, de modo que a porção radicular do dente ficasse circundada pela parede interna da matriz cilíndrica. Só então foi vertida a resina acrílica em fase arenosa com as medidas de proporção pó/líquido realizada com o auxílio do recipiente proporcionador fornecido pelo fabricante. Após a polimerização e remoção da matriz cilíndrica, o aspecto do conjunto era de um cilindro acrílico, de modo que a face oclusal do dente incluído ficasse voltada para sua parte superior.

Em seguida, foi cortada sua face oclusal com uma máquina de corte seriado Labcut 1010 (Extec Technologies, Enfield, CT, USA) utilizando disco diamantado dupla face com 102,0 mm de diâmetro e 0,3 mm de espessura (Buehler, Illinois, EUA) a uma velocidade média de 500 rpm sob constante irrigação de água destilada para deixar exposta a dentina oclusal.

Subseqüente a este corte, cada cilindro de acrílico foi fixado ao suporte metálico de uma politriz Struers DPU-10 (Panambra, São Paulo, SP, Brasil) na qual a porção de acrílico com a face oclusal do dente cortada sofreu abrasão com lixas de carbetto de silício, refrigerada com água, iniciando com a granulação 600 e concluindo com a 1200, sendo interrompido este processo somente quando do desaparecimento das ilhas de esmalte remanescentes verificada com auxílio de lupa estereoscópica (Olympus, Tóquio Japão) em 30x.

4.2.2.2 Tratamento Dentinário Pré-adesivo

A partir de cada cilindro obtido pela descrição do item 4.2.2.1, foi dado início ao processo de obtenção dos 4 grupos pela diferenciação dos corpos-de-prova exemplificada pela tabela 2.

Tabela 2. Discriminação dos grupos.

Grupo	Tratamento	Condicionamento Ácido	n
PD s/a	Ponta diamantada	Não	40
PD c/a	Ponta diamantada	Sim	40
UT s/a	Haste ultrassônica	Não	40
UT c/a	Haste ultrassônica	Sim	40

A obtenção dos grupos teve o auxílio de um dispositivo posicionador (Figura 2).

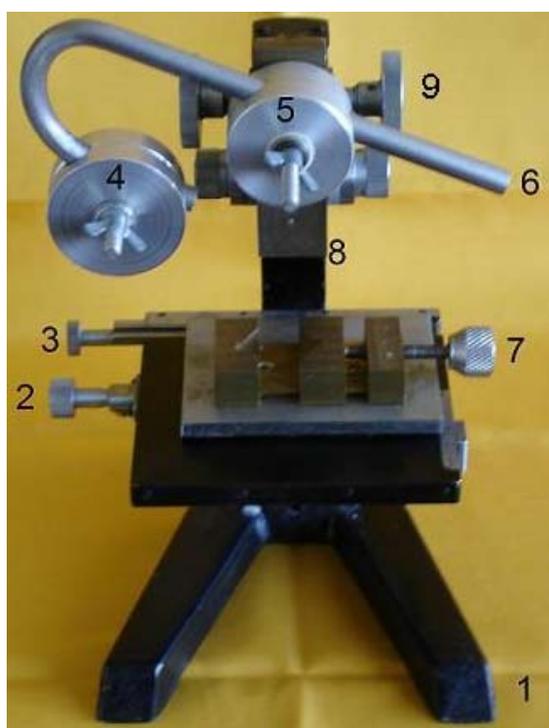


Figura 2. Dispositivo posicionador: 1) Base do dispositivo; 2) parafuso de movimentação eixo z; 3) parafuso de movimentação eixo x; 4) presilha lateral; 5) presilha central; 6) estrutura de sustentação de caneta; 7) parafuso de prensão da base de fixação de cilindro; 8) braço de sustentação; 9) parafuso eixo y.

Para fins de padronização de posicionamento das peças de mão de alta rotação e ultra-sônica, foi utilizado para todos os grupos um dispositivo posicionador adaptado sob uma base de microscópio óptico descrito na figura 2.

Neste dispositivo foram fixados todos os cilindros na base de fixação de cilindro o qual propiciava deslocamento em direção aos 3 eixos (x, y e z).

Na parte superior do dispositivo posicionador, em momentos alternados de confecção dos grupos, foram posicionadas as peças de mão de alta rotação e ultra-sônica na estrutura de sustentação de caneta, que foram reguladas pelas presilhas central e lateral, as quais serviram para posicionar de forma a coincidir perpendicularmente a ponta diamantada ou a haste ultra-sônica na superfície dentinária do cilindro. E, para promover o contato das extremidades ativas, utilizou-se o parafuso eixo y e o deslocamento das extremidades ativas ocorreu com a utilização dos parafusos eixo x e z quando do momento da asperização. Toda a extensão de dentina foi asperizada e estes processos foram realizados sob constante irrigação.

Os grupos PD s/a e PD c/a tiveram suas superfícies dentinárias asperizadas com ponta diamantada KGSorensen cilíndrica modelo 1094 lote 0129/0803 (KGSorensen Ind. e Com. LTDA., Barueri, SP, Brasil) acopladas a uma peça de mão de alta rotação ROLL AIR (KAVO DO BRASIL S.A. Ind. e Com., Joinville, SC, Brasil) conforme figura 3.

Já nos grupos UT s/a e UT c/a, as superfícies dentinárias foram asperizadas com haste ultra-sônica CVDentUS[®] cilíndrica modelo 8.2137 lote 04001 (Clorovale, São José dos Campos, SP, Brasil) acopladas a um ultra-som NAC Plus (Adiel, Ind. E Com., Ribeirão Preto, SP, Brasil) de 38000 Hz (figura 4).

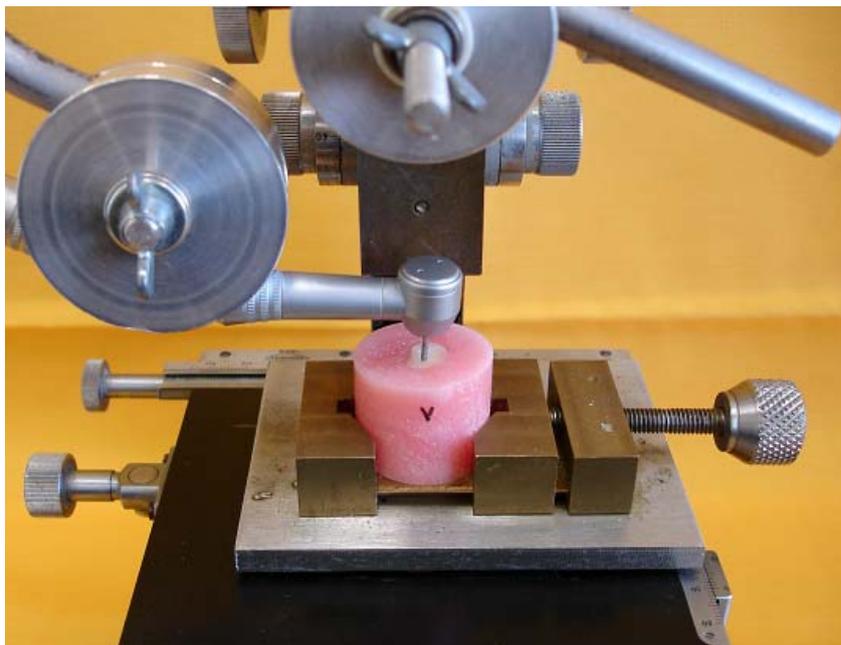


Figura 3. Cilindro fixado no dispositivo posicionador para asperização da superfície dentinária com ponta diamantada de alta rotação.

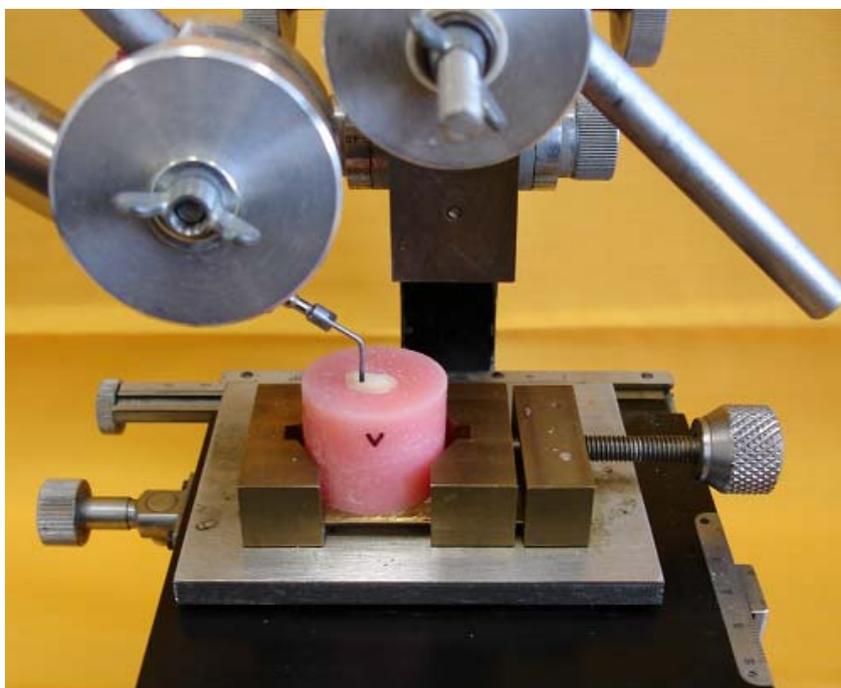


Figura 4. Cilindro fixado no dispositivo posicionador para asperização da superfície dentinária com haste ultra-sônica.

A haste CVDentUS[®] como a ponta diamantada KGSorensen, mostrada na figura 5, possuíam granulação diamantada consideradas regular por seus fabricantes.

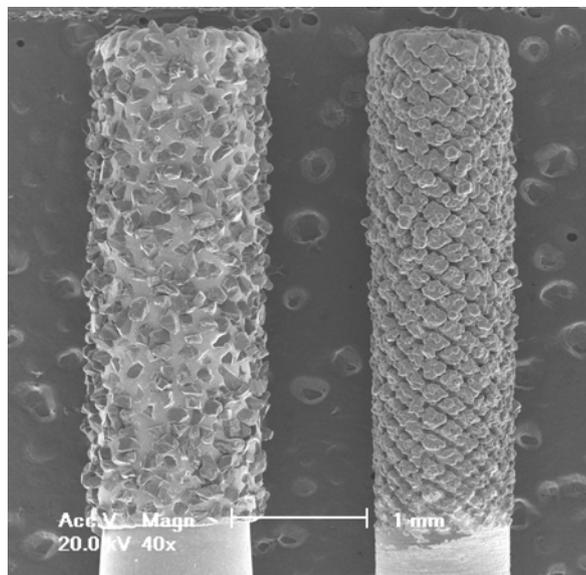


Figura 5. Extremidades ativas: Esquerda, ponta diamantada; direita, haste ultra-sônica.

Os grupos PD c/a e UT c/a foram submetidos ao condicionamento ácido por 15 s, após as superfícies foram lavadas com jato de água da seringa tríplice por 30 s.

Já os grupos PD s/a e UT s/a não receberam qualquer tipo de condicionamento ácido.

Para cada grupo houve a troca dos instrumentos cortantes não ocorrendo a utilização do mesmo instrumento de corte entre grupos.

4.2.2.3 Tratamento Dentinário Adesivo

Os grupos PD c/a e UT c/a, após a lavagem do ácido descrita no item 4.2.2.2, tiveram seus excessos de umidade superficial removidos, de forma a manter o aspecto úmido, com 1 breve jato de ar da seringa tríplice a uma distância de 3 cm, padronizada por um fio de aço inoxidável ortodôntico de 0,5

mm que foi fixado na ponta da mesma (figura 6). Os grupos PD s/a e UT s/a, mesmo não recebendo condicionamento ácido, também tiveram seu excesso de umidade removidos pelo mesmo processo.

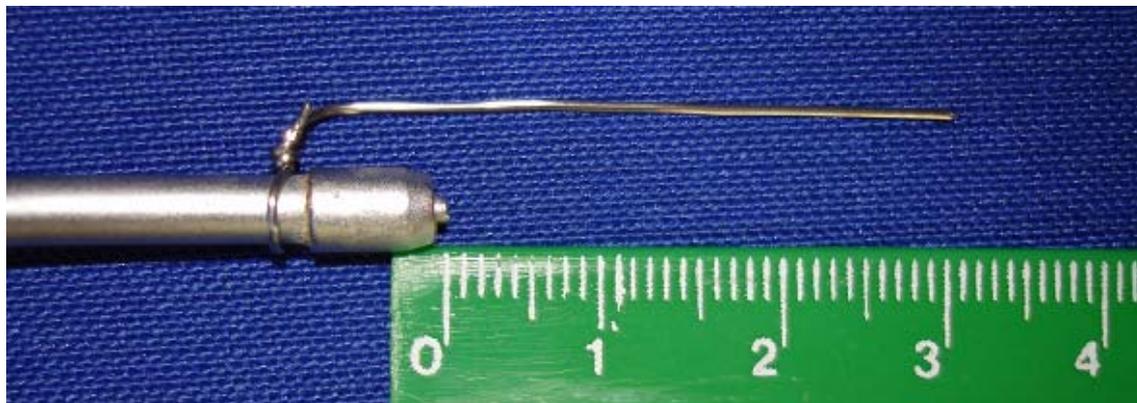


Figura 6. Fio de aço inoxidável fixado à ponta da seringa tríplice.

Em todos os grupos foi utilizado como agente de união dentinário o adesivo de frasco único Adper™ Single Bond 2 aplicado na superfície da dentina em duas camadas com auxílio de aplicadores descartáveis (Kgbrush, KGSorensen, São Paulo, SP., Brasil). Após este procedimento, o excesso de adesivo e a aceleração da evaporação do adesivo foi procedida pelo espalhado com breves jato de ar da seringa tríplice a uma distância de 3 cm com o mesmo dispositivo padronizador de distância referido anteriormente.

O adesivo foi fotoativado por 10 s com uma unidade de luz halógena XL 3000 (3M-ESPE, Alemanha) a uma intensidade entre 400-420 mW/cm², conferida com radiômetro analógico (Demetron Kerr Corporation, Orange, CA, EUA).

4.2.2.4 Confeção dos Blocos de Resina Composta

Após a aplicação e fotopolimerização do adesivo, procedeu-se a aplicação de incrementos de resina composta fotopolimerizadas por 20 s, conforme orientação do fabricante. A fotopolimerização da resina composta se deu por incrementos, com espessura de aproximadamente 2,5 mm até atingir uma altura de 6 mm na região da coroa. Esta confeção ocorreu com cuidadosa deposição

de material restaurador apenas em superfície dentinária. Subseqüentemente, os cilindros foram, novamente reposicionados na matriz cilíndrica de PTFE de 30 mm de diâmetro e os 6 mm de altura do material restaurador tiveram sua inclusão completada por 6 mm de altura de resina acrílica autopolimerizável Jet na fase arenosa visando estabilizar o material restaurador e a interface adesiva ao cilindro para os cortes seriados.

Após este procedimento, os cilindros foram armazenados em água destilada em uma estufa de cultura (FANEM modelo 002CB, São Paulo, SP, Brasil) à 37°C, por 24 h.

4.2.2.5 Confeção das Barras para Microtração

Após as 24 h da complementação de inclusão, a partir de cada cilindro, foram confeccionados os corpos-de-prova (em formato de barras de dimensões 0,8 x 0,8 x 12 mm aproximadamente) para o ensaio de resistência à união por microtração. Cada grupo continha 40 corpos-de-prova (um total de 4 grupos perfazendo um total de 160 corpos de prova).

Subseqüente a este último procedimento, os cilindros de resina acrílica foram, então, armazenados em água destilada em uma estufa de cultura a 37°C, por 24 h, e só então, após este período, foram submetidos a cortes seriados (figura 7) em uma máquina de corte (Labcut 1010, Extec, Inglaterra) utilizando um disco diamantado dupla face com 102,0 mm de diâmetro e 0,3 mm de espessura (Buehler, Illinois, EUA) a uma velocidade média de 500 rpm e sob constante irrigação de água destilada. Foram feitos cortes seriados perpendiculares à interface adesiva, com espessura de aproximadamente 0,8 mm nos sentidos vestibulo-lingual e mésio-distal. Ao finalizar o procedimento de secção, obtiveram-se corpos-de-prova com formato de barra (figura 8), constituídos de resina composta, adesivo e dentina, para serem submetidos ao teste de resistência à união por microtração.

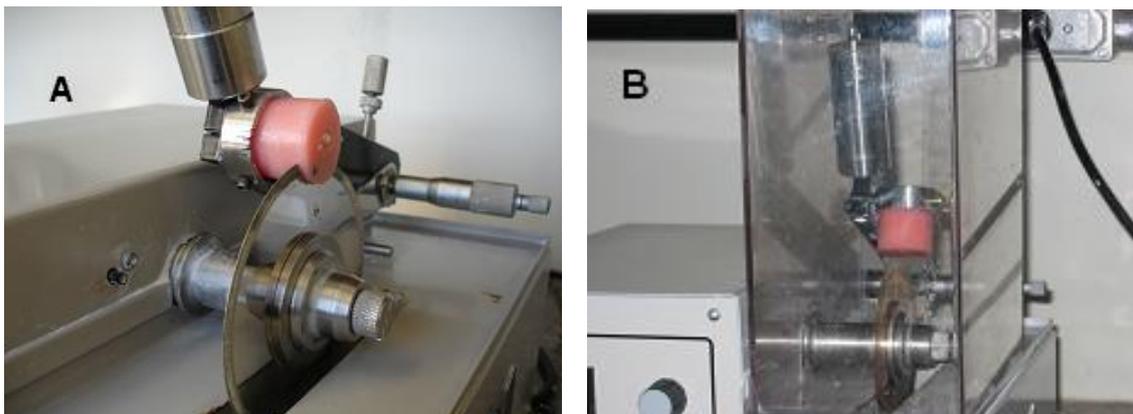


Figura 7. Máquina de corte. A: corte da face oclusal do cilindro; B: corte perpendicular do cilindro.



Figura 8. Barra para o teste de resistência à união por microtração, à esquerda resina composta e à direita dentina.

Cada cilindro originou 30 barras (considerando as inteiras e as fraturadas), sendo as inteiras inspecionadas em lupa estereoscópica (Olympus, Tóquio Japão) 30x para avaliar a região de união quanto a possíveis falhas (bolhas visíveis, descontinuidade adesiva ou possíveis posicionamentos do plano da união adesiva diferente da perpendicularidade com o longo eixo da barra). Os corpos-de-prova com estes tipos de falhas foram descartados. As barras isentas de falhas foram consideradas disponíveis e armazenadas em água destilada em uma estufa de cultura a 37°C, também por 24 h, e só então, após este período, foram submetidas ao teste de resistência à união por microtração.

4.2.3 Teste de Microtração

4.2.3.1 Seleção das Barras

Após as 24 horas da obtenção das barras, as consideradas sem falhas foram selecionadas 40 unidades aleatoriamente, sendo o excedente de barras novamente armazenadas em água destilada em uma estufa de cultura a 37°C por menos de 24 h para futura utilização na avaliação da camada adesiva resinosa. As barras selecionadas foram mantidas em água destilada até 3 min aproximadamente antes do teste de resistência à união por microtração.

4.2.3.2 Procedimentos Pré-microtração

Previamente ao teste de resistência, os corpos-de-prova selecionados tiveram sua área adesiva mensurada em mm² com um paquímetro digital (Mitutoyo, Suzano, SP, Brasil). Após, foram afixados individualmente, pelas suas extremidades, ao dispositivo de microtração com adesivo a base de cianocrilato (Super Bonder gel – Loctite, São Paulo, SP, Brasil) e um catalisador (Zip Kicker, Pacer, Rancho Cucamonga, CA, EUA). A área adesiva foi posicionada perpendicularmente ao longo eixo da tensão de tração.

4.2.3.3 Realização do Teste de Microtração

A partir da montagem do dispositivo de microtração na máquina universal de ensaios EMIC DL-2000 (EMIC, São José dos Pinhais, PR, Brasil) com célula de carga de 500 N, foi dado o comando desencadeador de operação por computador através do software Mtest a uma velocidade de carregamento de 0,5 mm/min.

Após o teste de cada barra foi individualizada e nomeada para fins de identificação em MEV para posterior associação do tipo de fratura ocorrido com o corpo-de-prova.

As condições climáticas laboratoriais foram monitoradas com auxílio de um termohigrômetro (TESTO, São Paulo, SP.) verificada ao longo deste procedimento a uma temperatura de $21\pm 2^{\circ}\text{C}$ e umidade relativa de $52,5\pm 2,5\%$.

4.2.4 Preparo dos Corpos-de-prova para Análise em MEV

A montagem dos corpos-de-prova nos dispositivos de fixação amostral (*stubs*) ocorreu com auxílio de uma fita adesiva de cobre dupla face (3M) e fita adesiva dupla face (3M) que permitiu que a região fraturada de cada corpo-de-prova ficasse voltada para cima.

Posterior a fixação das amostras nos *stubs*, o conjunto foi dessecado por dessecador a vácuo Primatec modelo 131A (Primatec Ind. e Com. LTDA, Itu, SP) por 7 dias e cobertas com aproximadamente 30 nm de espessura de liga ouro/paládio em máquina *Sputter Coater* BAL-TEC SCD 005 (BAL-TEC AG, Liechtenstein, Alemanha). A liga foi depositada nas amostras em um nível de vácuo de 5×10^{-2} mbar. Após este procedimento, as amostras foram analisadas em microscópio eletrônico de varredura com detetor de elétrons secundários Phillips modelo XL30 (Philips Electron Optics B.V., Eindhoven, Holanda) para determinar o tipo de falha ocorrida em todas as amostras e, por escolha aleatória, a designação de um representante de cada tipo de falha para análise em peso dos elementos químicos constantes em cada uma por EDS modelo EDAX CDU LEAP DETECTOR (EDAX International, Mahwah, NJ, EUA).

4.2.4.1 Análise em MEV

As amostras analisadas em MEV foram observadas em sua maioria em magnificação de 200x ampliando até 20000x para os casos de dúvida.

4.2.4.2 Classificação das Fraturas

Através dos arquivos de imagem digital MEV, o tipo de falha teve parte de sua conceituação baseada na classificação proposta por Armstrong *et al.* (2001) nos seguintes tipos: interfacial (coesiva na base ou topo da camada híbrida, coesiva no adesivo), coesiva em dentina, coesiva em resina composta e mista. A falha do tipo mista corresponde à presença de mais de um tipo de falha conceitual citada acima na mesma superfície analisada. Devido ao fato do surgimento de um padrão de falha diferente do estudo acima citado, a classificação teve de ser complementada com a falha que ocorreu no *smear layer* devido ao fato da aplicação de adesivo no substrato sem tratamento ácido que foi incluída como pertencente à falha interfacial, surgindo assim a falha no *smear layer*.

Assim sendo, as falhas deste estudo ficaram assim nomeadas: Falha interfacial coesiva adesiva (CA); Falha interfacial coesiva na base ou topo de camada híbrida (CBT); Falha interfacial no *smear layer* (S); Falha coesiva em dentina (CD); Falha coesiva em resina composta (material) (CM) e falha do tipo mista (M).

Para análise das áreas relativas de cada corpo-de-prova, foi realizada uma grade (4 linhas por 5 colunas) sobre cada imagem digital MEV de magnificação 200x de modo que em cada quadrado possibilitasse determinar o tipo de falha pelo material predominante remanescente (adesivo, resina composta, dentina ou *smear layer*), com cada quadrado representando 5% da área total da figura (figura 9).

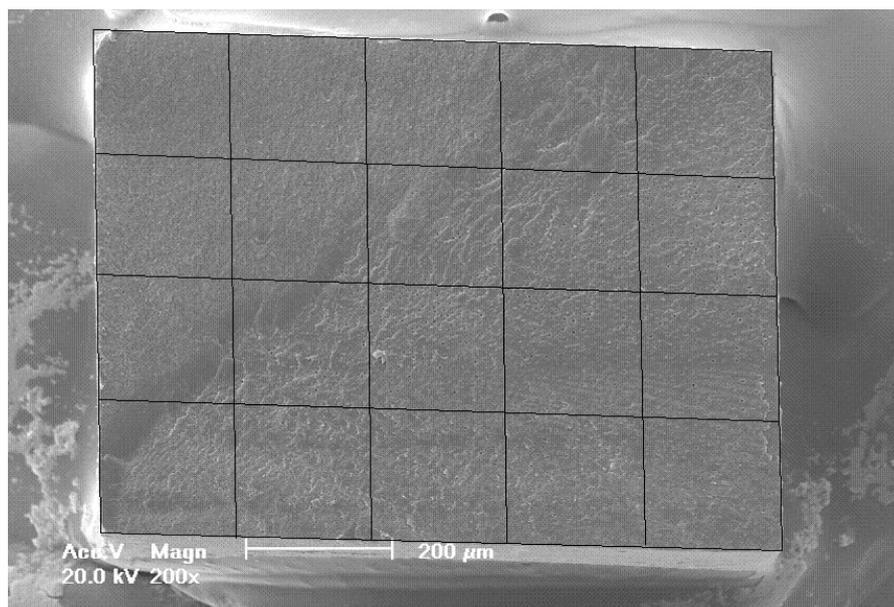


Figura 9. Gradeamento sobre imagem digital MEV.

O registro dos dados individuais de cada falha relativa à área analisada foi transcrito conforme exemplificado na figura 10 e todos os grupos encontram-se no anexo 9.

PD c/a 2672 área = 0,64 mm ²					
CM 5	CM 5	CM 5	CA 5	CBT 5	CBT 53%
CM 5	CBT 1 CM 4	CA 5	CBT 5	CBT 5	
CA 2	CBT 4	CBT 5	CBT 5	CBT 5	CM 28%
CM 3	CM 1				CD 0%
CBT 3	CBT 5	CBT 5	CBT 5	CBT 5	Total 100
CA 2					

Figura 10. Quadro do registro individual de falha.

No final, foram somados o percentual relativo a cada tipo de falha para todos os quadrados e estabelecido o percentual de fratura de cada imagem digital MEV de magnificação 200x. As magnificações maiores das outras imagens digitais MEV foram utilizadas apenas para confirmação dos achados na magnificação 200x.

Adicionalmente, os arquivos de imagem digital MEV foram analisados com auxílio de computador Toshiba Satellite M55-S141- Celeron M380, 256 MB de RAM e HD de 60Gb, através de análise simultânea pelos softwares Microsoft Paint versão 5.1 e Windows Picture and Fax Viewer do Windows XP, com geração de novo arquivo através da cópia da tela do computador (figura 11).

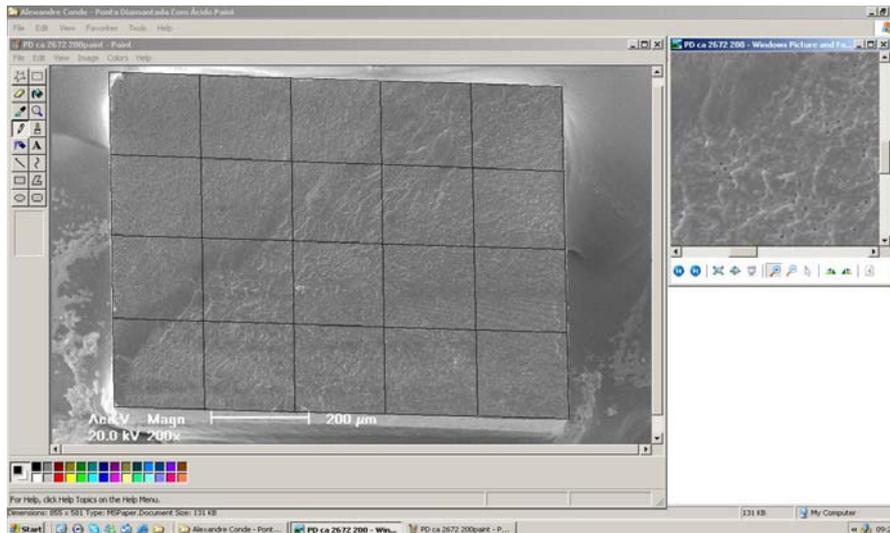


Figura 11. Análise fractográfica simultânea.

O critério de predomínio de falha baseou-se em um conceito de predominância que considerou que uma falha seria predominante se tivesse um valor igual ou acima de 60% da área analisada.

4.2.4.3 Análise EDS

Em cada tipo de falha e substrato, foi executada a média aritmética de 3 análises qualitativa por espectroscopia por dispersão de energia (EDS).

Foram escolhidos 3 pontos no mesmo tipo de falha ou substrato nos quais incidiu um feixe de elétrons para medição de energia secundária. Desta forma ocorreu a identificação dos elementos químicos constantes na superfície da amostra mensurada pela forma Wt%. Para tanto, cada medição transcorreu dentro do tempo máximo permitido (100 s).

Após esta análise foi feito o ajuste dos valores do Wt% pelo cálculo proporcional de cada análise para cada elemento químico através da fórmula $\%C = 100 \times \%E / 100 - (\%Pd + \%Au)$. Onde %C é o percentual corrigido do elemento químico desejado, %E é o percentual do elemento químico desejado, %Pd é o percentual do paládio e %Au é o percentual do ouro.

A análise da $\Delta\%$ do Wt% de cada elemento químico ocorreu pelo cálculo da diferença percentual relativa ao Wt% corrigido de cada elemento químico encontrado na amostra “B” em relação a amostra “A”, esta seguiu a fórmula $\Delta\% = (\%B - \%A) / \%A$. Onde $\Delta\%$ é a variação percentual, %B percentual corrigido do elemento químico da amostra B e %A é o percentual corrigido do elemento químico da amostra A. Os valores utilizados nesta fórmula, para o cálculo de cada elemento, foram obtidos pela média aritmética dos 3 valores percentuais corrigidos de cada elemento para cada amostra.

4.2.5 Visualização das Camadas Adesivas Resinosas

Para esta visualização, foram utilizados os corpos-de-prova excedentes citados no item 4.2.3.1.

4.2.5.1 Processamento das Amostras

Foi escolhido, aleatoriamente um corpo-de-prova de cada grupo que foi submetido ao seguinte tratamento: Condicionamento ácido por 30 s; e, lavagem com jato de água da seringa tríplice por 2 min na região de união adesiva. Foi realizado um ciclo de secagem em etanol nas concentrações de 25%, 50%, 75% e 100% permanecendo o corpo-de-prova durante 3 min em cada solução. As amostras permaneceram durante 5 min sobre papel absorvente antes de serem colocadas em recipientes semi-abertos possibilitando a evaporação do etanol e evitando o contato com impurezas do ar, permanecendo assim por 24 h.

4.2.5.2 Montagem Amostral para Análise em MEV

As amostras foram montadas nos dispositivos de fixação amostral (*stubs*) com fita adesiva dupla face (3M) permitindo que a região da camada adesiva resinosa ficasse posicionada de forma conveniente para visualização.

Após a montagem em *stubs*, o conjunto foi dessecado por dessecador a vácuo Primatec modelo 131A (Primatec Ind. e Com. LTDA, Itu, SP) por 7 dias e cobertos por aproximadamente 30 nm de espessura de liga ouro/paládio em máquina BAL-TEC SCD 005 *Sputter Coater*. A liga foi depositada nas amostras em um nível de vácuo de 5×10^{-2} mbar, após este procedimento, as amostras foram analisadas em microscópio eletrônico de varredura com detetor de elétrons secundários (Phillips modelo XL30) podendo assim, serem visualizadas e obtidos os arquivos de imagens digitais das camadas adesivas resinosas referente a cada grupo do experimento, em aumentos de 1000x e 2000x.

4.2.6 Confeção das Amostras Dentinárias Pré-adesivo

A partir de um cilindro obtido pela descrição do item 4.2.2.1 e utilizando o dispositivo posicionador descrito no item 4.2.2.2.1 foram promovidas 4 asperizações com formato de ponto (ponta ativa do instrumento cortante giratório e ultra-sônico) na dentina de acordo com a metodologia descrita no item 4.2.2.2 afim de conseguir quatro imagens características de cada tratamento dentinário pré-adesivo de cada grupo descrito na tabela 2 citada no item 4.2.2.2.

4.2.6.1 Processamento do Cilindro

Após as 4 asperizações puntiformes e tratamento descrito no item 4.2.6, foi removido a face superior do cilindro em corte paralelo a superfície numa espessura de corte de 4 mm através da máquina de corte utilizando um disco diamantado dupla face com 102,0 mm de diâmetro e 0,3 mm de espessura a uma velocidade média de 500 rpm e sob constante irrigação de água destilada. Após esta remoção, foi removida a parte acrílica da secção amostral com alicate de corte universal de fio ortodôntico a fim de processar apenas o tecido dentário da amostra, ficando assim, livre de resina acrílica autopolimerizável.

4.2.6.2 Processamento do Tecido Dentário

Com a secção amostral de tecido dentário livre de resina acrílica autopolimerizável e com as asperizações puntiformes em dentina, esta amostra foi lavada com seringa tríplice e imersa em água destilada por 7 dias promovendo a troca da água diariamente tendo o cuidado de manter a peça com as 4 asperizações puntiformes voltada para o fundo.

Após os 7 dias, a amostra foi submetida a um ciclo de secagem em etanol nas concentrações de 25%, 50%, 75% e 100% permanecendo o corpo-de-prova durante 3 min em cada solução. As amostras permaneceram durante 5 min sobre papel absorvente antes de serem colocadas em recipientes semi-abertos possibilitando a evaporação do etanol e evitando o contato com impurezas do ar, permanecendo assim por 24 h.

4.2.6.3 Montagem da Amostra para Análise em MEV

A amostra foi montada no dispositivo de fixação amostral (*stub*) com fita adesiva dupla face (3M) permitindo que a região das 4 asperizações puntiformes ficassem posicionadas para cima.

A partir deste ponto o processo de dessecamento e cobertura da amostra para observação e obtenção de arquivos de imagens digitais seguiu como descrito no item 4.2.5.2.

4.2.7 Análise Estatística

4.2.7.1 Teste de Resistência à União por Microtração

Os resultados foram submetidos à análise estatística definida pelo teste de verificação de normalidade *Kolmogorov-Smirnov*, o qual direcionou para os testes paramétricos de ANOVA fatorial e comparações múltiplas de *Tukey*. Para processamento e análise destes dados foi utilizado o software SPSS (*Statistical Package for the Social Science*) versão 10.0 (SPSS, Chicago, IL, USA), com nível de significância de 5% ($\alpha=0,05$).

4.2.7.2 Tipo de Fratura

Os resultados dos tipos de falha foram submetidos ao teste Exato de *Fisher* através do software SPSS (*Statistical Package for the Social Science*) versão 10.0 (SPSS, Chicago, IL, USA), com nível de significância de 5% ($\alpha=0,05$).

A análise qualitativa dos tipos de falha mais freqüente e de substrato foram realizadas por EDS com avaliação da $\Delta\%$ do Wt% dos elementos químicos entre as amostras.

5 RESULTADOS

5.1 Teste de Resistência à União por Microtração

Para a verificação da normalidade dos dados foi utilizado o teste não-paramétrico *Kolmogorov-Smirnov*. E com o objetivo de comparar os grupos entre si, foram realizados os testes estatísticos Análise de Variância (ANOVA) de dois fatores e teste de comparações múltiplas de *Tukey*.

Todos os resultados foram considerados significativos a um nível de significância máximo de 5% ($p \leq 0,05$).

Para o processamento e análise destes dados foi utilizado o software estatístico SPSS versão 10.0.

Os dados obtidos pela ANOVA fatorial estão constantes na tabela 3:

Tabela 3. Estatística descritiva para as variáveis tratamento e condicionamento.

tratamento	condicionamento	n	Média (MPa)	Desvio-padrão
PD	c/a	40	34,04	9,29
	s/a	40	9,86	3,80
	Total PD	80	21,95	14,06
UT	c/a	40	45,31	8,16
	s/a	40	15,16	3,71
	Total UT	80	30,24	16,42
Total	c/a	80	39,68	10,38
	s/a	80	12,51	4,59
	Total Geral	160	26,09	15,80

Os resultados verificados pela ANOVA fatorial estão constantes na tabela 4.

Tabela 4. Resultados da Análise de Variância Fatorial.

<i>Fonte de Variação</i>	<i>Soma de Quadrados</i>	<i>gl</i>	<i>Quadrado Médio</i>	<i>F</i>	<i>p</i>
Tratamento	2748,052	1	2748,052	60,66	0,000
Condicionamento	29518,304	1	29518,304	651,64	0,000
Tratamento*condicionamento	355,544	1	355,544	7,85	0,006
Erro	7066,599	156	45,299		
Total	148634,602	160			

Pelos resultados da Análise de Variância Fatorial verifica-se que a interação tratamento/condicionamento é significativa ($p=0,006$), com isto estes fatores devem ser analisados em conjunto conforme os dados apresentados pelas comparações múltiplas de *Tukey* (tabela 5):

Tabela 5. Resultados do teste de comparações múltiplas de *Tukey* para a comparação entre os 4 grupos de estudo resultantes da interação tratamento/condicionamento.

<i>Grupo</i>	<i>n</i>	<i>Mínimo</i>	<i>Máximo</i>	<i>Média (MPa)</i>	<i>Desvio padrão</i>	<i>Coeficiente de Variação</i>	<i>Intervalo de confiança 95%</i>
UT c/a	40	25,91	63,00	45,31 ^a	8,16	18,01%	[42,70 a 47,92]
PD c/a	40	17,98	57,68	34,04 ^b	9,29	27,30%	[31,07 a 37,01]
UT s/a	40	8,14	23,24	15,17 ^c	3,71	24,47%	[13,98 a 16,35]
PD s/a	40	3,89	16,71	9,86 ^d	3,80	38,56%	[8,64 a 11,07]

*Médias diferentes entre si seguidas por letras diferentes

Pelos resultados do teste de comparações múltiplas de *Tukey* verifica-se que existe diferença significativa entre os grupos acima comparados. Observa-se que todos os grupos diferem significativamente entre si ($p<0,05$).

O gráfico 1 mostra os valores em MPa para os 4 grupos comparados.

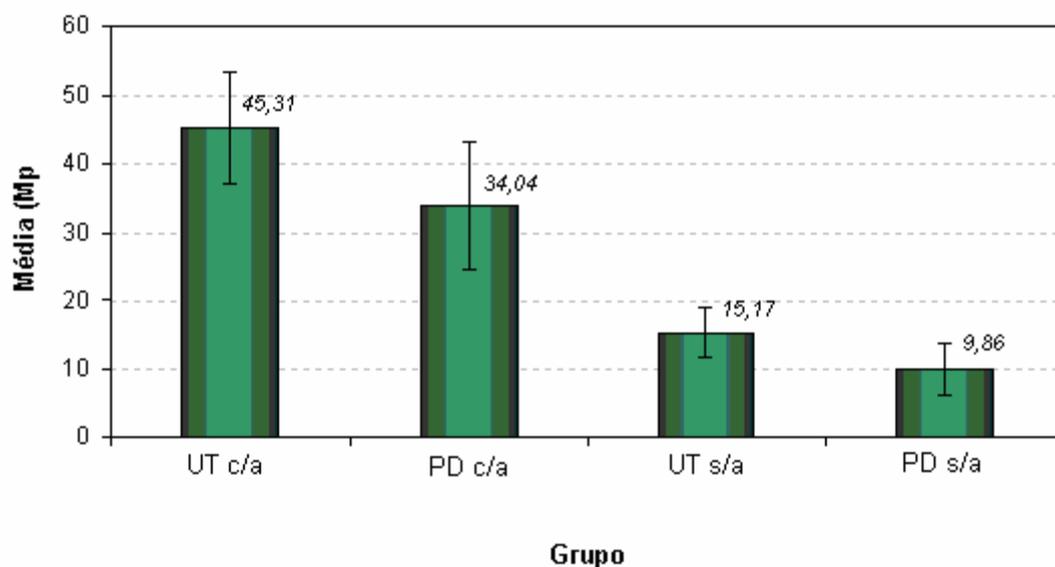


Gráfico 1. Comparação entre os 4 grupos de estudo.

