

**INFLUÊNCIA DA IRRADIAÇÃO COM LASER Nd:YAG ASSOCIADO AO FLÚOR NOS
VALORES DE RESISTÊNCIA DE UNIÃO DE SISTEMAS ADESIVOS ÀS DENTINAS
SADIA E CARIADA**

MARIA PAULA GANDOLFI PARANHOS

Dissertação apresentada como requisito parcial à obtenção do grau de Mestre em Odontologia, curso de Pós-graduação em Odontologia, concentração em Dentística, Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul.

Orientador: Prof. Dr. Luiz Henrique Burnett Jr

PORTO ALEGRE

DEZEMBRO 2006

Dedicatória

*Ao **João Vicente**, que sempre me incentivou a correr atrás dos meus sonhos e nunca mediu esforços para que eu os realizasse. Sua confiança, seu respeito e seu amor certamente facilitam a superação de qualquer desafio. Obrigada por estar sempre ao meu lado. Amo muito você.*

“Vê mais longe a gaivota que voa mais alto”

Fernão Capelo Gaivota – Richard Bach

Agradecimentos Especiais

Ao Prof. Dr. Luiz Henrique Burnett Júnior, por me mostrar que minha capacidade vai além das minhas expectativas. Obrigada pela maneira gentil de apontar os meus erros e por ressaltar minhas qualidades de forma tão entusiástica. Sua orientação e sua amizade foram imprescindíveis para que eu alcançasse esse objetivo.

*Aos meus pais, **Paulo e Cida**, que são responsáveis por minha educação e que me deram toda a base pra que eu chegasse até aqui.*

À minha **mãe**, pelo constante incentivo, pelas palavras de carinho que vêm na hora certa, por tentar me mostrar que a vida não deve ser levada tão a sério e pelo amor incondicional.

Ao meu **pai**, pela confiança que sempre teve em mim, pela forma racional e objetiva de me aconselhar, por seu amor e, principalmente, pelo exemplo.

Amo vocês.

À minha sogra, **Cenira Barbizam**, que foi companheira, amiga, cúmplice e mãe.
Obrigada pela paciência, pelo carinho e pelo amor com que me recebeu em sua casa e em sua família.

À **Beti** e ao **Leandro**, pela amizade e pela maneira carinhosa com que me receberam em sua casa, estando sempre dispostos a ajudar.

À **Helena**, que conseguiu, com sua pureza, tornar meus dias mais iluminados. Esses dois anos em Porto Alegre me permitiram acompanhar de perto seu crescimento e essa foi minha maior recompensa.

Amo vocês.

Ao **CNPQ**, pela bolsa de estudos concedida.

À coordenadora da pós-graduação **Prof^a. Nilza Pereira da Costa** e aos funcionários da secretaria de pós-graduação **Ana Lúcia, Marcos, Carlos e Davenir**, pela disponibilidade, atenção e carinho.

À **Prof^a. Dra. Ana Maria Spohr**, que participou integralmente da minha formação com sua humildade e admirável capacidade de ensinar.

Aos professores **Eduardo Mota, Hugo Oshima, Luciana Hirakata, Rosemary Shinkai, Ari Tietzmann e Antônio de Oliveira**, pelos momentos agradáveis no laboratório de pesquisa.

À **Maurem Marcondes**, que se tornou uma grande amiga em tão pouco tempo. Obrigada pela atenção, carinho, amizade, pelas boas conversas e pelos bons livros.

Aos amigos **Fausto Rodrigues, Luciana Lima e Alexandre Heredia**, pelos bons momentos juntos e pela amizade que será eterna.

Ao amigo **Carlos Eduardo Balbinot**, pela companhia nas viagens, cumplicidade e amizade.

Aos colegas do Mestrado de Materiais Dentários **Regênio, João e Rogério**, pelo carinho e amizade durante estes anos.

Aos funcionários das clínicas **Jaque, Antônio, Zoila e Neuzinha**, que sempre com muita alegria, estiveram dispostos a facilitar meu trabalho.

À aluna **Daniela Broilo** que foi minha monitora “de luxo”, pela ajuda na clínica e pelo carinho.

À **Melissa Thomas**, grande amiga, que foi companheira de viagem, de almoços e de conversas.

Ao pessoal do SESI Vita de Passo Fundo, que me incentivou e me apoiou nessa jornada.

Às colegas do Doutorado **Ana Amélia, Helena, Clarissa e Ana Paula**, pelos bons momentos de convívio.

Aos colegas do **Centro de Microscopia e Microanálises**, em especial ao **Maurício**, que participou, com muita disposição e bom humor, de grande parte deste trabalho.

Aos meus irmãos **Haroldo e Lucas** pelo amor, carinho e incentivo.

À **Lê, Anselmo, Arthur e Henrique** que mesmo tão longe estiveram sempre tão próximos.

“...olhos abertos, o longe é perto, o que vale é o sonho”

Desgarrados – Mário Barbará Dornelles

RESUMO

Este estudo avaliou, *in vitro*, a resistência de união à microtração dos sistemas adesivos Single Bond - SB (3M/ESPE) e Clearfil SE Bond - CSE (Kuraray) à dentina sadia e cariada, com ou sem aplicação prévia do laser Nd:YAG associado ou não a presença de flúor. A superfície oclusal de 60 terceiros molares humanos foi removida para obtenção de uma superfície dentinária plana. Metade destes dentes foram submetidos à ciclagem de pH para realização de cárie artificial e a outra metade permaneceu com a dentina hígida. Os dentes foram divididos em 12 grupos, sendo que a dentina dos grupos 1-6 era cariada e dos grupos 7-12 sadia. Foram realizados 3 tratamentos distintos: irradiação da dentina com laser Nd:YAG (60 mJ, 15 Hz e 0,9 W); irradiação da dentina com laser Nd:YAG associado ao flúor em gel; e sem tratamento (controle). Doze dentes, tratados como descrito acima, foram utilizados para avaliação da microdureza, para análise em MEV e espectroscopia por energia dispersiva (EDS). Nos dentes dos grupos experimentais, a aplicação dos sistemas adesivos foi realizada de acordo com as instruções dos fabricantes e um platô de resina composta (Z250/3M) com aproximadamente 6 mm de altura foi realizado. Após, os espécimes foram armazenados em água destilada por 24 h em uma estufa de cultura a 37°C. Decorrida esta etapa, os dentes foram seccionados nos sentidos “x” e “y” para obtenção de palitos (25 por grupo) com área adesiva de 0,8 mm². Estes palitos foram submetidos ao ensaio de microtração, em uma máquina de ensaios mecânicos (EMIC-DL), com velocidade de 0,5 mm/min. O padrão de falha foi caracterizado pela análise em MEV e análise fractográfica. Segundo o modelo linear geral univariado (GLM) e *Tukey* ($p < 0,05$), as maiores médias foram obtidas quando os sistemas adesivos foram aplicados em dentina sadia, de acordo com as instruções dos fabricantes (SB 34,2 MPa e CSE 40,65 MPa). Os resultados também mostraram que a presença de tecido cariado reduziu significativamente a resistência de união dos dois sistemas adesivos utilizados. A irradiação da dentina com laser diminuiu a resistência de união do Clearfil SE Bond e não afetou os dentes tratados com o Single Bond. A irradiação da dentina sadia com laser associado ao flúor reduziu os valores de resistência de união para os dois sistemas adesivos, embora este tratamento em dentina cariada, utilizando o Clearfil SE

Bond tenha mostrado resultados superiores ao Single Bond. O tipo de falha predominante foi a falha do tipo mista. A análise em MEV da dentina sadia, após aplicação do laser, mostrou uma superfície com irregularidades e porosidades devido à fusão e recristalização desta dentina, com túbulos dentinários ocluídos; a dentina cariada apresentou as mesmas características da dentina sadia irradiada, com túbulos dentinários mais nítidos devido à reestruturação da dentina peritubular.

Palavras-chave: laser Nd:YAG; microtração; adesivos dentinários

ABSTRACT

This study evaluated, in vitro, the microtensile bond strength of two adhesive systems (Single Bond/3M-ESPE and Clearfil SE Bond/Kuraray) to caries affected and normal dentin, with or without previous treatment with Nd:YAG laser or Nd:YAG laser associated to fluoride. Dentin surfaces were exposed from 60 human third molars. Teeth were divided into 12 groups, where groups 1-6 were submitted to pH cycling for artificial caries and groups 7-12 remained with normal dentin. Dentinal surfaces received three different treatments: laser Nd:YAG irradiation (60 mJ, 15 Hz and 0.9 W) for 1 min; laser Nd:YAG irradiation associated to fluoride in gel; and no treatment (controls). Twelve teeth, treated as mentioned above, were analyzed by SEM, Energy Dispersive Spectroscopy (EDS) and microhardness. In experimental groups, adhesive systems were applied according to manufacturers' instructions and composite resin restorations (Filtek Z250/3M-ESPE) were made incrementally. After storage in distilled water for 24 h and 37° C, teeth were sectioned serially in both x and y directions and sticks with adhesive area of 0.8 mm² were obtained (25 per group). The sticks were measured and submitted to the microtensile bond strength test in an Universal Testing Machine (EMIC DL) in a 0.5 mm/min crosshead speed. Failure mode was analyzed in SEM and in Fractographical analysis. According to general linear model univariate (GLM) and Tukey ($p < 0.05$), the highest mean bond strengths were obtained in groups of normal dentin treated with Clearfil SE Bond (40.65 MPa) and Single Bond (34.2 MPa) according to manufacturers' instructions. The results showed that the presence of caries affected dentin significantly decreased the mean bond strengths of the 2 adhesives systems. Laser irradiation of dentin also decreased the bond strengths of teeth treated with Clearfil SE Bond. Moreover, laser irradiation associated to fluoride also decreased the bond strength values of the 2 adhesive systems. However, caries affected dentin had better results with this association when compared to normal dentin. Mixed failure was the most common mode of failure in this study. SEM analysis showed irregularities and porosities in dentin after Nd:YAG laser irradiation due to melting and re-crystallization of

this surface. Normal dentin showed closed dentinal tubules after laser irradiation and caries affected dentin showed clearer dentinal tubules because of the re-establishment of peritubular dentin.