5.2 Exemplificação por Imagem MEV dos 4 Substratos

A análise dos quatro substratos em MEV proporcionou a exemplificação dos tipos de tratamento que a dentina recebeu, mostrando presença ou ausência de *smear layer* e presença ou ausência de aspectos irregulares de superfície.

A figura 12, em magnificação 500x, corresponde ao aspecto superficial da dentina PD s/a, observa-se o *smear layer* em toda extensão da superfície obstruindo a luz de todos os canalículos dentinários.

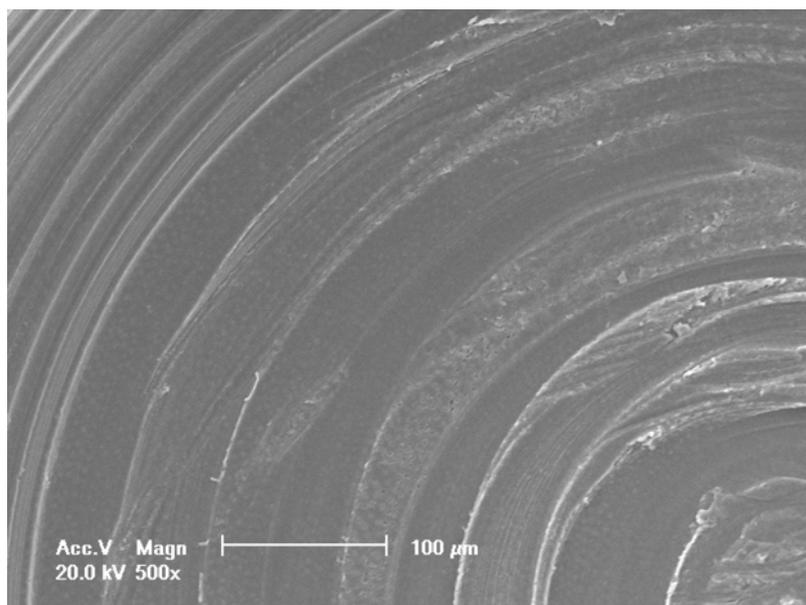


Figura 12. Aspecto da dentina do grupo PD s/a (500x).

A figura 13, em magnificação 500x, corresponde ao aspecto superficial da dentina PD c/a, observa-se a remoção total do smear layer em toda extensão da superfície e completa desobstrução da luz de todos os canalículos dentinários.

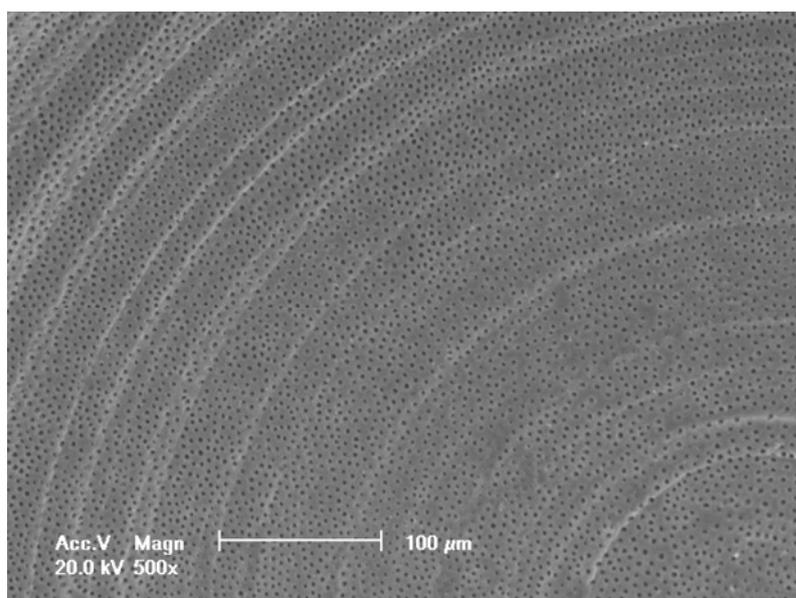


Figura 13. Aspecto da dentina do grupo PD c/a (500x).

A figura 14, em magnificação 500x, corresponde ao aspecto superficial da dentina UT s/a, observa-se alguma remoção do smear layer, presença de alguns canálculos dentinários desobstruídos e aspecto de irregularidade superficial diferente do apresentado no tratamento ponta diamantada.

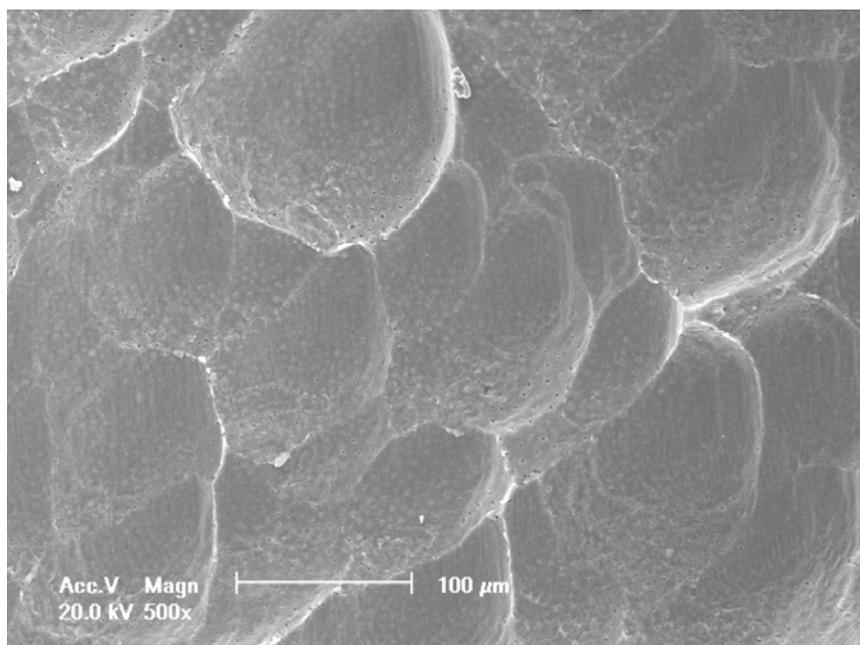


Figura 14. Aspecto da dentina do grupo UT s/a (500x).

A figura 15, em magnificação 500x, corresponde ao aspecto superficial da dentina UT c/a, observa-se completa remoção do smear layer, desobstrução completa da luz de todos canálculos dentinários e aspecto de irregularidade superficial diferente do apresentado no tratamento ponta diamantada.

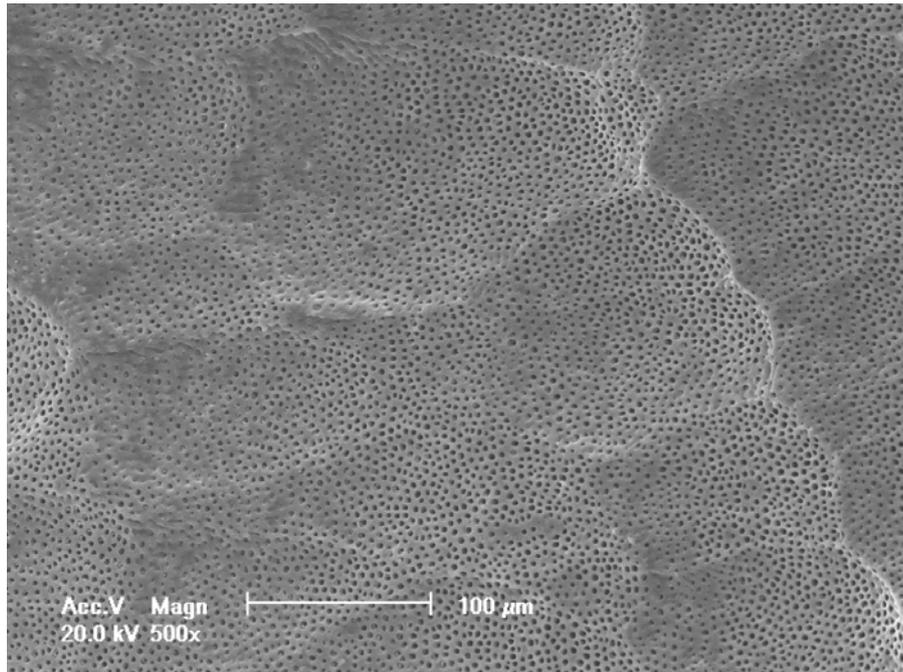


Figura 15. Aspecto da dentina do grupo UT c/a (500x).

As figuras 14 e 15 mostram superfícies tratadas com haste ultra-sônica onde o aspecto de irregularidade superficial é maior que o apresentado das superfícies tratadas com ponta diamantada, figuras 12 e 13.

O padrão de desobstrução da luz dos canalículos dentinários dos substratos estão exemplificadas pelas figuras 16, 17, 18 e 19, respectivamente os substratos dentinários dos grupos PD s/a, PD c/a, UT s/a e UT c/a.

A figura 16 mostra, em magnificação 5000x, a obstrução completa da luz dos canalículos dentinários pelo tratamento PD s/a.

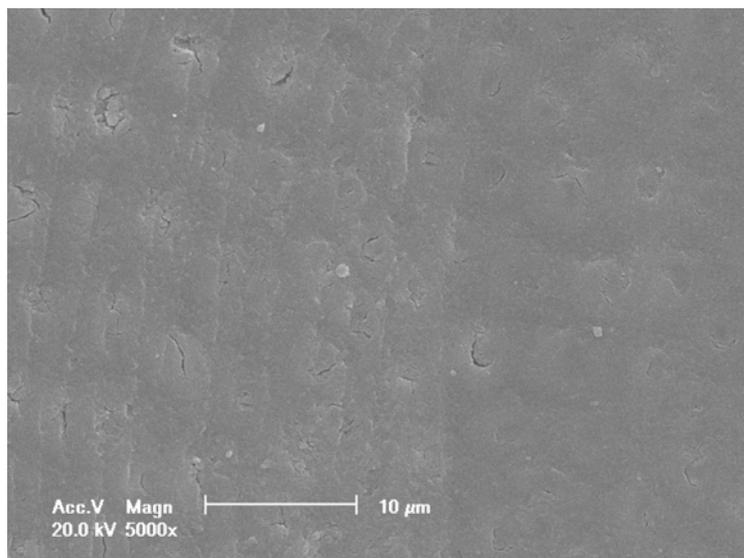


Figura 16. Aspecto da dentina do grupo PD s/a (5000x).

A figura 17 mostra, em magnificação 5000x, a desobstrução completa da luz dos canáliculos dentinários pelo tratamento PD c/a.

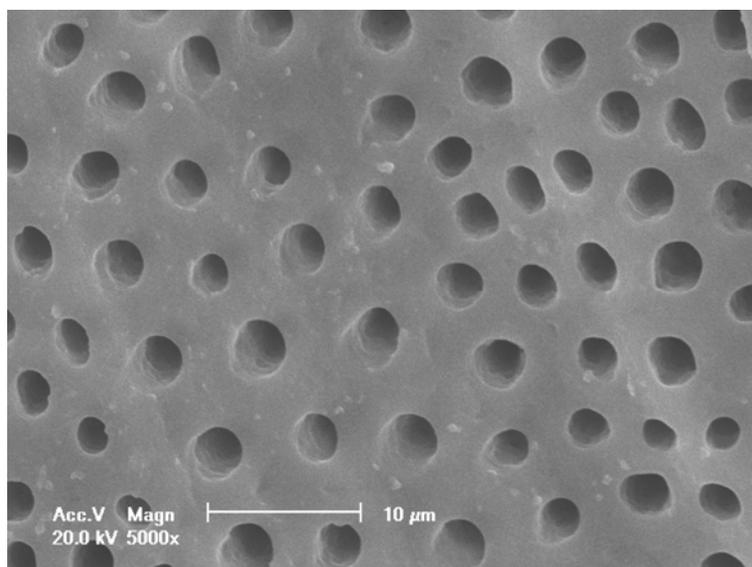


Figura 17. Aspecto da dentina do grupo PD c/a (5000x).

A figura 18 mostra, em magnificação 5000x, a desobstrução da luz de alguns canalículos dentinários pelo tratamento UT s/a.

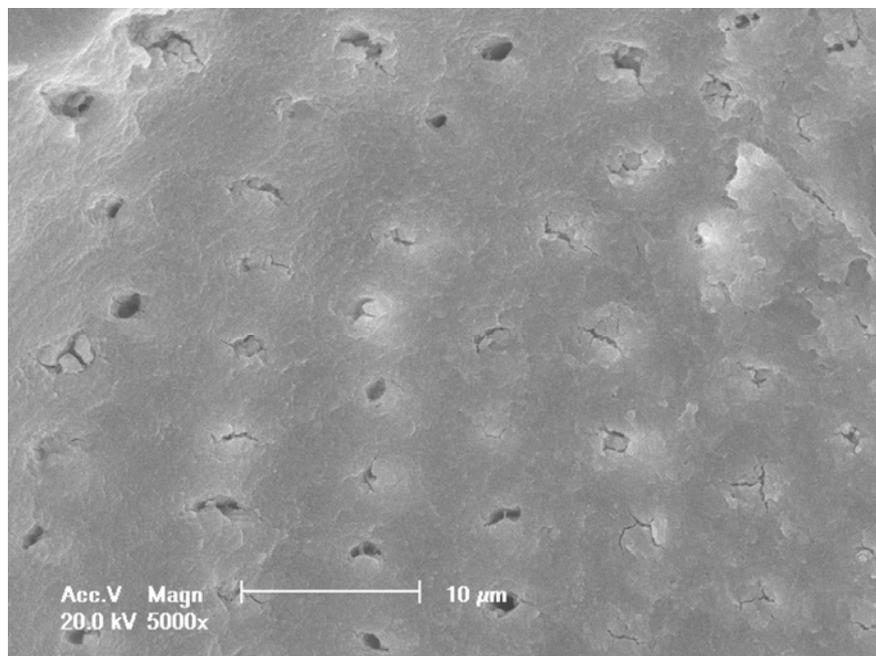


Figura 18. Aspecto da dentina do grupo UT s/a (5000x).

A figura 19 mostra, em magnificação 5000x, a desobstrução completa da luz dos canalículos dentinários pelo tratamento UT c/a.

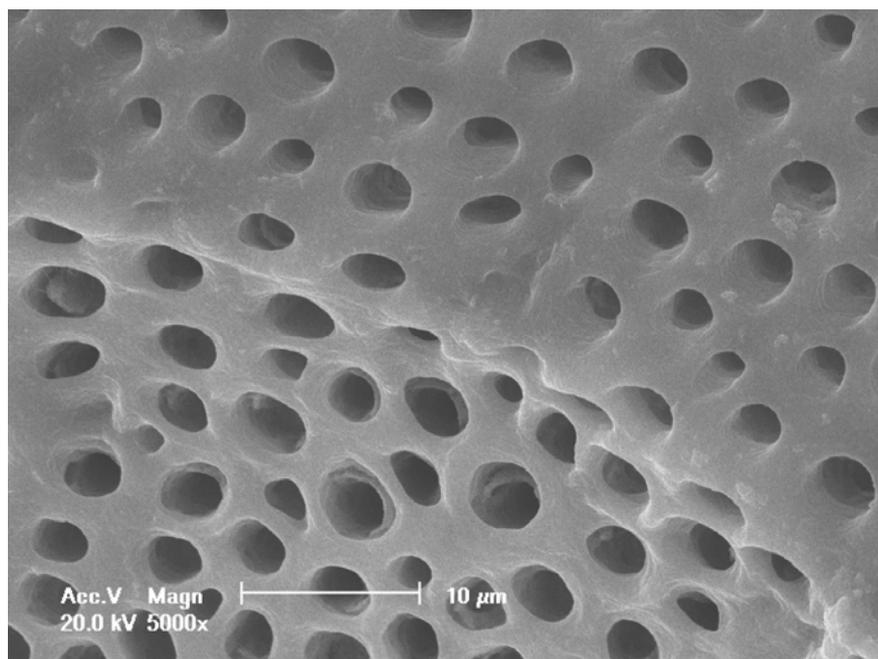


Figura 19. Aspecto da dentina do grupo UT c/a (5000x).

Para as figuras 16, 17, 18 e 19, em magnificação 5000x, notamos que a figura correspondente ao tratamento UT c/a (figura 19), parece ser a única figura a apresentar alguma irregularidade superficial nesta magnificação entre os tratamentos. No entanto, em magnificação 500x, as figuras 14 e 15, também apresentam irregularidades superficiais quando submetidas aos tratamentos UT s/a e UT c/a.

Quanto ao padrão de desobstrução da luz dos canalículos dentinários, os tratamentos PD s/a e UT s/a estão exemplificados nas figuras 20 e 21 em uma magnificação de 20000x. Podemos observar que a presença de canalículos dentinários não obstruídos e obstruídos é possível na mesma superfície de um tratamento UT s/a (figura 21), ao passo que na superfície dentinária tratada com PD s/a existe apenas o aspecto obstruído da luz do canalículo dentinário (figura 20).

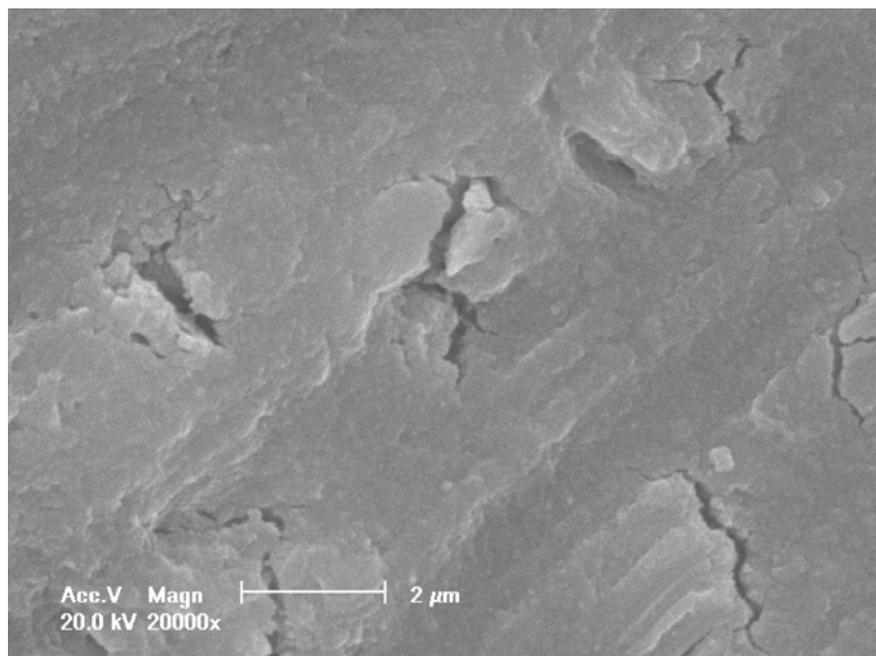


Figura 20. Aspecto da dentina do grupo PD s/a (20000x).

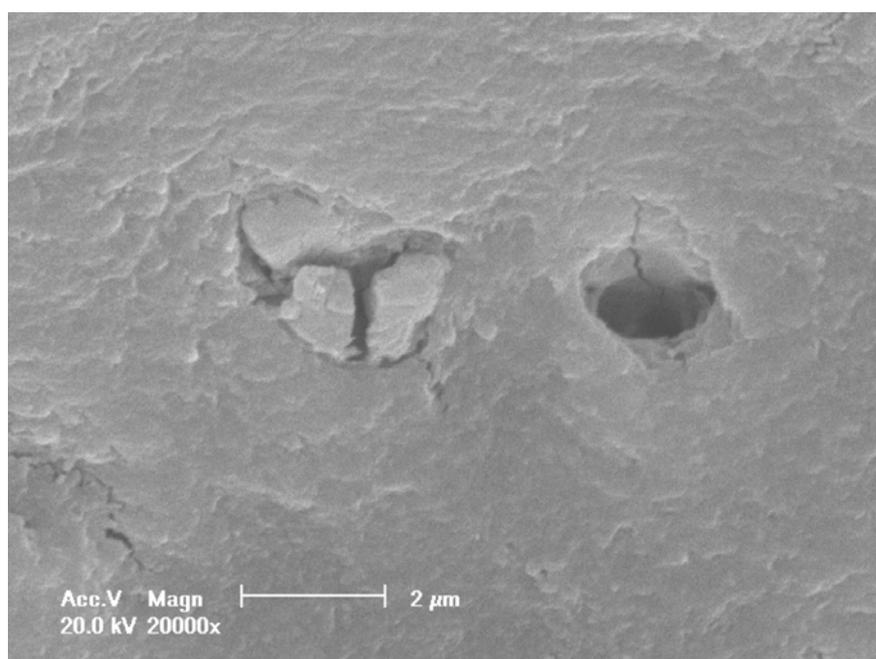


Figura 21. Aspecto da dentina do grupo UT s/a (20000x).

5.3 Exemplificação por Imagem MEV da união adesiva dos 4 Substratos

A análise das quatro uniões adesivas em MEV proporcionou a exemplificação da quantidade de contato superficial dos tipos de tratamentos dentinários executados, mostrando uma maior ou menor área de contato e a penetração ou não dos *tags* dentinários. Observa-se que para o tratamento PD a camada híbrida apresenta um contato com o substrato de formato retilíneo, ao passo que, o tratamento UT a camada híbrida apresenta um contato com o substrato de formato curvilíneo.

A figura 22 do grupo PD s/a, obtida em magnificação 1000x, mostra uma camada de contato retilínea do adesivo com o substrato sem a presença de *tags* de resina.

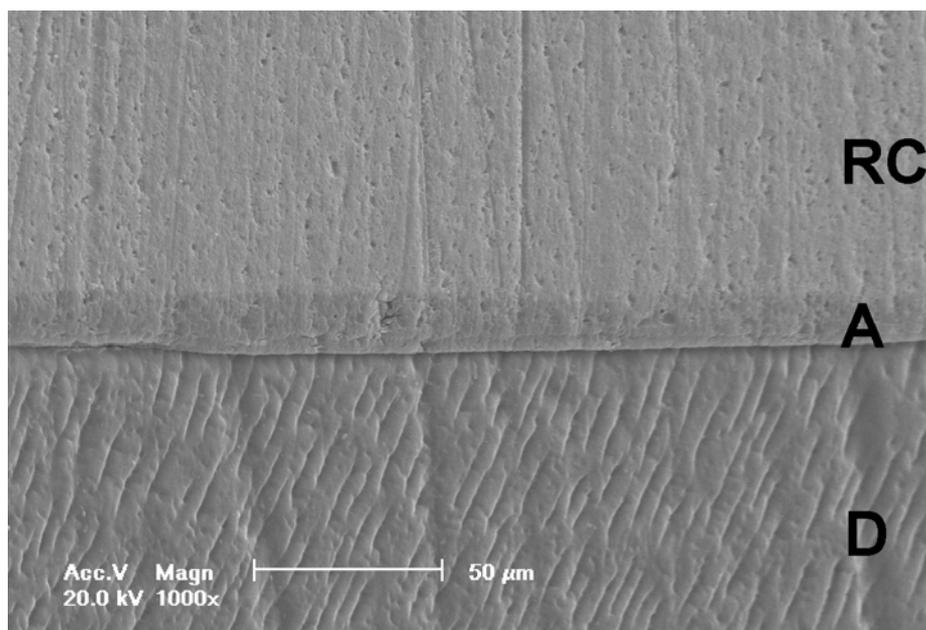


Figura 22. Aspecto da camada híbrida do grupo PD s/a: RC, região de resina composta; A, região de adesivo; D, região de dentina.

A figura 23 do grupo PD c/a, obtida em magnificação 1000x, mostra uma camada de contato retilínea do adesivo com o substrato com a presença de *tags* de resina.

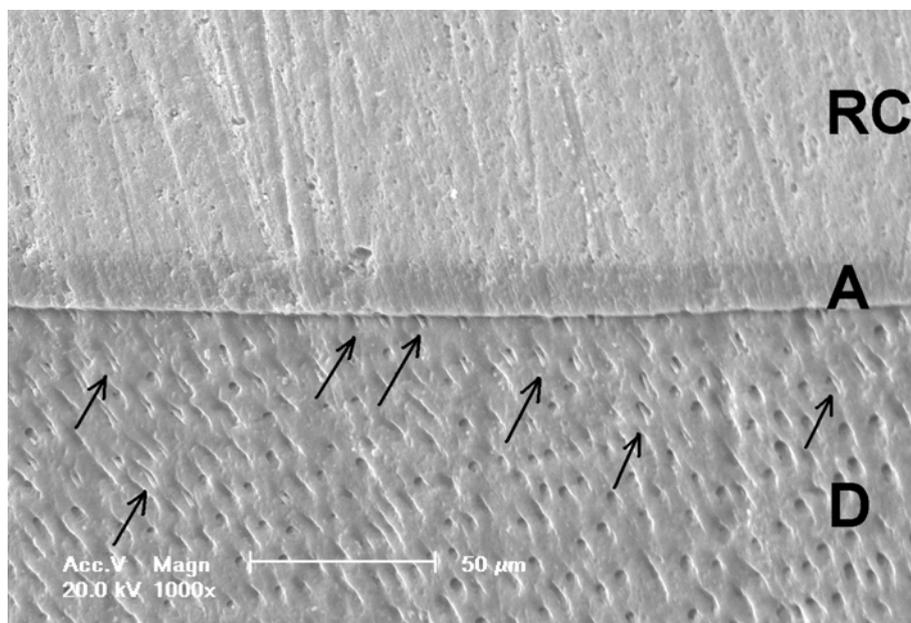


Figura 23. Aspecto da camada híbrida do grupo PD c/a: RC, região de resina composta; A, região de adesivo; D, região de dentina. As setas indicam *tags* de resina.

A figura 24 do grupo UT s/a, obtida em magnificação 1000x, mostra uma camada de contato curvelínea do adesivo com o substrato com a presença de alguns *tags* de resina.

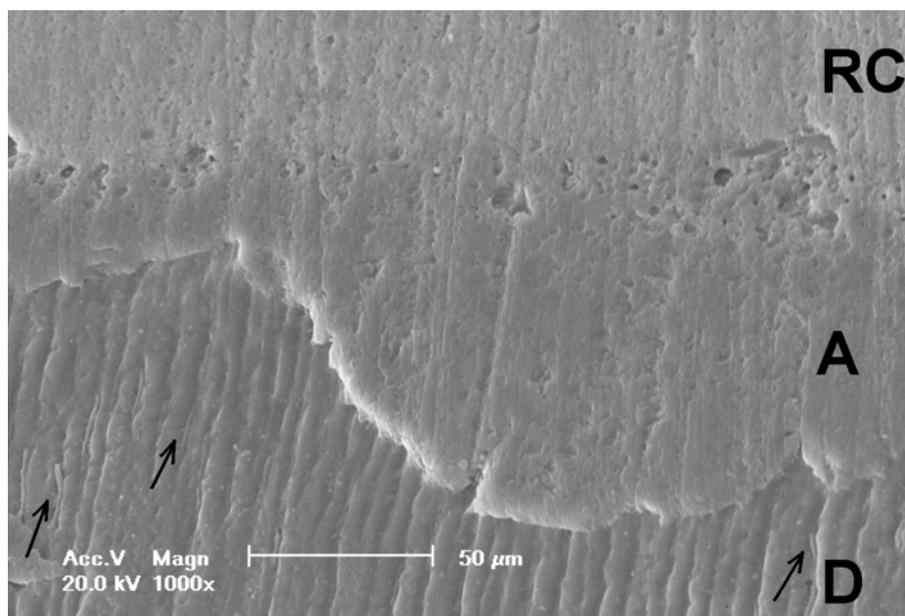


Figura 24. Aspecto da camada híbrida do grupo UT s/a: RC, região de resina composta; A, região de adesivo; D, região de dentina. As setas indicam *tags* de resina.

A figura 25 do grupo UT c/a, obtida em magnificação 1000x, mostra uma camada de contato curvelínea do adesivo com o substrato com a presença de *tags* de resina.

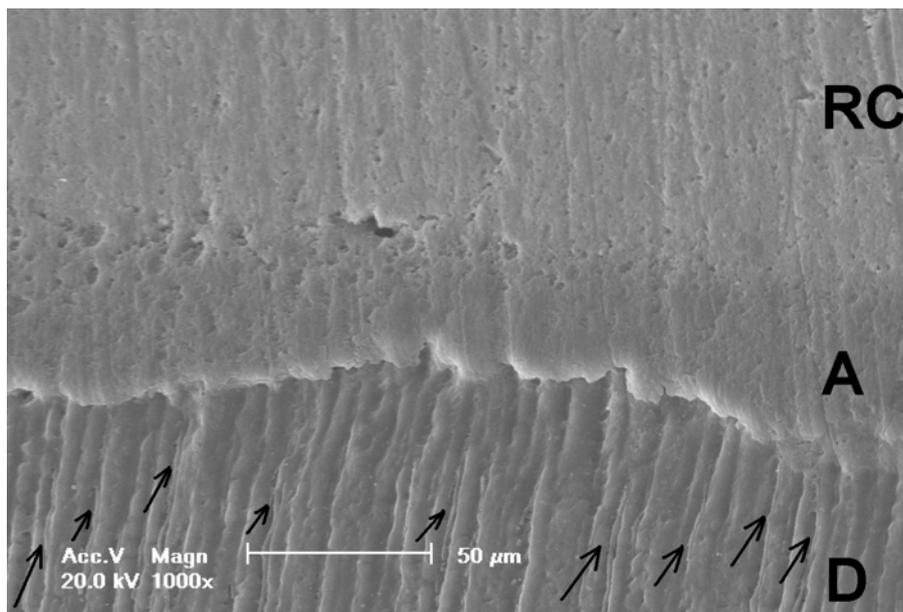


Figura 25. Aspecto da camada híbrida do grupo UT c/a: RC, região de resina composta; A, região de adesivo; D, região de dentina. As setas indicam tags de resina.

5.4 Análise Fractográfica

Para a comparação entre os tipos de falha foi realizado o teste não paramétrico Exato de *Fisher*.

Para este teste, os resultados foram considerados significativos a um nível de significância máximo de 5% ($p \leq 0,05$).

Para o processamento e análise destes dados foi utilizado o software estatístico SPSS versão 10.0.

Nos anexos 2, 3, 4 e 5 encontram-se representados os grupos UT c/a, PD c/a, UT s/a e PD s/a, com os valores percentuais de falha de cada corpo-de-prova que serviram de ponto de partida da análise estatística.

A tabela 6 e o gráfico 2 mostram os tipos de falha distribuídos em todos os grupos:

Tabela 6. Comparação dos tipos de falhas entre os grupos de estudo.

Falha	Grupos				Total
	PD c/a	PD s/a	UT c/a	UT s/a	
CBT	26 (65,0%)	-	15 (37,5%)	-	41 (25,6%)
CA	-	-	1 (2,5%)	3 (7,5%)	4 (2,5%)
CM	3 (7,5%)	-	14 (35,0%)	2 (5,0%)	19 (11,9%)
CD	1 (2,5%)	-	-	-	1 (0,6%)
M	10 (25,0%)	13 (32,5%)	10 (25,0%)	6 (15,0%)	39 (24,4%)
S	-	27 (67,5%)	-	29 (72,5%)	56 (35,0%)
Total	40 (100%)	40 (100%)	40 (100%)	40 (100%)	160 (100%)

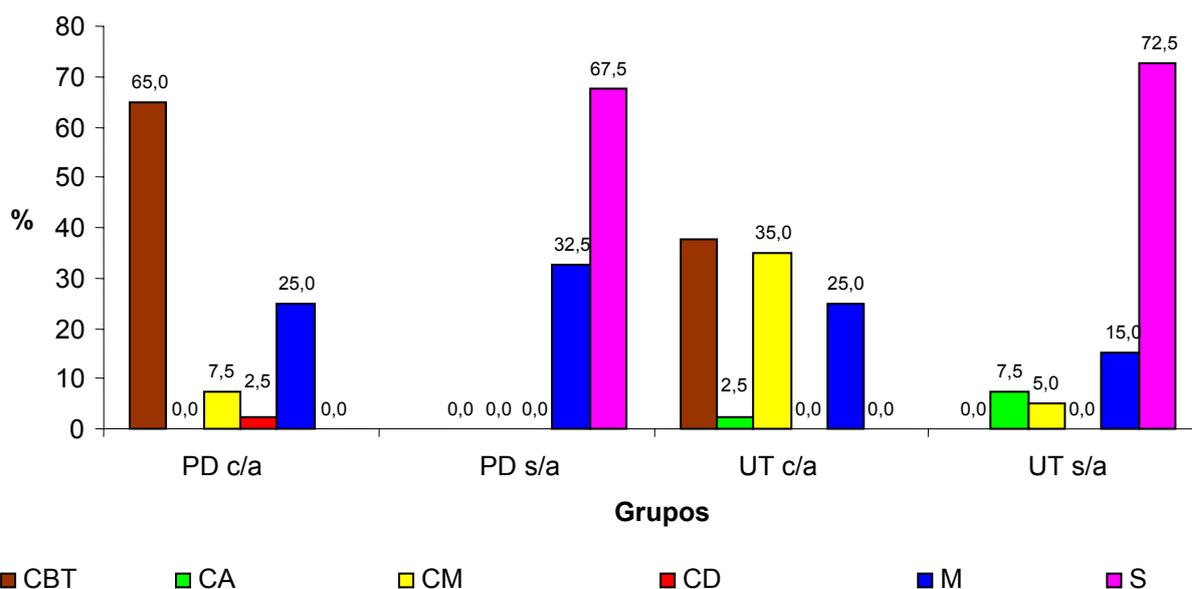


Gráfico 2. Comparação dos tipos de falhas entre os grupos de estudo.

A tabela 7 e o gráfico 3 mostra a distribuição dos dados dos tipos de falha entre os grupos com ácido e sem ácido.

Tabela 7. Comparação dos tipos de falhas entre os grupos de estudo: Com ácido X sem ácido.

<i>Falha</i>	<i>Condicionamento</i>		<i>Total</i>
	<i>Com Ácido</i>	<i>Sem Ácido</i>	
CBT	41 (51,3%)	-	41 (25,6%)
CA	1 (1,3%)	3 (3,8%)	4 (2,5%)
CM	17 (21,3%)	2 (2,5%)	19 (11,9%)
CD	1 (1,3%)	-	1 (0,6%)
M	20 (25,0%)	19 (23,8%)	39 (24,4%)
S	-	56 (70,0%)	56 (35,0%)
Total	80 (100%)	80 (100%)	160 (100%)

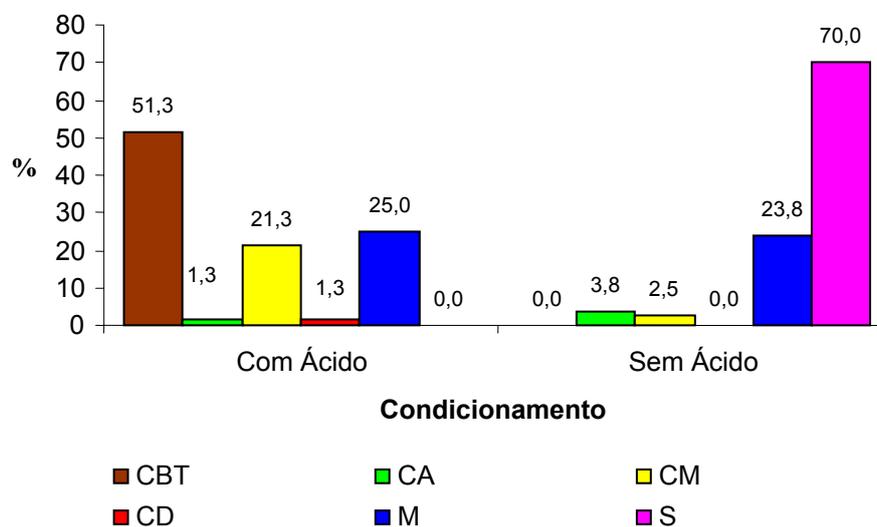


Gráfico 3. Comparação dos tipos de falhas entre os grupos de estudo: Com ácido X sem ácido.

Através dos resultados do teste Exato de Fischer verifica-se que existe associação significativa entre os tipos de falha e o condicionamentos. Observa-se que o condicionamento ácido está associado aos tipos de falha CBT e CM e o não condicionamento ácido está significativamente associado à falha S. ($\chi^2=110,87$; $p=0,000$).

A tabela 8 e o gráfico 4 mostra a distribuição dos dados dos tipos de falha entre os grupos ponta diamantada e haste ultra-sônica.

Tabela 8. Percentual dos tipos de falhas entre os grupos de estudo: Ponta Diamantada e Haste Ultra-sônica.

<i>Falha</i>	<i>Tratamento</i>		<i>Total</i>
	<i>Ponta Diamantada</i>	<i>Haste Ultra-sônica</i>	
CBT	26 (32,5%)	15 (18,8%)	41 (25,6%)
CA	-	4 (5,0%)	4 (2,5%)
CM	3 (3,8%)	16 (20,0%)	19 (11,9%)
CD	1 (1,3%)	-	1 (0,6%)
M	23 (28,8%)	16 (20,0%)	39 (24,4%)
S	27 (33,8%)	29 (36,3%)	56 (35,0%)
Total	80 (100%)	80 (100%)	160 (100%)

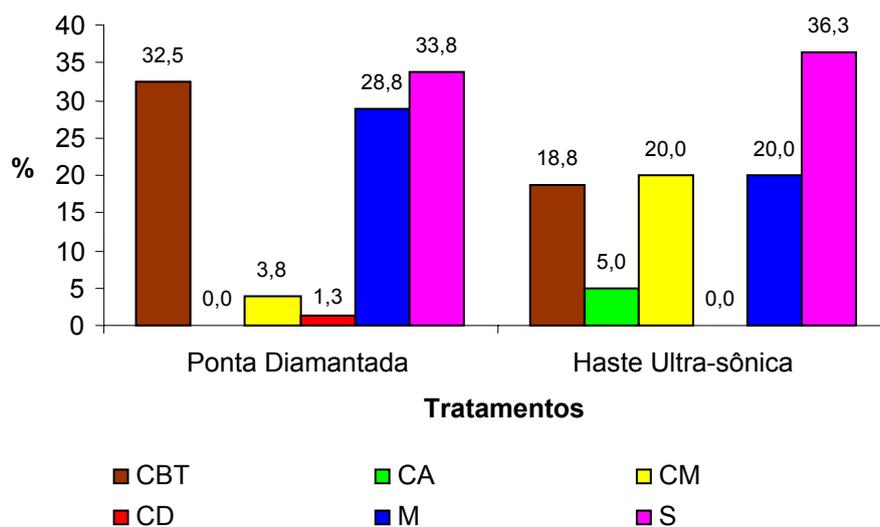


Gráfico 4. Percentual dos tipos de falhas entre os grupos de estudo: Ponta Diamantada e Haste Ultra-sônica.

Através dos resultados do teste Exato de Fischer verifica-se que existe associação significativa entre os tipos de falha e o tratamento. Observa-se que o tratamento ponta diamantada está associado ao tipo de falha CBT e o tratamento haste ultra-sônica está significativamente associado às falhas CA e CM. ($\chi^2=18,08$; $p=0,003$)

Abaixo encontra-se o ranqueamento da resistência em MPa para os tipos de falha (tabela 9 e gráfico 5):

Tabela 9. Ranqueamento descritivo da resistência entre os tipos de falha.