Key-words: Nd:YAG Laser; microtensile; adhesive systems.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

- Figura 1.** Dente incluído em resina acrílica. Vista oclusal (A) e vista lateral (B) -----73
- Figura 2.** Dentina Exposta -----74
- Quadro 1.** Composição química dos sistemas adesivos e resina composta utilizados 78
- Figura 3.** Sistemas Adesivos – Single Bond (A), Clearfil SE Bond (B) e Resina Composta Z250 (C) utilizados -----78
- Figura 4.** Corte do dente nos eixos x e y (A). Palitos de resina e dentina (B) -----81
- Figura 5.** Dispositivo para microtração (A). Palito adaptado ao dispositivo (B)-----82
- Figura 6.** Palito fraturado montado para avaliação em MEV -----83
- Figura 7.** Grade posicionada sobre fotomicrografia para avaliação do tipo de falha----85
- Figura 8.** Gráfico dos valores médios de resistência de união (MPa) de todos os grupos -----88
- Figura 9.** Gráfico dos valores médios de resistência de união (MPa) dos grupos com e sem cárie em relação aos sistemas adesivos utilizados -----89
- Figura 10.** Gráfico dos valores médios de resistência de união (MPa) dos grupos com e sem laser em relação aos sistemas adesivos utilizados -----90
- Figura 11.** Gráfico dos valores médios de resistência de união (MPa) dos grupos com e sem flúor associado ao laser em relação aos sistemas adesivos utilizados91

- Figura 12.** Gráfico dos valores médios de resistência de união (MPa) dos grupos com e sem flúor associado ao laser em relação à presença ou ausência de tecido cariado -----92
- Figura 13.** Gráfico dos valores médios de resistência de união (MPa) dos grupos com e sem cárie em função da aplicação ou não de laser e ao sistema adesivo utilizado -----93
- Figura 14.** Gráfico dos valores médios de resistência de união (MPa) considerando os fatores de variação isoladamente -----94
- Figura 15.** Fotomicrografia em MEV (aumento de 2000 X) em dentina sadia (A) e em dentina sadia após aplicação do laser (B)-----95
- Figura 16.** Fotomicrografia em MEV (aumento de 2000 X) em dentina cariada (A e B) e em dentina cariada após aplicação do laser (C)-----96
- Figura 17.** Fotomicrografia em MEV (aumento de 200 X) de corpo de prova com presença de falha mista. (A) Falha coesiva em resina composta. (B) Falha coesiva em adesivo. (C) Falha em topo de camada híbrida. (D) Falha coesiva em dentina. Área demarcada presente em maior aumento na Figura 18----- 100
- Figura 18.** Fotomicrografia em MEV (Aumento de 2000 X) de padrão de falha mista. (A) Coesiva em resina composta. (B) Coesiva em adesivo. (C) Topo de camada híbrida----- 100
- Figura 19.** Fotomicrografia em MEV (aumento de 200 X) de corpo de prova com presença de falha mista. (A) Falha coesiva em resina composta. (B) Falha

coesiva em adesivo. (C) Falha em topo de camada híbrida. Área demarcada presente em maior aumento na Figura 20 ----- 101

Figura 20. Fotomicrografia em MEV (Aumento de 2000 X) de padrão de falha mista. (A) Coesiva em resina composta. (B) Coesiva em adesivo. (C) Topo de camada híbrida----- 101

Figura 21. Fotomicrografia em MEV (Aumento de 200 X) de padrão de falha mista. (A) Coesiva em resina composta. (B) Coesiva em adesivo. (C) Topo de camada híbrida. (D) Coesiva em dentina. Área demarcada em maior aumento na Figura 22 ----- 102

Figura 22. Fotomicrografia em MEV (Aumento de 2000 X) de falha coesiva em dentina ----- 102

Figura 23. Fotomicrografia em MEV (aumento de 200 X) de corpo de prova com presença de falha interfacial. (A) Falha em base de camada híbrida. (B) Falha em topo camada híbrida. (C) Falha coesiva em adesivo. Área demarcada em maior aumento na Figura 24----- 103

Figura 24. Fotomicrografia em MEV (aumento de 2000 X) de corpo de prova com presença de falha interfacial. (A) Falha em topo de camada híbrida. (B) Falha coesiva em adesivo----- 103

Figura 25. Fotomicrografia em MEV (aumento de 200 X) de corpo de prova com presença de falha interfacial. (A) Falha em base de camada híbrida. (B) Falha em topo camada híbrida. (C) Falha coesiva em adesivo. Área demarcada em maior aumento na Figura 26----- 104

- Figura 26.** Fotomicrografia em MEV (aumento de 2000 X) de corpo de prova com presença de falha interfacial. (A) Falha em base de camada híbrida. (B) Falha em topo camada híbrida----- 104
- Figura 27.** Fotomicrografia em MEV (aumento de 8000 X) de base de camada híbrida. (A) *Tag* de resina----- 105
- Figura 28.** Gráfico da regressão linear comparando a resistência de união e a porcentagem do tipo de falha. Topo de camada híbrida em dentes sem cárie (A) Single Bond; (B) Clearfil SE Bond ----- 106
- Figura 29.** Gráfico da regressão linear comparando a resistência de união e a porcentagem do tipo de falha. Base de camada híbrida em dentes sem cárie (A) Single Bond; (B) Clearfil SE Bond ----- 106
- Figura 30.** Gráfico da regressão linear comparando a resistência de união e a porcentagem do tipo de falha. Coesiva em adesivo em dentes sem cárie (A) Single Bond; (B) Clearfil SE Bond ----- 107
- Figura 31.** Gráfico da regressão linear comparando a resistência de união e a porcentagem do tipo de falha. Coesiva em resina composta em dentes sem cárie (A) Single Bond; (B) Clearfil SE Bond----- 107
- Figura 32.** Gráfico da regressão linear comparando a resistência de união e a porcentagem do tipo de falha. Coesiva em dentina em dentes sem cárie (A) Single Bond; (B) Clearfil SE Bond----- 108
- Figura 33.** Gráfico da regressão linear comparando a resistência de união e a porcentagem do tipo de falha. Topo de camada híbrida em dentes cariados (A) Single Bond; (B) Clearfil SE Bond----- 108

- Figura 34.** Gráfico da regressão linear comparando a resistência de união e a porcentagem do tipo de falha. Base de camada híbrida em dentes cariados (A) Single Bond; (B) Clearfil SE Bond----- 109
- Figura 35.** Gráfico da regressão linear comparando a resistência de união e a porcentagem do tipo de falha. Coesiva em adesivo em dentes cariados (A) Single Bond; (B) Clearfil SE Bond----- 109
- Figura 36.** Gráfico da regressão linear comparando a resistência de união e a porcentagem do tipo de falha. Coesiva em resina composta em dentes cariados (A) Single Bond; (B) Clearfil SE Bond----- 110
- Figura 37.** Gráfico da regressão linear comparando a resistência de união e a porcentagem do tipo de falha. Coesiva em dentina em dentes cariados (A) Single Bond; (B) Clearfil SE Bond----- 110
- Figura 38.** Gráfico da regressão linear comparando a resistência de união e a porcentagem do tipo de falha. Topo e base de camada híbrida em dentes sadios (A) Single Bond; (B) Clearfil SE Bond ----- 111
- Figura 39.** Gráfico da regressão linear comparando a resistência de união e a porcentagem do tipo de falha. Topo e base de camada híbrida em dentes cariados (A) Single Bond; (B) Clearfil SE Bond----- 111

LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Grupos e tratamentos realizados -----	75
Tabela 2. Resultados da Análise de Variância Multivariada (MANOVA) -----	87
Tabela 3. Valores médios de resistência de união (MPa) obtidos no ensaio de microtração e área adesiva (mm ²)-----	88
Tabela 4. Valores médios de resistência de união (MPa) considerando os fatores de variação isoladamente (leitura em horizontal e por variável)-----	94
Tabela 5. Resultados do teste de Microdureza <i>Vickers</i> -----	97
Tabela 6. Resultados da espectroscopia por energia dispersiva (EDS)-----	97
Tabela 7. Distribuição (%) dos tipos de falha encontrados em cada grupo relacionado aos valores médios de resistência de união (MPa)-----	98
Tabela 8. Percentual de falha considerando a localização da fratura e diferenças estatísticas dentro de cada grupo (a leitura deve ser realizada no sentido horizontal apenas)-----	99

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SIGNIFICADOS

#	Número
%	Por cento
<	Menor que
>	Maior que
±	Mais ou menos
°C	Grau Celsius
µm	Micrometro
Ca	Cálcio
CH	Camada híbrida
cm	Centímetro
cp	Corpo de prova
cv	Coeficiente de variação
DMA	Dimetacrilato
dp	Desvio padrão
EDS	<i>Energy dispersive x-ray spectroscopy</i> (Espectroscopia de raios-x por energia dispersiva)
F	Flúor
g	Gramma
GPa	Giga Pascal
h	Hora
VHN	<i>Vickers hardness number</i> (Dureza Vickers)

Hz	Hertz
J	Joule
kg	Quilograma
kgf	Quilograma força
M	Mol
MET	Microscopia eletrônica de transmissão
MEV	Microscopia eletrônica de varredura
mg/L	Miligrama por litro
min	Minuto
mJ	MiliJoule
mJ/cm ²	MiliJoule por centímetro quadrado
ml	Mililitro
mM	Mili mol
mm	Milímetro
mm/min	Milímetro por minuto
mm ²	Milímetro quadrado
MPa	Mega Pascal
mW/cm ²	MiliWatt por centímetro quadrado
N	Newton
Nd:YAG	Neodímio ítrio-alumínio-Granada
n	Número de corpos de prova
n°	Número
Na	Sódio
O	Oxigênio

P	Fósforo
p	Probabilidade calculada
pH	Concentração hidrogeniônica
TEGDMA	Trietileno glicol dimetacrilato
UDMA	Uretano dimetacrilato
ppm	Parte por milhão
rpm	Rotações por minuto
s	Segundo
sig.	Significância
vol.	Volume
W	Watt
Bis-GMA	Bisfenol glicidil metacrilato-a
Bis-HEMA	Bisfenol 2-hidroxietil metacrilato
HEMA	2-hidroxietil metacrilato
J/cm ²	Joule por centímetro quadrado
x	Indica o número de vezes. Ex. 200x (duzentas vezes)

Abreviaturas dos grupos experimentais

C-FLSB	Cárie + Flúor + Laser + Single Bond
C-FLCSE	Cárie + Flúor + Laser + Clearfil SE Bond
C-LSB	Cárie + Laser + Single Bond
C-LCSE	Cárie + Laser + Clearfil SE Bond
C-SB	Cárie + Single Bond
C-CSE	Cárie + Clearfil SE Bond

FLSB	Flúor + Laser + Single Bond
FLCSE	Flúor + Laser + Clearfil SE Bond
LSB	Laser + Single Bond
LCSE	Laser + Clearfil SE Bond
SB	Single Bond
CSE	Clearfil SE Bond

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO -----	27
2. REVISÃO DE LITERATURA -----	31
2.1 União ao substrato dentinário-----	32
2.2 Aplicação do laser Nd:YAG em dentina-----	46
2.3 Metodologia -----	61
3. PROPOSIÇÃO -----	70
4. MATERIAIS E MÉTODOS -----	72
4.1 Confeção dos corpos de prova-----	73
4.2 Ciclagem de pH – Cárie artificial -----	75
4.3 Tratamentos realizados-----	76
4.4 Microdureza-----	77
4.5 Aplicação dos sistemas adesivos e resina composta -----	78
4.6 Obtenção dos palitos para o ensaio de microtração-----	80
4.7 Ensaio de microtração -----	81
4.8 Análise estatística -----	82
4.9 Preparo das amostras para análise em MEV-----	83
4.10 Análise do tipo de fratura – Fractografia -----	84
4.11 Análise estatística do tipo de fratura-----	85
5. RESULTADOS -----	86
6. DISCUSSÃO-----	112
6.1 Interação dos sistemas adesivos com dentina sadia e cariada-----	113

6.2 Interação dos sistemas adesivos com dentina sadia e cariada após irradiação com laser Nd:YAG -----	117
6.3 Interação dos sistemas adesivos com dentina sadia e cariada após irradiação com laser Nd:YAG associado ao flúor	122
6.4 Microtração e Fractografia -----	124
7. CONCLUSÕES -----	132
8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS -----	135
9. ANEXOS -----	141
9.1 ANEXO 1 – Carta de aprovação do CEP -----	142
9.2 ANEXO 2 – Tabelas dos testes estatísticos -----	143
9.3 ANEXO 3 - Medida da área adesiva dos corpos de prova “palitos” (mm) -----	149
9.4 ANEXO 4 - Valores de resistência de união e tipo de falha -----	156

1. INTRODUÇÃO

1 INTRODUÇÃO

A união dos sistemas adesivos à dentina continua sendo foco de pesquisas devido à complexidade inerente à composição e estrutura deste substrato (PERDIGÃO et al., 2000; SHETH et al., 2004), principalmente em relação à umidade e à permeabilidade (ODA, OLIVEIRA e LIBERTI, 2001).

Inúmeros materiais, como resinas compostas nanoparticuladas e sistemas adesivos autocondicionantes, e novas tecnologias, como a utilização da radiação laser, têm sido empregados na Odontologia em busca de uma melhor interação do material restaurador à estrutura dentária objetivando aumentar sua longevidade clínica.

Os sistemas adesivos compostos por *primers* autocondicionantes vêm sendo desenvolvidos com o objetivo de simplificar os procedimentos adesivos, diminuir a sensibilidade técnica (OLIVEIRA et al., 2003; KENSHIMA et al., 2005), prevenir discrepâncias entre a profundidade de desmineralização dentinária pelo ácido e a habilidade do *primer* em penetrar nesta camada desmineralizada, além de reduzir o risco da superfície tratada ser contaminada. Um dos conceitos básicos por trás dos *primers* autocondicionantes é que a desmineralização da estrutura dentária, a difusão e a inclusão do agente adesivo ao redor das fibras colágenas ocorrem ao mesmo tempo e na mesma profundidade (YOSHIDA et al., 2004; KENSHIMA et al., 2005), o que também contribui para diminuição da sensibilidade pós-operatória (NAKABAYASHI e SAIMI, 1996; OLIVEIRA et al., 2003).

Paralelamente ao desenvolvimento de novos sistemas adesivos, a utilização do laser na Odontologia já faz parte dos procedimentos clínicos há mais de 30 anos (LEE et al., 2002), sendo bem aceito por parte dos clínicos. Como seu uso é considerado

recente, a ampliação de sua aplicação continua sendo avaliada. Dentre os diversos tipos de lasers disponíveis, o laser Nd:YAG tem sido utilizado para o tratamento de hipersensibilidade dentinária, remoção de tecido cariado e na remoção de tecidos moles (LEE et al., 2002; DEDERICH e BUSHUCK, 2004), além de diminuir a quantidade de microorganismos mesmo nas camadas mais profundas de dentina (SCHOOP et al., 2004).

A utilização do laser Nd:YAG em dentina provoca alterações químicas e morfológicas que poderiam beneficiar os mecanismos de união entre adesivo e dentina. Alguns autores mostram que a formação de irregularidades e o aumento do conteúdo de cálcio e fósforo após aplicação do laser Nd:YAG poderiam aumentar a união micromecânica e química dos sistemas adesivos à dentina, respectivamente (KOBAYASHI et al., 2003; MORIYAMA et al., 2004).

Outra maneira de se beneficiar a estrutura dentinária com o laser é através da associação deste ao flúor em alta concentração, o que aumenta a absorção deste íon pela dentina, ocluindo os túbulos dentinários, diminuindo a permeabilidade dentinária e tornando esta dentina mais resistente à desmineralização por ácidos da placa bacteriana (ZHANG, KIMURA e MATSUMOTO, 1996; KUMAR e METHA, 2005).

No entanto, a maioria destes estudos é realizada em dentina planificada e sadia, e o que comumente encontramos clinicamente para realização de procedimentos adesivos são dentina afetada por cárie e dentina cervical esclerosada (CARVALHO et al., 1994; NAKAJIMA et al., 1995; PASHLEY et al., 1995; YOSHIYAMA et al., 2000).

Devido ao alto custo e tempo para realizar trabalhos *in vivo*, mostra-se importante a simulação de cárie artificial quando da necessidade de estudo ou uso da lesão cariada em pesquisas. Uma das formas de se criar cárie dentinária em laboratório

é pela ciclagem de pH, com ciclos de desmineralização e remineralização, que são capazes de formar cáries com características estruturais e morfológicas similares à cárie natural (McINTYRE e FEATHERSTONE, 2000).

Torna-se, portanto, evidente a necessidade de se estudar os sistemas adesivos e sua interação com as superfícies cariadas irradiadas com laser.

Sendo assim, esta pesquisa teve inicialmente como hipótese nula que a irradiação com laser Nd:YAG associado ou não ao flúor não altera a resistência de união de diferentes sistemas adesivos à dentina sadia ou cariada.

2. REVISÃO DE LITERATURA

2 REVISÃO DE LITERATURA

A revisão de literatura foi dividida em três etapas: união ao substrato dentinário, aplicação do laser Nd:YAG em dentina e metodologia.