<i>Tipo de Falha</i>	<i>n</i>	<i>Média (MPa)</i>	<i>Desvio-padrão</i>
CD	1	54,54	0,00
CM	19	50,14	10,80
CBT	41	38,76	5,89
CA	4	24,49	9,77
M	39	22,66	8,81
S	56	10,67	3,80

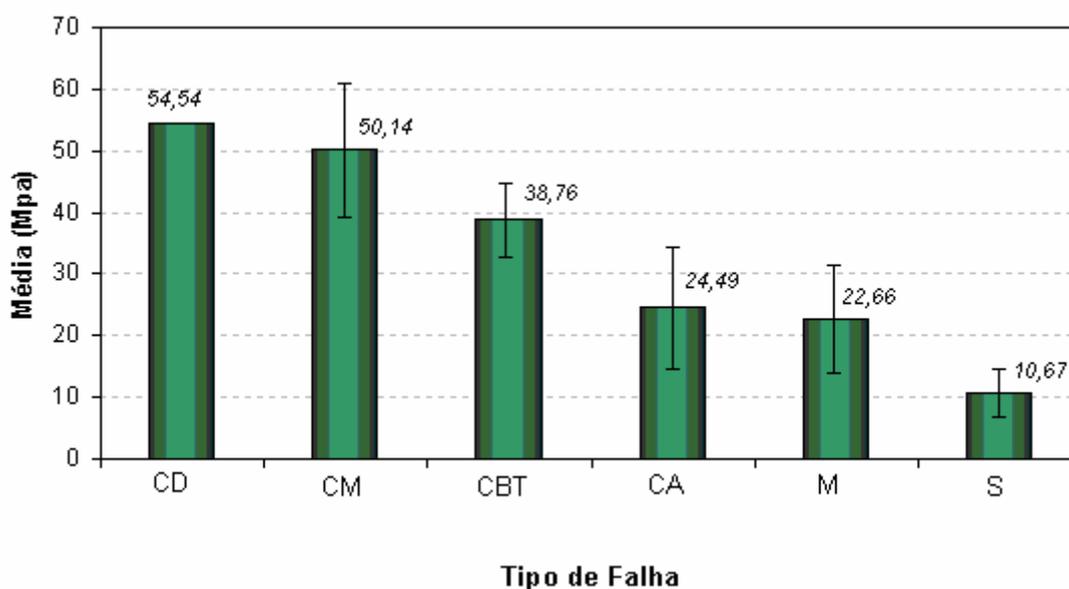


Gráfico 5. Ranqueamento da resistência entre os tipos de falha.

As fractografias que caracterizam cada grupo, bem como os tipos de falhas que caracterizam cada fratura estão exemplificadas abaixo.

O grupo UT c/a tem sua fractografia representativa exemplificada pela figura 26 e seus tipos de falha caracterizados (figura 27) pela ampliação do quadrado branco.

O grupo PD c/a tem sua fractografia representativa exemplificada pela figura 28 e seus tipos de falha caracterizados (figura 29) pela ampliação do quadrado branco.

O grupo UT s/a tem sua fractografia representativa exemplificada pela figura 30 e seus tipos de falhas e estruturas caracterizados por sucessões de ampliações dos quadrados brancos (figuras 31, 32 e 33).

O grupo PD s/a tem sua fractografia representativa exemplificada pela figura 34 e seu tipo de falha caracterizado (figura 35) pela ampliação do quadrado branco.

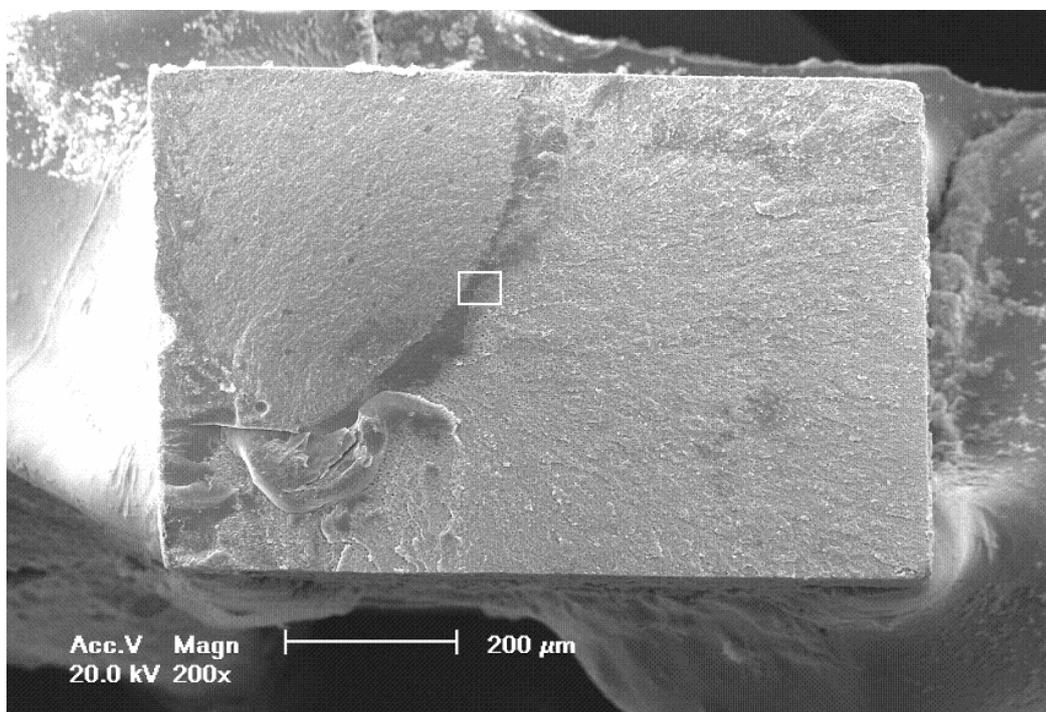


Figura 26. Fractografia representativa grupo UT c/a com localização de ampliação.

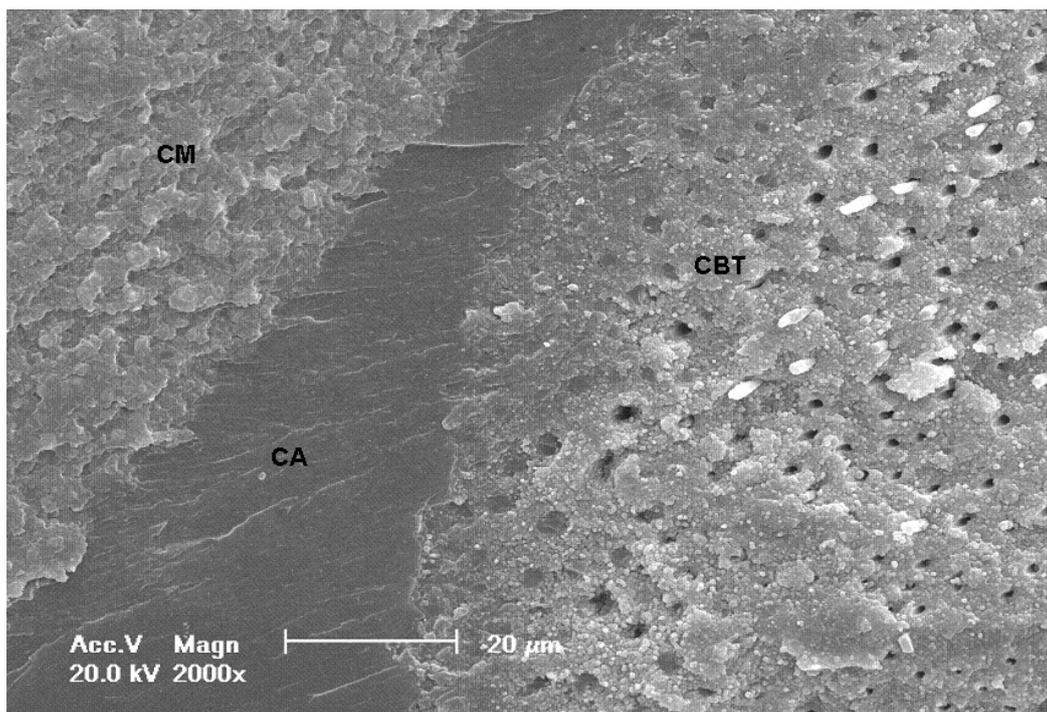


Figura 27. Fractografia com discriminação de tipos de falha do grupo UT c/a.

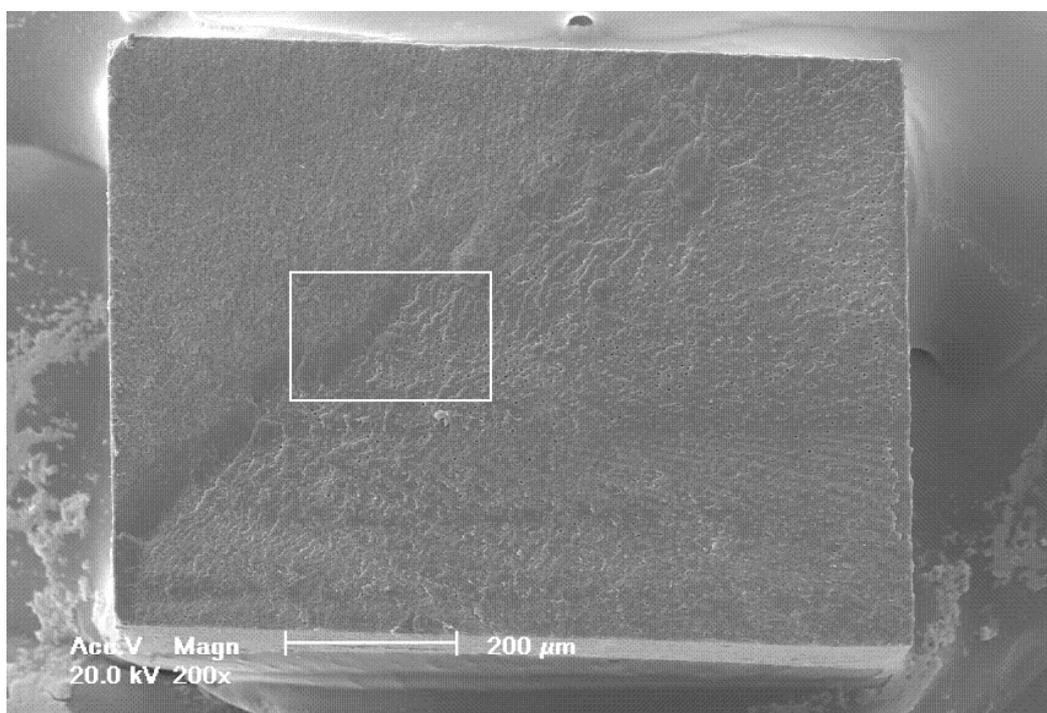


Figura 28. Fractografia representativa grupo PD c/a com localização de ampliação.

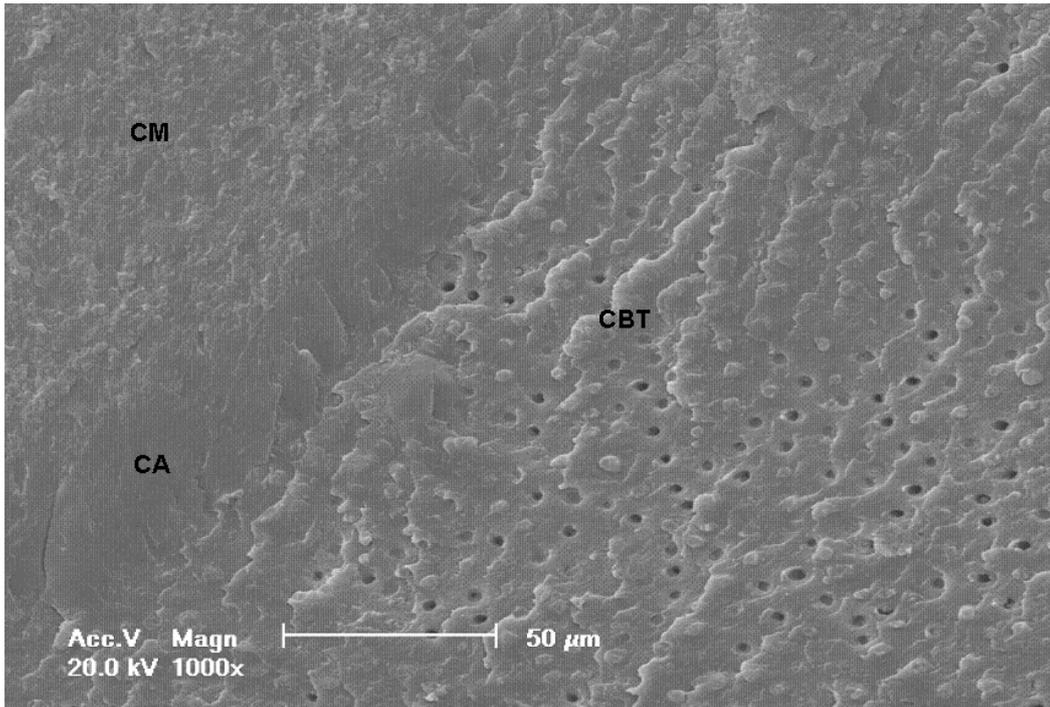


Figura 29. Fractografia com discriminação de tipos de falha do grupo PD c/a.

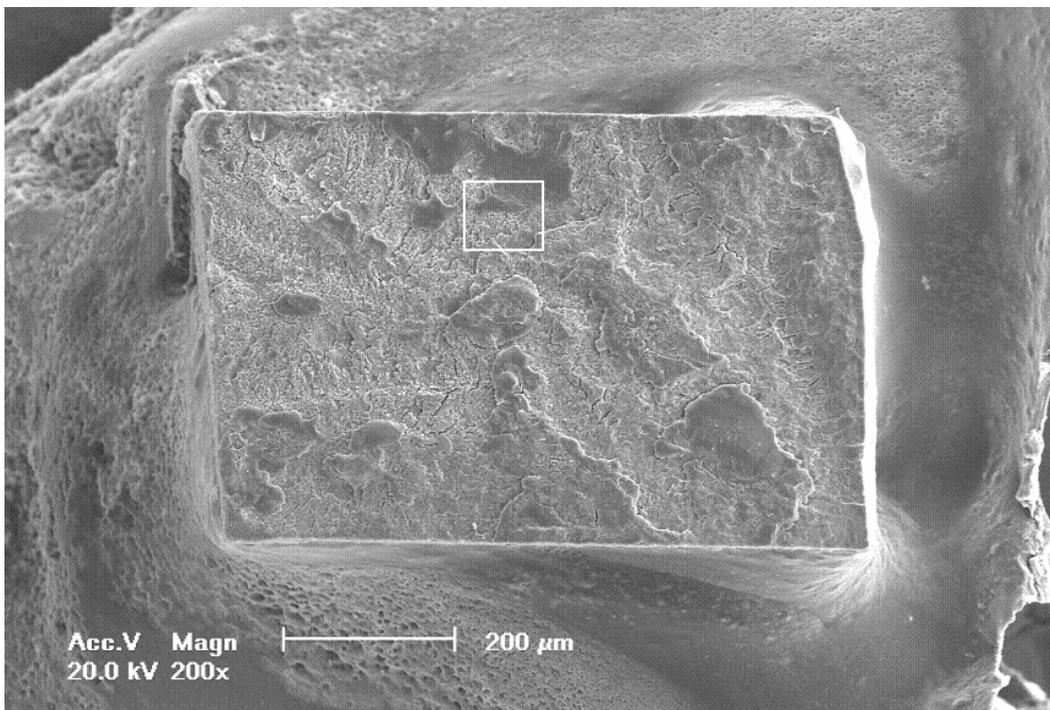


Figura 30. Fractografia representativa grupo UT s/a com localização de ampliação.

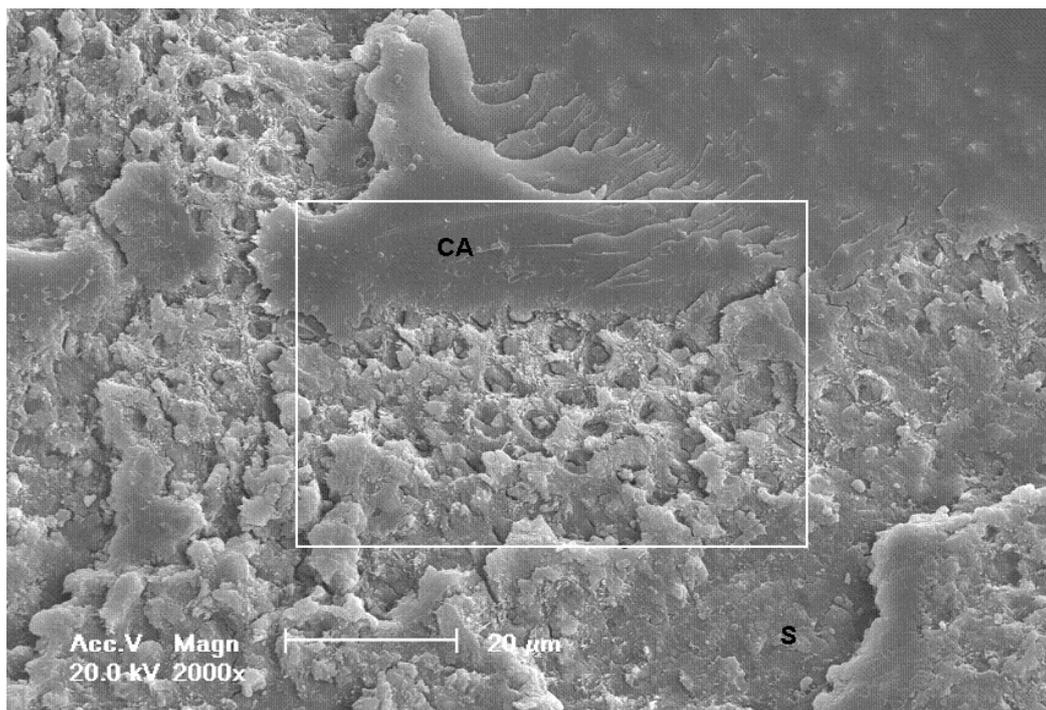


Figura 31. Fractografia com discriminação de tipos de falha do grupo UT s/a e localização de ampliação.

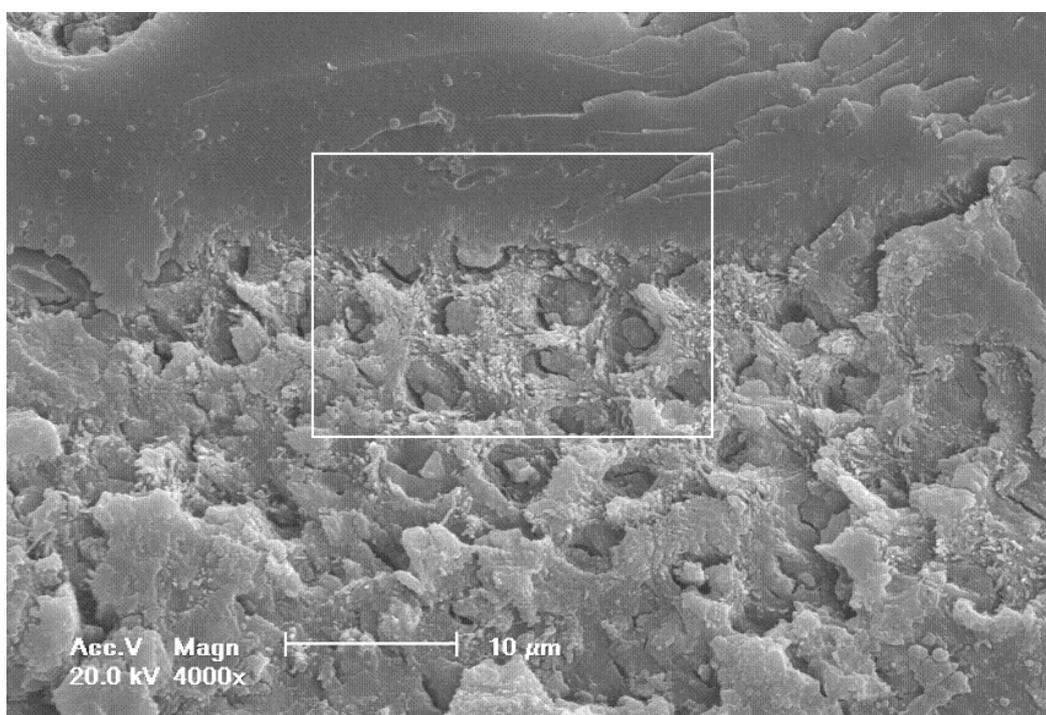


Figura 32. Fractografia representativa grupo UT s/a com localização de ampliação.

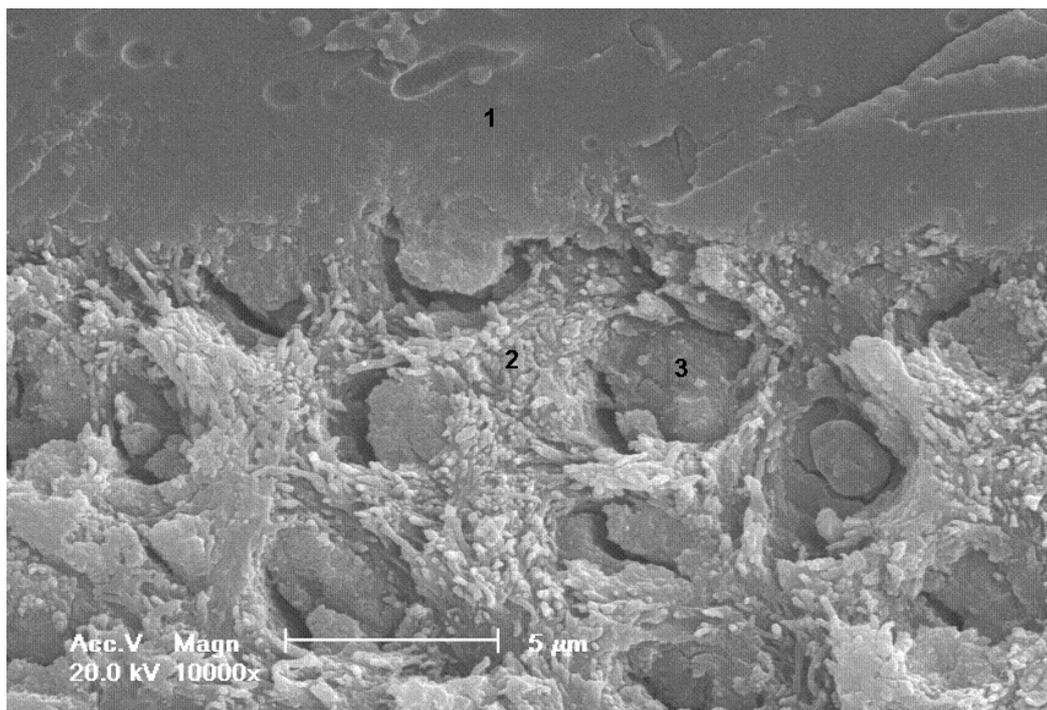


Figura 33. Fractografia do grupo UT s/a: 1. adesivo; 2. fibras colágenas da dentina intertubular; 3. tag de resina.

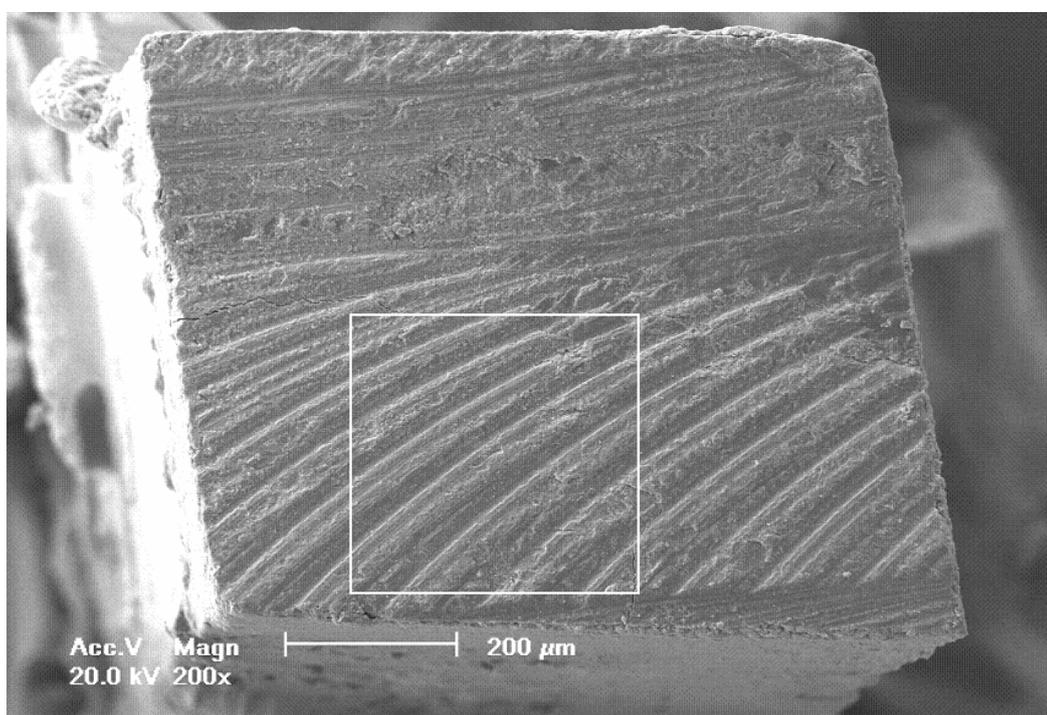


Figura 34. Fractografia representativa grupo PD s/a com localização de ampliação.

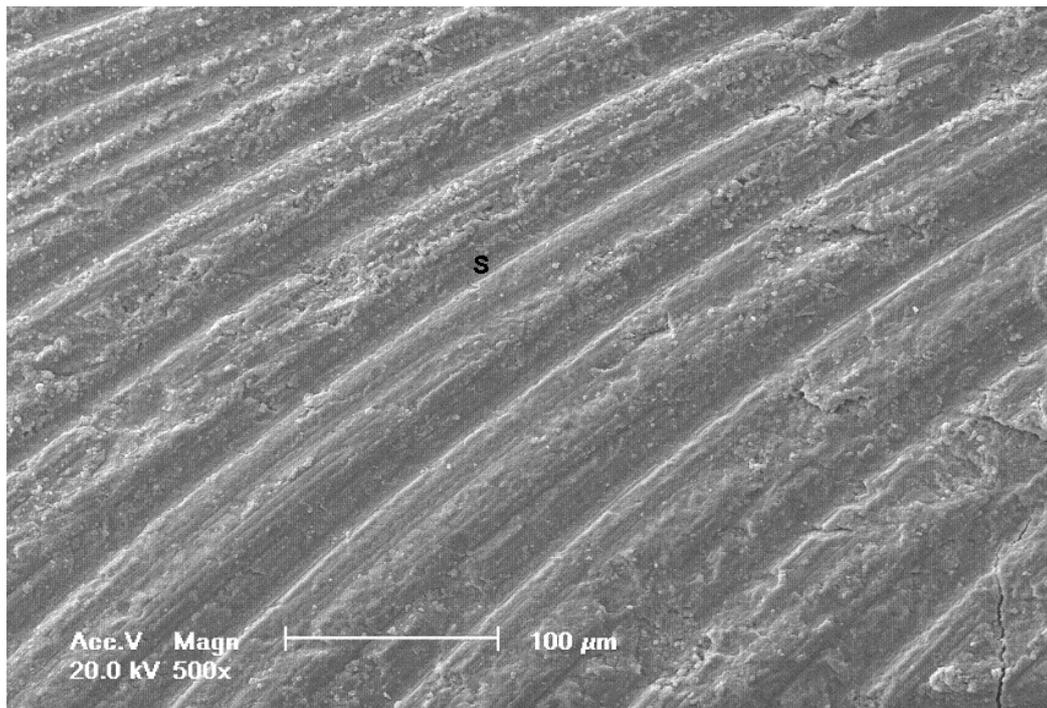


Figura 35. Fractografia com discriminação de tipos de falha do grupo PD s/a.

5.5 Análise Qualitativa por EDS

A análise qualitativa por EDS (análise por energia dispersiva) ocorreu através da análise Wt% do substrato dentina e das fraturas dos corpos-de-prova das falhas de maior frequência (anexo 7). Esta análise teve o propósito de avaliar a $\Delta\%$ entre amostras do Wt% de cada elemento químico nelas constante.

A tabela EDS (anexo 8) das amostras referem elementos químicos que originalmente não existem antes do processamento para observação em MEV. Os elementos são o Au e Pd, estes elementos são depositados nas superfícies amostrais para possibilitar a condução elétrica necessária para análise em MEV e por EDS.

Por este motivo as tabelas EDS foram convertidas por cálculo proporcional para ajustar o real percentual químico constante nas amostras, sendo chamadas, a partir deste ajuste, de resultados EDS ajustados.

Abaixo temos os resultados EDS ajustados de cada elemento para cada amostra das médias e desvios padrão calculados a partir do anexo 10 de cada amostra analisada (tabela 10):

Tabela 10. Tabela EDS ajustada de substratos e falhas com médias e desvio padrão.

	C	O	P	Ca	Si	Mg
Dentina						
Média	24,607	21,023	17,068	36,392	0,311	0,594
Desvio padrão	0,431	7,148	1,228	6,379	0,086	0,352
Dentina c/smear layer						
Média	7,214	25,446	21,716	44,504	0,300	0,816
Desvio padrão	0,456	2,871	0,355	2,888	0,193	0,273
Falha CM						
Média	17,063	28,077	10,889	0,354	43,315	0,299
Desvio padrão	1,750	1,372	0,152	0,092	1,022	0,316
Falha CA						
Média	54,957	26,304	1,183	1,943	15,263	0,346
Desvio padrão	1,105	4,038	0,406	1,055	3,117	0,165
Falha base da camada híbrida						
Média	18,784	19,007	18,704	42,400	0,624	0,477
Desvio padrão	3,321	4,843	1,351	0,683	0,142	0,086
Falha topo da camada híbrida						
Média	22,116	21,026	16,816	36,100	2,924	1,013
Desvio padrão	11,151	3,244	3,546	9,290	2,305	0,392
Falha S						
Média	20,879	28,152	14,565	33,546	1,250	1,603
Desvio-padrão	10,330	7,883	5,775	11,390	0,770	0,753

O cálculo da variação percentual relativo ao Wt% de cada elemento químico encontrado na amostra “B” em relação a amostra “A” seguiu a fórmula $\Delta\% = (\%B - \%A) / \%A$. Os valores utilizados para o cálculo de cada elemento foram os obtidos pela média aritmética dos 3 valores percentuais corrigidos de cada amostra.

A tabela 11 mostra a $\Delta\%$ da Wt% de cada elemento químico da dentina em relação aos mesmos elementos da falha CM: O carbono da dentina sofre uma redução de 24,60% do peso para 17,06% do peso, representando uma diminuição de 30,65%; o oxigênio da dentina sofre um aumento de 21,02% do peso para 28,07% do peso representando um aumento de 33,55%; o fósforo da dentina sofre uma diminuição de 17,06% do peso para 10,88% do peso, representando uma redução de 33,55%; o cálcio da dentina sofre uma

diminuição de 36,39% do peso para 0,35% do peso, representando uma diminuição de 99,02%; o silício da dentina sofre um aumento de 0,31% do peso para 43,31% do peso, representando um aumento de 13827,65%; o magnésio da dentina sofre uma diminuição de 0,59% do peso para 0,29% do peso, representando uma redução de 49,66%. As variações de todos elementos encontram-se no gráfico 6.

Tabela 11. Variação percentual do Wt% de cada elemento químico da dentina promovida pela falha CM.

	C	O	P	Ca	Si	Mg
Média Dentina	24,607	21,023	17,068	36,392	0,311	0,594
Média da falha CM	17,063	28,077	10,889	0,354	43,315	0,299
Comparação da $\Delta\%$	-30,6579	33,553727	-36,2022	-99,0273	13827,65	-49,6633

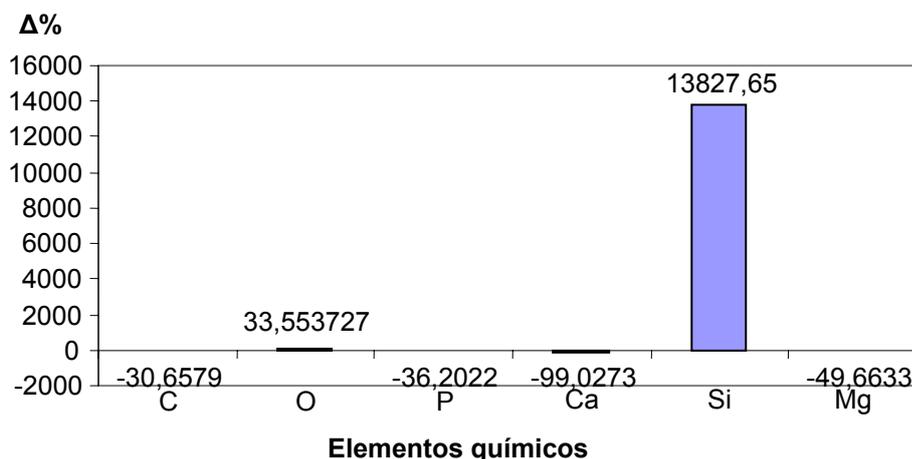


Gráfico 6. Alteração na dentina promovida pela falha CM.

A tabela 12 mostra a $\Delta\%$ do Wt% de cada elemento químico da dentina em relação aos mesmos elementos da falha CA: O carbono da dentina sofre um aumento de 24,60% do peso para 54,95% do peso, representando um aumento de 123,33%; o oxigênio da dentina sofre um aumento de 21,02% do peso para 26,30% do peso representando um aumento de 25,12%; o fósforo da dentina sofre uma diminuição de 17,06% do peso para 1,18% do peso, representando uma redução de 93,06%; o cálcio da dentina sofre uma diminuição de 36,39% do peso para 1,94% do peso, representando uma

diminuição de 94,66%; o silício da dentina sofre um aumento de 0,31% do peso para 15,26% do peso, representando um aumento de 4807,71%; o magnésio da dentina sofre uma diminuição de 0,59% do peso para 0,34% do peso, representando uma redução de 41,75%. As variações de todos elementos encontram-se no gráfico 7.

Tabela 12. Variação percentual do Wt% de cada elemento químico da dentina promovida pela falha CA.

	C	O	P	Ca	Si	Mg
Média Dentina	24,607	21,023	17,068	36,392	0,311	0,594
Média da falha CA	54,957	26,304	1,183	1,943	15,263	0,346
Comparação da $\Delta\%$	123,3389	25,120107	-93,0689	-94,6609	4807,717	-41,7508

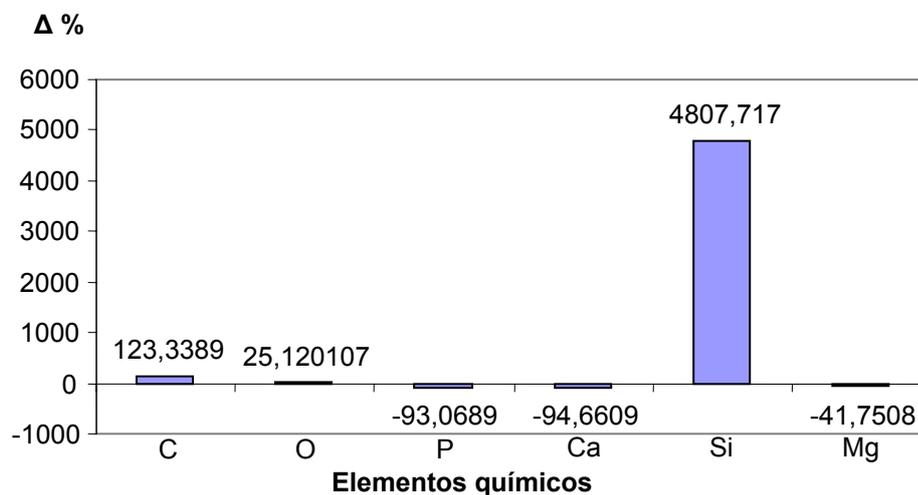


Gráfico 7. Alteração na dentina promovida pela falha CA.

A tabela 13 mostra a $\Delta\%$ do Wt% de cada elemento químico da dentina em relação aos mesmos elementos da falha da base da camada híbrida: O carbono da dentina sofre uma redução de 24,60% do peso para 18,78% do peso, representando uma diminuição de 23,66%; o oxigênio da dentina sofre uma diminuição de 21,02% do peso para 19,00% do peso representando uma redução de 9,58%; o fósforo da dentina sofre um aumento de 17,06% do peso para 18,70% do peso, representando um aumento de 9,58%; o cálcio da dentina sofre um aumento de 36,39% do peso para 42,40% do peso, representando um aumento de 16,50%; o silício da dentina sofre um aumento

de 0,31% do peso para 0,62% do peso, representando um aumento de 100,64%; o magnésio da dentina sofre uma diminuição de 0,59% do peso para 0,47% do peso, representando uma redução de 19,69%. As variações de todos elementos encontram-se no gráfico 8.

Tabela 13. Variação percentual do Wt% de cada elemento químico da dentina promovida pela falha na base da camada híbrida.

	C	O	P	Ca	Si	Mg
Média Dentina	24,607	21,023	17,068	36,392	0,311	0,594
Média da falha na base da camada híbrida	18,784	19,007	18,704	42,400	0,624	0,477
Comparação da $\Delta\%$	-23,664	-9,589497	9,585189	16,50912	100,6431	-19,697

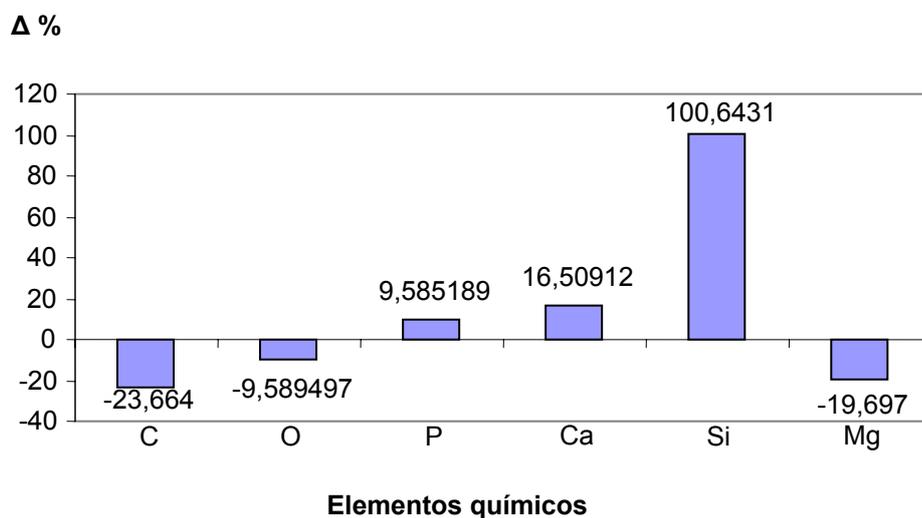


Gráfico 8. Alteração na dentina promovida pela falha na base da camada híbrida.

A tabela 14 mostra a $\Delta\%$ do Wt% de cada elemento químico da dentina em relação aos mesmos elementos da falha no topo da camada híbrida: O carbono da dentina sofre uma redução de 24,60% do peso para 22,11% do peso, representando uma diminuição de 10,12%; o oxigênio da dentina sofre um aumento de 21,023% do peso para 21,026% do peso representando um aumento de 0,01%; o fósforo da dentina sofre uma diminuição de 17,06% do peso para 16,81% do peso, representando uma redução de 1,47%; o cálcio da dentina sofre uma diminuição de 36,39% do peso para 36,10% do peso,

representando uma redução de 0,80%; o silício da dentina sofre um aumento de 0,31% do peso para 2,92% do peso, representando um aumento de 840,19%; o magnésio da dentina sofre um aumento de 0,59% do peso para 1,01% do peso, representando um aumento de 70,53%. As variações de todos elementos encontram-se no gráfico 9.

Tabela 14. Variação percentual do Wt% de cada elemento químico da dentina promovida pela falha no topo da camada híbrida.

	C	O	P	Ca	Si	Mg
Média Dentina	24,607	21,023	17,068	36,392	0,311	0,594
Média da falha no topo da camada híbrida	22,116	21,026	16,816	36,100	2,924	1,013
Comparação da $\Delta\%$	-10,1231	0,014270	-1,47645	-0,80237	840,1929	70,53872

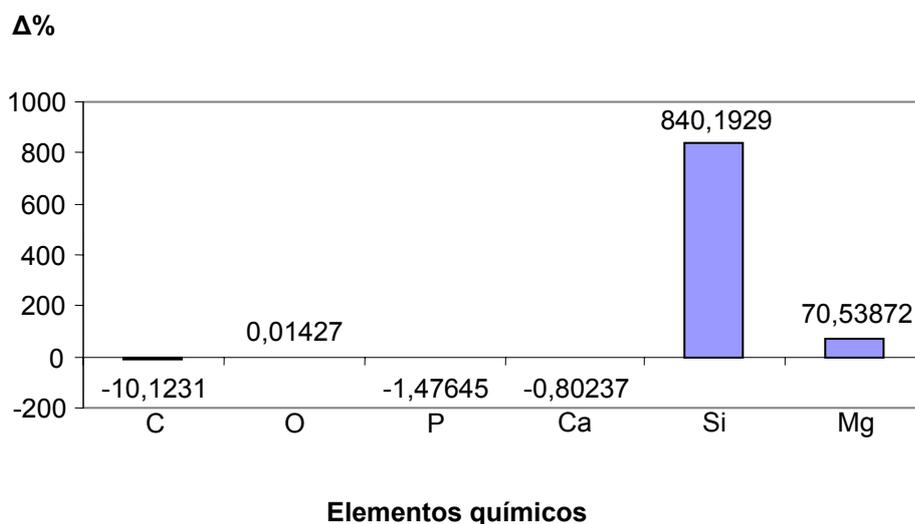


Gráfico 9. Alteração na dentina promovida pela falha no topo da camada híbrida.

A tabela 15 mostra a $\Delta\%$ do Wt% de cada elemento químico da dentina com *smear layer* em relação aos mesmos elementos da falha S com adesivo: O carbono da dentina com *smear layer* sofre um aumento de 7,21% do peso para 20,87% do peso, representando um aumento de 189,42%; o oxigênio da dentina com *smear layer* sofre um aumento de 25,44% do peso para 28,15% do peso representando um aumento de 10,63%; o fósforo da dentina com *smear layer* sofre uma diminuição de 21,71% do peso para 14,56% do peso, representando uma redução de 32,92%; o cálcio da dentina com *smear layer* sofre uma diminuição de 44,50% do peso para 33,54% do peso, representando

uma redução de 24,62%; o silício da dentina com *smear layer* sofre um aumento de 0,30% do peso para 1,25% do peso, representando um aumento de 316,66%; o magnésio da dentina com *smear layer* sofre um aumento de 0,81% do peso para 1,60% do peso, representando um aumento de 96,44%. As variações de todos elementos encontram-se no gráfico 10.

Tabela 15. Variação percentual do Wt% de cada elemento químico da dentina com *smear layer* promovida pela falha S com adesivo.

	C	O	P	Ca	Si	Mg
Média da dentina com <i>smear layer</i>	7,214	25,446	21,716	44,504	0,300	0,816
Média da falha S com adesivo	20,879	28,152	14,565	33,546	1,250	1,603
Comparação da $\Delta\%$	189,4233	10,634284	-32,9296	-24,6225	316,6667	96,44608

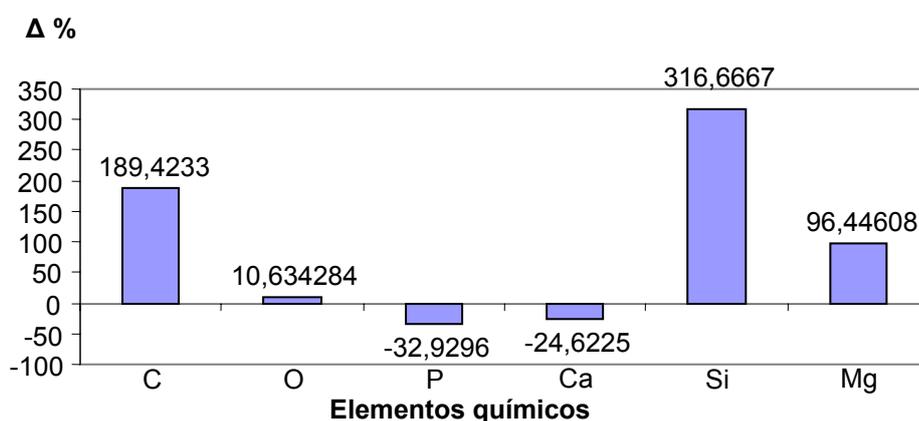


Gráfico 10. Alteração na dentina com *smear layer* promovida pela falha S.

6 DISCUSSÃO

De acordo com os resultados obtidos neste estudo foi constatado que, em dentina, o tratamento ultra-sônico, comparativamente ao tratamento de alta rotação, promove valores mais altos de resistência à união da resina composta no substrato, rejeitando assim a hipótese nula, pois os resultados mostraram diferença estatisticamente significativa entre os grupos estudados ($p < 0,05$). Vários fatores podem ter contribuído para esses achados, como por exemplo:

A utilização de dentes terceiros molares hígidos, por se tratar de dentes naturais de maior disponibilidade de obtenção e de morfologia que permite um maior aproveitamento de unidades de corpos-de-prova por unidade de dente, pode ter sido um fator importante. A utilização de dentina humana vem ao encontro dos achados de Al-Salehi e Burke (1997) que constataram em sua revisão de literatura que este substrato é o mais utilizado para testes de resistência à união, estando presente em 80% dos estudos avaliados, corroborando com a metodologia empregada.

A condição hígida do dente também vem ao encontro da especificação ISO/TR 11405 (1994) que refere a ausência de cárie e preferencialmente inexistência de restaurações como condição de um dente a ser utilizado em teste de resistência à união. Provavelmente, estes fatores tenham levado alguns pesquisadores a escolher o terceiro molar humano como dente para o teste de resistência à união por microtração (SCHREINER et al., 1998; NUNES et al., 2001; FRANKENBERGER et al., 2001; CARRILHO et al., 2002; MOLL et al., 2002; OKUDA et al., 2002; TOLEDANO et al., 2003; GUZMÁN-ARMSTRONG et al., 2003; MUNCK et al., 2003; REIS et al., 2004^a; REIS et al., 2004^b; CARDOSO et al., 2005; SADEK et al., 2005^b; KENSHIMA et al., 2005; MIRANDA et al., 2005), assim como o presente estudo.

Com relação à limpeza dos dentes neste estudo, após exodontia, foi imediatamente executada com água corrente com auxílio de cureta periodontal de Gracey número 1-2 (duflex) seguido de escova de Robson e pedra pomes em baixa rotação. Embora a especificação ISO/TR 11405 (1994) refira adequada limpeza para os dentes extraídos, não existe a especificação de como fazer. Mesmo assim, acredita-se que o método de limpeza não tenha trazido nenhum prejuízo químico ou morfológico ao dente para o ensaio proposto.

A armazenagem por imersão completa em água destilada até que os dentes fossem processados para obtenção dos corpos-de-prova não é uma conduta unânime entre os pesquisadores. Embora o meio de armazenagem do estudo tenha sido diferente dos estudos de Armstrong et al. 1998, Nunes et al. 2001, Armstrong et al. 2001, Carrilho et al. 2002, Armstrong et al. 2003, Meerbeek et al 2003, Munck et al. 2003, Reis et al. 2004^a, Koase et al. 2004, Reis et al. 2004^b, Kenshima et al. 2005 e Yang et al. 2006 que usaram cloramina a 0,5%, o presente estudo utilizou o mesmo meio armazenador empregado nos estudos de Toledano et al. 2003 e Miranda et al. 2005. Mesmo sendo dois grupos diferentes no que se refere ao emprego de líquido armazenador das peças dentárias, ambos encontram-se de acordo com a especificação ISO/TR 11405 (1994).

Segundo Leloupe et al. (2001) o tempo de armazenagem das peças dentárias e a sua temperatura de estocagem são fatores que influenciam a resistência à união. O presente estudo estabeleceu estocagem de dentes a 4°C e utilização em um período maior de 30 dias e menor de 45 dias com trocas diárias do líquido armazenador, o que vem ao encontro da especificação ISO/TR 11405 (1994). Quanto ao tempo de armazenagem, o presente estudo concorda com a especificação ISO/TR 11405 (1994) e discorda dos estudos de Schreiner et al. (1998), Frankenberger et al. (2001), Moll et al. (2002), Munck et al. (2003), Goracci et al. (2004) e Sadek et al. (2005)^b, embora, Miranda et al. (2005) tenha chegado à conclusão de que períodos de 1 h até 2 anos não apresente diferença estatística para o teste de resistência à união por microtração.

Outro fator metodológico que pode ter contribuído para os achados deste estudo foi a escolha do teste de resistência à união por microtração.

Os materiais restauradores unidos aos dentes, quando submetidos às forças mastigatórias, sofrem, basicamente, forças de cisalhamento, tração e compressão, sendo possível simulá-las em laboratório. Os testes de cisalhamento e tração segundo Al-Salehi e Burke (1997) são freqüentemente empregados em estudos de resistência à união, porém trabalhos como de Noort et al. (1989) mostram que, tanto o ensaio de tração quanto o de cisalhamento, possuem uma distribuição de estresse na interface adesiva altamente não-uniforme. Esta distribuição foi sensível a fatores como módulo de elasticidade, formato e tamanho do cilindro de resina composta e forma de aplicação de tensão, com o ensaio de cisalhamento sendo particularmente sensível a este último fator.

Dentre os ensaios de simulação, a microtração tem ganhado espaço cada vez maior entre os pesquisadores (CHAPPELL et al., 1997; PHRUKKANON et al., 1998^a; TANUMIHARJA et al., 2000; ARMSTRONG et al., 2001; OKUDA et al., 2002; MOLL et al., 2002; MEERBEEK et al., 2003; KOASE et al., 2004; MIRANDA et al., 2005; YANG et al., 2006), pois se destaca pela simplicidade e rapidez, além de necessitar de uma reduzida amostra de dentes e de ter uma melhor distribuição de forças no momento de sua realização. Este tipo de método de simulação apresenta também como vantagens a possibilidade de determinar valores elevados de resistência à união com poucas falhas coesivas em dentina, apresentando predominância de falhas na interface adesiva, além de permitir múltiplas avaliações em um mesmo dente diminuindo a variabilidade causada pelo substrato (SANO et al., 1994). Além disso, vantagens capacidade de medir resistências à união regionais em áreas muito pequenas e facilidade do exame de falhas por MEV foram determinantes para escolha deste tipo de teste (CARDOSO et al., 1998; SCHREINER et al., 1998 e PASHLEY et al., 1999).

O tratamento dentinário com as hastes ultra-sônicas e pontas diamantadas foi conduzido com o auxílio de um dispositivo posicionador com o fim de manter as peças de mão posicionadas de forma que as extremidades

cortantes, tanto da haste ultra-sônica como da ponta diamantada, tivessem sempre a mesma orientação. A irrigação da ponta diamantada ocorreu por meio de jato tríplice da turbina de alta rotação, enquanto que a irrigação da haste ultra-sônica ocorreu conforme preconizado pelos fabricantes (ADIEL COMERCIAL LTDA, 2006 e CLOROVALE DIAMANTES, 2006) por gotejamento, regulando no aparelho 25% do total do fluxo (30 ml/min). Quanto a regulagem de potência, o ultra-som trabalhou na regulagem “Vibr 1” a qual fica dentro do padrão referido pelo fabricante (CLOROVALE DIAMANTES, 2006).

No presente estudo, o condicionamento ácido para os grupos que receberam este tipo de tratamento constituiu-se em 15 s de contato deste gel com a superfície dentinária (3M DENTAL PRODUCTS, 2006^b) e lavagem por 30 s, corroborando a metodologia da maioria dos trabalhos revisados. A remoção do excesso de umidade evitando o colapamento das fibras colágenas é importante (ERICKSON, 1992; EICK et al., 1993 e ELIADES, 1994) e foi conduzida através de um dispositivo mantenedor de distância da seringa tríplice para promover breve jato de ar mantendo o aspecto úmido e brilhante da dentina.

Devido ao tipo de padrão de limpeza promovido pelo ultra-som (ZAHNTECHNIC, 1973; SIQUEIRA JÚNIOR, 1997; SPÅNGBERG, 2000; BERBERT, 2005; SAUNDERS e SAUNDERS, 2006; MESQUITA et al., 2006^a e MESQUITA et al., 2006^b), optou-se, no grupo UT s/a, não proceder o condicionamento ácido a fim de poder comparar que tipo de resultado teríamos com este procedimento. O grupo PD s/a optou-se, também, pelo mesmo tipo de procedimento para poder verificar comparações mesmo não sendo uma prática clínica.

O sistema adesivo utilizado neste estudo foi o AdperTM Single Bond 2, que segundo a 3M Dental Products (2006)^b é um produto que contém Bis-GMA, HEMA, ácido polialcenoico, etanol, água, ácido poliitacônico, DMA, fotoiniciador, 10% (em peso) nanopartículas de sílica (5 nm), que emprega o condicionamento ácido total tanto de esmalte como dentina previamente à aplicação do primer/adesivo.

O acréscimo de nanopartículas inorgânicas aos adesivos faz com que o valor do módulo de elasticidade do adesivo aumente, juntamente com uma melhor distribuição das forças na camada adesiva, sendo capaz também de distribuir e dissipar a força de contração gerada durante a polimerização dos compósitos de resina (HALLER, 2000; MEERBEEK et al.,2001).

Conforme orientação do perfil técnico do produto (3M DENTAL PRODUCTS, 2006^b), o adesivo foi aplicado em 2 camadas na dentina e fotopolimerizado por 10 s. Para fins de padronização, foi utilizado um dispositivo mantenedor de distância (3 cm) para poder espalhar e acelerar a evaporação do adesivo na superfície dentinária e assim, poder ter um padrão de evaporação.

Segundo Frankenberger et al. (2001), Platt et al. (2001) e Ito et al. (2005) aplicação de duas camadas de adesivo aumenta os valores de resistência à união por microtração, corroborando a metodologia do estudo.

O sistema adesivo AdperTM Single Bond 2, apresenta como diluentes a água e o etanol. Acredita-se que a água faça com que a evaporação deste seja mais lenta e a camada adesiva formada seja mais uniforme. Além disso, a etapa de secagem pós-condicionamento ácido não é tão crítica devido a capacidade que este adesivo apresenta de reidratar a rede de colágeno caso esta seja demasiadamente seca. Essa capacidade de manter as fibras colágenas hidratadas é fundamental para que os monômeros possam permear por entre elas e formar a camada híbrida (ERICKSON, 1992; EICK et al.,1993; MEERBEEK et al.,2001). Quanto ao etanol, é um componente que confere, aos adesivos que o contem, valores de resistência à união por microtração mais altos em dentina úmida (CARDOSO et al.,2005).

A confecção dos blocos de resina composta deste estudo seguiu o método incremental executado pela maioria dos estudos de resistência à união por microtração, no entanto, a espessura do incremento do material Filtek Z-250 foi de 2,5 mm (3M DENTAL PRODUCTS, 2006^a). O tempo de fotopolimerização foi de 20 s, também determinado pelo fabricante, no entanto, a intensidade para executá-la corroborou a constatação de Al-Salehi e Burke (1997), qual seja a de que não existe padronização entre os estudos

executados que dizem respeito ao teste de resistência à união. Sendo assim, o estudo transcorreu com a utilização de uma unidade de luz halógena, já que o estudo de Carvalho e Turbino (2005) refere que esta fonte não difere estatisticamente em resultados à fonte LED. A intensidade da fonte foi medida com radiômetro analógico e sempre ficou entre 400 e 420 mW/cm², corroborando com a intensidade empregada nos estudos de Armstrong et al. (2001), Nunes et al. (2001) e Guzmán-Armstrong et al. (2003).

Neste estudo, bem como nos estudos recentes de microtração encontrados na literatura, as amostras foram confeccionadas em forma de barra (SADEK et al., 2005^a; CARDOSO et al., 2005; SADEK et al., 2005^b; KENSHIMA et al., 2005; ITO et al., 2005; MIRANDA et al., 2005). Para obtenção destes corpos-de-prova torna-se necessária a inclusão da peça dentária em cilindro acrílico com o objetivo de conferir precisão de corte e padronização de fixação do cilindro contendo o dente.

Devido a fragilidade de união ao substrato de alguns grupos, após a construção do bloco de resina composta, se fez necessário preencher com resina acrílica autopolimerizável os grupos PD s/a e UT s/a para estabilizar o bloco de resina composta ao conjunto evitando perda de cilindro por desunião precoce. Desta forma, com o intuito de padronizar o procedimento, também se realizou a mesma operação para os grupos PD c/a e UT c/a.

Segundo Reis et al. (2004)^a, os maiores resultados de resistência à união foram encontrados em grupos que permaneciam uma semana armazenados em água, e que grupos que permaneciam armazenados apenas 10 min apresentaram os menores resultados, provavelmente pela resistência à união dentinária aumentar com o passar do tempo devido à complementação do processo de polimerização que ocorre em diferentes monômeros. Mesmo assim, este estudo optou por empregar um período de 48 h devido ao fato da maioria dos estudos que empregam o teste de microtração aguardar um período de 24 a 48 h para realização dos testes corroborando o período de armazenagem selecionado (SANO et al., 1994; CARDOSO et al., 1998; TANUMIHARJA et al., 2000; PHRUKKANON et al., 2000; NUNES et al., 2001; FRANKENBERGER et al., 2001; CARRILHO et al., 2002; CARDOSO et al.,

2002; MOLL et al., 2002; ÇEHRELI et al., 2003; MEERBEEK et al., 2003; TOLEDANO et al., 2003; MUNCK et al., 2003; DIAS et al., 2004^a; DIAS et al., 2004^b; KOASE et al., 2004; REIS et al., 2004^b; GORACCI et al., 2004; MIRANDA et al., 2005; ITO et al., 2005; KENSHIMA et al., 2005; SADEK et al., 2005^b; CARDOSO et al., 2005).

Outro fator que pode interferir nos valores de resistência à união é a velocidade de corte empregada no momento da confecção das barras. Segundo Reis et al. (2004)^a velocidades mais altas geram menor estresse na interface adesiva e maiores resultados de resistência à união. Baseado neste estudo todos os corpos-de-prova utilizados para este trabalho foram seccionados em velocidade máxima da máquina de corte LabCut 1010, ficando esta entre 500-510 rpm.

Quanto ao formato da área adesiva, segundo Phrukkanon et al. (1998)^b, nas amostras de secção circular o estresse é distribuído de forma uniforme na periferia da secção de união, já nas amostras retangulares este estresse não é distribuído de forma uniforme. No entanto, os autores concluíram que a forma da área de secção tem pouco efeito no resultado. Assim sendo, optou-se neste estudo por não promover áreas circulares já que a obtenção desta forma tornaria impossível mensurar a resistência à união por microtração nos grupos sem condicionamento ácido, devido a maior fragilidade de união.

Embora, os estudos de Sano et al. (1994), Armstrong et al. (1998), Phrukkanon et al. (1998)^a, Phrukkanon et al. (1998)^b, Tanumiharja et al. (2000), Nunes et al. (2001), Frankenberger et al. (2001), Moll et al. (2002), Okuda et al. (2002), Çehreli et al. (2003), Meerbeek et al. (2003) Armstrong et al. (2003), Guzmán-Armstrong et al. (2003), Munck et al. (2003), Dias et al. (2004)^a, Koase et al. (2004) Dias et al. (2004)^b, Ito et al. (2005) e Yang et al. (2006) tenham sido executados com uma velocidade de carregamento de 1 mm/min este estudo decorreu com a velocidade de carregamento de 0,5 mm/min, corroborando com os trabalhos de Chappell et al. (1997), Schreiner et al. (1998), Platt et al. (2001), Carrilho et al. (2002), Cardoso et al. (2002), Toledano et al. (2003), Reis et al. (2004)^a, Goracci et al. (2004), Carvalho e Turbino

(2005), Cardoso et al. (2005), Sadek et al. (2005)^b, Kenshima et al. (2005) e Miranda et al. (2005).

O propósito do presente estudo e metodologia não foram observados na literatura, mesmo assim, quanto ao tratamento superficial, constatou-se que, segundo Dias et al. (2004)^b, que compararam pelo teste de μ TBS cinco adesivos de dentina humana preparadas com lixa de granulação 600, pontas diamantadas e broca carbide, a resistência à união do adesivo na dentina pode ser afetada pelo tipo de instrumento usado para preparar o dente. Já, Koase et al. (2004), que também compararam por teste de μ TBS dois sistemas adesivos para dois tipos de corte por ponta diamantada de dentina (regular e superfina), a resistência à união aumentou quando cortada com ponta superfina. Embora em esmalte bovino, Dias et al. (2004)^a, que avaliaram pelo mesmo teste três adesivos comparando o preparo ponta diamantada e broca carbide, os resultados não diferiram significativamente para superfícies preparadas com estes instrumentos de corte. Para Meerbeek et al. (2003), que investigaram se a abrasão oscilante, abrasão a ar e irradiação a LASER produziriam superfícies no esmalte e dentina igualmente receptivas a união tradicional em relação às pontas de diamante de média granulação, a união de esmalte e dentina tratados por abrasão sônica e abrasão a ar são iguais à união de preparo com ponta diamantada. Enquanto que, para Çehreli et al. (2003), que avaliaram a influência de diferentes técnicas de remoção de cárie (broca convencional; remoção quimio-mecânica; sistema de abrasão oscilante e abrasão a ar) por teste de μ TBS em dentina humana afetada por cárie, a resistência à união do adesivo dentinário não sofreu influência quanto as quatros diferentes técnicas de remoção de cárie.

Apesar de serem metodologias diferentes, nota-se que existem discordâncias quanto à alteração da resistência à união.

O presente estudo mostrou diferenças significativas entre todos os grupos analisados mostrando interação entre os métodos ($p < 0,05$). Na análise conjunta (ANOVA fatorial/Tukey), o grupo UT c/a alcançou 45,31 MPa; o grupo PD c/a, 34,04; o grupo UT s/a, 15,17 e o grupo PD s/a, 9,86.

A explicação destes valores teve origem nas observações MEV e podem estar relacionadas com o padrão de remoção do smear layer e com as irregularidades superficiais promovida pelos instrumentos cortantes.

O emprego de microscopia eletrônica de varredura ocorreu devido a relevância de analisar falhas de corpos-de-prova e substratos, já que a utilização de microscopia ótica não confere detalhamentos importantes (ELIADES, 1994) além de ser um procedimento adotado por muitos pesquisadores (ARMSTRONG et al., 2001; OKUDA et al., 2002; ARMSTRONG et al., 2003; REIS et al., 2004^a; SADEK et al., 2005^b e YANG et al., 2006).

O corte por instrumento rotatório na dentina promove uma espessura de smear layer que oscila de 0,5 a 5,5 μm na superfície dentinária e uma espessura de smear plug que oscila de 4,5 a 8,6 μm (URIBE-ECHEVARRÍA, 2003). Segundo Erickson (1992), o smear layer tem cerca de 1 μm de espessura, embora esta varie com o instrumento de corte usado. O smear layer constitui-se de componentes similares à dentina, como colágeno, glicosaminoglicanos, proteoglicanos, restos de origem odontoblásticos, hidroxiapatita, bactérias e minerais em partículas pequenas (menores que 0,3 μm) que se aderem fortemente às paredes dentinárias preparadas (URIBE-ECHEVARRÍA, 2003 e ERICKSON, 1992).

A remoção do smear layer aumenta a capacidade de penetração dos adesivos na dentina, promovendo uma maior retenção micromecânica (GLICKMAN, 1999; HALLER, 2000 e PHRUKKANON et al., 2000). Desta forma, acredita-se que os grupos tratados com ultra-som tiveram um aumento da resistência à união pela maior retenção micromecânica, certamente originada pela remoção do smear layer ocasionado pelo fato da vibração ultrassônica promover sobrepressão decorrente da implosão das bolhas de cavitação (ZAHNTECHNIC, 1973; SIQUEIRA JÚNIOR, 1997; SPÅNGBERG, 2000; BERBERT, 2005; SAUNDERS e SAUNDERS, 2006; MESQUITA et al., 2006^a e MESQUITA et al., 2006^b), além de outros fenômenos associados a este fato citados por Berbert (2005) como micro-corrente acústica, ondas de impacto, elevação de temperatura, efeitos químicos de oxidação redução, emulsificação.

Esta limpeza do smear layer não ocorre da mesma forma que a limpeza com o condicionamento ácido, evidenciado pelas imagens do substrato obtidas pelo estudo (figuras 14, 18, 21) e corroborando a constatação de alguns pesquisadores (ARX e WALKER, 2000; VIEIRA e VIEIRA, 2002; CONDE, 2004, MESQUITA et al., 2006^b), que referem que unicamente o tratamento ultra-sônico não promove a remoção total do smear layer. No entanto, acredita-se que ele tenha participação neste aumento de resistência juntamente com um padrão de irregularidade diferente do promovido pela ponta diamantada.

Segundo Eliades (1994), a rugosidade melhora o desempenho na união adesiva. Phrukkanon et al. (2000) referem, também, que a rugosidade tem participação, junto com outros fatores, no mecanismo de união adesivo/dentina. Dias et al. (2004)^b, referem que a resistência à união do adesivo na dentina pode ser afetada pelo tipo de instrumento usado para preparar o dente. Koase et al. (2004), referem que ponta diamantada superfina em dentina promove maior resistência à união quando comparada com ponta diamantada regular.

Neste estudo, foi constatado pelas imagens MEV do substrato que o padrão de irregularidades superficiais promovido pelo ultra-som é diferente do padrão promovido pela ponta diamantada. Esta irregularidade causada pela haste ultra-sônica acredita-se ser maior que a irregularidade promovida pela ponta de alta rotação, conseqüentemente expõe mais área de contato, favorecendo o embricamento micro-mecânico, constituindo-se em fator que, certamente, contribuiu para o aumento dos valores de resistência à união por microtração.

As imagens MEV das uniões dos grupos tratados por ultra-som não rompidas mostraram que as irregularidades trouxeram um padrão de espessura de adesivo, em alguns pontos, maior que o padrão de espessura das uniões dos grupos tratados com ponta diamantada, ambos obtidos com a mesma quantidade de aplicação de adesivo. Segundo Meerbeek et al. (2001) uma quantidade mais espessa de adesivo confere a ocorrência do conceito de “camada adesiva elástica”, que é uma camada adesiva espessa capaz de absorver e dissipar a força de contração de polimerização gerada no processo de polimerização das resinas compostas, evitando falhas na interface adesiva.

As nanopartículas do adesivo, também estão envolvidas no conceito de “camada adesiva elástica”, pois contribuem, pela sua presença, para uma camada adesiva mais espessa.

A efetividade da limpeza da luz do canalículo dentinário utilizando ácido para ambas as técnicas, sem dúvida, é indiscutível (figuras 13, 15, 17 e 19), no entanto, na ausência do ácido, a técnica ultra-sônica remove o smear layer da luz do canalículo dentinário em graus variados (figuras 14, 18 e 21) variando do aspecto de desobstrução parcial até o aspecto de desobstrução total (figura 21), padrão inobservado na técnica de ponta diamantada sem ácido.

Pelos achados do estudo, acredita-se que outro fator responsável pela μ TBS ser maior no grupo UT c/a que no PD c/a seja o aspecto de irregularidade maior que o ultra-som promove nas superfícies dentinárias. Já para o valor maior de μ TBS do grupo UT s/a sobre o PD s/a, acredita-se que os fatores irregularidade e algum padrão de remoção de smear layer sejam responsáveis pelo fato.

Segundo Armstrong et al. (2001) os tipos de falhas que ocorrem neste tipo de teste são conceituadas da seguinte forma: interfacial (coesiva na base ou topo da camada híbrida, coesiva no adesivo), coesiva em dentina, coesiva em resina composta e mista. A falha do tipo mista corresponde à presença de mais de um tipo de falha conceitual citada acima na mesma superfície analisada sem predominância de uma sobre outra. Devido ao fato do surgimento de um padrão de falha diferente da classificação do estudo acima citado, esta teve de ser complementada com a falha que ocorreu no smear layer devido ao fato da aplicação de adesivo no substrato sem condicionamento ácido que foi incluída como pertencente à falha interfacial. Surgindo assim a falha no smear layer.

O presente estudo constatou que é quase inexistente a predominância completa (100%) de um tipo de falha na análise fractográfica. Assim sendo a classificação baseou-se no predomínio de falha. Para os casos onde não existiu predomínio, considerou-se falha mista. O conceito de predominância considerou que uma falha seria predominante se tivesse um valor igual ou acima de 60% da área analisada, para que existisse 10% de margem de

segurança acima do valor 50%. Desta forma, como esta é uma classificação visual subjetiva, 10% seria uma possível margem de erro que poderia ocorrer de um observador para outro.

A forma como foi executada a classificação visual seguiu a idéia metodológica de gradeamento proposta por Dillenburg (2006), na qual ocorre um gradeamento da imagem MEV em 200x de magnificação. No entanto, o gradeamento do presente estudo ocorreu por divisão em 4 linhas e 5 colunas as quais foram feitas com a espessura de linha a mais fina possível do software Microsoft Paint versão 5.1, para que houvesse o mínimo de ocultação superficial. Esta divisão de linhas e colunas foi para que cada subdivisão de área tivesse um número inteiro, no caso deste estudo este número inteiro correspondeu a 5% da área total. Diferente da proposta de Dillenburg (2006) que com a divisão em 4 linhas e 4 colunas cada subdivisão de área constituiu-se num valor onde cada área correspondia a 6,25%. Além disso, o gradeamento utilizado por Dillenburg (2006) foi executado com uma espessura de linha mais larga, o que traz uma certa ocultação superficial da área a ser analisada.

Com o gradeamento executado, cada unidade de 5% foi avaliada visualmente (subjetivamente) e atribuído a cada falha um valor de ocupação em cada unidade que variava de 0% até 5%. Ao término da avaliação, foram somados os percentuais de cada tipo de falha para designar o percentual total da área de análise, acredita-se que com esta forma seriam menores as chances de erro do método de análise visual subjetiva de falha.

O presente estudo mostrou que, em relação ao predomínio de falhas na inclusão de todos os grupos, obteve-se 35% de falhas interfaciais no smear layer (S), 25,6% de falhas interfaciais coesivas na base ou topo de camada híbrida (CBT), 24,4% de falhas mistas (M), 11,9% de falhas coesivas em resina composta (CM), 2,5% de falhas interfaciais coesivas adesiva (CA) e 0,6% de falha coesiva na dentina (CD). A explicação do predomínio de 35% de falhas S pode estar relacionada ao baixo valor de resistência à união por microtração encontrado nos grupos UT s/a e PD s/a, pois observou-se uma grande relação entre este tipo de falha e os valores de resistência, desta forma, a grande

presença deste tipo de falha nestes dois grupos fez com que o valor percentual fosse o maior na análise de todos os grupos.

Na análise individual por tratamento observou-se que o grupo UT c/a, a falha de maior predomínio foi CBT (37,5%), seguida pelas falhas CM (35,0%), M (25%) e CA (2,5%). O grupo PD c/a, a falha de maior predomínio foi CBT (65%), seguida pelas falhas M (25%), CM (7,5%) e CD (2,5%). O grupo UT s/a, a falha de maior predomínio foi S (72,5%), seguida pelas falhas M (15%), CA (7,5%) e CM (7,5%). O grupo PD s/a, a falha de maior predomínio foi S (67,5%), seguida pela falha M (32,5%).

Neste estudo observou-se que o predomínio de um tipo de falha não significa, necessariamente, que esta seja a responsável pelos valores mais altos dentro de um grupo.

O ranqueamento do tipo de falha com o valor de resistência à união por microtração considerando todos os grupos constatou que o tipo de falha CD promoveu valores de 54,54 MPa, seguida da falha CM (50,14 MPa), CBT (38,76 MPa), CA (24,49 MPa), M (22,66) e S (10,67).

Este estudo concordou no que tange ao padrão de resistência à falhas, com o estudo de Leloupe et al. (2001) que referiu que a quantidade de falha coesivas em substrato (dentina/resina composta) é diretamente proporcional aos valores de resistência à união. No entanto, para a referência de Masotti (2002), a qual afirma que a quantidade de falhas coesiva adesiva é inversamente proporcional aos valores de resistência à união, entra em discordância. Acredita-se que as discordâncias nos achados entre os estudos sejam decorrentes da metodologia que, basicamente, pode ser atribuída pela não identificação dos corpos-de-prova relacionando a resistência à união por microtração de cada um com o tipo de falha verificado na análise MEV.

Para esta constatação, este estudo não se baseou na quantidade de um determinado tipo de falha ocorrido em cada grupo, mas sim, na análise qualitativa discriminada.

Este estudo, ainda constatou que, existe associação significativa entre os tipos de falha e o tratamento ponta diamantada ou haste ultra-sônica ($p=0,003$). Observa-se que o tratamento ponta diamantada está associado ao

tipo de falha CBT e o tratamento haste ultra-sônica está significativamente associado às falhas CA e CM. Verificou-se ainda que, existe associação significativa entre os tipos de falha e o condicionamento com ou sem ácido ($p=0,000$). Observou-se que o condicionamento com ácido está associado aos tipos de falha CBT e CM e o não condicionamento ácido está significativamente associado à falha S.

Nenhum estudo avaliado nesta revisão de literatura encontrou análise EDS para resistência à união por microtração. A escolha desta análise ocorreu pela necessidade da constatação da capacidade do adesivo modificar a superfície do smear layer, já que pela aparência visual da imagem, não teríamos esta condição. Desta forma, optou-se por detectar que tipo de alteração química o adesivo promovia na superfície deste substrato pela constatação da $\Delta\%$ do Wt%. Para isto, tornou-se necessário saber como seria o substrato originalmente e que tipo de alteração ocorre após aplicação do processo de adesão da resina composta.

Para este tipo de análise, é importante saber o Wt% dos elementos químicos presente no substrato na sua forma pré-processamento da amostra. Desta forma, como todas as amostras recebem cobertura metálica que originalmente não constam, tornou-se necessário, após a análise, ajustar os valores Wt%, pois os metais depositados devem ser removidos para não afetar os valores originais dos elementos químicos constantes nas amostras.

Todos elementos encontrados em dentina neste estudo também foram constatados por Namen (1998) embora os percentuais não sejam exatos.

O silício foi um elemento encontrado tanto em dentina como nas falhas. Quanto à constatação nas falhas, justifica-se pela sua presença tanto na composição do sistema adesivo como na resina composta (3M DENTAL PRODUCTS, 2006^a e 3M DENTAL PRODUCTS, 2006^b). Entretanto, a constatação na dentina, originalmente, não tem justificativa. No entanto, o fato de encontrarmos dentina (0,311) e dentina com smear layer (0,300) com baixos valores de silício, provavelmente tenha explicação pelo processo de abrasão e dessecação da amostra. No caso da abrasão temos as lixas de carvão de silício que podem deixar remanescentes deste elemento químico na superfície

da amostra. No caso do dessecador, as partículas de sílica, que ajudam no processo de remoção de umidade, também podem influenciar por algum tipo de volatilização promovida pelo vácuo que podem se depositar na superfície dentinária.

Os elementos cálcio e fósforo em grandes quantidades identificam o substrato dentina (NAMEN, 1998), além de não constarem na composição do adesivo e resina composta empregados (3M DENTAL PRODUCTS, 2006^a e 3M DENTAL PRODUCTS, 2006^b).

Os elementos oxigênio e carbono são componentes químicos presentes tanto em dentina (NAMEN, 1998) como em adesivo e resina composta (3M DENTAL PRODUCTS, 2006^a e 3M DENTAL PRODUCTS, 2006^b). Por este motivo não se constituem em indicador seguro de avaliação.

Quanto ao elemento magnésio, constou nesta análise como o componente de menor percentual (NAMEN, 1998), em níveis muito baixos. Este elemento é associado a fixação do cálcio no organismo humano, caracterizando-se como componente que identifica dentina, pois além desta evidência, temos ainda a segurança desta afirmativa pela sua ausência na composição do adesivo ou resina composta (3M DENTAL PRODUCTS, 2006^a e 3M DENTAL PRODUCTS, 2006^b).

Desta forma, apenas o silício constituiu em elemento identificador de alteração que uma falha provoca em substrato.

Os achados deste estudo mostraram que a falha S, em relação à dentina com smear layer, apresentou $\Delta\%$ do Wt% do silício representando um aumento de 316,66%. Esta constatação confere a possibilidade do adesivo com nanopartículas de sílica difundir-se através do smear layer.

Embora, neste estudo, não tenha ocorrido a separação da falha CBT para efeito de avaliação de resistência à união, a análise EDS mostrou diferenças entre as falhas no topo e na base da camada híbrida.

Na falha no topo da camada híbrida, em relação à dentina, apresentou $\Delta\%$ do Wt% do silício representando um aumento de 840,19%. Este fato já era esperado pela penetração do adesivo nas fibras colágenas.

Na falha na base da camada híbrida, em relação à dentina, apresentou $\Delta\%$ do Wt% do silício representando um aumento de 100,64%. Fato também esperado pelo mesmo motivo da ocorrência no topo da camada híbrida. Também se esperava uma quantidade menor de silício em comparação com o topo da camada híbrida pela profundidade de penetração do adesivo ser em quantidades menores.

Para a falha CA, em relação à dentina, apresentou $\Delta\%$ do Wt% do silício representando um aumento de 4807,71%. Isto se deve pela presença da camada de adesivo depositada na superfície dentinária.

Na falha CM, em relação a dentina, apresentou $\Delta\%$ do Wt% do silício que representou um aumento de 13827,65%. Esta variação bem maior que a ocorrida na falha CA se deve ao fato da análise da resina composta que tem quantidades de silício muito maiores.

A constatação que este estudo considerou relevante na análise EDS foi com relação ao substrato dentina com smear layer relacionado com a falha S pelo aumento de 316,66% de silício promovido no substrato dentina com smear layer. Isto pode significar que em substratos com pouco smear layer, que é o caso do tratamento exclusivo com haste ultra-sônica, o adesivo empregado neste estudo pode conseguir penetrar na luz do canalículo dentinário, podendo ser este, um dos fatores que influenciaram o valor maior de μ TBS do grupo UT s/a sobre o grupo PD s/a.

Se este fato ocorreu com um adesivo de frasco único sem empregar a técnica de condicionamento ácido numa superfície com pouco smear layer, a utilização de um adesivo autocondicionante numa superfície tratada com haste ultra-sônica poderia conferir valores de μ TBS maiores.

No caso dos preparos cavitários LASER, também, poderiam ter sua união com o material restaurador aumentada pelo uso de hastes ultra-sônicas.

O aspecto mais rugoso associado ao padrão de remoção de smear layer promovido pela haste ultra-sônica pode trazer um desempenho clínico de maior longevidade para os procedimentos adesivos restauradores, embora não seja este estudo um experimento clínico.

Mesmo não sendo uma análise extensamente utilizada, a verificação do Wt% por análise EDS poderia ser alvo de aperfeiçoamento, pois traria uma possibilidade de maior certeza para a identificação das dúvidas de análise fractográfica dos testes de resistência à união.