2.1 União ao substrato dentinário

NAKAJIMA et al. (1995) realizaram um estudo com o objetivo de avaliar se a adesão à dentina afetada por cárie seria inferior à adesão à dentina normal e se a qualidade da camada híbrida possuiria um papel fundamental na formação de uma boa adesão. Para este trabalho, foram utilizados terceiros molares humanos cariados, estando a lesão cariada limitada à superfície oclusal, de profundidade média e com dentina normal ao redor para servir de controle. O tecido cariado amolecido foi removido e foi mantida dentina relativamente dura, apenas afetada pela cárie. Foram utilizados 3 sistemas adesivos (All Bond 2, Bisco; Scotchbond Multi-Purpose, 3M; Clearfil Liner Bond II, Kuraray) de acordo com as instruções dos fabricantes. Os dentes foram restaurados com resina composta Silux Plus/3M até a obtenção de um platô de aproximadamente 5 mm. Os dentes foram seccionados em fatias verticais e a área adesiva foi reduzida a 1 mm² (corpos de prova em forma de ampulheta). Em seguida, foi realizado o teste de microtração a uma velocidade de 1 mm/min. As interfaces adesivas foram observadas em MEV. Os resultados mostraram que para os sistemas adesivos All Bond II e Clearfil Liner Bond II, a resistência de união foi maior em dentina

normal (26,9 e 29,5 MPa, respectivamente) do que em dentina afetada por cárie (13 e 14 MPa, respectivamente). Para o Scotchbond MP os resultados foram similares tanto em dentina normal como em dentina afetada por cárie (20,3 e 18,5 MPa, respectivamente). Os resultados indicaram que a resistência de união à dentina depende do sistema adesivo utilizado e do tipo de dentina. Além disso, pela avaliação da interface adesiva em MEV, os autores concluíram que a qualidade da camada híbrida nem sempre contribui significativamente para a resistência de união à tração.

De acordo com **NAKABAYASHI e SAIMI (1996)**, tem sido reportado que a presença de *smear layer* no substrato dentinário pode comprometer a adesão. Normalmente, as *smear layers* são removidas por agentes acídicos, que extraem seletivamente sais de cálcio da superfície dentinária, para deixar um substrato rico em colágeno. A dentina condicionada por ácido (ex. desmineralizada) é tratada com um *primer* e um agente adesivo é então aplicado. Estes autores realizaram um trabalho com o objetivo de remover a *smear layer* polindo os espécimes de dentina com uma pasta de hidroxiapatita e ultrassom. Os procedimentos adesivos foram realizados com uma solução aquosa de 20% de Phenyl-P e 30% de 2-hidroxietil metacrilato, chamada de 20P-30H, um *primer* autocondicionante. A solução 20P-30H foi aplicada em dentina hígida (não desmineralizada) por 30 ou 60 s. As amostras controle não receberam aplicação deste *primer* autocondicionante. Os resultados mostraram que as médias de resistência de união (10 MPa) foram similares nos grupos tratados por 30 e 60 s. As espessuras das camadas híbridas variaram de $0,3 \pm 0,2 \mu\text{m}$ no grupo controle à $2,1 \pm 0,3 \mu\text{m}$ para o grupo de 30 s e $4,1 \pm 0,2 \mu\text{m}$ para o grupo de 60 s. As observações em MEV e MET revelaram que o *primer* autocondicionante 20P-30H criou canais de difusão em dentina intacta rica em cálcio que permitiu a infiltração do monômero no substrato

dentinário. As camadas híbridas identificadas no exame microscópico demonstraram resistência a ambos tratamentos com HCl e NaOCl, sugerindo que a camada híbrida não foi defeituosa e que a adesão foi estável.

PERDIGÃO et al. (2000) realizaram um estudo com o objetivo de determinar o efeito de diferentes condicionadores à base de ácido fosfórico na resistência de união ao cisalhamento de três sistemas adesivos de frasco único à dentina e avaliar a morfologia ultraestrutural correspondente. Foi utilizada a face vestibular de 90 incisivos bovinos que foram polidas para exposição da dentina. Os dentes foram divididos em 3 grupos, de acordo com os sistemas adesivos utilizados (OptiBond Solo, Permaquick PQ1 e Single Bond). Para cada sistema adesivo, os dentes foram divididos em 3 subgrupos que foram tratados com diferentes géis condicionadores espessados com sílica: gel de ácido fosfórico à 37,5% (Kerr Gel Etchant), gel de ácido fosfórico à 35% (Ultraetch) e gel de ácido fosfórico à 35% (Scotchbond Etching Gel). Após armazenamento por 24 h em água a 37°C, os espécimes foram termociclados (500 ciclos) em banhos de 5°C e 55°C e, em seguida, foi feito o ensaio de cisalhamento. Posteriormente, os adesivos foram aplicados em discos de dentina bovina com 800 microns de espessura (dois por subgrupo), que foram restaurados com resina de baixa viscosidade. Seis pequenos palitos de resina/dentina foram obtidos destes discos. Estes foram, então, descalcificados em uma solução tampão de EDTA, fixados, corados e seccionados em fatias de 90 nm de espessura, para serem observados em MET. As médias de resistência de união não foram estatisticamente diferentes, a um nível de confiança de 95%. Quando as médias foram unidas para adesivos e condicionador, o número de falhas coesiva foi maior para o Permaquick PQ1 e para o Ultraetch, respectivamente. Os resultados também mostraram que houve correlação entre a

espessura da camada híbrida e a resistência de união. A observação da ultramorfologia mostrou que todos os materiais penetraram na dentina e formaram uma camada híbrida, sem levar em consideração o gel condicionador utilizado.

YOSHIYAMA et al. (2000) avaliaram a morfologia interfacial de dois sistemas adesivos em dentina afetada por cárie utilizando ensaio de resistência de união à microtração. Molares humanos cariados tiveram a dentina exposta até a detecção da lesão cariada. Essa dentina foi planificada e os sistemas adesivos (Single Bond, 3M/ESPE, frasco único e FluoroBond, Shofu, autocondicionante) foram aplicados de acordo com as instruções dos fabricantes. Em seguida, os dentes foram restaurados com resina composta AP-X (Kuraray). Após 24 h de armazenamento em água a 37°C, os dentes foram seccionados verticalmente em fatias de 0,8 mm e a área adesiva foi reduzida a 1 mm². Os corpos de prova foram então testados em um dispositivo Bencor utilizado em máquina Instron a uma velocidade de 1 mm/min. As interfaces adesivas fraturadas foram observadas em MEV antes e após desafio ácido/base. A adesão dos dois sistemas adesivos à dentina normal foi significativamente maior que à dentina afetada por cárie. A avaliação em MEV revelou que a formação de camada híbrida e *tags* de resina típicos não puderam ser encontrados em dentina afetada por cárie. Estes resultados sugeriram que a penetração da resina pode ser evitada pela oclusão dos túbulos dentinários por depósitos minerais que podem também fornecer resistência ácida à matrix intertubular de dentina afetada por cárie.

TAY & PASHLEY (2001) examinaram, em seu estudo, a agressividade de três sistemas adesivos autocondicionantes (Clearfil Mega Bond, Kuraray; Prime & Bond NT com condicionamento sem enxágüe, Dentsply; Prompt L-Pop, ESPE) na penetração da *smear layer* com diferentes espessuras. Foram criados discos de dentina humana que

foram lixados com lixas de carbetto de silício para obtenção de *smear layer* (granulação 600 ou 60) e o grupo controle foi crio-fraturado para que houvesse ausência de *smear layer*. O estudo foi feito com auxílio da microscopia eletrônica de transmissão após desmineralização das amostras e inclusão em resina epóxica. Os resultados mostraram que foi encontrada camada híbrida para o Mega Bond (0,4 - 0,5 μ m) e que a *smear layer/plug* foi mantida como parte do complexo hibridizado. Para o Prime & Bond NT foram encontradas camadas híbridas autênticas de 1,2 – 2,2 μ m de espessura. De acordo com os resultados obtidos, os sistemas autocondicionantes podem ser classificados como leve, moderado e agressivo baseado em sua habilidade de penetrar na *smear layer* e a profundidade de desmineralização na dentina sub-superficial. O sistema mais agressivo solubilizou completamente a *smear layer/smear plug* e formou camadas híbridas com espessura próxima àquela da dentina condicionada com ácido fosfórico.

YOSHIYAMA et al. (2002) realizaram um estudo com o propósito de avaliar se os sistemas adesivos iriam produzir menor resistência de união à dentina afetada por cárie e infectada por cárie, comparadas à dentina sadia. Foi realizado teste de microtração com espécimes em forma de ampulheta, obtidos de molares humanos cariados, após a aplicação dos sistemas adesivos (ABF, Kuraray – autocondicionante experimental com efeito bactericida; Single Bond, 3M/ESPE) e resina composta. Os resultados deste teste foram correlacionados com informações ultra-estruturais obtidas pela Microscopia Eletrônica de Transmissão. Os resultados mostraram que a resistência de união dos sistemas adesivos à dentina sadia foi estatisticamente superior do que à dentina afetada por cárie que foi, por sua vez, superior à dentina infectada por cárie. Para ambos adesivos, as camadas híbridas foram mais espessas e mais porosas

em dentina afetada por cárie do que em dentina sadia. Os menores valores de resistência de união podem ter ocorrido devido à resistência à tração inferior da dentina afetada por cárie. Segundo os autores, isto pode não ser um problema clinicamente, visto que tais lesões estão normalmente circundadas por dentina ou esmalte saudáveis.

DE MUNCK et al. (2003) avaliaram a influência de variáveis, como a efetividade de hibridização e difusão/precipitação dos componentes da interface adesiva, na degradação. As hipóteses testadas pelos autores foram: que não há diferença na degradação com o passar do tempo entre os adesivos de condicionamento total de dois e três passos; e que a união esmalte/resina protege a união dentina/resina subjacente contra a degradação. A resistência de união à microtração à dentina de adesivos de condicionamento ácido total de dois passos foi comparada com a resistência de união de adesivos de condicionamento ácido total de três passos após 4 anos de armazenamento em água. Foram realizadas análises qualitativas e quantitativas das falhas correlacionando MEV-Fe e MET. Os resultados mostraram que a exposição indireta à água não reduziu significativamente os valores de resistência de união dos sistemas adesivos, enquanto que a exposição direta resultou a uma redução significativa destes valores para ambos sistemas adesivos. Foi concluído que a união da resina ao esmalte protege a união da dentina à resina contra a degradação, enquanto que a exposição direta à água, por 4 anos, afetou a união produzida pelos adesivos de condicionamento total de dois passos.