7 CONCLUSÃO

A partir da proposição deste estudo, de acordo com os resultados decorrentes da metodologia empregada, é possível concluir que:

1. A associação do tratamento ultra-sônico com o condicionamento ácido promove, comparativamente, valores mais altos de resistências de união ($p < 0,05$).
2. Existe associação entre falha interfacial coesiva na base ou topo de camada híbrida (CBT) com o método ponta diamantada.
3. Existe associação entre as falhas interfacial coesiva adesiva (CA) e coesiva em resina composta (CM) com o método haste ultra-sônica.
4. Existe associação entre as falhas interfacial coesiva na base ou topo de camada híbrida (CBT) e coesiva em resina composta (CM) com o método de condicionamento ácido.
5. Existe associação entre falha interfacial no *smear layer* (S) com o método sem condicionamento ácido.
6. As falhas que ofereceram mais resistência para seu rompimento são, em ordem decrescente: Falha coesiva em dentina (CD); falha coesiva em resina composta (CM); falha interfacial coesiva na base ou topo de camada híbrida (CBT); falha interfacial coesiva adesiva (CA); falha mista (M); falha interfacial no *smear layer* (S).

8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS*

3M Dental Products, St. Paul, MN. Filtek Z250 Restaurador Universal para Dentes Anteriores e Posteriores. Perfil Técnico do Produto. [periódico online]. 2006^a [capturado 2006 Jul 19]; [32 telas] Disponível em: <http://www.3m.com/intl/br/espe/catalogos/Z250.pdf>

3M Dental Products, St. Paul, MN. Sistema Adesivo Adper™ Single Bond 2. Perfil Técnico do Produto. [periódico online]. 2006^b [capturado 2006 Jul 19]; [26 telas] Disponível em: <http://www.3m.com/intl/br/espe/catalogos/AdperSingleBond2-perfilPTrev270504.pdf>

Adiel Comercial LTDA, Ribeirão Preto, SP. NAC Plus modelo AE-500. Perfil Técnico do Produto. [periódico online]. 2006 [capturado 2006 Set 19]; [4 telas] Disponível em: <http://www.adiel.com.br/produtos/ultrasom/nac-plus/nac-plus.html>.

Al-Salehi SK, Burke FJT. Methods used in dentin bonding tests: An analysis of 50 investigations on bond strength. Quintessence Int. 1997 Nov;28(11):717-23.

Antonio AG, Primo LG, Maia LC. Case report: ultrasonic cavity preparation – an alternative approach for caries removal in paediatric dentistry. Eur J Paediatr Dent. 2005 Jun;6(2):105-8.

Armstrong SR, Boyer DB, Keller JC. Microtensile bond strength testing and failure analysis of two dentin adhesives. Dent Mater. 1998 Jan;14(1):44-50.

* Vancouver

Armstrong SR, Keller JC, Boyer DB. Mode of failure in the dentin-adhesive resin-resin composite bonded joint as determined by strength-based (μ TBS) and fracture-based (CNSB) mechanical testing. *Dent Mat.* 2001;17:201-10.

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

Arx T, Walker WA. Microsurgical instruments for root-end cavity preparation following apicoectomy: a literature review. *Endod Dent Traumatol.* 2000;16:47-62.

Banerjee A, Kidd EAM, Watson TF. In vitro evaluation of five alternative methods of carious dentine excavation. *Caries Res.* 2000 Mar-Apr;34(2):144-50.

Berbert FLCV. Instrumentação, não convencional, de canais radiculares por meio da ativação ultra-sônica e outras aplicabilidades do ultra-som em endodontia. In: Leonardo MR. *Tratamento de Canais Radiculares, princípios técnicos e biológicos.* São Paulo: Artes Médicas; 2005. v. 2, cap. 18, p.721-65.

Butt BG, Harris NO, Shannon I, Zander A. Ultrasonic removal of tooth structure. 1. A histopatological evaluation of pulp response in monkeys after ultrasonic cavity preparation. *J Am Dent Assoc.* 1957 Jul;55:32-6.

Cardoso PEC, Braga RR, Carrilho MRO. Evaluation of micro-tensile, shear and tensile tests determining the bond strength of three adhesive systems. *Dent Mater.* 1998 Nov;14(6):394-8.

Cardoso PEC, Sadek FT, Goracci C, Ferrari M. Adhesion testing with the microtensile method: effects of dental substrate and adhesive system on bond strength measurements. *J Adhes Dent.* 2002 Winter;4(4):291-7.

Cardoso PC, Lopes GC, Vieira LC, Baratieri LN. Effect of solvent type on microtensile bond strength of a total-etch one-bottle adhesive system to moist or dry dentin. *Oper Dent.* 2005 May-Jun;30(3):376-81.

Carrilho MRO, Reis A, Loguercio AD, Filho LER. Resistência de união à dentina de quarto sistemas adesivos. *Pesqui Odontol Bras*. 2002;16(3):251-6.

Carvalho AP, Turbino ML. Analysis of microtensile bond strengths of two adhesive systems polymerized by halogen light or LED. *Pesqui Odontol Bras*. 2005 Dec;19(4):307-11.

Catuna MC. Sonic Energy: A possible dental application. Preliminary report of an ultrasonic cutting method. *Ann Dent*. [periódico on line]. 1953 [capturado 2004 Apr 28]; 12:[2 telas] Disponível em: <http://www.cvd-diamante.com.br/ref-bibliograficas.htm>

Çehreli ZC, Yazici AR, Akca T, Özgúnaltay GA. A morphological and microtensile bond strength evaluation of a single-bottle adhesive to caries-affected human dentine after four different caries removal techniques. *J Dent*. 2003 Aug;31(6):429-35.

Chappell R, Schreiner A, Glaros A, Eick J. Pilot study to determine sample size for micro-tensile. *J Dent Res*. 1997;76 [IADR Abstracts 193]:38.

Clorovale Diamantes, São José dos Campos, SP. Pontas CVDentUS[®]. Perfil Técnico do Produto.2006.

Conde A. Estudo comparativo entre preparo cavitário ultrassônico e alta rotação. *RGO*. 2004 Jul-Ago-Set;52(3):169-72.

Conrado LAL, The use of CVD-Coated diamond bur coupled to an ultrasound handpiece in dental preparation. [periódico online]. 2003 [capturado 2004 Apr 28]; [4 telas] Disponível em: <http://www.cvd-diamante.com.br/ref-bibliograficas.htm>

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

Dias WRL, Pereira PNR, Swift Jr EJ. Effect of surface preparation on microtensile bond strength of three adhesive systems to bovine enamel. *J Adhes Dent.* 2004^b Winter;6(4):279-85.

Dillenburger ALK. Resistência de união à microtração de dentina pré-hibridizada: efeito dos métodos de tratamento de superfície e da temporização. Porto Alegre – 2006. Tese (Doutorado) 141p. – Faculdade de Odontologia. PUCRS.

Eick JD, Robinson AJ, Byerley TJ, Chappelow CC. Adhesive and nonshrinking dental resins of the future. *Quintessence Int.* 1993 Set;24(9):632-40.

Eliades G. Clinical relevance of the formulation and testing of dentine bonding systems. *J Dent.* 1994 Apr;22 (2):73-81.

Erickson R L. Surface interactions of dentin adhesive materials. *Oper Dent.* 1992;Suppl5:81-94.

Freivogel H. Ein kurzer Bericht über eine Demonstration des “Cavitron”-Ultraschall-Gerütes zur Kavitätenpräparation. *Dtsch Zahnärztl Z.* 1955 Sep;10(18):1255-8.

Frankenberger R, Perdigão J, Rosa BT, Lopes M. “No-bottle” vs “multi-bottle” dentin adhesives – A microtensile bond strength and morphological study. *Dent Mater.* 2001 Sep;17(5):373-80.

Glickman GN, Novas Tecnologias em Endodontia. In Walton RE, Torabinejad M *Princípios e Prática em Endodontia.* 2^a ed. São Paulo: Livraria e Editora Santos; 1999. p.521.

Goracci C, Sadek FT, Monticelli F, Cardoso PEC, Ferrari M. Microtensile bond strength of self-etching adhesives to enamel and dentine. *J Adhes Dent.* 2004 Winter;6(4):313-8.

Guzmán-Armstrong S, Armstrong SR, Qian F. Relationship between nanoleakage and microtensile bond strength at the resin-dentin interface. *Oper Dent*. 2003 Jan-Feb;28(1):60-6.

Haase SL. An innovative approach to class II preparation and restoration. *Signature*. 1998 Spring;5(1):16-9.

Haller B. Recent developments in dentin bonding. *Am J Dent*. 2000 Feb;13(1):44-50.

Hugo B. Oszillierende Verfahren in der Präparations-technik (Teil II). Entwicklung und Anwendungsmöglichkeiten. *Schweiz Monatsschr Zahnmed*. 1999;109(3):269-80.

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

ISO/TR 11405:1994 (E).

Ito S, Tay FR, Hashimoto M, Yoshuyama M, Saito T, Brackett WW, Waller JL, Pashley DH. Effects of multiple coating of two all-in-one adhesive on dentin bonding. *J Adhes Dent*. 2005 Summer;7(2):133-41.

Kenshima S, Reis A, Uceda-Gomez N, Tancredo LL, Filho LE, Nogueira FN, Loguercio AD. 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 Summer;7(2):117-26.

Koase K, Inoue S, Noda M, Tanaka T, Kawamoto C, Takahashi, Nakaoki Y, Sano H. Effect of bur-cut dentin on bond strength using two all-in-one and two-step adhesive systems. *J Adhes Dent*. 2004 Summer;6(2):97-104.

Krejci I, Dietschi D, Lutz FU. Principles of proximal cavity preparation and finishing with Ultrasonic diamond tips. *Pract Periodontics Aesthet Dent*. 1998 Apr;10(3):295-8.

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

Liebenberg WH. SONICSYS Approx : An innovative addition to the restorative continuum. *Pract Periodontics Aesthetic Dent*. 1998 Sep;10(7):913-22.

Lima LM. Efetividade de corte das pontas do sistema CVDentUS. Estudo in vitro [dissertação]. Araraquara (SP): Universidade Estadual Paulista; 2003.

Macedo MRP, Vasconcellos BT, Neto JPP, Pereira MP, Netto NG. CVD bur and ultrasound handpiece in a new surgical technique: application in maxillary sinus lift procedure. *Int J Braz Dent*. 2006 Jan-Feb-Mar;2(1):44-7.

Marchi A, Montanari G. Controlli Istologici del Tessuto Pulpare di Denti di Cavie Sottoposti a Trattamento com Energia ad Alta Frequenza. *Riv Ital Histomatol*. 1966;21(9):929-42.

Masotti, AS. Influência de Velocidade de Carregamento na Resistência de União à Dentina e Modo de Falha no Ensaio de Microtração. Porto Alegre – 2002. Tese (Doutorado) 140p. – Faculdade de Odontologia. PUCRS.

May PW. CVD diamond – A new technology for the future? *Endeavour Magazine*. 1995;19(3):101-6.

May PW. Diamond thin films: a 21st-century material. *Phil Trans R Soc Lond A*. 2000;358:473-95.

Meerbeek BV, Vargas M, Inoue S, Yoshida Y, Peumans M, Lambrechts R et al. Adhesives e Cements to promote preservation dentistry. *Oper Dent*. 2001;Suppl 6:119-44.

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

Mesquita E, Lobato MR, Kunert IR, Kunert GG. O Papel do Ultra-som na Adesão aos Tecidos Dentais Duros. In Mesquita E, Kunert IR, Ferreira AT, Martins AD, Neto AM, Costa CC et al. O Ultra-som na Prática Odontológica. 1^a ed. Porto Alegre: Artmed; 2006^b. cap. 7, p.164-79.

Mesquita E, Lobato MR, Martins AB. Os Efeitos Biológicos do Ultra-som em Odontologia. In: Mesquita E, Kunert IR, Ferreira AT, Martins AD, Neto AM, Costa CC et al. O Ultra-som na Prática Odontológica. 1^a ed. Porto Alegre: Artmed; 2006^a. cap. 3, p.58-65.

Miranda WG, Placido E, Moura SK, Cardoso PE. Influence of post extraction substrate aging on microtensile bond strength of a dental adhesive system. J Adhes Dent. 2005 Autumn;7(3):193-6.

Mitchell DF, Jensen JR. Preliminary report on the reaction of the dental pulp to cavity preparation using an ultrasonic device. J Am Dent Assoc. 1957 Jul;55(1):57-62.

Moll K, Park HJ, Haller B. Bond strength of adhesive/composite combinations to dentin involving total- and self-etch adhesives. J Adhes Dent. 2002 Autumn;4(3):171-80.

Munck J, Meerbeek B, Satoshi I, Vargas M, Yoshida Y, Armstrong S, Lambrechts P, Vanherle G. Microtensile bond strength of one-and two-step self-etch adhesives to bur-cut enamel and dentin. Am J Dent. 2003 Dec;16(6):414-20.

Namen FM, Adesivos Dentinários. In: Júnior JG, Namen FM. Dentística Restauradora – O essencial para o clínico. 1^a ed. São Paulo: Ed. Santos; 1998. cap. 6, p. 83-120.

Noort RV, Noroozi S, Howard IC, Cardew G. A critique of bond strength measurements. J Dent. 1989 Apr;17(2):61-7.

Nunes MF, Swift EJ, Perdigão J. Effect of adhesive composition on microtensile bond strength to human dentin. *Am J Dent.* 2001 Dec;14(6):340-3.

Okuda M, Pereira PNR, Nakajima M, Tagami J, Pashley DH. Long-term durability of resin dentin interface: nanoleakage vs microtensile bond strength. *Oper Dent.* 2002 May-Jun;289-96.

Oman CR. Ultrasonic cavity preparation. *J Am Dent Assoc.* 1957 Dec;55(6):795-803.

Oman CR, Applerbaum E. Ultrasonic cavity preparation. II. Progress report. *J Am Dent Assoc.* 1955 Apr;50(4):414-7.

Pashley DH, Carvalho RM, Sano H, Nakajima M, Yoshiyama M, Shono Y et al. The microtensile bond test: A review. *J Adhesive Dent.* 1999;1(4):299-309.

Phrukkanon S, Burrow MF, Hartley PG, Tyas MJ. The influence of the modification of etched bovine dentin on bond strengths. *Dent Mater.* 2000 Jul;16(4):255-65.

Phrukkanon S, Burrow MF, Tyas MJ. Effect of cross-sectional surface area on bond strengths between resin and dentin. *Dent Mater.* 1998^a Mar;14(2):120-8.

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

Pioch T, García-Godoy F, Duschner H, Koch MJ, Staehle HJ, Dörfer CE. Effect of cavity preparation instruments (oscillating or rotating) on the composite-dentin interface in primary teeth. *Dent Mater.* 2003 Jun;19(4):259-63.

Platt JA, Almeida J, Gonzalez-Cabezas C, Rhodes B, Moore BK. The effect of double adhesive application on the shear bond strength to dentin of compomers using three one-bottle adhesive systems. *Oper Dent.* 2001 May-Jun;26(3):313-317.

Postle HH. Ultrasonic cavity preparation. J Pros Dent. [periódico on line]. 1958 Jan [capturado 2004 Apr 28]; 8(1):[8 telas] Disponível em: <http://www.cvd-diamante.com.br/ref-bibliograficas.htm>

Produto resistente e brilhante. Revista Pesquisa Fapesp. [periódico on line]. 2000 Apr [capturado 2004 Sep 7]; 52:[3 telas] Disponível em http://revistapesquisa.fapesp.br:2222/transform.php?xml=9/1/20010919/20000452/pt/SEC7_2.xml&xsl=xsl/ptarticle.xls&transf=normal&id=SEC7_2&lang=pt&issue=20000452

Recoson-Ultra-Schall-Reinigungslösung. Zahntechnik (Zur). 1973;31(6):543-52.

Reis A, Bauer JRO, Loguercio AD. Influence of crosshead speed on resin-dentin microtensile bond strength. J Adhes Dent. 2004^a Winter;6(4):275-8.

Reis A, Carrilho MRO, Schroeder M, Tancredo LLF, Loguercio AD. The influence of storage time and cutting speed on microtensile bond strength. J Adhes Dent. 2004^b Spring;6(1):7-11.

Sadek FT, Goracci C, Cardoso PE, Tay FR, Ferrari M. Microtensile bond strength of current dentin adhesive measured immediately and 24 hours after application. J Adhes Dent. 2005^a Winter;7(4):297-302.

Sadek FT, Cury AH, Monticelli F, Ferrari M, Cardoso PE. The influence of the cutting speed on bond strength and integrity of microtensile specimens. Dent Mater. 2005^b Dec;21(12):1144-9.

Sano H, Shono T, Sonoda H, Takatsu T, Ciucchi B, Carvalho R, Pashley DH. Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength – Evaluation of a micro-tensile bond test. Dent Mat. Jul. 1994;10(4):236-40.

Saunders WP, Saunders E. Instrumentação do canal radicular. In: Bergenholtz G, Horsted-Bindslev P, Reit C. Endodontia. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2006. p. 247.

Schreiner RF, Chappell RP, Glaros AG, Eick JD. Microtensile testing of dentin adhesives. *Dent Mater.* 1998 Jun;14(3):194-201.

Sheets CG, Paquette JM. Ultrasonic tips for conservative restorative dentistry. *Dent Today.* 2002 Oct;21(10):102-4.

Siqueira Júnior JF, Instrumentação de Canais Radiculares (Preparo Químico-Mecânico). In Siqueira Júnior JF Tratamento das Infecções Endodônticas. 1^a ed. Rio de Janeiro: Medsi; 1997. p.97-8.

Spångberg LSW, Instrumentos, Materiais e Aparelhos. In: Cohen S, Burns RC Caminhos da Polpa. 7^a ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2000. p.465-70.

Street EV. A critical evolution of ultrasonic in dentistry. *J Pros Dent.* [periódico on line]. 1959 Jan-Feb [capturado 2004 Apr 28]; 9(1):[11 telas] Disponível em <http://www.cvd-diamante.com.br/ref-bibliograficas.htm>

Tanumiharja M, Burrow MF, Tyas MJ. Microtensile bond strength of seven dentin adhesive systems. *Dent Mater.* 2000 May;16(3):180-7.

Toledano M, Osorio R, Ceballos L, Fuentes MV, Fernandes CAA, Tay FR, Carvalho RM. Microtensile bond strength of several adhesive systems to different dentin depths. *Am J Dent.* 2003 Oct;16(5):292-8.

Trava-Airoldi VJ, Corat EJ, Santos LV, Diniz AV, Moro JR, Leite NF. Very adherent CVD diamond film on modified molybdenum surface. *Diamond and Related Materials.* 2002 Mar-Jun;11(3/6):532-5.

Uribe-Echevarría J, Priotto EG, Lutri MS. Adhesión a Esmalte y Dentina com Adhesivos Poliméricos. In: Henostroza G, Borgia E, Busato ALS, Carvalho RM, Corts JP, Costa CAS et al. Adhesión en Odontología Restauradora. 1^a ed. Curitiba: Editora Maio; 2003. cap. 4, p.71-112.

Vérez-Fraguela JL, Vallés MAV, Calvo LJE. Effects of ultrasonic dental scaling on pulp vitality in dogs: an experimental study. *J Vet Dent.* 2000 Jun;17(2):75-9.

Vieira D, Vieira D. Pontas diamantadas CVD: início ou fim da alta rotação. Revista J.A.D.A. 2002 Sep-Oct;5:307-13.

Wicht MJ, Haak H, Fritz UB, Noack MJ. Primary preparation of Class II cavities with oscillating systems. Am J Dent. 2002 Feb;15(1):21-5.

Yang B, Ludwig K, Adelung R, Kern M. Micro-tensile bond strength of three luting resins to human regional dentin. Dent Mater. 2006 Jan;22(1):45-56.

Yazici AR, Özgünaltay G, Dayangaç B. A scanning electron microscopic study of different caries removal techniques on human dentin. Oper Dent. 2002 Jul-Aug;27(4):360-6.

Yip HK, Samaranayake LP. Caries removal techniques and instrumentation : a review. Clin Oral Invest. 1998 Dec;2(4):148-54.

Zach L, Morrison A, Cohen G. Ultrasonic cavity preparation: histopathologic survey of effects on mature and developing dental tissue. J Am Dent Assoc. 1959 Jul;59(1):45-55.

Zesewitz H, Klaiber B, Hotz P, Hugo B. Temperatureentwicklung im Dentin bei Kariesexkavation mit oszillierenden Instrumenten. Schweiz Monatsschr Zahnmed. 2005^a;115(6):536-41.

Zesewitz H, Klaiber B, Hotz P, Hugo B. Kavitätenmikromorphologie nach Kariesexkavation. Schweiz Monatsschr Zahnmed. 2005^b;115(10):896-02.

Zuolo ML, Perin FR, Ferreira MOF, Faria FP. Ultrasonic root-end preparation with smooth and diamond-coated tips. Endod Dent Traumatol. 1999 Dec;15(6):265-8.

Anexo 1

Termo de Doação livre e Consentido

Termo de Doação Livre e Consentido

Eu, _____ portador(a) do RG _____, aceito doar meu dente siso para o pesquisador Alexandre Conde para fins de pesquisa em sua Tese de Doutorado intitulada "AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA À UNIÃO DENTINÁRIA ENTRE TRATAMENTO ULTRA-SÔNICO E ALTA ROTAÇÃO NA INTERFACE DENTE/MATERIAL RESTAURADOR", ciente de que este dente será submetido à um experimento de desgaste ultra-sônico e de alta rotação e posterior processo de microtração, no qual consiste em cortar o dente em várias fatias para, subseqüentemente, ser tracionado, registrando a força necessária para ruptura da peça com conseqüente destruição dentária. Após, estes fragmentos serão analisados em microscópio e, posteriormente, devidamente descartados. Estou ciente, também, de que este(s) dente(s) foi(foram) extraído(s) por indicação terapêutica para melhoria da minha saúde, bem como, será preservada minha identidade na divulgação da pesquisa. Sei, também, que a não participação nesta doação não alterará meu plano de tratamento ou técnica operatória.

Desta forma, dão meu dente de forma livre e consentida.

_____, _____ de _____ de 20__

Alexandre Conde
Pesquisador

Doador

Coloco-me a disposição do doador pelo fone _____.



*Comissão Científica e de Ética
Faculdade da Odontologia da PUCRS*

Porto Alegre 07 de novembro de 2005

O Projeto de: Tese

Protocolado sob nº: 0117/05

Intitulado: *Influência da cavitação ultrassônica dentinária na interface dente/material restaurador avaliado pela resistência de união por microtração*

do(a) aluno(a): *Alexandre Conde*

Programa de: *Odontologia*

do curso de: *Materiais Dentários*

Nível: *Doutorado*

Orientado pelo(a): *Prof. Dr. Eduardo Gonçalves Mota*

Foi **aprovado** pela Comissão Científica e de Ética da Faculdade de Odontologia da PUCRS em 04 de novembro de 2005.

Este projeto deverá ser imediatamente encaminhado ao CEP/PUCRS

Profa. Dra. Marília Gerhardt de Oliveira
Presidente da Comissão Científica e de Ética da
Faculdade de Odontologia da PUCRS



PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO RIO GRANDE DO SUL
PRÓ-REITORIA DE PESQUISA E PÓS-GRADUAÇÃO
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA - CEP - PUCRS



Ofício nº 189/06-CEP

Porto Alegre, 07 de março de 2006.

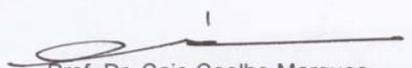
Senhor(a) Pesquisador(a)

O Comitê de Ética em Pesquisa da PUCRS apreciou e aprovou seu protocolo de pesquisa registro CEP 06/02939, intitulado: "Influência da cavitação ultrassônica dentinária numa interface dente/material restaurador avaliado pela resistência de união por microtração".

Relatórios parciais e final devem ser apresentados ao CEP. Inicialmente, em 07/09/2006.

Sua investigação está autorizada a partir da presente data.

Atenciosamente,


Prof. Dr. Caio Coelho Marques
COORDENADOR EM EXERCÍCIO

Ilmo(a) Sr(a)
Dout Alexandre Conde
N/Universidade



PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO RIO GRANDE DO SUL
PRÓ-REITORIA DE PESQUISA E PÓS-GRADUAÇÃO
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA - CEP - PUCRS



Ofício 384/06-CEP

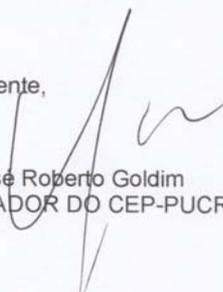
Porto Alegre, 11 de abril de 2006.

Senhor(a) Pesquisador(a):

O Comitê de Ética em Pesquisa da PUCRS
apreciou em 07 de março de 2006 seu protocolo de pesquisa registro 06/02939,
intitulado: "Influência da cavitação ultrassônica dentinária na interface
dente/material restaurador avaliado pela resistência de união por microtração".

Relatórios parciais e final da pesquisa devem ser
encaminhados a este CEP.

Atenciosamente,


Prof. Dr. José Roberto Goldim
COORDENADOR DO CEP-PUCRS

Ilmo(a) Sr(a)
Dout Alexandre Conde
N/Universidade



RELATÓRIO DE ACOMPANHAMENTO DE PESQUISA

Senhor(a) Pesquisador(a):

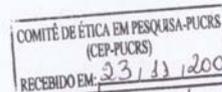
É dever do CEP acompanhar e zelar pela realização da pesquisa da forma como foi aprovada, solicitando relatórios aos pesquisadores. De acordo com o item VII.13.d., da Resolução CNS 196/96, tais relatórios deverão ser anuais (parciais ou finais, em função da duração da pesquisa). Nos trabalhos sobre "Fármacos, medicamentos, vacinas e testes diagnósticos novos ou não registrados no país" (área temática especial número 03), os relatórios deverão ser semestrais (Resolução CNS 251/97, item V.1.c). Portanto, solicitamos a Vossa Senhoria encaminhar ao CEP, relatório de sua pesquisa conforme situação da pesquisa acima discriminada.

Título do Projeto: Protocolo CEP: 06/02939	
"Influência da cavitação ultrassônica dentinária numa interface dente/material restaurador avaliado pela resistência de união por microtração"	
Pesquisador: Dout Alexandre Conde	
Aprovação CEP: 07/03/2006	Aprovação CONEP: data:
Relatórios Entregues:	
Relatório(s) do pesquisador responsável previsto(s) para:	
Data: 07/09/2006	data:
Relatório 1: data:	Relatório 3: data:
Relatório 2: data:	Relatório 4: data:
Tipo de Pesquisa: SIM NÃO	
Residente: <input type="checkbox"/>	Projeto multicêntrico: <input type="checkbox"/> Fase: <input type="checkbox"/>
Doutorado: <input checked="" type="checkbox"/>	Nacional: <input type="checkbox"/> Mestrado: <input type="checkbox"/>
	Internacional: <input type="checkbox"/> Trabalho conclusão: <input type="checkbox"/>
1. Situação atual do projeto	2. Nº de pessoas pesquisadas:
Não iniciado <input type="checkbox"/>	Pessoas Previstas:
retirado data:	Pessoas incluídas:
Em execução: <input type="checkbox"/> Data início: j 7/3/06	Pessoas em outras Instituições:
Data término: 3/1/07	3. Nº de participantes excluídos:
Interrompido temporariamente data:	4. Eventos adversos graves:
Encerrado data:	No centro: <input type="checkbox"/> em outros centros: <input type="checkbox"/>
5. Recursos financeiros necessários:	
Ainda não disponíveis <input type="checkbox"/>	Já disponíveis <input type="checkbox"/> Insuficientes <input type="checkbox"/>
6. Resultado total (local) <i>EXISTIU DIFERENÇA SIGNIFICATIVA ENTRE OS TRATAMENTOS DENTINÁRIOS PROPOSTOS</i>	
7. Observações: <i>PESQUISA EXECUTADA COM RECURSOS PRÓPRIO E AGUARDANDO DEFESA</i>	
8. Parecer CEP:	

Obs: Confira e atualize os dados acima, referentes ao seu Projeto de Pesquisa, e encaminhe nesta mesma folha para o CEP.

Ass. Pesquisador

Alexandre Conde



Celia de Oliveira Souza Secretária

Anexo 3. Grupo UT c/a com identificação do corpo-de-prova pela μ TBS obtida, tipos de falha com respectivos valores percentuais.

UT c/a						
Nome	CP	Predomínio	CBT	CA	CM	CD
UT ca 6300	CP 39	CM	0	0	100	0
UT ca 6158	CP 07	CM	0	8	92	0
UT ca 6127	CP 16	CM	4	12	84	0
UT ca 5680	CP35	CM	4	11	85	0
UT ca 5477	CP 20	CM	11	15	74	0
UT ca 5284	CP 14	CM	0	30	70	0
UT ca 5274	CP 25	CM	9	20	71	0
UT ca 5261	CP 03	CM	14	11	75	0
UT ca 5113	CP 05	CM	24	9	67	0
UT ca 5092	CP 26	CM	14	21	65	0
UT ca 5042	CP 15	CM	9	31	60	0
UT ca 5021	CP 06	CM	10	28	62	0
UT ca 4932	CP 08	CM	6	27	67	0
UT ca 4819	CP 33	CM	18	21	61	0
UT ca 4792	CP 02	CBT	97	3	0	0
UT ca 4742	CP 04	CBT	100	0	0	0
UT ca 4588	CP 10	CBT	99	1	0	0
UT ca 4584	CP 09	CBT	98	0	2	0
UT ca 4576	CP 36	CBT	72	20	8	0
UT ca 4533	CP 32	CBT	68	27	5	0
UT ca 4526	CP 29	CBT	74	15	11	0
UT ca 4376	CP 34	CBT	82	17	1	0
UT ca 4336	CP 01	CBT	72	14	14	0
UT ca 4328	CP 31	CBT	60	40	0	0
UT ca 4324	CP 37	CBT	61	29	10	0
UT ca 4226	CP 38	CBT	72	28	0	0
UT ca 4172	CP 13	CBT	61	9	30	0
UT ca 4105	CP 40	CBT	78	12	10	0
UT ca 4067	CP 17	CBT	71	14	15	0
UT ca 3991	CP 28	M	59	9	32	0
UT ca 3907	CP 21	CA	9	67	24	0
UT ca 3892	CP 23	M	18	32	50	0
UT ca 3791	CP 12	M	28	39	33	0
UT ca 3748	CP 27	M	52	40	8	0
UT ca 3640	CP 30	M	41	22	37	0
UT ca 3635	CP 19	M	51	46	3	0
UT ca 3570	CP 11	M	56	44	0	0
UT ca 3400	CP 24	M	43	29	28	0
UT ca 3228	CP 22	M	46	39	15	0
UT ca 2591	CP 18	M	56	16	28	0

LEGENDA

Relatório

CBT = falha interfacial coesiva na base ou topo de camada híbrida

CA = falha interfacial coesiva adesiva

CM = falha coesiva em compósito de resina

CD = falha coesiva em dentina

Número corpos-de-prova = 40

Média força máxima= 45,31 Mpa

Desvio Padrão = 8,16

Coefficiente de variação = 18,01%

Média das áreas de fratura = 0,56mm²

Anexo 4. Grupo PD c/a com identificação do corpo-de-prova pela μ TBS obtida, tipos de falha com respectivos valores percentuais.

PD c/a						
Nome	CP	Predomínio	CBT	CA	CM	CD
PD ca 5768	CP 12	CM	0	0	100	0
PD ca 5454	CP 01	CD	0	4	0	96
PD ca 4701	CP 21	CM	0	10	86	4
PD ca 4680	CP 38	CM	13	25	62	0
PD ca 4225	CP 36	CBT	96	4	0	0
PD ca 4156	CP 20	CBT	80	9	11	0
PD ca 4100	CP 22	CBT	98	2	0	0
PD ca 4078	CP 39	CBT	98	2	0	0
PD ca 4043	CP 08	CBT	98	2	0	0
PD ca 4036	CP 33	CBT	89	9	2	0
PD ca 4001	CP 28	CBT	96	4	0	0
PD ca 3999	CP 40	CBT	93	7	0	0
PD ca 3922	CP 19	CBT	97	3	0	0
PD ca 3913	CP 35	CBT	95	5	0	0
PD ca 3875	CP 13	CBT	95	5	0	0
PD ca 3735	CP 11	CBT	81	14	5	0
PD ca 3544	CP 26	CBT	98	2	0	0
PD ca 3537	CP 15	CBT	96	4	0	0
PD ca 3510	CP 05	CBT	88	12	0	0
PD ca 3383	CP 16	CBT	96	4	0	0
PD ca 3331	CP 23	CBT	80	20	0	0
PD ca 3324	CP 37	CBT	97	3	0	0
PD ca 3276	CP 02	CBT	66	21	13	0
PD ca 3196	CP 07	CBT	95	5	0	0
PD ca 3177	CP 29	CBT	67	18	15	0
PD ca 3072	CP 24	CBT	68	18	14	0
PD ca 3030	CP 03	CBT	72	28	0	0
PD ca 3028	CP 17	CBT	77	23	0	0
PD ca 3008	CP 30	CBT	75	25	0	0
PD ca 2978	CP 14	M	33	19	48	0
PD ca 2676	CP 06	M	48	5	47	0
PD ca 2672	CP 04	M	53	19	28	0
PD ca 2364	CP 09	M	32	22	46	0
PD ca 2232	CP 32	M	57	17	26	0
PD ca 2222	CP 25	M	35	12	24	29
PD ca 2197	CP 31	M	52	16	32	0
PD ca 2132	CP 34	CBT	72	19	9	0
PD ca 1943	CP 18	M	9	7	47	37
PD ca 1852	CP 10	M	24	39	31	6
PD ca 1798	CP 27	M	13	13	32	42
LEGENDA			Relatório			
CBT = falha interfacial coesiva na base ou topo da camada híbrida			Número corpos-de-prova = 40			
CA = falha interfacial coesiva adesiva			Média força máxima= 34,04 Mpa			
CM = falha coesiva em compósito de resina			Desvio Padrão = 9,29			
CD = falha coesiva em dentina			Coeficiente de variação = 27,30%			
			Média das áreas de fratura = 0,57mm ²			

Anexo 5. Grupo UT s/a com identificação do corpo-de-prova pela μ TBS obtida, tipos de falha com respectivos valores percentuais.

		UT s/a					
Nome	CP	Predomínio	S	CBT	CA	CM	CD
UT sa 2324	CP 24	CM	0	19	12	69	0
UT sa 2213	CP 33	CM	7	0	17	76	0
UT sa 2079	CP 16	M	0	33	52	14	1
UT sa 2059	CP 34	CA	0	15	77	8	0
UT sa 2001	CP 27	CA	25	7	61	7	0
UT sa 1997	CP 32	M	49	4	27	20	0
UT sa 1994	CP 21	M	31	0	43	26	0
UT sa 1866	CP 25	M	39	0	24	37	0
UT sa 1830	CP 31	CA	39	0	61	0	0
UT sa 1715	CP 13	M	48	0	43	9	0
UT sa 1682	CP 09	M	57	8	35	0	0
UT sa 1649	CP 29	S	64	0	36	0	0
UT sa 1621	CP 28	S	74	0	15	11	0
UT sa 1619	CP 26	S	68	0	32	0	0
UT sa 1591	CP 23	S	70	0	28	2	0
UT sa 1590	CP 20	S	77	0	21	2	0
UT sa 1584	CP 01	S	65	0	35	0	0
UT sa 1581	CP 10	S	81	0	14	5	0
UT sa 1573	CP 40	S	83	0	13	4	0
UT sa 1555	CP 17	S	83	0	17	0	0
UT sa 1548	CP 08	S	88	0	6	6	0
UT sa 1539	CP 37	S	89	0	8	3	0
UT sa 1508	CP 11	S	83	0	17	0	0
UT sa 1508*	CP18	S	85	0	15	0	0
UT sa 1442	CP 30	S	90	0	10	0	0
UT sa 1419	CP 14	S	91	0	8	1	0
UT sa 1332	CP 02	S	91	0	7	2	0
UT sa 1305	CP 15	S	92	0	8	0	0
UT sa 1279	CP 04	S	90	0	10	0	0
UT sa 1212	CP 19	S	93	0	6	1	0
UT sa 1156	CP 36	S	89	0	10	1	0
UT sa 1144	CP 12	S	91	0	9	0	0
UT sa 1133	CP 06	S	93	0	7	0	0
UT sa 1085	CP 35	S	88	0	12	0	0
UT sa 1079	CP 22	S	100	0	0	0	0
UT sa 1058	CP 07	S	95	0	5	0	0
UT sa 1047	CP 39	S	97	0	3	0	0
UT sa 1027	CP 03	S	98	0	2	0	0
UT sa 0903	CP 38	S	94	0	6	0	0
UT sa 0814	CP 05	S	100	0	0	0	0

LEGENDA	Relatório
S = falha interfacial no <i>smear layer</i>	Número corpos-de-prova = 40
CBT = falha interfacial coesiva na base ou topo de camada híbrida	Média força máxima= 15,17 Mpa
CA = falha interfacial coesiva adesiva	Desvio Padrão = 3,71
CM = falha coesiva em compósito de resina	Coefficiente de variação = 24,46%
CD = falha coesiva em dentina	Média das áreas de fratura = 0,42mm ²

Anexo 6. Grupo PD s/a com identificação do corpo-de-prova pela μ TBS obtida, tipos de falha com respectivos valores percentuais.

		PD s/a				
Nome	CP	Predomínio	S	CA	CM	CD
PD sa 1671	CP 25	M	35	10	55	0
PD sa 1568	CP 32	M	33	30	37	0
PD sa 1551	CP 07	M	41	20	39	0
PD sa 1485	CP 40	M	43	7	50	0
PD sa 1472	CP 34	M	53	3	44	0
PD sa 1451	CP 30	M	45	38	17	0
PD sa 1443	CP 14	M	48	11	41	0
PD sa 1420	CP 29	M	49	28	23	0
PD sa 1408	CP 06	M	52	28	20	0
PD sa 1319	CP 38	M	56	29	15	0
PD sa 1281	CP 13	M	55	43	2	0
PD sa 1279	CP 15	M	58	39	3	0
PD sa 1254	CP 28	M	58	42	0	0
PD sa 1252	CP 20	S	64	19	17	0
PD sa 1198	CP 37	S	63	37	0	0
PD sa 1110	CP 09	S	70	13	17	0
PD sa 1076	CP 05	S	71	15	14	0
PD sa 1025	CP 35	S	69	23	8	0
PD sa 1016	CP 19	S	73	12	15	0
PD sa 0997	CP 08	S	72	26	2	0
PD sa 0988	CP 04	S	79	21	0	0
PD sa 0946	CP 27	S	85	15	0	0
PD sa 0860	CP 31	S	85	12	3	0
PD sa 0838	CP 23	S	80	9	11	0
PD sa 0817	CP 16	S	83	17	0	0
PD sa 0797	CP 26	S	84	9	7	0
PD sa 0751	CP 11	S	84	16	0	0
PD sa 0739	CP 33	S	88	7	5	0
PD sa 0645	CP 24	S	83	17	0	0
PD sa 0644	CP 02	S	88	9	3	0
PD sa 0618	CP 36	S	88	5	7	0
PD sa 0578,9	CP 12	S	88	10	2	0
PD sa 0578,0	CP 03	S	77	23	0	0
PD sa 0550	CP 10	S	94	6	0	0
PD sa 0543	CP 39	S	92	8	0	0
PD sa 0489	CP 01	S	92	8	0	0
PD sa 0479	CP 21	S	95	5	0	0
PD sa 0457	CP 18	S	100	0	0	0
PD sa 0450	CP 17	S	96	4	0	0
PD sa 0389	CP 22	S	91	2	7	0

LEGENDA	Relatório
S = falha interfacial no <i>smear layer</i>	Número corpos-de-prova = 40
CA = falha interfacial coesiva adesiva	Média força máxima= 9,86 Mpa
CM = falha coesiva em compósito de resina	Desvio Padrão = 3,80
CD = falha coesiva em dentina	Coefficiente de variação = 38,54%
	Média das áreas de fratura = 0,49mm ²

Anexo 7

EDS

Dentina 1

EDAX ZAF Quantification (Standardless)

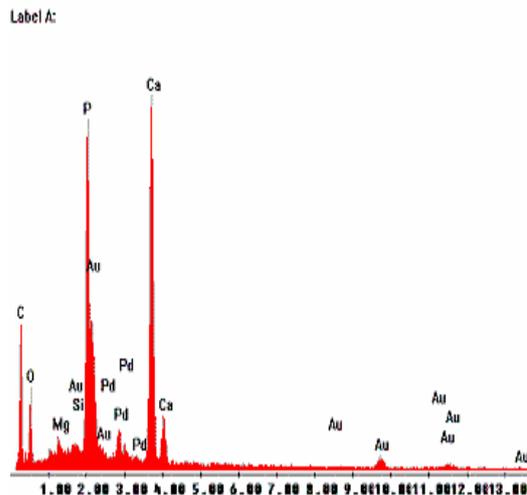
Element Normalized

SEC Table : Default

Coating Correction Used : Element : C , Factor : 14.00

Elem	Wt %	At %	K-Ratio	Z	A	F
C K	18.71	38.05	0.0424	1.0911	0.2077	1.0004
O K	22.49	34.35	0.0340	1.0726	0.1410	1.0001
MgK	0.75	0.75	0.0036	1.0284	0.4648	1.0025
SiK	0.29	0.25	0.0021	1.0268	0.7190	1.0088
P K	12.14	9.58	0.0990	0.9993	0.8125	1.0047
PdL	3.57	0.82	0.0258	0.8177	0.8750	1.0127
CaK	22.62	13.79	0.1912	1.0027	0.8428	1.0000
AuL	19.43	2.41	0.1368	0.6857	1.0263	1.0000
Total	100.00	100.00				

kV: 20.00 Tilt: 0.00 Take-off: 33.08 Tc: 40
Det Type:SUTW, Sapphire Res: 132.18 Lsec: 100



Dentina 2

EDAX ZAF Quantification (Standardless)

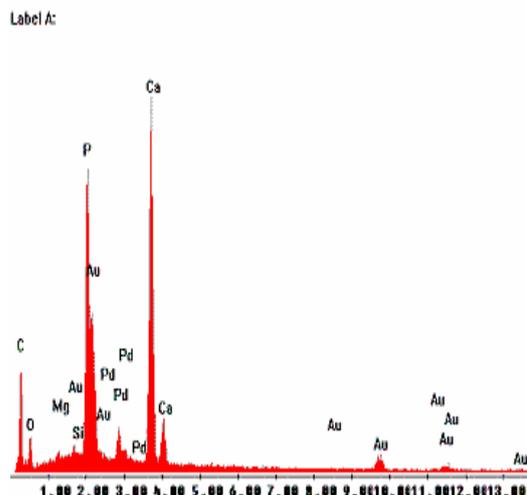
Element Normalized

SEC Table : Default

Coating Correction Used : Element : C , Factor : 14.00

Elem	Wt %	At %	K-Ratio	Z	A	F
C K	17.47	41.58	0.0384	1.1160	0.1970	1.0003
O K	12.43	22.22	0.0173	1.0969	0.1268	1.0001
MgK	0.37	0.44	0.0018	1.0513	0.4561	1.0025
SiK	0.24	0.24	0.0018	1.0494	0.7076	1.0090
P K	12.67	11.70	0.1047	1.0258	0.8011	1.0049
PdL	4.41	1.19	0.0308	0.8393	0.8208	1.0129
CaK	26.42	18.85	0.2183	1.0275	0.8045	1.0000
AuL	25.99	3.77	0.1884	0.7092	1.0220	1.0000
Total	100.00	100.00				

kV: 20.00 Tilt: 0.00 Take-off: 33.08 Tc: 40
Det Type:SUTW, Sapphire Res: 132.18 Lsec: 100



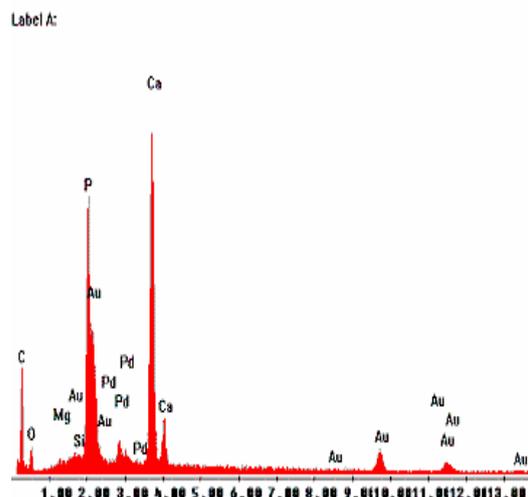
EDS

Dentina 3

EDAX ZAF Quantification (Standardless)
 Element Normalized
 SEC Table : Default
 Coating Correction Used : Element : C , Factor : 14.00

Elem	Wt %	At %	K-Ratio	Z	A	F
C K	14.85	40.68	0.0329	1.1417	0.1941	1.0003
O K	9.73	20.02	0.0140	1.1220	0.1280	1.0001
MgK	0.17	0.22	0.0008	1.0750	0.4424	1.0020
SiK	0.13	0.15	0.0009	1.0728	0.6891	1.0071
P K	10.48	11.13	0.0869	1.0541	0.7839	1.0039
PdL	2.50	0.77	0.0164	0.8621	0.7548	1.0109
CaK	25.44	20.89	0.2059	1.0533	0.7682	1.0000
AuL	36.71	6.13	0.2751	0.7355	1.0190	1.0000
Total	100.00	100.00				

kV: 20.00 Tilt: 0.00 Take-off: 33.08 Tc: 40
 Det Type:SUTW, Sapphire Res: 132.18 Lsec: 100

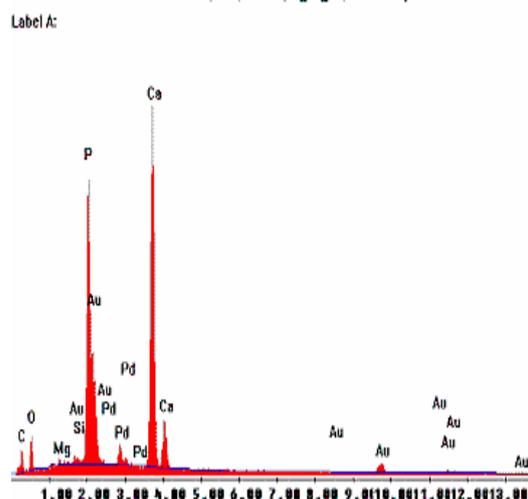


Dentina com smear layer 1

EDAX ZAF Quantification (Standardless)
 Element Normalized
 SEC Table : Default
 Coating Correction Used : Element : C , Factor : 14.00

Elem	Wt %	At %	K-Ratio	Z	A	F
C K	5.55	15.11	0.0111	1.1217	0.1780	1.0005
O K	17.64	36.06	0.0245	1.1025	0.1261	1.0001
MgK	0.40	0.54	0.0018	1.0565	0.4375	1.0029
SiK	0.26	0.30	0.0019	1.0546	0.6916	1.0105
P K	15.41	16.28	0.1260	1.0312	0.7882	1.0057
PdL	3.84	1.18	0.0268	0.8438	0.8139	1.0158
CaK	32.43	26.47	0.2696	1.0329	0.8050	1.0000
AuL	24.49	4.07	0.1780	0.7126	1.0203	1.0000
Total	100.00	100.00				

kV: 20.00 Tilt: 0.00 Take-off: 33.08 Tc: 40
 Det Type:SUTW, Sapphire Res: 132.18 Lsec: 100



EDS

Dentina com smear layer 2

EDAX ZAF Quantification (Standardless)

Element Normalized

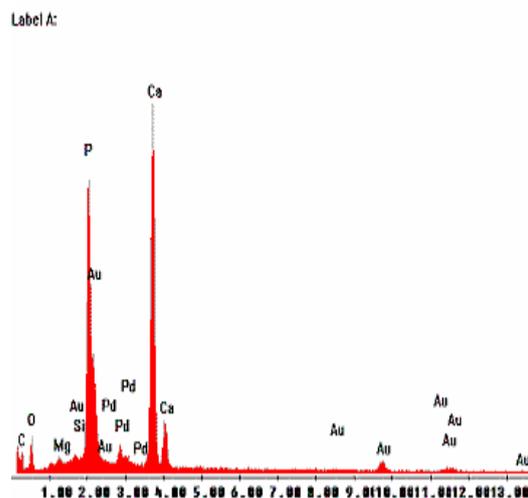
SEC Table : Default

Coating Correction Used : Element : C , Factor : 14.00

Elem	Wt %	At %	K-Ratio	Z	A	F
C K	4.91	13.86	0.0097	1.1262	0.1752	1.0005
O K	16.31	34.58	0.0225	1.1069	0.1247	1.0001
MgK	0.56	0.78	0.0026	1.0607	0.4367	1.0029
SiK	0.06	0.08	0.0005	1.0587	0.6884	1.0105
P K	15.63	17.11	0.1281	1.0360	0.7868	1.0055
PdL	3.20	1.02	0.0221	0.8477	0.8011	1.0158
CaK	33.17	28.07	0.2751	1.0374	0.7996	1.0000
AuL	26.15	4.50	0.1912	0.7170	1.0196	1.0000
Total	100.00	100.00				

kV: 20.00 Tilt: 0.00 Take-off: 33.08 Tc: 40

Det Type:SUTW, Sapphire Res: 132.18 Lsec: 100



Dentina com smear layer 3

EDAX ZAF Quantification (Standardless)

Element Normalized

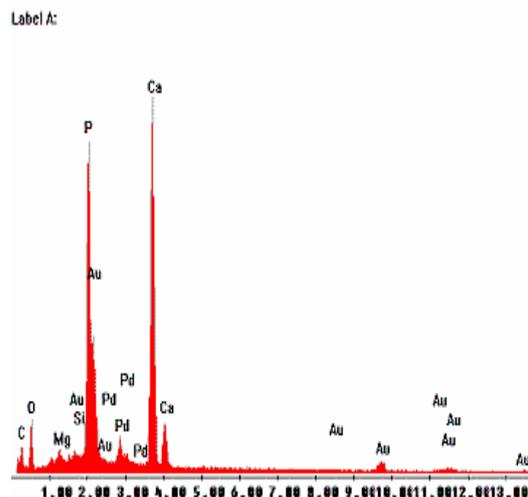
SEC Table : Default

Coating Correction Used : Element : C , Factor : 14.00

Elem	Wt %	At %	K-Ratio	Z	A	F
C K	5.05	13.23	0.0100	1.1170	0.1769	1.0005
O K	20.81	40.95	0.0301	1.0979	0.1318	1.0001
MgK	0.80	1.04	0.0037	1.0522	0.4390	1.0029
SiK	0.33	0.37	0.0024	1.0504	0.6908	1.0105
P K	15.64	15.89	0.1270	1.0261	0.7872	1.0054
PdL	4.11	1.22	0.0287	0.8397	0.8208	1.0149
CaK	30.02	23.58	0.2496	1.0282	0.8085	1.0000
AuL	23.24	3.71	0.1681	0.7082	1.0214	1.0000
Total	100.00	100.00				

kV: 20.00 Tilt: 0.00 Take-off: 33.08 Tc: 40

Det Type:SUTW, Sapphire Res: 132.18 Lsec: 100



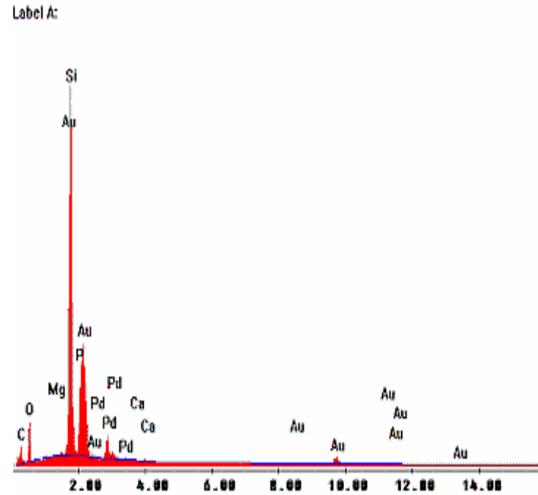
EDS

Falha Coesiva Material 1

EDAX ZAF Quantification (Standardless)
 Element Normalized
 SEC Table : Default
 Coating Correction Used : Element : C , Factor : 14.00

Elem	Wt %	At %	K-Ratio	Z	A	F
C K	9.84	24.34	0.0144	1.1248	0.1302	1.0001
O K	17.76	32.98	0.0366	1.1055	0.1864	1.0002
MgK	0.04	0.05	0.0002	1.0595	0.4984	1.0063
SiK	27.79	29.40	0.2183	1.0576	0.7405	1.0031
P K	6.83	6.55	0.0428	1.0354	0.6044	1.0012
PdL	6.68	1.87	0.0409	0.8470	0.7227	1.0001
CaK	0.23	0.17	0.0018	1.0362	0.7378	1.0000
AuL	30.84	4.65	0.2272	0.7184	1.0253	1.0000
Total	100.00	100.00				

kV: 20.00 Tilt: 0.00 Take-off: 33.08 Tc: 40
 Det Type:SUTW, Sapphire Res: 132.18 Lsec: 100

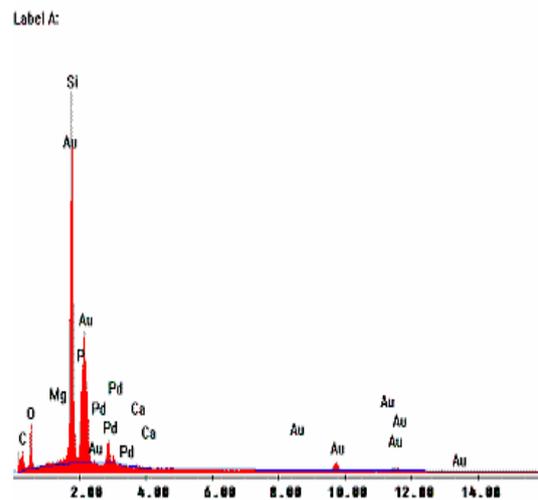


Falha Coesiva Material 2

EDAX ZAF Quantification (Standardless)
 Element Normalized
 SEC Table : Default
 Coating Correction Used : Element : C , Factor : 14.00

Elem	Wt %	At %	K-Ratio	Z	A	F
C K	9.71	24.87	0.0148	1.1332	0.1347	1.0001
O K	17.32	33.28	0.0357	1.1137	0.1848	1.0002
MgK	0.39	0.50	0.0021	1.0672	0.4878	1.0056
SiK	25.19	27.58	0.1954	1.0652	0.7260	1.0030
P K	6.35	6.30	0.0407	1.0445	0.6135	1.0012
PdL	6.89	1.99	0.0420	0.8544	0.7121	1.0001
CaK	0.26	0.20	0.0020	1.0446	0.7287	1.0000
AuL	33.88	5.29	0.2522	0.7269	1.0243	1.0000
Total	100.00	100.00				

kV: 20.00 Tilt: 0.00 Take-off: 33.08 Tc: 40
 Det Type:SUTW, Sapphire Res: 132.18 Lsec: 100



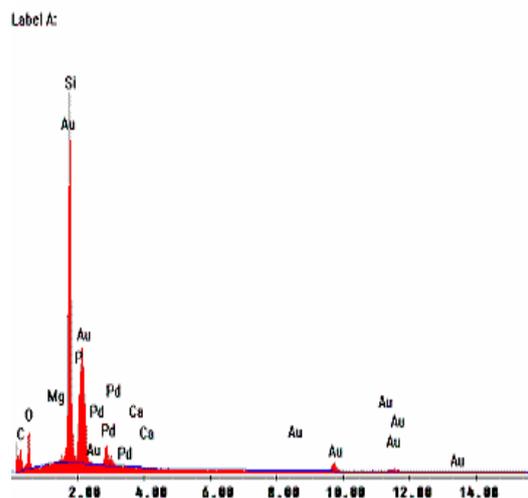
EDS

Falha Coesiva Material 3

EDAX ZAF Quantification (Standardless)
 Element Normalized
 SEC Table : Default
 Coating Correction Used : Element : C , Factor : 14.00

Elem	Wt %	At %	K-Ratio	Z	A	F
C K	11.86	28.84	0.0177	1.1242	0.1327	1.0001
O K	16.54	30.20	0.0335	1.1050	0.1832	1.0002
MgK	0.11	0.13	0.0006	1.0589	0.5002	1.0061
SiK	26.73	27.79	0.2101	1.0570	0.7413	1.0032
P K	6.86	6.46	0.0435	1.0348	0.6117	1.0012
PdL	6.84	1.88	0.0421	0.8465	0.7260	1.0001
CaK	0.16	0.12	0.0012	1.0357	0.7389	1.0000
AuL	30.89	4.58	0.2275	0.7180	1.0254	1.0000
Total	100.00	100.00				

kV: 20.00 Tilt: 0.00 Take-off: 33.08 Tc: 40
 Det Type:SUTW, Sapphire Res: 132.18 Lsec: 100

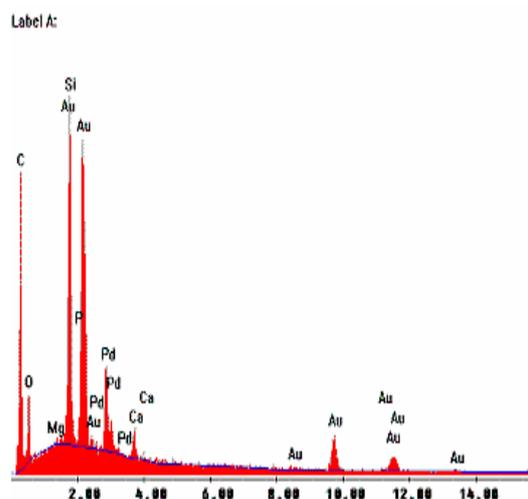


Falha Coesiva Adesiva 1

EDAX ZAF Quantification (Standardless)
 Element Normalized
 SEC Table : Default
 Coating Correction Used : Element : C , Factor : 14.00

Elem	Wt %	At %	K-Ratio	Z	A	F
C K	26.83	61.29	0.0654	1.1423	0.2134	1.0001
O K	11.71	20.09	0.0212	1.1226	0.1613	1.0001
MgK	0.10	0.11	0.0005	1.0756	0.4601	1.0020
SiK	9.01	8.80	0.0678	1.0735	0.6998	1.0014
P K	0.67	0.59	0.0051	1.0558	0.7145	1.0018
PdL	9.04	2.33	0.0578	0.8633	0.7393	1.0006
CaK	1.55	1.06	0.0120	1.0543	0.7293	1.0000
AuL	41.09	5.72	0.3109	0.7397	1.0230	1.0000
Total	100.00	100.00				

kV: 20.00 Tilt: 0.00 Take-off: 33.08 Tc: 40
 Det Type:SUTW, Sapphire Res: 132.18 Lsec: 100



EDS

Falha Coesiva Adesiva 2

EDAX ZAF Quantification (Standardless)

Element Normalized

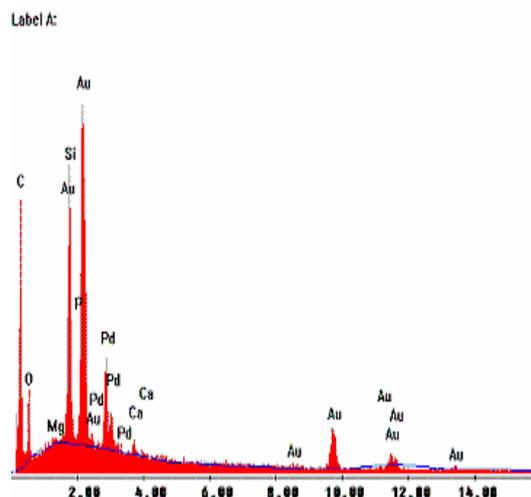
SEC Table : Default

Coating Correction Used : Element : C , Factor : 14.00

Elem	Wt %	At %	K-Ratio	Z	A	F
C K	24.50	61.24	0.0607	1.1622	0.2132	1.0001
O K	10.72	20.12	0.0198	1.1421	0.1615	1.0001
MgK	0.23	0.28	0.0011	1.0940	0.4460	1.0015
SiK	6.92	7.40	0.0516	1.0916	0.6818	1.0013
P K	0.65	0.63	0.0050	1.0775	0.7170	1.0017
PdL	9.30	2.62	0.0580	0.8808	0.7078	1.0003
CaK	0.73	0.55	0.0056	1.0742	0.7069	1.0000
AuL	46.96	7.16	0.3641	0.7593	1.0209	1.0000
Total	100.00	100.00				

kV: 20.00 Tilt: 0.00 Take-off: 33.08 Tc: 40

Det Type:SUTW, Sapphire Res: 132.18 Lsec: 100



Falha Coesiva Adesiva 3

EDAX ZAF Quantification (Standardless)

Element Normalized

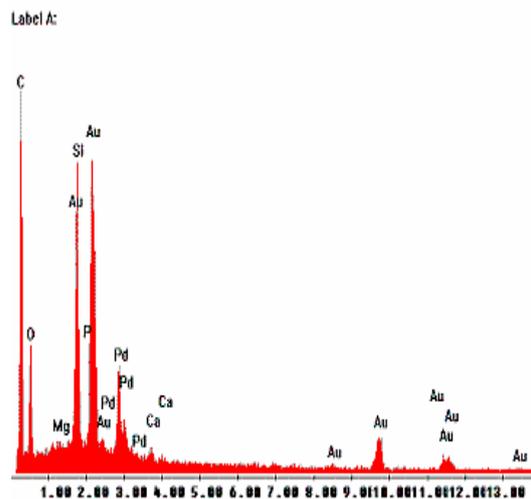
SEC Table : Default

Coating Correction Used : Element : C , Factor : 14.00

Elem	Wt %	At %	K-Ratio	Z	A	F
C K	29.79	61.17	0.0791	1.1250	0.2361	1.0001
O K	16.73	25.79	0.0315	1.1057	0.1702	1.0001
MgK	0.17	0.17	0.0009	1.0596	0.4644	1.0014
SiK	6.44	5.65	0.0482	1.0577	0.7064	1.0011
P K	0.39	0.31	0.0030	1.0376	0.7413	1.0015
PdL	7.55	1.75	0.0492	0.8485	0.7677	1.0002
CaK	0.57	0.35	0.0045	1.0372	0.7525	1.0000
AuL	38.35	4.80	0.2847	0.7240	1.0254	1.0000
Total	100.00	100.00				

kV: 20.00 Tilt: 0.00 Take-off: 33.08 Tc: 40

Det Type:SUTW, Sapphire Res: 132.18 Lsec: 100



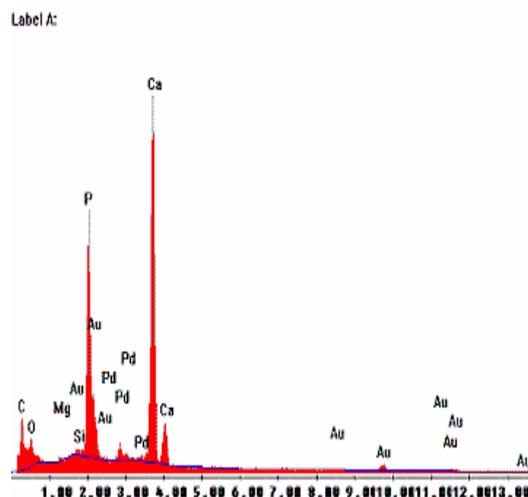
EDS

Falha na Base da Camada Híbrida 1

EDAX ZAF Quantification (Standardless)
Element Normalized
SEC Table : Default
Coating Correction Used : Element : C , Factor : 14.00

Elem	Wt %	At %	K-Ratio	Z	A	F
C K	12.94	29.66	0.0276	1.0973	0.1942	1.0005
O K	17.63	30.33	0.0234	1.0786	0.1231	1.0001
MgK	0.35	0.39	0.0016	1.0340	0.4564	1.0030
SiK	0.46	0.45	0.0034	1.0323	0.7159	1.0108
P K	14.23	12.64	0.1164	1.0053	0.8087	1.0065
PdL	2.53	0.65	0.0186	0.8227	0.8760	1.0195
CaK	34.06	23.39	0.2921	1.0087	0.8502	1.0000
AuL	17.80	2.49	0.1257	0.6898	1.0233	1.0000
Total	100.00	100.00				

kV: 20.00 Tilt: 0.00 Take-off: 33.08 Tc: 40
Det Type:SUTW, Sapphire Res: 132.18 Lsec: 100

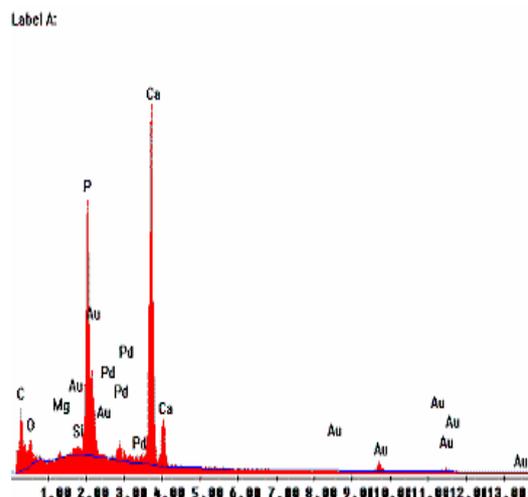


Falha na Base da Camada Híbrida 2

EDAX ZAF Quantification (Standardless)
Element Normalized
SEC Table : Default
Coating Correction Used : Element : C , Factor : 14.00

Elem	Wt %	At %	K-Ratio	Z	A	F
C K	13.44	31.46	0.0288	1.1035	0.1938	1.0004
O K	16.42	28.85	0.0222	1.0847	0.1244	1.0001
MgK	0.44	0.51	0.0021	1.0398	0.4547	1.0029
SiK	0.60	0.61	0.0045	1.0380	0.7112	1.0102
P K	13.76	12.48	0.1124	1.0120	0.8025	1.0060
PdL	3.46	0.91	0.0251	0.8282	0.8588	1.0173
CaK	31.83	22.32	0.2695	1.0149	0.8344	1.0000
AuL	20.04	2.86	0.1427	0.6960	1.0228	1.0000
Total	100.00	100.00				

kV: 20.00 Tilt: 0.00 Take-off: 33.08 Tc: 40
Det Type:SUTW, Sapphire Res: 132.18 Lsec: 100



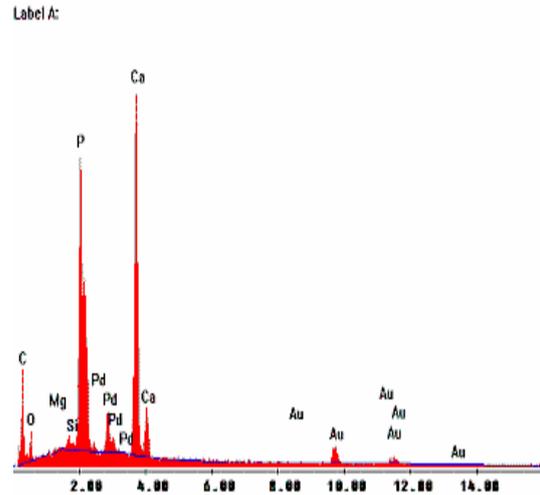
EDS

Falha na Base da Camada Híbrida 3

EDAX ZAF Quantification (Standardless)
 Element Normalized
 SEC Table : Default
 Coating Correction Used : Element : C , Factor : 14.00

Elem	Wt %	At %	K-Ratio	Z	A	F
C K	14.05	38.92	0.0302	1.1397	0.1886	1.0003
O K	8.37	17.40	0.0116	1.1201	0.1234	1.0001
MgK	0.26	0.35	0.0012	1.0731	0.4426	1.0024
SiK	0.32	0.38	0.0024	1.0710	0.6906	1.0086
P K	12.63	13.57	0.1046	1.0511	0.7842	1.0048
PdL	5.89	1.84	0.0398	0.8598	0.7765	1.0116
CaK	26.70	22.17	0.2159	1.0510	0.7693	1.0000
AuL	31.79	5.37	0.2369	0.7315	1.0189	1.0000
Total	100.00	100.00				

kV: 20.00 Tilt: 0.00 Take-off: 33.08 Tc: 40
 Det Type:SUTW, Sapphire Res: 132.18 Lsec: 100

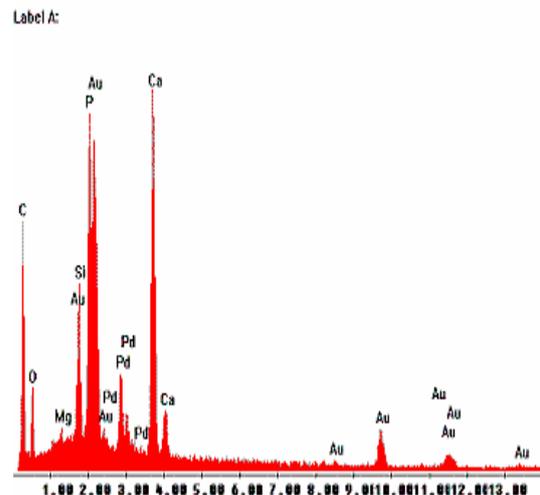


Falha no Topo da Camada Híbrida 1

EDAX ZAF Quantification (Standardless)
 Element Normalized
 SEC Table : Default
 Coating Correction Used : Element : C , Factor : 14.00

Elem	Wt %	At %	K-Ratio	Z	A	F
C K	20.20	49.31	0.0462	1.1354	0.2015	1.0002
O K	11.78	21.58	0.0185	1.1159	0.1409	1.0001
MgK	0.37	0.45	0.0018	1.0692	0.4522	1.0020
SiK	3.22	3.36	0.0240	1.0672	0.6960	1.0053
P K	7.76	7.35	0.0621	1.0474	0.7616	1.0032
PdL	6.63	1.83	0.0438	0.8567	0.7664	1.0063
CaK	14.91	10.91	0.1184	1.0471	0.7581	1.0000
AuL	35.13	5.23	0.2620	0.7302	1.0216	1.0000
Total	100.00	100.00				

kV: 20.00 Tilt: 0.00 Take-off: 33.08 Tc: 40
 Det Type:SUTW, Sapphire Res: 132.18 Lsec: 100



EDS

Falha no Topo da Camada Híbrida 2

EDAX ZAF Quantification (Standardless)

Element Normalized

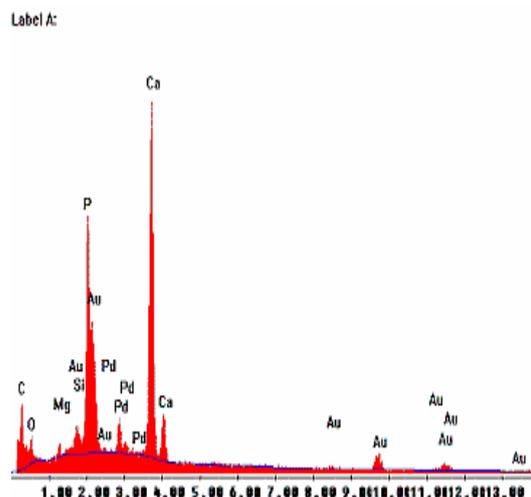
SEC Table : Default

Coating Correction Used : Element : C , Factor : 14.00

Elem	Wt %	At %	K-Ratio	Z	A	F
C K	11.71	32.15	0.0255	1.1348	0.1915	1.0004
O K	11.71	24.14	0.0165	1.1153	0.1263	1.0001
MgK	0.91	1.23	0.0043	1.0686	0.4405	1.0023
SiK	1.35	1.59	0.0099	1.0665	0.6848	1.0075
P K	10.72	11.41	0.0868	1.0460	0.7704	1.0047
PdL	4.65	1.44	0.0316	0.8557	0.7826	1.0124
CaK	27.74	22.82	0.2259	1.0462	0.7786	1.0000
AuL	31.21	5.22	0.2313	0.7272	1.0194	1.0000
Total	100.00	100.00				

kV: 20.00 Tilt: 0.00 Take-off: 33.08 Tc: 40

Det Type:SUTW, Sapphire Res: 132.18 Lsec: 100



Falha no Topo da Camada Híbrida 3

EDAX ZAF Quantification (Standardless)

Element Normalized

SEC Table : Default

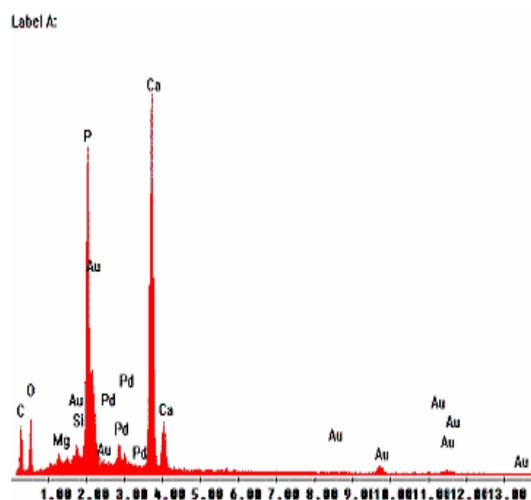
Coating Correction Used : Element : C , Factor : 14.00

Elem	Wt %	At %	K-Ratio	Z	A	F
C K	10.45	24.58	0.0208	1.1018	0.1804	1.0004
O K	19.17	33.87	0.0267	1.0830	0.1287	1.0001
MgK	0.77	0.90	0.0037	1.0382	0.4561	1.0032
SiK	0.89	0.90	0.0066	1.0365	0.7107	1.0111
P K	15.91	14.52	0.1293	1.0099	0.7997	1.0058
PdL	3.13	0.83	0.0225	0.8265	0.8553	1.0167
CaK	30.75	21.69	0.2603	1.0131	0.8354	1.0000
AuL	18.92	2.72	0.1344	0.6937	1.0233	1.0000

Total 100.00 100.00

kV: 20.00 Tilt: 0.00 Take-off: 33.08 Tc: 40

Det Type:SUTW, Sapphire Res: 132.18 Lsec: 100



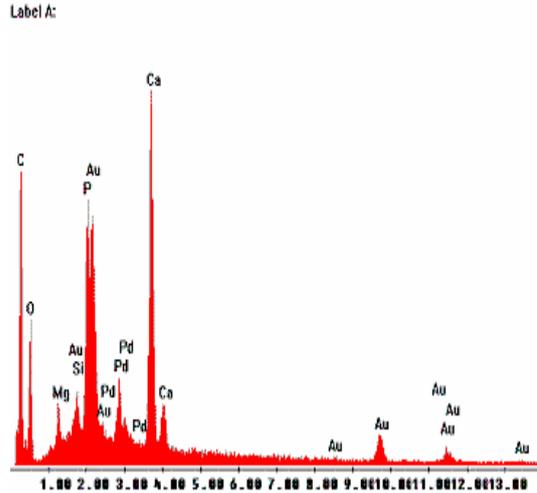
EDS

Falha no Smear Layer 1

EDAX ZAF Quantification (Standardless)
 Element Normalized
 SEC Table : Default
 Coating Correction Used : Element : C , Factor : 14.00

Elem	Wt %	At %	K-Ratio	Z	A	F
C K	21.67	43.66	0.0559	1.1012	0.2342	1.0003
O K	24.00	36.30	0.0408	1.0824	0.1569	1.0001
MgK	1.48	1.47	0.0071	1.0377	0.4580	1.0015
SiK	1.36	1.17	0.0099	1.0360	0.7006	1.0045
P K	5.78	4.52	0.0460	1.0110	0.7849	1.0032
PdL	4.70	1.07	0.0328	0.8271	0.8383	1.0071
CaK	14.09	8.51	0.1158	1.0131	0.8116	1.0000
AuL	26.93	3.31	0.1929	0.6980	1.0263	1.0000
Total	100.00	100.00				

kV: 20.00 Tilt: 0.00 Take-off: 33.08 Tc: 40
 Det Type:SUTW, Sapphire Res: 132.18 Lsec: 100

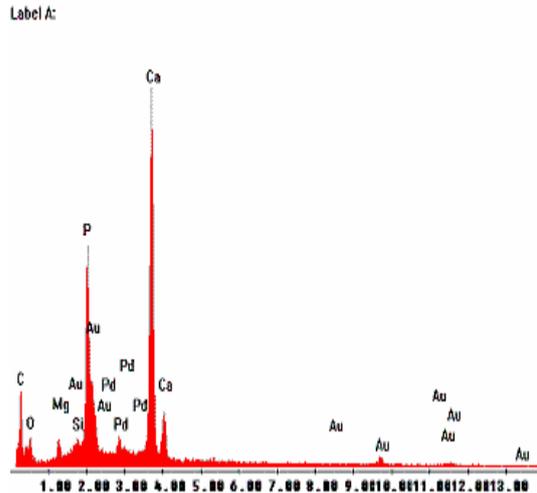


Falha no Smear Layer 2

EDAX ZAF Quantification (Standardless)
 Element Normalized
 SEC Table : Default
 Coating Correction Used : Element : C , Factor : 14.00

Elem	Wt %	At %	K-Ratio	Z	A	F
C K	15.57	35.15	0.0345	1.0978	0.2017	1.0004
O K	15.37	26.05	0.0203	1.0791	0.1227	1.0001
MgK	1.49	1.66	0.0071	1.0344	0.4615	1.0027
SiK	1.03	0.99	0.0076	1.0328	0.7099	1.0094
P K	12.02	10.53	0.0971	1.0059	0.7978	1.0062
PdL	2.83	0.72	0.0208	0.8233	0.8753	1.0188
CaK	33.00	22.33	0.2822	1.0092	0.8474	1.0000
AuL	18.69	2.57	0.1321	0.6907	1.0234	1.0000
Total	100.00	100.00				

kV: 20.00 Tilt: 0.00 Take-off: 33.08 Tc: 40
 Det Type:SUTW, Sapphire Res: 132.18 Lsec: 100



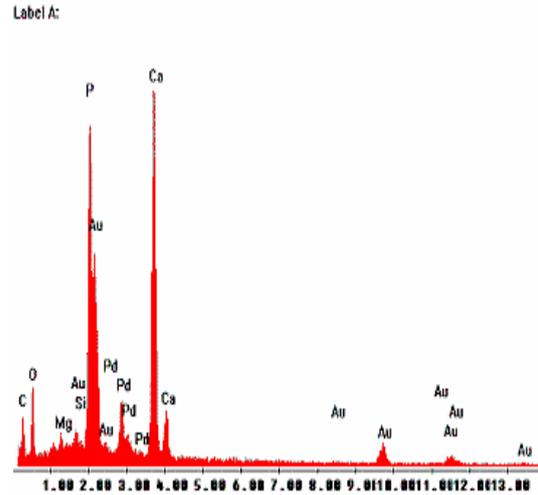
EDS

Falha no Smear Layer 3

EDAX ZAF Quantification (Standardless)
 Element Normalized
 SEC Table : Default
 Coating Correction Used : Element : C , Factor : 14.00

Elem	Wt %	At %	K-Ratio	Z	A	F
C K	7.13	19.46	0.0151	1.1331	0.1871	1.0004
O K	19.11	39.15	0.0289	1.1136	0.1359	1.0001
MgK	0.48	0.65	0.0022	1.0671	0.4300	1.0024
SiK	0.29	0.34	0.0021	1.0651	0.6794	1.0086
P K	12.79	13.53	0.1041	1.0437	0.7761	1.0048
PdL	6.92	2.13	0.0473	0.8539	0.7911	1.0109
CaK	24.38	19.94	0.1973	1.0444	0.7750	1.0000
AuL	28.89	4.81	0.2136	0.7246	1.0203	1.0000
Total	100.00	100.00				

kV: 20.00 Tilt: 0.00 Take-off: 33.08 Tc: 40
 Det Type:SUTW, Sapphire Res: 132.18 Lsec: 100



Anexo 8

Tabela EDS da Dentina.