OLIVEIRA et al. (2003) determinaram o efeito da *smear layer*, criada por alguns abrasivos, na adesão de um *primer* autocondicionante (SE) e de um sistema adesivo de condicionamento total (SB) à dentina. Foram utilizados discos de dentina humana, que foram abrasados com pasta de alumina de 0,05 microns, lixas com granulações de

240, 320 ou 600, broca carbide # 245, broca diamantada # 250.9 F e # 250.9 C. Após aplicação dos sistemas adesivos e restauração com resina composta, foi realizado o teste de resistência de união ao cisalhamento. As *smear layers* foram caracterizadas pela espessura, utilizando a MEV; a rugosidade superficial, utilizando microscopia de força atômica; e a reação aos condicionadores, baseada na porcentagem de túbulos dentinários abertos, utilizando a MEV. Os resultados mostraram que, no geral, a resistência ao cisalhamento do SB foi inferior ao SE. Esta resistência de união diminuiu com o aumento da rugosidade do abrasivo, no grupo do SE. Entre as brocas, o grupo da carbide obteve a maior resistência de união e as lixas com granulações 320 e 240 tiveram os valores de resistência de união mais próximos aos da broca carbide. A rugosidade superficial e a espessura da *smear layer* variaram fortemente com a rugosidade do abrasivo. Após condicionar a dentina com o *primer* do SE, a abertura dos túbulos dos espécimes abrasonados com a broca carbide não diferiu das lixas 240 e 320, mas diferiu da lixa 600. Os autores puderam concluir que embora a dentina tenha sido afetada pelos diferentes métodos de preparo superficial, o SE apresentou maiores valores de resistência ao cisalhamento que o SB. Os maiores valores de resistência de união e *smear layer* mais fina no grupo da broca carbide, sugerem seu uso quando os sistemas adesivos autocondicionantes são utilizados *in vivo*. No geral, a lixa abrasiva com granulação 320 levou a resultado similar ao da broca carbide e seu uso é recomendado *in vitro* como um simulador quando se utiliza o adesivo SE.

Com o objetivo de avaliar a resistência de união à microtração de 3 sistemas adesivos com *primer* autocondicionante à dentina normal (DN), dentina infectada por cárie (DIC) e dentina afetada por cárie (DAC) DOI et al. (2004) realizaram um estudo *in vitro*. Foram utilizados molares humanos cariados que foram lixados para exposição da

superfície dentinária. Para assegurar a presença de cárie ou não, foi utilizado um detector de cárie. Os adesivos utilizados foram: Clearfil SE Bond (Kuraray), Mac-Bond II (Tokuyama) e UniFil Bond (GC). Em seguida, os dentes foram restaurados com resina composta e armazenados em estufa por 24 h. Para o ensaio de microtração, os dentes foram seccionados em fatias e a área adesiva foi delimitada em 1 mm². Foi também realizada avaliação em MEV. Os resultados mostraram que a resistência de união dos três sistemas adesivos à DIC e DAC foi significativamente inferior à DN. Houve diferença significativa na resistência de união à DN entre o Clearfil SE Bond e o UniFil Bond, mas não houve diferença significativa na resistência de união à DIC e DAC entre os três sistemas adesivos usados. Em MEV, as camadas híbridas da DIC e DAC mostraram estruturas mais porosas comparadas à DN. Os resultados indicaram que a resistência de união à DIC e DAC foi afetada pela natureza da dentina cariada, mas não foi afetada pelas propriedades adesivas dos sistemas adesivos.

Segundo **YOSHIDA et al. (2004)**, os adesivos autocondicionantes desmineralizam parcialmente a dentina, mantendo a hidroxiapatita ao redor do colágeno no interior da camada híbrida. Estes autores analisaram a hipótese de que esta hidroxiapatita residual pode servir como receptor para a interação química com o monômero funcional e, conseqüentemente, contribuir para a performance adesiva juntamente com a hibridização micromecânica. Para esta análise, foram utilizados três monômeros funcionais que interagiram com hidroxiapatita sintética, avaliados pela espectroscopia fotoelétrica de raios-x e espectrofotometria de absorção atômica. Foram posteriormente caracterizadas suas interações morfológicas com a dentina utilizando um microscópio eletrônico de transmissão. Os resultados mostraram que o monômero 10-MDP aderiu prontamente à hidroxiapatita. Esta adesão pareceu muito estável, como

confirmado pelo baixo índice de dissolução do seu sal de cálcio em água. O potencial adesivo do monômero 4-META foi muito menor. Já o monômero Phenyl-P e sua adesão à hidroxiapatita não foi hidroliticamente estável. Os autores concluíram que, além de autocondicionar a dentina, monômeros funcionais específicos apresentam uma união química adicional que pode contribuir com seu potencial adesivo ao tecido dentário.

CARDOSO et al. (2005) realizaram um estudo com o propósito de avaliar a perda cumulativa de massa de sistemas adesivos de dois passos à base de solvente, examinar o efeito do tempo de aplicação prolongado na resistência de união à microtração (RUM) do adesivo à dentina e correlacionar essa RUM com a taxa de evaporação dos sistemas adesivos. Foram utilizados os sistemas adesivos Single Bond (SB), à base de etanol/água, e One Step (OS), à base de acetona. Aproximadamente 16 µl de cada produto foram transferidos para um recipiente de vidro bem pequeno e colocados em uma balança analítica. A perda cumulativa de massa (PCM) foi determinada a cada min, por 5 min e novamente após 20 min (n = 4). Para o teste de RUM, foi exposta a superfície dentinária de 24 terceiros molares humanos. Os adesivos foram aplicados em uma área delimitada (52 mm²) em superfícies úmidas, por 40, 90 e 150 s. Foram construídas coroas de resina composta, de forma incremental. Após armazenamento por 24 h em água, os dentes foram seccionados em palitos com área adesiva de 0,8 mm² que foram submetidos ao ensaio de microtração, a uma velocidade de 0,5 mm/min. Os resultados mostraram que a PCM foi maior para o OS do que para o SB durante os 5 min, mas estes valores só foram estatisticamente significativos nos minutos 3, 4 e 5. Foi observada uma perda de massa de aproximadamente 50% para ambos adesivos após 20 min. O aumento no tempo de aplicação levou a um aumento na RUM para os dois sistemas adesivos; no entanto, as diferenças só foram

estatisticamente significativas, para o OS, após o período de 150 s. Uma forte correlação foi encontrada entre a RUM e a PCM dos adesivos. Os autores concluíram que tempos prolongados de aplicação podem aumentar a resistência de união de sistemas adesivos de dois passos, mas a duração da aplicação é dependente do solvente presente no sistema adesivo.

GREGOIRE e MILLAS (2005) investigaram as diferenças micromorfológicas no complexo hibridizado formado na dentina utilizando dez marcas comerciais de sistemas adesivos autocondicionantes. Avaliaram também a influência do pH do *primer* destes adesivos. Os sistemas adesivos estudados foram: AdheSE, Adper Prompt L-Pop, Clearfil SE Bond, Etch & Prime 3.0, Prime & Bond NT Non Rinse Conditioner, One-Up Bond F, OptiBond Solo Plus Self Etch, Prompt L-Pop e Xeno III. Foram utilizados 100 terceiros molares humanos hígidos. Estes foram divididos em dois grupos de 50 dentes e foram preparados para avaliação em microscopia óptica ou MEV. Os espécimes de cada grupo foram posteriormente divididos em dez subgrupos, com cinco espécimes cada, para avaliação dos dez sistemas adesivos. Os resultados mostraram diferenças morfológicas na interface, dependendo da composição do adesivo. As diferenças estavam principalmente relacionadas com a espessura da camada híbrida, presença ou ausência de vazios microscópicos na interface resina/adesivo e se os túbulos dentinários estavam completamente selados. Além disso, o pH não foi o fator determinante na ação dos adesivos autocondicionantes.

De acordo com **INOUE et al. (2005)**, os monômeros funcionais reagem quimicamente com a hidroxiapatita, que permanece nas camadas híbridas produzidas por adesivos autocondicionantes pouco agressivos. O monômero funcional 10-MDP interage de maneira mais intensa com a hidroxiapatita, e seu sal de cálcio se mostrou

mais estável hidroliticamente, quando comparado ao 4-MET e ao Phenyl-P. Os autores investigaram a hipótese de que a interação química adicional promovida pelos adesivos autocondicionantes melhora a estabilidade da adesão. O ensaio de resistência de união à microtração mostrou que o adesivo à base de 10-MDP não diminuiu significativamente seus valores mesmo após 100.000 ciclos, mas diminuiu após 50.000 e 30.000 ciclos, respectivamente, para os adesivos à base de 4-MET e Phenyl-P. Da mesma maneira, a estrutura interfacial não foi alterada para os adesivos à base de 10-MDP, enquanto que para os adesivos à base de 4-MET e Phenyl-P foram encontrados vazios e colágeno menos definido. Os achados deste estudo suportam o conceito de que a durabilidade da adesão à longo prazo depende da potencial união química do monômero funcional.