	C	O	P	Ca	Si	Mg	Soma	Pd+Au	Total
Dentina 1	18,71	22,49	12,14	22,62	0,29	0,75	77,00	23,00	100
Dentina 2	17,47	12,43	12,67	26,42	0,24	0,37	69,60	30,40	100
Dentina 3	14,85	9,73	10,48	25,44	0,13	0,17	60,80	39,20	100

Tabela EDS da Dentina com Smear Layer.

	C	O	P	Ca	Si	Mg	Soma	Pd+Au	Total
Dentina c/smear layer 1	5,55	17,64	15,41	32,43	0,26	0,40	71,69	28,31	100
Dentina c/smear layer 2	4,91	16,31	15,63	33,17	0,06	0,56	70,64	29,36	100
Dentina c/smear layer 3	5,05	20,81	15,64	30,02	0,33	0,80	72,65	27,35	100

Tabela EDS da falha CM.

	C	O	P	Ca	Si	Mg	Soma	Pd+Au	Total
Falha 1	9,84	17,76	6,83	0,23	27,79	0,04	62,49	37,52	100
Falha 2	9,71	17,32	6,35	0,26	25,19	0,39	59,22	40,78	100
Falha 3	11,86	16,54	6,86	0,16	26,73	0,11	62,26	37,74	100

Tabela EDS da falha CA.

	C	O	P	Ca	Si	Mg	Soma	Pd+Au	Total
Falha 1	26,83	11,71	0,67	1,55	9,01	0,10	49,87	50,13	100
Falha 2	24,50	10,72	0,65	0,73	6,92	0,23	43,75	56,25	100
Falha 3	29,79	16,73	0,39	0,57	6,44	0,17	54,09	45,91	100

Tabela EDS da falha na base da camada híbrida.

	C	O	P	Ca	Si	Mg	Soma	Pd+Au	Total
Falha 1	12,94	17,63	14,23	34,06	0,46	0,35	79,67	20,33	100
Falha 2	13,44	16,42	13,76	31,83	0,60	0,44	76,49	23,51	100
Falha 3	14,05	8,37	12,63	26,70	0,32	0,26	62,33	37,67	100

Tabela EDS da falha no topo da camada híbrida.

	C	O	P	Ca	Si	Mg	Soma	Pd+Au	Total
Falha 1	20,20	11,78	7,76	14,91	3,22	0,37	58,24	41,76	100
Falha 2	11,71	11,71	10,72	27,74	1,35	0,91	64,14	35,86	100
Falha 3	10,45	19,17	15,91	30,75	0,89	0,77	77,94	22,06	100

Tabela EDS da falha S com adesivo.

	C	O	P	Ca	Si	Mg	Soma	Pd+Au	Total
Falha 1	21,67	24,00	5,78	14,09	1,36	1,48	68,38	31,62	100
Falha 2	15,57	15,37	12,02	33,00	1,03	1,49	78,48	21,52	100
Falha 3	7,13	19,11	12,79	24,38	0,29	0,48	64,18	35,82	100

Anexo 9

Quadros de registros individuais de falhas

GRUPO UT ca

UT ca 6300 área=0,46mm ²					UT ca 6158 área=0,60mm ²						
CM 5	CM 5	CM 5	CM 5	CM 5	CBT=0 CA=0 CM=100 CD=0	CA 4 CM 1	CA 3 CM 2	CA 1 CM 4	CM 5	CA 2 CM 5	CBT=0 CA=8 CM=92 CD=0
CM 5	CM 5	CM 5	CM 5	CM 5		CM 5	CM 5	CM 5	CM 5	CM 5	
CM 5	CM 5	CM 5	CM 5	CM 5		CM 5	CM 5	CM 5	CM 5	CM 5	
CM 5	CM 5	CM 5	CM 5	CM 5		CM 5	CM 5	CM 5	CM 5	CM 5	

UT ca 6127 área=0,40mm ²					UT ca 5680 área=0,78mm ²						
CBT 1 CA 4	CBT 1 CA 2 CM 2	CM 5	CM 5	CM 5	CBT=4 CA=12 CM=84 CD=0	CBT 3 CA 2	CA 2 CM 3	CM 5	CM 5	CA 2 CM 3	CBT=4 CA=11 CM=85 CD=0
CBT 1 CA 2 CM 2	CM 5	CM 5	CM 5	CM 5		CBT 1 CA 2 CM 2	CM 5	CM 5	CM 5	CM 5	
CBT 1 CA 2 CM 2	CM 5	CM 5	CM 5	CM 5		CA 2 CM 3	CM 5	CM 5	CM 5	CM 5	
CA 2 CM 3	CM 5	CM 5	CM 5	CM 5		CA 1 CM 4	CM 5	CM 5	CM 5	CM 5	

UT ca 5477 área=0,78mm ²					UT ca 5284 área=0,50mm ²						
CBT 4 CA 1	CA 4 CM 1	CBT 1 CA 3 CM 1	CM 5	CM 5	CBT=11 CA=15 CM=74 CD=0	CM 5	CM 5	CA 1 CM 4	CA 4 CM 1	CA 5	CBT=0 CA=30 CM=70 CD=0
CBT 4 CA 1	CA 1 CM 4	CA 1 CM 4	CM 5	CM 5		CM 5	CM 5	CA 1 CM 4	CA 2 CM 3	CA 3 CM 2	
CBT 2 CA 2 CM 1	CA 1 CM 4	CM 5	CM 5	CM 5		CM 5	CM 5	CA 2 CM 3	CA 1 CM 4	CA 3 CM 2	
CA 1 CM 4	CM 5	CM 5	CM 5	CM 5		CM 5	CM 5	CA 1 CM 4	CA 3 CM 2	CA 4 CM 1	

UT ca 5274 área=0,58mm ²					UT ca 5261 área=0,41mm ²						
CA 5	CA 4 CM 1	CBT 1 CA 3 CM 1	CBT 3 CA 2	CBT 3 CA 2	CBT=9 CA=20 CM=71 CD=0	CM 5	CM 5	CM 5	CBT 1 CA 1 CM 3	CBT 4 CA 1	CBT=14 CA=11 CM=75 CD=0
CA 1 CM 4	CM 5	CBT 1 CM 4	CBT 1 CM 4	CA 1 CM 4		CM 5	CM 5	CM 5	CA 2 CM 3	CBT 4 CA 1	
CM 5	CM 5	CM 5	CM 5	CA 1 CM 4		CM 5	CM 5	CM 5	CA 1 CM 4	CBT 3 CA 2	
CM 5	CM 5	CM 5	CM 5	CA 1 CM 4		CM 5	CM 5	CM 5	CM 5	CBT 2 CA 3	

UT ca 5113 área=0,55mm ²					UT ca 5092 área=0,69mm ²						
CBT 4 CA 1	CA 1 CM 4	CM 5	CM 5	CM 5	CBT=24 CA=9 CM=67 CD=0	CA 2 CM 3	CM 5	CM 5	CM 5	CM 5	CBT=14 CA=21 CM=65 CD=0
CBT 5	CA 2 CM 3	CM 5	CM 5	CM 5		CA 4 CM 1	CA 1 CM 4	CM 5	CM 5	CM 5	
CBT 5	CBT 2 CA 2 CM 1	CM 5	CM 5	CM 5		CBT 2 CA 3	CA 2 CM 3	CA 2 CM 3	CM 5	CM 5	
CBT 5	CBT 3 CA 2	CA 1 CM 4	CM 5	CM 5		CBT 5	CBT 4 CA 1	CBT 3 CA 2	CA 2 CM 3	CA 2 CM 3	

Legenda: CBT=falha interfacial coesiva na base ou topo de camada híbrida
 CA=falha interfacial coesiva adesiva
 CM=falha coesiva em resina composta
 CD=falha coesiva em dentina

GRUPO UT ca

UT ca 5042 área=0,57mm ²					UT ca 5021 área=0,53mm ²						
CM 5	CM 5	CA 1 CM 4	CM 5	CA 4 CM 1	CBT=9 CA=31 CM=60 CD=0	CBT 1 CA 4	CBT2 CA 3	CBT 2 CA 3	CA 4 CM 1	CBT 1 CA 2 CM 2	CBT=10 CA=28 CM=62 CD=0
CM 5	CM 5	CBT 1 CA 2 CM 2	CBT 1 CA 2 CM 2	CBT 2 CA 2 CM 1		CBT 1 CA 3 CM 1	CBT1 CA 2 CM 2	CBT 1 CA 4	CBT 1 CA 1 CM 3	CM 5	
CM 5	CM 5	CA 2 CM 3	CBT 1 CA 4	CBT 1 CA 4		CM 5	CA 1 CM 4	CA 1 CM4	CM 5	CM 5	
CM 5	CM 5	CBT 1 CA 2 CM 2	CBT 1 CA 4	CBT 1 CA 4		CM 5	CM 5	CM 5	CM 5	CM 5	

UT ca 4932 área=0,59mm ²					UT ca 4819 área=0,44mm ²						
CM 5	CM 5	CM 5	CM 5	CA 1 CM 4	CBT=6 CA=27 CM=67 CD=0	CBT 4 CA 1	CBT3 CA 2	CA 2 CM 3	CM 5	CM 5	CBT=18 CA=21 CM=61 CD=0
CM 5	CM 5	CM 5	CA 3 CM 2	CA 3 CM 2		CBT 4 CA 1	CA 2 CM 3	CM 5	CM 5	CM 5	
CM 5	CM 5	CA 2 CM 3	CBT 1 CA 3 CM1	CBT 1 CA 4		CBT 4 CA 1	CA 5	CM 5	CM 5	CM 5	
CM 5	CM 5	CBT 1 CA 4	CBT 2 CA 3	CBT 1 CA 4		CBT 3 CA 2	CA 4 CM 1	CA 1 CM 4	CM 5	CM 5	

UT ca 4792 área=0,36mm ²					UT ca 4742 área=0,53mm ²						
CBT 5	CBT 5	CBT 5	CBT 5	CBT 5	CBT=97 CA=3 CM=0 CD=0	CBT 5	CBT5	CBT 5	CBT 5	CBT 5	CBT=100 CA=0 CM=0 CD=0
CBT 4 CA 1	CBT 5	CBT 5	CBT 5	CBT 5		CBT 5	CBT5	CBT 5	CBT 5	CBT 5	
CBT 5	CBT 5	CBT 5	CBT 5	CBT 5		CBT 5	CBT5	CBT 5	CBT 5	CBT 5	
CBT 4 CA 1	CBT 5	CBT 5	CBT 5	CBT 4 CA 1		CBT 5	CBT5	CBT 5	CBT 5	CBT 5	

UT ca 4588 área=0,50mm ²					UT ca 4584 área=0,61mm ²						
CBT 4 CA 1	CBT 5	CBT 5	CBT 5	CBT 5	CBT=99 CA=1 CM=100 CD=0	CBT 5	CBT5	CBT 5	CBT 5	CBT 5	CBT=98 CA=8 CM=2 CD=0
CBT 5	CBT 5	CBT 5	CBT 5	CBT 5		CBT 5	CBT5	CBT 5	CBT 5	CBT 5	
CBT 5	CBT 5	CBT 5	CBT 5	CBT 5		CBT 5	CBT5	CBT 5	CBT 5	CBT 5	
CBT 5	CBT 5	CBT 5	CBT 5	CBT 5		CBT 3 CM 2	CBT5	CBT 5	CBT 5	CBT 5	

UT ca 4576 área=0,50mm ²					UT ca 4533 área=0,60mm ²						
CBT 5	CBT 5	CBT 5	CBT 5	CBT 5	CBT=72 CA=20 CM=8 CD=0	CA 3 CM 2	CBT2 CA 2 CM 1	CBT 4 CA 1	CBT 5	CBT 5	CBT=68 CA=27 CM=5 CD=0
CBT 5	CBT 5	CBT 5	CBT 5	CBT 2 CA 3		CA 5	CBT4 CA 1	CBT 5	CBT 5	CBT 5	
CBT 3 CA 2	CBT 3 CA 2	CBT 4 CA 1	CBT 3 CA 2	CA 1 CM 4		CBT 1 CA 3 CM 1	CBT1 CA 4	CBT 4 CA 1	CBT 5	CBT 5	
CBT 5	CBT 3 CA 2	CBT 3 CA 2	CBT 1 CA 4	CA 1 CM 4		CBT 1 CA 3 CM 1	CBT3 CA 2	CBT 3 CA 2	CBT 5	CBT 5	

GRUPO UT ca

UT ca 4526 área=0,81mm ²					UT ca 4376 área=0,42mm ²						
CBT 4 CA 1	CBT 5	CBT 2 CA 3	CA 2 CM 3	CA 2 CM 3	CBT=74 CA=15 CM=11 CD=0	CA 5	CBT2 CA 3	CBT 5	CBT 5	CBT 4 CA 1	CBT=82 CA=17 CM=1 CD=0
CBT 5	CBT 5	CBT 4 CA 1	CBT 1 CA 3 CM 1	CA 1 CM 4		CA 4 CM 1	CBT4 CA 1	CBT 5	CBT 5	CBT 5	
CBT 5	CBT 5	CBT 5	CBT 5	CBT 3 CA 2		CBT 2 CA 3	CBT5	CBT 5	CBT 5	CBT 5	
CBT 5	CBT 5	CBT 5	CBT 5	CBT 5		CBT 5	CBT5	CBT 5	CBT 5	CBT 5	

UT ca 4336 área=0,49mm ²					UT ca 4328 área=0,49mm ²						
CBT 5	CBT 5	CBT 4 CA 1	CA 2 CM 3	CM 5	CBT=72 CA=14 CM=14 CD=0	CBT 2 CA 3	CBT2 CA 3	CBT 2 CA 3	CBT 1 CA 4	CBT 2 CA 3	CBT=60 CA=40 CM=0 CD=0
CBT 5	CBT 5	CBT 5	CBT 2 CA 2 CM1	CM 5		CBT 4 CA 1	CBT1 CA 4	CBT 2 CA 3	CBT 1 CA 4	CBT 5	
CBT 5	CBT 5	CBT 5	CBT 4 CA 1	CBT 2 CA 2 CM 1		CBT 5	CBT5	CBT 3 CA 2	CBT 1 CA 4	CBT 4 CA 1	
CBT 5	CBT 5	CBT 5	CBT 5	CA 3 CM 2		CBT 5	CBT5	CBT 3 CA 2	CBT 2 CA 3	CBT 5	

UT ca 4324 área=0,54mm ²					UT ca 4226 área=0,72mm ²						
CBT 5	CBT 5	CBT 5	CBT 5	CBT 5	CBT=61 CA=29 CM=10 CD=0	CBT 5	CBT2 CA 3	CBT 2 CA 3	CBT 2 CA 3	CBT 2 CA 3	CBT=72 CA=28 CM=0 CD=0
CBT 5	CBT 3 CA 2	CBT 3 CA 2	CBT 5	CBT 5		CBT 5	CBT4 CA 1	CBT 5	CBT 5	CBT 5	
CA 2 CM 3	CBT 2 CA 2 CM 1	CBT 2 CA 3	CBT 3 CA 2	CBT 3 CA 2		CBT 5	CBT5	CBT 5	CBT 5	CBT 4 CA 1	
CA 3 CM 2	CBT 2 CA 3	CBT 2 CA 2 CM 1	CBT 2 CA 3	CBT 1 CA 4		CBT 4 CA 1	CBT2 CA 3	CBT 3 CA 2	CBT 1 CA 4	CBT 1 CA 4	

UT ca 4172 área=0,53mm ²					UT ca 4105 área=0,82mm ²						
CM 5	CM 5	CBT 2 CA 1 CM 2	CBT 5	CBT 5	CBT=61 CA=9 CM=30 CD=0	CM 5	CBT1 CA 1 CM 3	CBT 2 CA 3	CBT 2 CA 1 CM 2	CBT 5	CBT=78 CA=12 CM=10 CD=0
CM 5	CM 5	CBT 2 CA 2 CM 1	CBT 5	CBT 5		CBT 2 CA 3	CBT4 CA 1	CBT 5	CBT 5	CBT 5	
CA 1 CM 4	CBT 1 CA 2 CM 2	CBT 5	CBT 5	CBT 5		CBT 3 CA 2	CBT5	CBT 5	CBT 5	CBT 5	
CBT 2 CA 2 CM 1	CBT 4 CA 1	CBT 5	CBT 5	CBT 5		CBT 5	CBT5	CBT 5	CBT 5	CBT 4 CA 1	

UT ca 4067 área=0,51mm ²					UT ca 3991 área=0,41mm ²						
CBT 5	CBT 5	CBT 5	CBT 4 CA 1	CBT 2 CA 3	CBT=71 CA=14 CM=15 CD=0	CBT 4 CA 1	CBT5	CBT 5	CBT 1 CA 2 CM 2	CM 5	CBT=59 CA=9 CM=32 CD=0
CBT 5	CBT 5	CBT 5	CBT 2 CA 3	CBT 1 CA 2 CM 2		CBT 5	CBT5	CBT 5	CBT 2 CA 1 CM 2	CM 5	
CBT 5	CBT 5	CBT 5	CBT 2 CA 2 CM 1	CA 1 CM 4		CBT 5	CBT5	CBT 3 CA 2	CA 2 CM 3	CM 5	
CBT 5	CBT 5	CBT 5	CA 2 CM 3	CM 5		CBT 5	CBT5	CBT 4 CA 1	CM 5	CM 5	

GRUPO UT ca

UT ca 3907 área=0,68mm ²					UT ca 3892 área=0,56mm ²						
CA 3 CM2	CM 5	CM 5	CA 2 CM 3	CBT 1 CA 4	CBT=9 CA=67 CM=24 CD=0	CM 5	CM 5	CN 5	CA 1 CM 4	CA 3 CM 2	CBT=18 CA=32 CM=50 CD=0
CBT1 CA 3 CM 1	CA 2 CM 3	CA 2 CM 3	CA 3 CM 2	CBT 1 CA 4		CM 5	CM 5	CA 1 CM 4	CA 4 CM 1	CBT 2 CA 3	
CBT 1 CA 4	CBT 1 CA 4	CA 5	CA 5	CBT 1 CA 4		CM 5	CA 1 CM 4	CA 3 CM 2	CA 4 CM 1	CBT 3 CA 2	
CBT 1 CA 4	CA 5	CBT 1 CA 4	CA 5	CBT 1 CA 4		CBT 1 CA 2 CM 2	CBT2 CA 3	CBT 3 CA 2	CBT 3 CA 2	CBT 4 CA 1	

UT ca 3791 área=0,40mm ²					UT ca 3748 área=0,70mm ²						
CBT 1 CA 4	CBT 3 CA 2	CBT 2 CM 3	CBT 3 CM 2	CA 5	CBT=28 CA=39 CM=33 CD=0	CBT 5	CBT5	CBT 3 CA 2	CBT 2 CA 2 CM 1	CBT 2 CA 1 CM 2	CBT=52 CA=40 CM=8 CD=0
CBT 2 CA 3	CBT 2 CA 3	CBT 2 CA 3	CBT 1 CA 2 CM 2	CA 1 CM 4		CBT 5	CBT5	CA 5	CBT 2 CA 3	CA 2 CM 3	
CBT 5	CBT 1 CA 4	CA 5	CA 1 CM 4	CM 5		CBT 4 CA 1	CBT5	CA 5	CA 5	CBT 2 CA 1 CM 2	
CBT 4 CA 1	CBT 2 CA 3	CA 2 CM 3	CM 5	CM 5		CBT 5	CBT2 CA 3	CBT 1 CA 4	CA 5	CBT 4 CA 1	

UT ca 3640 área=0,49mm ²					UT ca 3635 área=0,65mm ²						
CA 2 CM 3	CBT 3 CA 2	CBT 5	CBT 4 CA 1	CBT 5	CBT=41 CA=22 CM=37 CD=0	CA 3 CM 2	CA 5	CA 5	CBT 5	CBT 5	CBT=51 CA=46 CM=3 CD=0
CM 5	CA 4 CM 1	CBT 4 CA 1	CBT 3 CA 2	CBT 5		CA 4 CM 1	CA 5	CBT 1 CA 4	CBT 5	CBT 5	
CM 5	CM 5	CA 2 CM 3	CBT 2 CA 3	CBT 5		CA 5	CA 5	CBT 4 CA 1	CBT 5	CBT 5	
CM 5	CM 5	CA 2 CM 3	CBT 1 CA 2 CM 2	CBT 4 CA 1		CA 5	CBT1 CA 4	CBT 5	CBT 5	CBT 5	

UT ca 3570 área=0,67mm ²					UT ca 3400 área=0,48mm ²						
CA 5	CBT 1 CA 4	CBT 1 CA 4	CBT 1 CA 4	CA 5	CBT=56 CA=44 CM=0 CD=0	CM 5	CBT1 CM 4	CBT 5	CBT 4 CA 1	CBT 3 CA 2	CBT=43 CA=29 CM=28 CD=0
CBT 2 CA 3	CBT 2 CA 3	CBT 1 CA 4	CBT 1 CA 4	CBT 2 CA 3		CM 5	CA 1 CM 4	CBT 3 CA 2	CBT 2 CA 3	CBT 4 CA 1	
CBT 3 CA 2	CBT 5	CBT 3 CA 2	CBT 4 CA 1	CBT 5		CM 5	CBT1 CA 2 CM 2	CBT 2 CA 3	CBT 2 CA 3	CBT 4 CA 1	
CBT 5	CBT 5	CBT 5	CBT 5	CBT 5		CBT 1 CA 1 CM 3	CBT5	CBT 3 CA 2	CA 5	CBT 3 CA 2	

UT ca 3228 área=0,63mm ²					UT ca 2591 área=0,63mm ²						
CBT 5	CBT 5	CBT 3 CA 2	CBT 2 CA 3	CBT 4 CA 1	CBT=46 CA=39 CM=15 CD=0	CM 5	CM 5	CA 1 CM 4	CBT 4 CA 1	CBT 5	CBT=56 CA=16 CM=28 CD=0
CBT 5	CBT 4 CA 1	CBT 1 CA 4	CBT 3 CA 2	CBT 2 CA 3		CM 5	CM 5	CA 3 CM 2	CBT 5	CBT 5	
CBT 4 CA 1	CBT 1 CA 4	CBT 2 CA 3	CBT 1 CA 3 CM 1	CBT 2 CA 2 CM 1		CA 4 CM 1	CA 4 CM 1	CBT 3 CA 2	CBT 5	CBT 5	
CA 4 CM 1	CBT 1 CA 3 CM 1	CA 1 CM 4	CBT 1 CA 1 CM 3	CA 1 CM4		CBT 4 CA 1	CBT5	CBT 5	CBT 5	CBT 5	

Relatório: Número de corpos de prova = 40
Média força máxima = 45,31 MPa
Desvio padrão = 8,16
Coeficiente de variação = 18,01%
Média das áreas de fratura = 0,56 mm²

GRUPO PD ca

PD ca 5768 área=0,28mm ²					PD ca 5454 área=0,56mm ²						
CM 5	CM 5	CM 5	CM 5	CM 5	CBT=0 CA=0 CM=100 CD=0	CD 5	CD 5	CD 5	CD 5	CD 5	CBT=0 CA=4 CM=0 CD=96
CM 5	CM 5	CM 5	CM 5	CM 5		CA 1 CD 4	CD 5	CD 5	CD 5	CD 5	
CM 5	CM 5	CM 5	CM 5	CM 5		CA 1 CD 4	CD 5	CD 5	CD 5	CD 5	
CM 5	CM 5	CM 5	CM 5	CM 5		CA 2 CD 3	CD 5	CD 5	CD 5	CD 5	

PD ca 4701 área=0,48mm ²					PD ca 4680 área=0,50mm ²						
CM 5	CM 5	CM 5	CM 5	CM 5	CBT=0 CA=10 CM=86 CD=4	CBT 4 CA 1	CBT2 CA 2 CM 1	CA 2 CM 3	CM 5	CA 1 CM 4	CBT=13 CA=25 CM=62 CD=0
CM 5	CM 5	CM 5	CM 5	CM 5		CA 4 CM 1	CA 1 CM 4	CM 5	CM 5	CBT 1 CA 1 CM 3	
CM 5	CM 5	CM 5	CM 5	CA 2 CM 3		CA 1 CM 4	CA 1 CM 4	CM 5	CM 5	CBT 1 CA 2 CM 2	
CA 1 CD 2 CM 2	CA 1 CD 1 CM 3	CA 1 CD 1 CM 3	CA 1 CM 4	CA 4 CM 1		CBT 3 CA 1 CM 1	CA 2 CM 3	CA 2 CM 3	CA 1 CM 4	CBT 2 CA 3	

PD ca 4225 área=0,61mm ²					PD ca 4156 área=0,67mm ²						
CBT 4 CA 1	CBT 5	CBT 4 CA 1	CBT 5	CBT 5	CBT=96 CA=4 CM=0 CD=0	CBT 5	CBT5	CBT 5	CBT 5	CBT 5	CBT=80 CA=9 CM=11 CD=0
CBT 4 CA 1	CBT 5	CBT 4 CA 1	CBT 5	CBT 5		CBT 4 CA 1	CBT5	CBT 5	CBT 5	CBT 5	
CBT 5	CBT 5	CBT 5	CBT 5	CBT 5		CBT 3 CA 1 CM 1	CBT4 CM 1	CBT 4 CA 1	CBT 5	CBT 5	
CBT 5	CBT 5	CBT 5	CBT 5	CBT 5		CBT 1 CA 2 CM 2	CBT1 CA 1 CM 3	CBT 1 CA 1 CM 3	CBT 2 CA 1 CM 2	CBT 5	

PD ca 4100 área=0,61mm ²					PD ca 4078 área=0,64mm ²						
CBT 4 CA 1	CBT 5	CBT 5	CBT 5	CBT 5	CBT=98 CA=2 CM=0 CD=0	CBT 5	CBT5	CBT 5	CBT 5	CBT 4 CA 1	CBT=98 CA=2 CM=0 CD=0
CBT 5	CBT 5	CBT 5	CBT 5	CBT 5		CBT 5	CBT5	CBT 5	CBT 4 CA 1	CBT 5	
CBT 5	CBT 5	CBT 5	CBT 5	CBT 5		CBT 5	CBT5	CBT 5	CBT5	CBT 5	
CBT 4 CA 1	CBT 5	CBT 5	CBT 5	CBT 5		CBT 5	CBT5	CBT 5	CBT5	CBT 5	

PD ca 4043 área=0,67mm ²					PD ca 4036 área=0,57mm ²						
CBT 5	CBT5	CBT 5	CBT 5	CBT 5	CBT=98 CA=2 CM=0 CD=0	CBT 5	CBT5	CBT 3 CA 1 CM 1	CBT 4 CA 1	CBT 5	CBT=89 CA=9 CM=2 CD=0
CBT 5	CBT5	CBT 5	CBT 5	CBT 5		CBT 5	CBT5	CBT 2 CA 2 CM 1	CBT 4 CA 1	CBT 5	
CBT 5	CBT5	CBT 5	CBT 5	CBT 4 CA 1		CBT 5	CBT4 CA 1	CBT 4 CA 1	CBT 4 CA 1	CBT 4 CA 1	
CBT 5	CBT5	CBT 5	CBT 4 CA 1	CBT 5		CBT 5	CBT5	CBT 5	CBT 5	CBT 5	

Legenda: CBT=falha interfacial coesiva na base ou topo de camada híbrida
 CA=falha interfacial coesiva adesiva
 CM=falha coesiva em resina composta
 CD=falha coesiva em dentina

GRUPO PD ca

PD ca 4001 área=0,48mm ²					PD ca 3999 área=0,60mm ²						
CBT 5	CBT 5	CBT 5	CBT 5	CBT 5	CBT=96 CA=4 CM=0 CD=0	CBT 4 CA 1	CBT4 CA 1	CBT 5	CBT 5	CBT 5	CBT=93 CA=7 CM=0 CD=0
CBT 5	CBT 5	CBT 4 CA 1	CBT 5	CBT 5		CBT 5	CBT5	CBT 4 CA 1	CBT 5	CBT 5	
CBT 5	CBT 5	CBT 5	CBT 5	CBT 5		CBT 5	CBT5	CBT 4 CA 1	CBT 5	CBT 5	
CBT 5	CBT 4 CA 1	CBT 5	CBT 4 CA 1	CBT 4 CA 1		CBT 4 CA 1	CBT5	CBT 5	CBT 4 CA 1	CBT 4 CA 1	

PD ca 3922 área=0,69mm ²					PDUT ca 3913 área=0,44mm ²						
CBT 5	CBT5	CBT 5	CBT 5	CBT 5	CBT=97 CA=3 CM=0 CD=0	CBT 5	CBT5	CBT 5	CBT 5	CBT 5	CBT=95 CA=5 CM=0 CD=0
CBT 5	CBT5	CBT 5	CBT 5	CBT 5		CBT 5	CBT5	CBT 5	CBT 5	CBT 5	
CBT 5	CBT 5	CBT 5	CBT 4 CA 1	CBT 5		CBT 4 CA 1	CBT5	CBT 5	CBT 5	CBT 5	
CBT 5	CBT 5	CBT 3 CA 2	CBT 4 CA 1	CBT 5		CBT 3 CA 2	CBT5	CBT 5	CBT 5	CBT 3 CA 2	

PD ca 3875 área=0,67mm ²					PD ca 3735 área=0,66mm ²						
CBT 4 CA 1	CBT 3 CA 2	CBT 5	CBT 5	CBT 5	CBT=95 CA=5 CM=0 CD=0	CBT 3 CA 2	CBT5	CBT 5	CBT 5	CBT 5	CBT=81 CA=14 CM=5 CD=0
CBT 5	CBT5	CBT 5	CBT 5	CBT 5		CBT 3 CA 2	CBT5	CBT 5	CBT 3 CA 2	CBT 5	
CBT 5	CBT5	CBT 5	CBT 5	CBT 5		CBT 2 CM 3	CBT3 CA 2	CBT 5	CBT 5	CBT 5	
CBT 5	CBT5	CBT 5	CBT 4 CA 1	CBT 4 CA 1		CBT 1 CA 2 CM 2	CBT2 CA 3	CBT 4 CA 1	CBT 5	CBT 5	

PDca 3544 área=0,38mm ²					PD ca 3537 área=0,42mm ²						
CBT 5	CBT5	CBT 5	CBT 5	CBT 5	CBT=98 CA=2 CM=0 CD=0	CBT 4 CA 1	CBT5	CBT 5	CBT 5	CBT 5	CBT=96 CA=4 CM=0 CD=0
CBT 5	CBT5	CBT 4 CA 1	CBT 5	CBT 5		CBT 4 CA 1	CBT5	CBT 5	CBT 5	CBT 5	
CBT 5	CBT5	CBT 5	CBT 5	CBT 5		CBT 4 CA 1	CBT5	CBT 5	CBT 5	CBT 5	
CBT 5	CBT5	CBT 4 CA 1	CBT 5	CBT 5		CBT 4 CA 1	CBT5	CBT 5	CBT 5	CBT 5	

PD ca 3510 área=0,22mm ²					PD ca 3383 área=0,62mm ²						
CBT 2 CA 3	CBT5	CBT 5	CBT 3 CA 2	CBT 5	CBT=88 CA=12 CM=0 CD=0	CBT 5	CBT4 CA 1	CBT5	CBT 5	CBT 5	CBT=96 CA=4 CM=0 CD=0
CBT 3 CA 2	CBT5	CBT 5	CBT 3 CA 2	CBT 4 CA 1		CBT 5	CBT5	CBT 5	CBT 5	CBT 5	
CBT 5	CBT5	CBT 5	CBT 5	CBT 5		CBT 5	CBT5	CBT 5	CBT 5	CBT 5	
CBT 4 CA 1	CBT5	CBT 5	CBT 4 CA 1	CBT 5		CBT 2 CA 3	CBT5	CBT 5	CBT 5	CBT 5	

GRUPO PD ca

PD ca 3331 área=0,50mm ²					PD ca 3324 área=0,62mm ²						
CBT 4 CA 1	CBT 4 CA 1	CBT 4 CA 1	CBT 4 CA 1	CBT 4 CA 1	CBT=80 CA=20 CM=0 CD=0	CBT 5	CBT5	CBT 5	CBT5	CBT 5	CBT=97 CA=3 CM=0 CD=0
CBT 4 CA 1	CBT 4 CA 1	CBT 4 CA 1	CBT 4 CA 1	CBT 4 CA 1		CBT 5	CBT5	CBT 5	CBT5	CBT 4 CA 1	
CBT 4 CA 1	CBT 4 CA 1	CBT 4 CA 1	CBT 4 CA 1	CBT 4 CA 1		CBT 5	CBT5	CBT 5	CBT 5	CBT 5	
CBT 4 CA 1	CBT 4 CA 1	CBT 4 CA 1	CBT 4 CA 1	CBT 4 CA 1		CBT 5	CBT5	CBT 5	CBT 5	CBT 3 CA 2	

PD ca 3276 área=0,80mm ²					PD ca 3196 área=0,58mm ²						
CBT 2 CA 1 CM 2	CBT 5	CBT5	CBT 5	CBT5	CBT=66 CA=21 CM=13 CD=0	CBT 3 CA 2	CBT5	CBT5	CBT 5	CBT 4 CA 1	CBT=95 CA=5 CM=0 CD=0
CBT 3 CA 2	CBT 5	CBT5	CBT 5	CBT5		CBT 3 CA 2	CBT5	CBT5	CBT 5	CBT 5	
CBT 1 CA 3 CM 1	CBT 3 CA 2	CBT 3 CA 2	CBT 5	CBT 3 CM2		CBT 5	CBT5	CBT5	CBT 5	CBT 5	
CA 4 CM 1	CBT 1 CA 4	CBT 2 CA 3	CBT 3 CM 2	CM 5		CBT 5	CBT5	CBT5	CBT 5	CBT 5	

PD ca 3177 área=0,64mm ²					PD ca 3072 área=0,61mm ²						
CBT 2 CA 3	CBT 1 CA 2 CM 2	CM 5	CBT 1 CM 4	CBT 4 CM 1	CBT=67 CA=18 CM=15 CD=0	CBT 3 CA 2	CBT2 CA 1 CM 2	CM 5	CA 1 CM 4	CA 2 CM 3	CBT=68 CA=18 CM=14 CD=0
CBT 5	CBT 5	CBT 4 CA 1	CBT 2 CA 2 CM 1	CBT 2 CA 1 CM 2		CBT 4 CA 1	CBT3 CA 2	CBT 4 CA 1	CBT 1 CA 4	CBT 4 CA 1	
CBT 4 CA 1	CBT 5	CBT 5	CBT 5	CBT 4 CA 1		CBT 5	CBT5	CBT5	CBT 4 CA 1	CBT 3 CA 2	
CA 5	CBT 4 CA 1	CBT 5	CBT 4 CA 1	CBT 5		CBT 5	CBT5	CBT5	CBT 5	CBT 5	

PD ca 3030 área=0,70mm ²					PD ca 3028 área=0,74mm ²						
CBT 1 CA 4	CBT 3 CA 2	CBT 5	CBT 5	CBT 4 CA 1	CBT=72 CA=28 CM=0 CD=0	CBT 3 CA 2	CBT3 CA 2	CBT 5	CBT 5	CBT 5	CBT=77 CA=23 CM=0 CD=0
CBT 1 CA 4	CBT 2 CA 3	CBT 5	CBT 5	CBT 5		CBT 2 CA 3	CA 5	CBT 4 CA 1	CBT 5	CBT 5	
CA 5	CBT 2 CA 3	CBT 5	CBT 5	CBT 4 CA 1		CBT 1 CA 4	CBT1 CA 4	CBT 4 CA 1	CBT 5	CBT 5	
CBT 1 CA 4	CBT 5	CBT 5	CBT 4 CA 1	CBT 5		CBT 4 CA 1	CBT5	CBT 5	CBT 5	CBT 5	

PD ca 3008 área=0,53mm ²					PD ca 2978 área=0,72mm ²						
CBT 5	CBT 5	CBT 5	CBT 4 CA 1	CBT 4 CA 1	CBT=75 CA=25 CM=0 CD=0	CM 5	CM 5	CM 5	CBT 1 CM 4	CBT 3 CA 2	CBT=33 CA=19 CM=48 CD=0
CBT 5	CBT 5	CBT 5	CBT 4 CA 1	CBT 1 CA 4		CM 5	CM 5	CM 5	CA 1 CM 4	CBT 4 CM 1	
CBT 5	CBT 5	CBT 5	CBT 3 CA 2	CBT 1 CA 4		CA 1 CM 4	CBT2 CA 1 CM 2	CBT 2 CA 1 CM 2	CBT 2 CA 2 CM 1	CBT 3 CA 2	
CBT 3 CA 2	CBT 4 CA 1	CBT 3 CA 2	CBT 1 CA 4	CBT 2 CA 3		CBT 4 CA 1	CBT3 CA 2	CBT 3 CA 2	CBT 3 CA 2	CBT 3 CA 2	

GRUPO PD ca

PD ca 2676 área=0,72mm ²					PD ca 2672 área=0,64mm ²						
CBT 5	CBT 3 CA 1 CM 1	CM 5	CM 5	CM 5	CBT=48 CA=5 CM=47 CD=0	CM 5	CM 5	CM 5	CA 5	CBT 5	CBT=53 CA=19 CM=28 CD=0
CBT 5	CBT 4 CA 1	CM 5	CM 5	CM 5		CM 5	CBT1 CM 4	CA 5	CBT 5	CBT 5	
CBT 5	CBT 5	CA 1 CM 4	CM 5	CM 5		CA 2 CM 3	CBT4 CM 1	CBT 5	CBT 5	CBT 5	
CBT 5	CBT5	CBT 5	CBT 3 CA 1 CM 1	CBT 3 CA 1 CM 1		CBT 3 CA 2	CBT5	CBT 5	CBT 5	CBT 5	

PD ca 2364 área=0,49mm ²					PD ca 2232 área=0,56mm ²						
CBT 5	CBT 4 CA 1	CBT 3 CA 2	CBT 4 CM 1	CBT 5	CBT=32 CA=22 CM=46 CD=0	CBT 2 CA 3	CBT2 CA 3	CBT 5	CBT 5	CBT 4 CA 1	CBT=57 CA=17 CM=26 CD=0
CBT 3 CA 2	CA 5	CA 1 CM 4	CBT 1 CA 1 CM 3	CBT 2 CA 1 CM 2		CBT 2 CA 3	CBT3 CA 2	CBT 2 CA 1 CM 2	CBT 4 CA 1	CBT 4 CA 1	
CBT 3 CA 2	CA 3 CM 2	CM 5	CM 5	CM 5		CBT 5	CBT5	CBT 1 CA 1 CM 3	CBT 1 CA 1 CM 3	CBT 2 CM 3	
CBT 2 CA 2 CM 1	CA 2 CM 3	CM 5	CM 5	CM 5		CBT 5	CBT4 CM 1	CBT 1 CM 4	CM 5	CM 5	

PD ca 2222 área=0,47mm ²					PD ca 2197 área=0,62mm ²						
CD 5	CD 5	CD 5	CBT 1 CA 1 CD 3	CBT 3 CD 2	CBT=35 CA=12 CM=24 CD=29	CBT 4 CA 1	CBT4 CA 1	CBT 4 CA 1	CBT 4 CA 1	CBT 3 CA 2	CBT=52 CA=16 CM=32 CD=0
CA 1 CD 4	CM 1 CA 1 CD 3	CBT 1 CA 3 CD 1	CBT 3 CA 2	CBT 4 CA 1		CBT 2 CM 3	CBT2 CM 3	CBT 4 CA 1	CBT 4 CA 1	CBT 4 CA 1	
CM 4 CD 1	CM 5	CBT 2 CA 2 CM 1	CBT 4 CA 1	CBT 5		CM 5	CM 5	CBT 2 CA 1 CM 2	CBT 4 CA 1	CBT 4 CA 1	
CM 5	CM 5	CBT 2 CM 3	CBT 5	CBT 5		CM 5	CM 5	CBT 1 CA 1 CM 3	CBT 2 CA 2 CM 1	CBT 4 CA 1	