KENSHIMA et al. (2005) mediram a capacidade tampão de sistemas adesivos autocondicionantes e avaliaram o efeito da espessura da *smear layer* na largura média de fendas “*gaps*” e na resistência de união à microtração (RUM) à dentina destes sistemas adesivos autocondicionantes. Os sistemas adesivos utilizados foram: Clearfil SE Bond (SE), OptiBond Solo Plus Self-Etch Primer + OptiBond Solo Plus (SO), Tyrian Self Priming Etchant + One Step Plus (TY) e como controles, Single Bond (SB) e ScotchBond Multi-Purpose Plus (SC) e a resina composta utilizada foi a Filtek Z250. Os *primers* autocondicionantes e ácidos fosfóricos a 35% (0,5 ml) foram titulados pela adição sucessiva de pingos (0,05 ml) de NaOH (1 N). Trinta molares (n = 5) foram cortados pela metade e *smear layers* com diferentes espessuras foram produzidas com lixas de carvão de silício (# 60 e # 600). A aplicação do sistema adesivo foi aleatória (n = 6) e foi confeccionado um platô de resina. Após 24 h, os palitos com área adesiva de 0,8 mm² foram utilizados para o ensaio de microtração. O tipo de falha obtido foi

avaliado e uma regressão linear simples foi realizada para determinar a correlação existente entre a resistência de união/pH, largura da fenda/pH, resistência de união/largura da fenda. De acordo com os resultados, apenas o fator “adesivo” afetou significativamente a resistência de união ($p = 0.001$). O TY apresentou os menores valores de RUM. Considerando a largura da fenda, ambos fatores principais, “adesivos” e “espessura da *smear layer*” foram significativos. A maior média de largura da fenda foi observada para o SE e sob uma *smear layer* espessa. Uma relação linear foi observada entre o pH e a largura da fenda e entre o pH e a RUM; no entanto, uma correlação positiva foi detectada apenas entre o pH e a largura da fenda. Não houve relação entre RUM e largura da fenda. Os autores concluíram que embora a espessura da *smear layer* não tenha afetado a RUM, *smear layers* mais espessas afetam negativamente a largura da fenda. Os valores de RUM não foram afetados pela acidez dos *primers* autocondicionantes; no entanto, *primers* autocondicionantes mais agressivos mostraram médias de largura de fenda inferiores. Concluíram também que os adesivos de condicionamento total mostraram valores de RUM maiores e menores médias de largura de fenda.

NAKORNCHAI et al. (2005) realizaram um trabalho com o objetivo de determinar resistência de união à microtração de dois sistemas adesivos dentinários e comparar a estrutura micro-morfológica da interface resina/dentina em dentina afetada por cárie com dentina intacta. Este estudo foi realizado em dentina proximal de 40 incisivos decíduos que foram restaurados com um sistema adesivo de condicionamento total (Single Bond, 3M/ESPE) e um sistema adesivo com *primer* autocondicionante (Clearfil SE Bond, Kuraray). Após restauração com resina composta, os dentes foram cortados em fatias, com área adesiva de 1 mm^2 , que foram submetidas ao teste de microtração.

De acordo com os resultados, o Clearfil SE Bond não demonstrou diferença estatística nos valores de resistência de união entre dentina afetada por cárie e dentina sadia. Já o Single Bond mostrou diferenças nos valores de resistência de união entre os dois tipos de dentina. Além disso, a dureza da dentina afetada por cárie foi significativamente menor que da dentina sadia. Os autores também encontraram uma camada híbrida mais espessa nos dentes sadios e cariados tratados com o adesivo de condicionamento total. Sendo assim, foi concluído que os adesivos mostraram diferentes valores de resistência de união em dentina sadia. No entanto, valores similares foram encontrados em dentina afetada por cárie.

Com o objetivo de estudar a nanoinfiltração na camada híbrida dentinária utilizando diferentes sistemas adesivos, **DUARTE, PERDIGAO e LOPES (2006)** realizaram um trabalho utilizando cavidade Classe V, nas superfícies vestibular e lingual, preparadas em 30 molares humanos hígidos. Os espécimes foram aleatoriamente divididos em quatro grupos, sendo dois grupos tratados com adesivos de condicionamento total (OptiBond Solo Plus/Kerr; One-Step/Bisco) e dois grupos com adesivos autocondicionantes (Clearfil SE Bond/Kuraray; Adper Prompt L-Pop/3M-ESPE). Os dentes foram condicionados por 15 s, 30 s ou 60 s. Após aplicação dos adesivos e restauração com resina composta, os espécimes foram isolados com esmalte para unhas, exceto os 2 mm ao redor da restauração. Em seguida, estes foram imersos em solução de nitrato de prata amoniacal (pH 9,5) por 24 h, seguidos de 8 h de imersão em solução foto-reveladora para reduzir os íons de prata em prata metálica. Os espécimes foram fixados, desidratados e processados para avaliação em MEV e MET. A penetração da prata foi medida ao longo da parede cervical, e os dados foram analisados com os testes não paramétricos de *Kruskal-Wallis* a um nível de

significância de 95%. Os resultados mostraram que não houve diferença estatística entre os grupos experimentais em relação ao tempo de condicionamento ($p < 0,926$). Houve diferença estatística para a variável “adesivo dentinário” ($p < 0,0001$). A menor quantidade de nanoinfiltração dentro da camada híbrida ocorreu no Clearfil SE Bond, enquanto o One Step resultou na maior penetração dos íons de prata. Os adesivos OptiBond e Adper Prompt foram intermediários. A observação em MET mostrou que todos os adesivos resultaram em algum grau de nanoinfiltração dentro da camada híbrida. Com isso os autores puderam concluir que o tempo mais longo de condicionamento não aumenta a nanoinfiltração no interior da camada híbrida e que a nanoinfiltração variou com o tipo de adesivo utilizado.

A avaliação da ultraestrutura da interface adesivo/dentina sadia e dentina afetada por cárie, após formação de cárie secundária artificial, foi realizada por **INOUE et al. (2006)** pela microscopia eletrônica de varredura e teste de nanodureza. Metade dos espécimes foram restaurados com Clearfil SE Bond (Kuraray) e com a resina Metafil Flo (Sun Medical) para o teste de nanodureza. A outra metade dos espécimes foi estocada em uma solução desmineralizadora por 90 minutos e depois observadas em MEV. Os resultados mostraram que houve uma zona ácido-resistente abaixo da camada híbrida, distinguida pelo condicionamento com íon-argônio. A zona ácido-resistente da dentina afetada por cárie foi mais espessa que da dentina normal, enquanto sua nanodureza foi inferior à da dentina normal ($p < 0,05$). Foi, portanto, sugerido que o monômero do Clearfil SE Bond penetrou mais profundamente do que previamente reportado, criando uma camada híbrida. No entanto, suas propriedades físicas foram dependentes da condição da dentina.

2.2 Aplicação do laser Nd:YAG em dentina

KINNEY et al. (1996) realizaram um estudo com o objetivo de explorar as alterações morfológicas que ocorrem na dentina com um limiar de irradiação (limiar/intensidade de iluminação – níveis de energia apenas suficiente para produzir alterações visíveis na morfologia da superfície) após aplicação de laser com diferentes comprimentos de onda, além de avaliar a eficácia desse tratamento na resistência dessa superfície à desmineralização por solução ácida. Para este estudo foram utilizados 24 terceiros molares humanos recém-extraídos; estes dentes foram limpos e preparados para exposição dentinária. Foram realizados estudos de difração de raios-x, desmineralização e propriedades ópticas. Os lasers utilizados foram o Nd:YAG e Ho:YAG, com comprimentos de onda de 1060 nm e 2100 nm, respectivamente. De acordo com os resultados, o laser Nd:YAG foi mais efetivo na recristalização e crescimento da partícula de apatita, sendo esta camada mais resistente à desmineralização; no entanto esta camada mais resistente não foi capaz de proteger a dentina subjacente da desmineralização devido à passagem da solução ácida pelas rachaduras e vazios macroscópicos. Já o laser de Ho:YAG não mostrou recristalização significativa e apenas traços da camada resistente à desmineralização. Portanto, para o propósito de criação de uma camada ácido-resistente, o limiar de irradiação com ambos lasers de Nd:YAG e Ho:YAG, foi ineficiente.

Os efeitos do tratamento com laser Nd:YAG associado ou não ao flúor em superfície radicular foram avaliados *in vitro* por **ZHANG, KIMURA e MATSUMOTO (1996)**. Foram utilizados 50 pré-molares humanos que foram divididos aleatoriamente em 5 grupos: (1) sem tratamento; (2) apenas laser; (3) laser após aplicação de

nanquim; (4) laser após aplicação de $\text{Ag}(\text{NH}_3)_2\text{F}$ por 1 min; (5) laser após aplicação de NaF 2% por 4 min. Após seus respectivos tratamentos, todos os espécimes foram preparados para avaliação em microscopia de luz, MEV e EDX (Espectroscopia de raios-X por energia dispersiva). Os espécimes dos grupos 2, 3 e 4 apresentaram severas alterações na superfície dentinária que não foram encontradas no grupo controle, como fissuras, formação de cratera, fendas e glóbulos porosos. Os espécimes do grupo 5 apresentaram superfície irregular com algumas partículas de aproximadamente 1 μm de diâmetro na superfície radicular. A absorção de flúor nesta superfície medida pelo EDX foi maior nos grupos 4 e 5. A profundidade de penetração do flúor e da prata foi de aproximadamente 20 μm . Os espécimes dos grupos 2, 3, 4 e 5 apresentaram cimento derretido, sem alterações na dentina subjacente sob microscopia de luz. Os resultados deste estudo sugeriram que a irradiação com laser associado ou não ao flúor alterou a morfologia da superfície radicular e melhorou a absorção do flúor nesta superfície. No entanto, mais estudos precisam ser realizados para verificar se estas alterações induzidas pela irradiação com laser associado ou não ao flúor são benéficas à prevenção de cárie radicular.

HICKS et al. (1997) realizaram um estudo com o objetivo de avaliar os efeitos da irradiação com laser de Argônio e tratamento com flúor fosfato acidulado (FFA) na iniciação e progressão de cárie artificial em superfícies radiculares de humanos. Foram utilizados, neste trabalho, 20 dentes anteriores livres de cárie, que foram limpos e divididos em 4 quartos. Cada quarto de dente foi tratado da seguinte maneira: 1. controle; 2. irradiação com laser de Argônio; 3. irradiação com laser seguido de FFA (1,23% por 4 min) que foi removido com spray ar/água seguido pela lavagem por 24 h em água deionizada; 4. FFA seguido pela irradiação com laser. Em seguida, as

amostras foram imersas em solução simuladora de cárie radicular (gel de gelatina acidificada dialisada/separada – pH 4,25, 1,0 mmol de cálcio, 0,6 mmol de fosfato e fluoreto < 0,05 mmol) por seis semanas para avaliar a iniciação da lesão cariiosa. Posteriormente, os dentes foram seccionados e avaliados. Nas porções remanescentes dos quartos foi reaplicado o verniz e as amostras foram imersas em solução desmineralizadora por mais três semanas para avaliar a progressão da lesão cariiosa. De acordo com os resultados, após iniciação e progressão de cárie na superfície radicular, a profundidade das lesões foi significativamente reduzida após a irradiação com laser de argônio com ou sem o uso de FFA associado. A adição do FFA, antes ou após a irradiação com laser, aumentou em 50% a resistência à cárie artificial quando comparado à exposição apenas ao laser. A resistência à cárie teve seu melhor desempenho quando o tratamento com fluoreto foi realizado antes da irradiação com o laser, tanto para iniciação quanto para progressão da lesão de cárie.

ARIYARATNAM, WILSON e BLINKHORN (1999) investigaram os efeitos do condicionamento da superfície dentinária com o laser Nd:YAG e determinaram a resistência de união ao cisalhamento de resina à dentina tratada ou não por este laser. Para este estudo, superfícies dentinárias de molares humanos foram irradiadas pelo laser Nd:YAG com diferentes pulsos e energias. Foi também avaliado o efeito de um gel para melhorar a absorção do laser. O perfil da dentina foi avaliado usando um rugosímetro e as amostras avaliadas sob MEV. A resistência ao cisalhamento foi também avaliada. Os resultados mostraram que os espécimes que tiveram a dentina tratada com laser exibiram uma morfologia bem diferente dos espécimes não tratados. O tratamento com laser a altas exposições resultou na formação de micro-rachaduras e fissuras. A adesão da dentina tratada com laser não foi significativamente diferente da

dentina não tratada, apesar de mostrar uma superfície mais áspera. Foi, portanto, concluído que o condicionamento da dentina com o laser Nd:YAG não foi superior ao condicionamento utilizado na técnica adesiva convencional.

LAN, LIU e LIN (1999) realizaram um estudo com o objetivo de avaliar o efeito de oclusão dos túbulos dentinários humanos promovido pelo verniz de fluoreto de sódio associado à irradiação com laser Nd:YAG. Foram utilizados 36 espécimes de dentina com túbulos dentinários expostos. As amostras foram divididas em quatro grupos, onde os grupos A, B e C foram tratados com o verniz de fluoreto e o D serviu de controle. Em seguida, o grupo C foi irradiado com laser Nd:YAG (30 mJ, 10 pps por 2 min). Três horas depois, os grupos B e C foram escovados com escova elétrica por 30 min. Por meio da avaliação em MEV foi possível observar que o grupo controle apresentou inúmeros túbulos dentinários expostos e que os grupos tratados com o verniz de fluoreto apresentaram os túbulos dentinários fechados. Após escovação elétrica, a maior parte do verniz de fluoreto foi eliminada, exceto nos espécimes irradiados pelo laser Nd:YAG. Mais de 90% dos túbulos dentinários foram ocluídos pela associação do verniz de fluoreto associado à irradiação com laser Nd:YAG.

As alterações composicionais e ultra-estruturais na dentina causadas pela irradiação com laser Nd:YAG foram estudadas por **ROHANIZADEH et al. (1999)**. As áreas irradiadas e não irradiadas da dentina foram avaliadas pela MEV e MET, difração eletrônica e de energia dispersiva (EDX). Este estudo demonstrou que a irradiação com laser resultou em recristalização da apatita dentinária e na formação de fases adicionais de fosfato de cálcio. A análise em MET das zonas modificadas e não-modificadas nas áreas irradiadas mostrou dois tipos de população de cristais de apatita: cristais maiores nas zonas modificadas e cristais com tamanho e morfologia similares à da apatita

dentinária nas zonas não-modificadas. A morfologia dos cristais na zona modificada, na dentina irradiada, foi parecida com àquela de dentina sinterizada a 800 ou 950° C. Nas áreas irradiadas, a proporção de Ca/P foi inferior às áreas de dentina não-irradiada. As proporções de Mg/Ca nas zonas modificadas foram maiores que nas zonas não-modificadas e dentina não-irradiada. Na dentina sinterizada, a proporção de Mg/Ca aumentou em função da temperatura de sinterização. Segundo os autores, as alterações composicionais e ultra-estruturais observadas na dentina irradiada por laser podem ser atribuídas à alta pressão e temperatura induzida pelo microplasma durante a irradiação pelo laser. Pode-se concluir, portanto, que estas alterações podem modificar a solubilidade da dentina irradiada, tornando-a menos susceptível à dissolução ácida ou ao processo carioso.

A resistência de união à tração da resina composta à dentina e ao esmalte tratados com laser Nd:YAG antes e após os procedimentos adesivos foi estudada por **MATOS et al. (2000)**. Para isso, foram usados 48 dentes humanos que foram divididos em 6 grupos: (G1 – controle esmalte) Clearfil Liner Bond 2V (CLB 2V); (G2 – esmalte) Nd:YAG + CLB 2V; (G3 – esmalte) CLB 2V + Nd:YAG; (G4 – controle dentina) CLB 2V; (G5 – dentina) Nd:YAG + CLB 2V; (G6 – dentina) CLB 2V + Nd:YAG. Os resultados mostraram que as médias obtidas em esmalte (15,54 MPa) foram menores que as médias obtidas em dentina (20,38 MPa). Os valores obtidos onde o laser foi aplicado antes dos procedimentos adesivos (15,73 MPa) foram menores que em laser aplicado depois (20,65 MPa). Com isso os autores puderam concluir que a resistência de união dos compósitos alcançados com o sistema adesivo autocondicionante foi maior em dentina que em esmalte. O melhor momento para aplicação do laser Nd:YAG foi após aplicação do sistema adesivo. O sistema adesivo autocondicionante testado neste

estudo pode ser usado em associação ao laser Nd:YAG sem comprometer a adesão à dentina.

ARAUJO et al. (2001) verificaram se a aplicação do laser Nd:YAG após o tratamento da dentina com sistema adesivo não fotopolimerizado em cavidade classe V preparada com laser Er:YAG seria capaz de promover um melhor selamento da margem gengival quando comparada à cavidade preparada da maneira convencional. Foram utilizados 80 incisivos bovinos, onde foram realizadas cavidades classe V nas faces vestibular e lingual, que foram divididos em 8 grupos: (1) Preparo com Er:YAG + Prime & Bond NT + TPH; (2) Preparo com Er:YAG + Single Bond + Z100; (3) Preparo com Er:YAG + Single Bond + Nd:YAG + Z100; (4) Preparo com Er:YAG + Prime & Bond NT + Nd:YAG + TPH; (5) Preparo convencional + Prime & Bond NT + TPH; (6) Preparo convencional + Single Bond + Z100; (7) Preparo convencional + Single Bond + Nd:YAG + Z100; (8) Preparo convencional + Prime & Bond NT + Nd:YAG + TPH. Os espécimes foram termociclados e preparados para avaliação da microinfiltração. Os resultados mostraram que a aplicação do laser Nd:YAG após o pré-tratamento da dentina com o adesivo Single Bond não fotopolimerizado em cavidades preparadas com laser Er:YAG promovem um melhor selamento das margens gengivais. A maior nanoinfiltração foi encontrada no grupo (5), com preparo convencional + Prime & Bond NT + TPH e maior microinfiltração no grupo (8), com preparo convencional + Prime & Bond NT + Nd:YAG + TPH.

HOSSAIN et al. (2001) realizaram um estudo com o propósito de avaliar o efeito do laser Nd:YAG sobre a dentina e o esmalte através da espectrofotometria de força atômica e MEV. Para isto foram utilizados 20 dentes humanos, divididos em dois grupos, onde foram feitas duas cavidades em esmalte e duas em dentina para cada

dente. Uma das cavidades recebeu tratamento com o laser e a outra não. Em seguida, as amostras foram imersas em solução desmineralizadora simulando cárie artificial. De acordo com os resultados, as amostras tratadas com laser Nd:YAG mostraram menor conteúdo de cálcio que as não tratadas. Além disso, sob MEV, foi possível verificar que as áreas irradiadas com laser apresentaram *smear layer* fusionada e degeneração térmica do esmalte e dentina subjacentes, o que os torna menos susceptíveis e mais resistentes a desmineralização ácida.