PD ca 2132 área=0,70mm ²					PD ca 1943 área=0,53mm ²						
CA 2 CM 3	CA 2 CM 3	CA 3 CM 2	CBT 1 CA 3 CM 1	CA 5	CBT=72 CA=19 CM=9 CD=0	CD 5	CD 5	CD 5	CA 1 CD 4	CA 1 CD 4	CBT=9 CA=7 CM=47 CD=37
CBT 4 CA 1	CBT 4 CA 1	CBT 4 CA 1	CBT 5	CBT 5		CD 5	CBT1 CD 4	CBT 1 CM 3 CD 1	CM 5	CM 5	
CBT 4 CA 1	CBT 5	CBT 5	CBT 5	CBT 5		CBT 2 CD 3	CBT2 C CM 1 A CD 1 1	CM 5	CM 5	CM 5	
CBT 5	CBT 5	CBT 5	CBT 5	CBT 5		CBT 3 CA 1 CM 1	CA 1 CM 4	CM 5	CM 5	CA 2 CM 3	

PD ca 1852 área=0,49mm ²					PD ca 1798 área=0,46mm ²						
CBT 2 CA 2 CD 1	CA 2 CM 1 CD 2	CA 1 CM 2 CD 2	CM 5	CM 4 CD 1	CBT=24 CA=39 CM=31 CD=6	CD 5	CD 5	CD 5	CBT 3 CD 2	CBT 3 CA 2	CBT=13 CA=13 CM=32 CD=42
CBT 3 CA 2	CBT 1 CA 4	CA 3 CM 2	CM 5	CM 5		CD 5	CD 5	CBT 2 CA 1 CD 2	CBT 1 CA 3 CM 1	CA 2 CM 3	
CA 5	CA 5	CA 5	CA 4 CM 2	CBT 1 CA 2 CM 2		CD 5	CBT2 CA 1 CD 2	CBT 1 CA 2 CM2	CM 5	CM 5	
CA 3 CM 2	CBT 3 CM 2	CBT 4 CA 1	CBT 5	CBT 5		CD 5	CBT1 C CA 2 D CM 1 1	CM 5	CM 5	CM 5	

Relatório: Número de corpos de prova = 40
Média força máxima = 34,04 MPa
Desvio padrão = 9,29
Coeficiente de variação = 27,30%
Média das áreas de fratura = 0,57 mm

GRUPO UT sa

UT sa 2324 área=0,53mm ²						UT sa 2213 área=0,34mm ²					
CBT 3 CA 1 CM 1	CM 5	CM 5	CM 5	CM 5	S= 0	S 3 CA 2	S 1 CA 4	S 1 CA 4	CA 4 CM 1	S2 CA 1 CM 2	S=7
CBT 4 CA 1	CA 1 CM 4	CM 5	CM 5	CM 5	CBT=19	CA 2 CM 3	CM 5	CM 5	CM 5	CM 5	CBT=0
CBT 3 CA 2	CBT 1 CA 2 CM 2	CM 5	CM 5	CM 5	CA=12	CM 5	CM 5	CM 5	CM 5	CM 5	CA=17
CBT 4 CA 1	CBT 3 CA 2	CBT 1 CA 2 CM 2	CM 5	CM 5	CM=69	CM 5	CM 5	CM 5	CM 5	CM 5	CM=76
					CD=0	CM 5	CM 5	CM 5	CM 5	CM 5	CD=0

UT sa 2079 área=0,48mm ²						UT sa 2059 área=0,32mm ²					
CBT 3 CA 2 CD 1	CBT 4 CA 1	CBT 4 CA 1	CBT 4 CA 1	CBT 4 CA 1	S=0	CBT 2 CA 3	CBT1 CA 4	CBT 1 CA 4	CA 5	CA 5	S=
CBT 3 CA 2	CBT 3 CA 2	CBT 2 CA 3	CA 5	CA 4 CM 1	CBT=33	CA 5	CA 5	CA 5	CA 3 CM 2	CBT 1 CA 4	CBT=15
CBT 3 CA 2	CBT 1 CA 4	CBT 1 CA 4	CBT 1 CA 3 CM 1	CA 5	CA=52	CA 5	CBT1 CA 4	CA 5	CBT 1 CA 2 CM 2	CA 1 CM 4	CA=77
CA 2 CM 3	CA 3 CM 2	CA 3 CM 2	CA 2 CM 3	CA 3 CM 2	CM=14	CBT 1 CA 4	CA 5	CBT 1 CA 4	CBT 1 CA 4	CBT 5	CM=8
					CD=1						CD=0

UT sa 2001 área=0,34mm ²						UT sa 1997 área=0,30mm ²					
CBT 2 CA 3	CBT 1 CA 4	CA 5	CA 2 CM 3	CA 4 CM 1	S=25	S 5	S 3 CA 2	S4 CA 1	S 5	S 5	S=49
CBT 3 CA 2	CBT 1 CA 4	CA 5	CA 5	CA 5	CBT=7	S 3 CA 2	CBT4 S 1	S3 CA 2	S3 CA 2	S3 CA 2	CBT=4
CA 5	CA 5	CA 4 CM 1	CA 4 CM 1	CA 4 CM 1	CA=61	S 1 CA 1 CM 3	S 2 CA 1 CM 2	S 3 CA 2	S 1 CA 4	S 1 CA 4	CA=27
S 5	S 5	S 5	S 5	S 5	CM=7	CM 5	CM 5	CA 1 CM 4	S 2 CA 2 CM 1	S 4 CA 1	CM=20
					CD=0						CD=0

UT sa 1994 área=0,62mm ²						UT sa 1866 área=0,43mm ²					
S 4 CA 1	S 3 CA 2	S 2 CA 3	CA 2 CM 3	CA 1 CM 4	S= 31	S 4 CA 1	S 5	S4 CA 1	S 3 CA 1 CM 1	CA 1 CM 4	S=39
S 5	S 2 CA 3	S 1 CA 4	CA 3 CM 2	CA 1 CM 4	CBT=0	S 1 CA 1 CM 3	S 5	S 5	S 5	S 4 CA 1	CBT=0
S 4 CA 1	S 4 CA 1	CA 5	CA 3 CM 2	CA 1 CM 4	CA=43	CA 3 CM 2	S 2 CA 1 CM 2	S 1 CA 1 CM 3	S 1 CA 1 CM 3	CA 1 CM 4	CA=24
S 4 CA 1	S2 CA 3	CA 5	CA 1 CM 4	CA 2 CM 3	CM=26	CA 1 CM 4	CA 3 CM 2	CA 3 CM 2	CA 3 CM 2	CM 5	CM=37
					CD=0						CD=0

UT sa 1830 área=0,50mm ²						UT sa 1715 área=0,48mm ²					
S 2 CA 3	S 2 CA 3	S 4 CA 1	S 2 CA 3	S 2 CA 3	S=39	CA 5	CA 4 CM 1	S 3 CA 2	S 3 CA 2	S 4 CA 1	S=48
S 2 CA 3	S 2 CA 3	S 4 CA 1	S 3 CA 2	S 2 CA 3	CBT=0	S 1 CA 3 CM 1	CA 3 CM 2	S 4 CA 1	S 2 CA 3	S 5	CBT=0
S 2 CA 3	S 2 CA 3	S 2 CA 3	CA 5	S 2 CA 3	CA=61	CA 5	CA 4 CM 1	S 5	S 4 CA 1	S 5	CA=43
S 1 CA 4	S 1 CA 4	S 1 CA 4	S 2 CA 3	S 1 CA 4	CM=0	S 1 CA 3 CM 1	S 1 CA 2 CM 2	S 2 CA 2 CM 1	S 5	S 4 CA 1	CM=9
					CD=0						CD=0

Legenda: CBT=falha interfacial coesiva na base ou topo de camada híbrida

CA=falha interfacial coesiva adesiva

CM=falha coesiva em resina composta

S=falha interfacial no smear layer

CD=falha coesiva em dentina

GRUPO UT sa

UT sa 1682 área=0,29mm ²					UT sa 1649 área=0,38mm ²						
S 4 CA 1	S 2 CA 3	CA 5	S 3 CA 2	S 4 CA 1	S=57 CBT=8	CA 5	S 2 CA 3	S 4 CA 1	S 5	S 5	S=64 CBT=0
S 3 CBT 2	S 3 CBT 2	S 3 CA 2	S 3 CA 2	S 3 CA 2	CA=35	S 2 CA 3	S 3 CA 2	S 2 CA 3	S 5	S 5	CA=36
S 1 CBT 4	S 4 CA 1	S 4 CA 1	S 1 CA 4	S 2 CA 3	CM=0	CA 5	S 2 CA 3	S 3 CA 2	S 1 CA 4	S 4 CA 1	CM=0
S 5	S 4 CA 1	S 4 CA 1	S 3 CA 2	S 1 CA 4	CD=0	S 3 CA 2	S 5	S 4 CA 1	S 5	S 4 CA 1	CD=0

UT sa 1621 área=0,44mm ²					UT sa 1619 área=0,49mm ²						
S 5	S 5	S 5	S 5	S 5	S=74 CBT=0	CA 5	S 1 CA 4	S 2 CA 3	S 4 CA 1	S 5	S=68 CBT=0
CA 5	S 2 CA 3	S 5	S 5	S 5	CA=15	S 2 CA 3	S 5	S 4 CA 1	S 4 CA 1	S 5	CA=32
S 1 CA 4	S 5	S 5	S 5	S 5	CM=11	S 3 CA 2	S 4 CA 1	S 2 CA 3	S 4 CA 1	S 5	CM=0
CM 5	CM 5	S 1 CA 3 CM 1	S 5	S 5	CD=0	S 1 CA 4	S 3 CA 2	S 4 CA 1	S 5	S 5	CD=0

UT sa 1591 área=0,44mm ²					UT sa 1590 área=0,61mm ²						
CA 5	S 1 CA 4	S 1 CA 4	S 2 CA 3	CA 3 CM 2	S=70 CBT=0	S 3 CA 2	S 3 CA 2	S 3 CA 2	S 1 CA 3 CM 1	S 3 CA 2	S=77 CBT=0
S 4 CA 1	S 3 CA 2	S 5	S 5	S 5	CA=28	S 5	S 4 CA 1	S 5	S 3 CA 2	S 3 CA 1 CM 1	CA=21
S 3 CA 2	S 3 CA 2	S 5	S 5	S 5	CM=2	S 5	S 5	S 4 CA 1	S 5	S 4 CA 1	CM=2
S 5	S 5	S 5	S 4 CA 1	S 4 CA 1	CD=0	S 5	S 5	S 3 CA 2	S 3 CA 2	S 5	CD=0

UT sa 1584 área=0,47mm ²					UT sa 1581 área=0,44mm ²						
S 5	S 2 CA 3	S 2 CA 3	S 1 CA 4	S 3 CA 2	S=65 CBT=0	S 5	S 4 CA 1	S 4 CA 1	S 2 CA 2 CM 1	S 1 CA 3 CM 1	S=81 CBT=0
S 5	S 2 CA 3	S 5	S 3 CA 2	S 5	CA=35	S 5	S 5	S 4 CA 1	S 3 CA 2	S 3 CA 1 CM 1	CA=14
S 4 CA 1	S 4 CA 1	S 4 CA 1	S 3 CA 2	S 5	CM=0	S 5	S 5	S 5	S 3 CA 1 CM 1	S 2 CA 2 CM 1	CM=5
S 4 CA 1	S 3 CA 2	S 1 CA 4	S 2 CA 3	S 2 CA 3	CD=0	S 5	S 5	S 5	S 5	S 5	CD=0

UT sa 1573 área=0,38mm ²					UT sa 1555 área=0,55mm ²						
S 5	S 5	S 2 CA 3	CA 4 CM 1	S 5	S=83 CBT=0	S 5	S 5	S 5	S 5	S 5	S=83 CBT=0
S 5	S 3 CA 2	S 1 CA 2 CM 2	S 2 CA 2 CM 1	S 5	CA=13	S 2 CA 3	S 4 CA 1	S 5	S 5	S 5	CA=17
S 5	S 5	S 5	S 5	S 5	CM=4	CA 5	CA 5	S 5	S 5	S 5	CM=0
S 5	S 5	S 5	S 5	S 5	CD=0	S 4 CA 1	S 3 CA 2	S 5	S 5	S 5	CD=0

GRUPO UT sa

UT sa 1548 área=0,37mm ²					UT sa 1539 área=0,37mm ²						
CA 1 CM4	S 2 CA 3	S 5	S 5	S 4 CA 1	S=88 CBT=0 CA=6 CM=6 CD=0	S 5	S 5	S 5	S 5	S 5	S=89 CBT=0 CA=8 CM=3 CD=0
S 2 CA 1 CM 2	S 5	S 5	S 5	S 5		S 4 CA 1	S 4 CA 1	S 5	S 5	S 5	
S 5	S 5	S 5	S 5	S 5		S 4 CA 1	S 3 CA 2	S 5	S 5	S 5	
S 5	S 5	S 5	S 5	S 5		S 2 CA 2 CM 1	S 2 CA 1 CM 2	S 5	S 5	S 5	

UT sa 1508 área=0,37mm ²					UT sa 1508* área=0,42mm ²						
S 4 CA 1	S 2 CA 3	S 4 CA 1	S 3 CA 2	S 4 CA 1	S=83 CBT=0 CA=17 CM=0 CD=0	S 5	S 5	S 5	S 5	S 4 CA 1	S=85 CBT=0 CA=15 CM=0 CD=0
S 5	S 4 CA 1	S 3 CA 2	S 4 CA 1	S 4 CA 1		S 5	S 5	S 5	S 4 CA 1	S 4 CA 1	
S 5	S 5	S 5	S 5	S 5		S 5	S 4 CA 1	S 5	S 3 CA 2	S 3 CA 2	
S 5	S 5	S 5	S 5	S 1 CA 4		S 5	S 4 CA 1	S 5	S 1 CA 4	S 3 CA 2	

UT sa 1442 área=0,38mm ²					UT sa 1419 área=0,44mm ²						
S 5	S 2 CA 3	S 4 CA 1	S 5	S 4 CA 1	S=90 CBT=0 CA=10 CM=0 CD=0	S 5	S 5	S 5	S 5	S 4 CA 1	S=91 CBT=0 CA=8 CM=1 CD=0
S 3 CA 2	S 4 CA 1	S 5	S 5	S 3 CA 2		S 5	S 5	S 5	S 5	S 5	
S 5	S 5	S 5	S 5	S 5		S 5	S 5	S 5	S 3 CA 1 CM 1	S 5	
S 5	S 5	S 5	S 5	S 5		S 3 CA 2	S 5	S 5	S 1 CA 4	S 5	

UT sa 1332 área=0,39mm ²					UT sa 1305 área=0,37mm ²						
S 5	S 5	S 4 CA 1	S 5	S 5	S=91 CBT=0 CA=7 CM=2 CD=0	S 5	S 4 CA 1	S 2 CA 3	S 5	S 5	S=92 CBT=0 CA=8 CM=0 CD=0
S 2 CA 2 CM 1	S 5	S 5	S 5	S 5		S 5	S 5	S 5	S 5	S 5	
S 1 CA 3 CM 1	S 5	S 5	S 5	S 5		S 5	S 5	S 5	S 4 CA 1	S 4 CA 1	
S 4 CA 1	S 5	S 5	S 5	S 5		S 5	S 5	S 5	S 4 CA 1	S 4 CA 1	

UT sa 1279 área=0,46mm ²					UT sa 1212 área=0,33mm ²						
S 5	S 5	S 5	S 4 CA 1	S 3 CA 2	S=90 CBT=0 CA=10 CM=0 CD=0	S 4 CA 1	S 3 CA 2	S 3 CA 2	S 5	S 5	S=93 CBT=0 CA=6 CM=1 CD=0
S 5	S 5	S 5	S 5	S 2 CA 3		S 4 CM 1	S 5	S 5	S 5	S 5	
S 5	S 5	S 5	S 4 CA 1	S 5		S 5	S 5	S 5	S 5	S 5	
S 5	S 5	S 4 CA 1	S 5	S 3 CA 2		S 4 CA 1	S 5	S 5	S 5	S 5	

GRUPO UT sa

UT sa 1156 área=0,58mm ²						UT sa 1144 área=0,59mm ²					
S 4 CA 1	S 5	S 5	S 4 CA 1	S 2 CA 3	S=89	S 5	S 5	S 5	S 5	S 5	S=91
					CBT=0						CBT=0
S 3 CA 2	S 5	S 5	S 3 CA 1 CM 1	S 4 CA 1	CA=10	S 5	S 5	S 5	S 5	S 5	CA=9
					CM=1	S 4 CA 1	S 5	S 5	S 5	S 5	CM=0
S 5	S 4 CA 1	S 5	S 5	S 5	CD=0	CA 5	S 2 CA 3	S 5	S 5	S 5	CD=0

UT sa 1133 área=0,36mm ²						UT sa 1085 área=0,36mm ²					
S 2 CA 3	S 5	S 5	S 4 CA 1	S 5	S=93	S 5	S 5	S 5	S 5	S 5	S=88
					CBT=0						CBT=0
S 5	S 5	S 5	S 5	S 5	CA=7	S 3 CA 2	S 3 CA 2	S 5	S 3 CA 2	S 3 CA 2	CA=12
					CM=0	S 5	S 5	S 3 CA 2	S 5	S 5	CM=0
S 5	S 3 CA 2	S 5	S 5	S 5	CD=0	S 3 CA 2	S 5	S 5	S 5	S 5	CD=0

UT sa 1079 área=0,22mm ²						UT sa 1058 área=0,43mm ²					
S 5	S 5	S 5	S 5	S 5	S=100	S 5	S 5	S 5	S 5	S 5	S=95
					CBT=0						CBT=0
S 5	S 5	S 5	S 5	S 5	CA=0	S 5	S 5	S 5	S 5	S 5	CA=5
					CM=0	S 5	S 4 CA 1	S 3 CA 2	S 5	S 5	CM=0
S 5	S 5	S 5	S 5	S 5	CD=0	S 5	S 5	S 3 CA 2	S 5	S 5	CD=0

UT sa 1047 área=0,37mm ²						UT sa 1027 área=0,53mm ²					
S 5	S 5	S 4 CA 1	S 5	S 5	S=97	S 3 CA 2	S 5	S 5	S 5	S 5	S=98
					CBT=0						CBT=0
S 5	S 3 CA 2	S 5	S 5	S 5	CA=3	S 5	S 5	S 5	S 5	S 5	CA=2
					CM=0	S 5	S 5	S 5	S 5	S 5	CM=0
S 5	S 5	S 5	S 5	S 5	CD=0	S 5	S 5	S 5	S 5	S 5	CD=0

UT sa 0903 área=0,38mm ²						UT sa 0814 área=0,57mm ²					
S 5	S 5	S 5	S 5	S 5	S=94	S 5	S 5	S 5	S 5	S 5	S=100
					CBT=0						CBT=0
S 4 CA 1	S 5	S 5	S 4 CA 1	S 3 CA 2	CA=6	S 5	S 5	S 5	S 5	S 5	CA=0
					CM=0	S 5	S 5	S 5	S 5	S 5	CM=0
S 5	S 4 CA 1	S 5	S 5	S 5	CD=0	S 5	S 5	S 5	S 5	S 5	CD=0

Relatório: Número de corpos de prova = 40
Média força máxima = 15,17 MPa
Desvio padrão = 3,71
Coeficiente de variação = 24,46%
Média das áreas de fratura = 0,42 mm²

GRUPO PD sa

PD sa 1671 área=0,87mm ²					PD sa 1568 área=0,51 mm ²						
CM 5	CM 5	CM 5	CM 5	S 4 CA 1	S=35 CA=10 CM=55 CD=0	S 4 CM 1	CM 5	CM 5	CA 3 CM 2	CA 5	S=33 CA=30 CM=37 CD=0
CM 5	CM 5	CM 5	S 2 CA 1 CM 2	S 5		S 5	S 1 CM 4	CM 5	CA 2 CM 3	CA 5	
CM 5	CM 5	S 1 CA 1 CM 3	S 4 CA 1	S 5		S 5	S 5	CA 3 CM 2	CA 1 CM 4	CA 5	
S 1 CA 1 CM 3	S 1 CA 2 CM 2	S 2 CA 3	S 5	S 5		S 5	S 5	S 3 CM 2	CA 1 CM 4	CA 5	

PD sa 1551 área=0,38 mm ²					PD sa 1485 área=0,41 mm ²						
S 1 CA 1 CM 3	S 2 CA 1 CM 2	S 3 CA 1 CM 1	S 4 CA 1	S 5	S=41 CA=20 CM=30 CD=0	S 5	S 5	S 5	CA 1 CM 4	CM 5	S=43 CA=7 CM=50 CD=0
CM 5	CM 5	CM 5	CA 3 CM 2	S 3 CA 2		S 5	S 3 CA 2	S 2 CA 1 CM 2	CM 5	CM 5	
CM 5	CM 5	CA 1 CM 4	CA 5	S 4 CA 1		S 5	S 3 CA 2	CM 5	CM 5	CM 5	
S 2 CA 1 CM 2	S 4 CM 1	S 4 CA 1	S 4 CA 1	S 5		S 5	S 5	CA 1 CM 4	CM 5	CM 5	

PD sa 1472 área=0,40mm ²					PD sa 1451 área=0,34mm ²						
S 5	S 5	CM 5	CM 5	CM 5	S=53 CA=3 CM=44 CD=0	S 5	S 1 CA 3 CM 1	CA 1 CM 4	S 2 CA 1 CM 2	S 2 CA 3	S=45 CA=38 CM=17 CD=0
S 5	S 5	S 2 CA 1 CM 2	CM 5	CM 5		S 5	S 2 CA 3	S 1 CA 2 CM 2	S 3 CA 2	S 1 CA 4	
S 5	S 5	S 4 CA 1	CM 5	CM 5		S 5	S 3 CA 2	S 2 CA 3	S 1 CA 4	CA 3 CM 2	
S 5	S 5	S 5	S 2 CA 1 CM 2	CM 5		S 5	S 5	S 2 CA 3	CA 4 CM 1	CM 5	

PD sa 1443 área=0,48mm ²					PD sa 1420 área=0,31mm ²						
S 5	S 5	S 5	S 5	S 5	S=48 CA=11 CM=41 CD=0	CA 1 CM 4	S 1 CA 3 CM 1	S 5	S 5	S 5	S=49 CA=28 CM=23 CD=0
S 2 CA 2 CM 1	S 2 CA 2 CM 1	S 2 CA 2 CM 1	S 4 CA 1	S 5		CM 5	CM 5	CA 1 CM 4	S 1 CA 2 CM 2	S 3 CA 2	
CM 5	CM 5	CM 5	CA 1 CM 4	S 4 CA 1		S 1 CA 3 CM 1	CA 5	CA 4 CM 1	S 1 CA 4	S 5	
CM 5	CM 5	CM 5	CA 1 CM 4	S 4 CA 1		S 5	S 4 CA 1	S 4 CA 1	S 4 CA 1	S 5	

PD sa 1408 área=0,34mm ²					PD sa 1319 área=0,25mm ²						
S 3 CA 2	S 3 CA 2	S 4 CA 1	S 5	S 5	S=52 CA=28 CM=20 CD=0	S 5	S 5	S 5	S 5	S 2 CA 3	S=56 CA=29 CM=15 CD=0
CM 5	CA 4 CM 1	S 2 CA 3	S 5	S 5		S 5	S 4 CA 1	S 4 CA 1	S 2 CA 3	CA 5	
CM 5	CA 4 CM 1	S 2 CA 3	S 4 CA 1	S 5		S 4 CA 1	CA 2 CM 3	S 1 CA 1 CM 3	S 3 CA 1 CM 1	S 1 CA 4	
CM 5	CA 2 CM 3	S 2 CA 3	S 3 CA 2	S 4 CA 1		S 1 CA 4	CA 1 CM 4	CA 1 CM 4	S 5	S 4 CA 1	

Legenda: CBT=falha interfacial coesiva na base ou topo de camada híbrida
 CA=falha interfacial coesiva adesiva
 CM=falha coesiva em resina composta
 S=falha interfacial no *smear layer*
 CD=falha coesiva em dentina

GRUPO PD sa

PD sa 1281 área=0,94mm ²					PD sa 1279 área=0,48mm ²						
S 5	S 4 CA 1	S 5	S 5	S 5	S=55 CA=43 CM=2 CD=0	S 5	S 5	S 2 CA 3	S 4 CA 1	S 5	S=58 CA=39 CM=3 CD=0
S 3 CA 2	CA 5	S 1 CA 4	S 4 CA 1	S 5		S 1 CA 4	CA 4 CM 1	CA 3 CM 2	S 2 CA 3	S 4 CA 1	
S 1 CA 4	CA 5	CA 5	CA 5	S 2 CA 3		S 3 CA 2	S 2 CA 3	CA 5	S 3 CA 2	S 5	
S 5	S 4 CA 1	S 3 CA 2	S 3 CA 2	CA 3 CM 2		S 5	S 3 CA 2	S 2 CA 3	S 3 CA 2	S 4 CA 1	

PD sa 1454 área=0,19mm ²					PD sa 1252 área=0,52mm ²						
S 5	S 5	S 5	S 1 CA 4	CA 5	S=58 CA=42 CM=0 CD=0	S 1 CM 4	CM 5	CM 5	S 1 CA 2 CM 2	S 4 CA 1	S=64 CA=19 CM=17 CD=0
S 5	S 5	S 4 CA 1	S 1 CA 4	CA 5		S 4 CA 1	S 2 CA 2 CM 1	CA 1 CM 4	S 2 CA 3	S 5	
S 5	S 5	S 4 CA 1	S 5	CA 5		S 5	S 4 CA 1	S 3 CA 2	S 3 CA 2	S 5	
S 5	S 5	S 3 CA 2	CA 5	CA 5		S 5	S 5	S 5	S 5	S 5	

PD sa 1198 área=0,45mm ²					PD sa 1110 área=0,63mm ²						
S 2 CA 3	S 2 CA 3	S 3 CA 2	S 4 CA 1	S 5	S=63 CA=37 CM=0 CD=0	S 5	S 5	S 5	S 5	S 5	S=70 CA=13 CM=17 CD=0
S 4 CA 1	S 1 CA 4	CA 5	CA 5	S 4 CA 1		S 5	S 5	S 5	S 3 CA 2	S 1 CA 1 CM 3	
S 5	S 1 CA 4	S 2 CA 3	S 3 CA 2	S 4 CA 1		S 5	S 5	S 2 CA 3	CA 3 CM 2	CM 5	
S 5	S 5	S 5	S 4 CA 1	S 4 CA 1		S 5	S 3 CA 2	S 1 CA 3 CM 1	CM 5	S 3 CA 1 CM 1	

PD sa 1076 área=0,42mm ²					PD sa 1025 área=0,44mm ²						
CA 5	S 4 CM 1	S 3 CM 2	S 3 CM 2	S 5	S=71 CA=15 CM=14 CD=0	S 5	S 5	S 5	S 5	S 5	S=69 CA=23 CM=8 CD=0
S 5	S 3 CM 2	S 2 CM 3	S 1 CA 2 CM 2	S 5		S 4 CA 1	S 5	S 5	S 5	S 5	
S 5	S 5	S 3 CA 2	CA 3 CM 2	S 3 CA 2		CA 3 CM 2	S 2 CA 2 CM 1	S 2 CA 3	S 5	S 5	
S 5	S 5	S 5	S 4 CA 1	S 5		CA 4 CM 1	CA 3 CM 2	CA 3 CM 2	S 2 CA 3	S 4 CA 1	

PD sa 1016 área=0,52mm ²					PD sa 0997 área=0,41mm ²						
S 5	S 5	S 5	S 5	S 2 CA 3	S=73 CA=12 CM=15 CD=0	S 5	S 5	S 5	S 5	S 5	S=72 CA=26 CM=2 CD=0
S 5	S 5	S 5	S 4 CA 1	CA 5		CA 2 CA 3	CA 5	S 2 CA 3	S 5	S 5	
S 5	S 5	S 5	S 2 CM 3	CA 2 CM 3		S 1 CA 4	CA 5	S 2 CA 3	S 5	S 5	
S 5	S 5	S 5	CA 1 CM 4	CA 1 CM 4		CA 3 CM 2	S 5	S 5	S 5	S 5	

GRUPO PD sa

PD sa 0988 área=0,24mm ²					PD sa 0946 área=0,33mm ²						
S 2 CA 3	S 4 CA 1	S 4 CA 1	S 4 CA 1	S 4 CA 1	S=79 CA=21 CM=0 CD=0	S 5	S 5	S 5	S 5	S 5	S=85 CA=15 CM=0 CD=0
S 4 CA 1	S 4 CA 1	S 4 CA 1	S 4 CA 1	S 5		S 5	S 5	S 5	S 5		
S 2 CA 3	S 4 CA 1	S 4 CA 1	S 5	S 5		CA 5	S 1 CA 4	S 5	S 5	S 5	
S 2 CA 3	S 4 CA 1	S 4 CA 1	S 5	S 5		S 1 CA 4	S 3 CA 2	S 5	S 5	S 5	

PD sa 0860 área=0,45mm ²					PD sa 0838 área=0,55mm ²						
S 5	S 5	S 5	S 5	S 5	S=85 CA=12 CM=3 CD=0	S 5	S 5	S 5	S 5	S 5	S=80 CA=9 CM=11 CD=0
S 5	S 5	S 4 CA 1	S 5	S 5		S 5	S 5	S 5	S 5	S 4 CA 1	
S 5	S 5	S 3 CA 2	S 3 CA 1 CM 1	S 4 CA 1		S 5	S 5	S 5	S 1 CA 1 CM 3	CA 3 CM 2	
S 5	S 5	S 1 CA 4	S 1 CA 2 CM 2	S 4 CA 1		S 5	S 5	S 4 CA 1	S 1 CA 2 CM 2	CA 1 CM 4	

PD sa 0817 área=0,43mm ²					PD sa 0797 área=0,51mm ²						
S 5	S 5	S 5	S 5	S 5	S=83 CA=17 CM=0 CD=0	S 4 CA 1	S 3 CA 1 CM 1	S 5	S 5	S 5	S=84 CA=9 CM=7 CD=0
S 5	S 5	S 5	S 5	S 5		S 1 CA 1 CM 3	S 2 CA 1 CM 2	S 5	S 5	S 5	
S 5	S 5	S 3 CA 2	S 4 CA 1	S 5		S 3 CA 2	S 3 CA 1 CM 1	S 5	S 5	S 5	
S 5	S 3 CA 2	S 1 CA 4	S 1 CA 4	S 1 CA 4		S 4 CA 1	S 4 CA 1	S 5	S 5	S 5	

PD sa 0751 área=0,69mm ²					PD sa 0739 área=0,67mm ²						
S 3 CA 2	S 4 CA 1	S 5	S 5	S 5	S=84 CA=16 CM=0 CD=0	S 5	S 5	S 5	S 5	S 5	S=88 CA=7 CM=5 CD=0
S 3 CA 2	S 3 CA 2	S 5	S 5	S 5		S 2 CA 2 CM 1	S 1 CA 4	S 4 CA 1	S 5	S 5	
S 3 CA 2	S 3 CA 2	S 2 CA 3	S 5	S 5		S 4 CA 1	S 2 CA 3	S 5	S 5	S 5	
S 5	S 4 CA 1	S 4 CA 1	S 5	S 5		S 5	S 5	S 5	S 5	S 5	

PD sa 0645 área=0,55mm ²					PD sa 0644 área=0,45mm ²						
S 5	S 5	S 5	S 5	S 4 CA 1	S=83 CA=17 CM=0 CD=0	S 4 CA 1	S 1 CA 2 CM 2	S 3 CA 2	S 5	S 5	S=88 CA=9 CM=3 CD=0
S 5	S 5	S 5	S 4 CA 1	S 1 CA 4		S 4 CA 1	S 3 CA 1 CM 1	S 4 CA 1	S 5	S 5	
S 5	S 5	S 4 CA 1	S 2 CA 3	S 1 CA 4		S 5	S 5	S 4 CA 1	S 5	S 5	
S 5	S 5	S 5	S 5	S 2 CA 3		S 5	S 5	S 5	S 5	S 5	

GRUPO PD sa

PD sa 0618 área=0,54mm ²					PD sa 0578,9 área=0,51mm ²						
S 1 CA 1 CM 3	CA 1 CM 4	S 5	S 5	S 5	S=88 CA=5 CM=7 CD=0	S 2 CA 1 CM 2	S 5	S 5	S 5	S 5	S=88 CA=10 CM=2 CD=0
S 4 CA 1	S 3 CA 2	S 5	S 5	S 5		S 4 CM 1	S 3 CA 2	S 3 CA 2	S 5	S 5	
S 5	S 5	S 5	S 5	S 5		S 5	S 5	S 5	S 5	S 5	
S 5	S 5	S 5	S 5	S 5		S 5	S 5	S 5	S 5	CA 5	

PD sa 0578,0 área=0,35mm ²					PD sa 0550 área=0,65mm ²						
S 5	S 5	S 5	S 4 CA 1	S 5	S=77 CA=23 CM=0 CD=0	S 5	S 5	S 3 CA 2	S 2 CA 3	S 5	S=94 CA=6 CM=0 CD=0
S 5	S 5	S 5	S 4 CA 1	S 4 CA 1		S 5	S 5	S 4 CA 1	S 5	S 5	
S 2 CA 3	S 3 CA 2	S 3 CA 2	S 4 CA 1	S 3 CA 2		S 5	S 5	S 5	S 5	S 5	
S 5	S 5	S 5	CA 5	CA 5		S 5	S 5	S 5	S 5	S 5	

PD sa 0543 área=0,59mm ²					PD sa 0489 área=0,51mm ²						
S 5	S 5	S 5	S 5	S 5	S=92 CA=8 CM=0 CD=0	S 5	S 5	S 5	S 5	S 5	S=92 CA=8 CM=0 CD=0
S 5	S 5	S 5	S 5	S 4 CA 1		S 5	S 5	S 5	S 5	S 4 CA 1	
S 5	S 5	S 5	S 5	S 2 CA 3		S 5	S 5	S 5	S 4 CA 1	CA 5	
S 5	S 5	S 5	S 4 CA 1	S 1 CA 4		S 5	S 5	S 5	S 5	S 4 CA 1	

PD sa 0479 área=0,31mm ²					PD sa 0457 área=0,59mm ²						
S 5	S 5	S 5	S 5	S 5	S=95 CA=5 CM=0 CD=0	S 5	S 5	S 5	S 5	S 5	S=100 CA=0 CM=0 CD=0
S 4 CA 1	S 5	S 5	S 5	S 5		S 5	S 5	S 5	S 5	S 5	
S 3 CA 2	S 5	S 5	S 5	S 5		S 5	S 5	S 5	S 5	S 5	
S 3 CA 2	S 5	S 5	S 5	S 5		S 5	S 5	S 5	S 5	S 5	

PD sa 0450 área=0,61mm ²					PD sa 0389 área=0,57mm ²						
S 5	S 5	S 5	S 5	S 5	S=96 CA=4 CM=0 CD=0	CA 1 CM 4	S 1 CA 1 CM 3	S 5	S 5	S 5	S=91 CA=2 CM=7 CD=0
S 5	S 5	S 5	S 5	S 1 CA 4		S 5	S 5	S 5	S 5	S 5	
S 5	S 5	S 5	S 5	S 5		S 5	S 5	S 5	S 5	S 5	
S 5	S 5	S 5	S 5	S 5		S 5	S 5	S 5	S 5	S 5	

Relatório: Número de corpos de prova = 40
Média força máxima = 9,86 MPa
Desvio padrão = 3,80
Coeficiente de variação = 38,54%
Média das áreas de fratura = 0,49 mm²

Anexo 10

Tabela EDS ajustada da Dentina com médias aritméticas.

	C	O	P	Ca	Si	Mg	Total
Dentina 1	24,298	29,207	15,766	29,376	0,376	0,974	99,997
Dentina 2	25,100	17,859	18,204	37,959	0,344	0,531	99,997
Dentina 3	24,424	16,003	17,236	41,842	0,213	0,279	99,997
Média	24,607	21,023	17,068	36,392	0,311	0,594	
Desvio-padrão	0,431	7,148	1,228	6,379	0,086	0,352	

Tabela EDS ajustada da Dentina com Smear Layer com médias aritméticas.

	C	O	P	Ca	Si	Mg	Total
Dentina c/smear layer 1	7,741	24,606	21,495	45,236	0,362	0,557	99,997
Dentina c/smear layer 2	6,950	23,089	22,126	46,956	0,084	0,792	99,997
Dentina c/smear layer 3	6,951	28,644	21,527	41,321	0,454	1,101	99,998
Média	7,214	25,446	21,716	44,504	0,300	0,816	
Desvio-padrão	0,456	2,871	0,355	2,888	0,193	0,273	

Tabela EDS ajustada da falha CM com médias aritméticas.

	C	O	P	Ca	Si	Mg	Total
Falha 1	15,746	28,420	10,929	0,368	44,471	0,064	99,998
Falha 2	16,396	29,246	10,722	0,439	42,536	0,658	99,997
Falha 3	19,049	26,566	11,018	0,256	42,932	0,176	99,997
Média	17,063	28,077	10,889	0,354	43,315	0,299	
Desvio-padrão	1,750	1,372	0,152	0,092	1,022	0,316	

Tabela EDS ajustada da falha CA com médias aritméticas.

	C	O	P	Ca	Si	Mg	Total
Falha 1	53,799	23,481	1,343	3,108	18,066	0,200	99,997
Falha 2	56,000	24,502	1,485	1,668	15,817	0,525	99,997
Falha 3	55,074	30,929	0,721	1,053	11,906	0,314	99,997
Média	54,957	26,304	1,183	1,943	15,263	0,346	
Desvio-padrão	1,105	4,038	0,406	1,055	3,117	0,165	

Tabela EDS ajustada da falha na base da camada híbrida com médias aritméticas.

	C	O	P	Ca	Si	Mg	Total
Falha 1	16,241	22,128	17,861	42,751	0,577	0,439	99,997
Falha 2	17,570	21,466	17,989	41,613	0,784	0,575	99,997
Falha 3	22,541	13,428	20,263	42,836	0,513	0,417	99,998
Média	18,784	19,007	18,704	42,400	0,624	0,477	
Desvio-padrão	3,321	4,843	1,351	0,683	0,142	0,086	

Tabela EDS ajustada da falha no topo da camada híbrida com médias aritméticas.

	C	O	P	Ca	Si	Mg	Total
Falha 1	34,684	20,226	13,324	25,600	5,528	0,635	99,997
Falha 2	18,257	18,257	16,713	43,249	2,104	1,418	99,998
Falha 3	13,407	24,595	20,413	39,453	1,142	0,987	99,997
Média	22,116	21,026	16,816	36,100	2,924	1,013	
Desvio-padrão	11,151	3,244	3,546	9,290	2,305	0,392	

Tabela EDS ajustada da falha S com adesivo com médias aritméticas.

	C	O	P	Ca	Si	Mg	Total
Falha 1	31,690	35,098	8,452	20,605	1,988	2,164	99,997
Falha 2	19,839	19,584	15,316	42,048	1,312	1,898	99,997
Falha 3	11,109	29,775	19,928	37,987	0,451	0,747	99,997
Média	20,879	28,152	14,565	33,546	1,250	1,603	
Desvio-padrão	10,330	7,883	5,775	11,390	0,770	0,753	