ODA, OLIVEIRA E LIBERTI (2001) avaliaram morfológicamente a união adesivo/resina composta e dentina tratada com irradiação laser Er:YAG e com laser Nd:YAG utilizados em substituição ao condicionamento com ácido fosfórico (AF) a 37% ou em associação ao mesmo, por meio de um estudo comparativo por MEV. Este estudo foi realizado em cavidades classe V de dentes bovinos. Os dentes foram divididos em quatro grupos e submetidos aos seguintes tratamentos: (1) Er:YAG + AF; (2) Nd:YAG + AF; (3) Er:YAG; (4) Nd:YAG. Todas as cavidades foram posteriormente restauradas com resina composta (Z250) logo após aplicação do agente adesivo (Single Bond). Para avaliação microscópica, os dentes foram seccionados longitudinalmente. Os autores observaram, pela microscopia e análise morfológica, que somente no tratamento da dentina com laser Er:YAG e condicionamento ácido houve penetração da resina na dentina. Nos tratamentos com laser Nd:YAG houve apenas aparente superposição da resina na superfície dentinária, sugerindo que houve oclusão dos túbulos com características de fusão na dentina superficial.

A avaliação do efeito do flúor na resistência de união à tração de sistemas adesivos autocondicionantes à dentina desmineralizada foi realizada por **ITOTA et al. (2002)**. Foram utilizados 120 incisivos bovinos que tiveram a dentina exposta. Noventa

dentos foram imersos em tampão de acetato para desmineralização da dentina. Estes dentes foram divididos em três grupos e as superfícies foram tratadas da seguinte maneira: (Grupo NF) solução de flúor por 1 min; (Grupo RF) solução de flúor por 1 min e lavagem com água por 30 s; (Grupo C) controle – sem tratamento. Os 30 dentes restantes foram mantidos intactos, com dentina sadia (Grupo S). Cada grupo foi posteriormente dividido em três subgrupos que foram tratados com três diferentes sistemas adesivos (Clearfil SE Bond, Unifil Bond, Mac-Bond II). As superfícies dentinárias foram avaliadas em MEV antes e após aplicação do *primer* e também a interface adesiva de cada grupo, além da análise elementar. Os resultados mostraram que os valores de resistência de união foram significativamente menores em dentina desmineralizada quando comparada à dentina sadia. Os valores médios de resistência de união dos 3 sistemas adesivos no grupo NF foram maiores que nos grupos RF e C, mas esta diferença só foi estatisticamente significativa para o Clearfil SE Bond. Nas imagens da MEV foram encontrados túbulos dentinários abertos na superfície e formação de *tags* na interface adesiva para o grupo NF, que não foram observados nos grupos RF e C. Na análise elementar, quantidades consideráveis de flúor e cálcio foram detectadas nas superfícies do grupo NF. Sendo assim, os autores concluíram que o tratamento da superfície com solução de flúor permitiu a formação de *tags* de resina e aumentou sutilmente a resistência de união de sistemas adesivos autocondicionantes testados em dentina desmineralizada. Este resultado indica que o tratamento com flúor da dentina desmineralizada poderia contribuir para o sucesso de restaurações “seladas”.

Com o propósito de caracterizar as alterações morfológicas dos cristais e das fases da dentina tratada pelo laser Nd:YAG, **LEE et al. (2002)** realizaram um estudo

através da microscopia eletrônica de transmissão de alta resolução. Para isso, utilizaram os seguintes parâmetros: energia de pulso de 100 mJ, 10 pps, totalizando 4 s. De acordo com os resultados três zonas ultraestruturais foram delineadas na dentina: (1) uma zona mais externa com uma estrutura colunar composta de hidroxiapatita e fosfato β -tricálcio, (2) uma zona intermediária composta por uma substância amorfa (40 nm a 70 nm em diâmetro) e (3) uma zona mais interna de grãos de hidroxiapatita bem cristalizados. Estas três zonas se mostraram livres de poros e vazios. Os autores concluíram, portanto, que a irradiação com o laser Nd:YAG poderia ser utilizada para reduzir a permeabilidade dentinária.

KOBAYASHI et al. (2003) avaliaram a resistência de união ao cisalhamento do cimento de ionômero de vidro à superfície dentinária irradiada pelo laser Nd:YAG, com o propósito de provar a hipótese de que a resistência de união deste cimento à dentina é favoravelmente alterada após a irradiação com laser Nd:YAG. Para este estudo foram utilizados 64 molares humanos extraídos, que tiveram a dentina exposta e foram divididos em 4 grupos que receberam os seguintes tratamentos: grupos 1, 2 e 3 foram irradiados com laser Nd:YAG à 1, 2 e 3 W, respectivamente. O grupo 4 não recebeu nenhum tratamento e serviu como controle. Alguns espécimes foram usados para estudo analítico atômico e morfológico. O teste de cisalhamento foi realizado após cimentação de espécimes cilíndricos de titânio à dentina, com o cimento de ionômero de vidro. De acordo com os resultados, a superfície dentinária foi alterada morfológica e quimicamente e a resistência de união ao cisalhamento do cimento de ionômero à dentina foi aumentada pela irradiação com laser Nd:YAG à 3 W. A análise morfológica mostrou que houve uma boa adaptação do cimento à dentina

irradiada e a análise do conteúdo atômico na dentina mostrou um aumento significativo de cálcio/fósforo após irradiação com laser.

LEE et al. (2003) investigaram as alterações, na dureza e módulo de elasticidade, ocorridas em dentina humana após irradiação com laser Nd:YAG. Para isso, a dentina humana foi irradiada por este laser por meio de uma fibra óptica de 400 μm , com os seguintes parâmetros de aplicação: 100 mJ/pulso, 10 pps – 4 s e 150 mJ/pulso, 10 pps – 4 s. A dureza Vickers e o módulo de elasticidade foram avaliados com auxílio de um microdurômetro (Instron). Os resultados obtidos mostraram que os valores de dureza e módulo de elasticidade foram significativamente maiores para as áreas não-irradiadas pelo laser que para as áreas irradiadas, nas duas frequências estudadas (44,7 kg/mm² e 22,8 GPa para 100 mJ/pulso e 46,9 kg/mm² e 21,4 Gpa para 150 mJ/pulso). Isso indica que o uso do laser pode reduzir a dureza e o módulo de elasticidade da dentina.

de MAGALHÃES et al. (2004) realizaram um estudo com o propósito de verificar, *in vitro*, a eficácia do laser Nd:YAG no selamento do túbulos dentinários e nas alterações morfológicas resultantes, usando parâmetros clínicos aplicáveis para o tratamento de hipersensibilidade dentinária. Para isso foram utilizados 20 dentes humanos extraídos que receberam preparos cervicais para exposição de aproximadamente 4 mm² de dentina. Dois grupos foram preparados na vestibular (A e B) e um grupo controle na lingual/palatina (C) do mesmo dente. Os parâmetros de irradiação foram 30 mJ, 0,3 W (Grupo A) e 40 mJ, 0,4 W (Grupo B), 7 Hz em duas aplicações de 43 s cada, com intervalo de 10 s. Em 10 amostras, a dentina foi avaliada sob MEV e nas outras 10 os dentes foram partidos centralmente para o estudo da

profundidade de penetração do laser na dentina (MEV). Os resultados mostraram que todas as amostras irradiadas apresentaram obliteração dos túbulos dentinários e solidificação da superfície dentinária. A penetração do laser na dentina variou de 1 a 7 μm , dependendo dos parâmetros de irradiação usados em cada grupo. Foi, portanto, concluído que o uso do laser Nd:YAG foi uma medida efetiva para obliteração dos túbulos dentinários.

LAN et al. (2004) avaliaram as alterações morfológicas em dentina após irradiação com laser Nd:YAG em 30 pacientes com hipersensibilidade cervical. O laser foi usado em uma intensidade de 30 mJ, 10 pps por 2 min. Foi realizada uma moldagem da superfície dentinária antes e após a aplicação do laser que foi, em seguida, avaliada em MEV. Os resultados mostraram que antes da irradiação com laser a dentina apresentou numerosos cristais salientes, enquanto após a irradiação estes não estavam presentes. Isto levou os autores a concluir que a exposição ao laser Nd:YAG, nestas especificações, foi capaz de selar os túbulos dentinários expostos, visto que os cristais proeminentes são uma indicação de abertura dos túbulos dentinários.

Para se obter mais informações sobre a interação entre o laser e os tecidos duros **MORIYAMA et al. (2004)** realizaram um estudo comparativo usando diferentes durações de pulsos. O objetivo deste trabalho foi avaliar as alterações químicas e morfológicas na superfície dentinária humana resultante da irradiação pelo laser Nd:YAG ($\lambda = 1064 \text{ nm}$), com uma energia total de 0,9 J distribuídos em 1, 2, 3 e 6 pulsos com diferentes durações de pulsos para promover fusão da superfície e oclusão dos túbulos dentinários. Após irradiação, as amostras foram avaliadas em MEV para

estudo morfológico e foi feita uma análise por espectroscopia por energia dispersiva (EDS) para avaliar a concentração de cálcio e fósforo na camada fusionada. Os resultados mostraram alterações morfológicas nas áreas irradiadas, as quais foram dependentes da duração da irradiação; além disso, houve um aumento na concentração de Ca e P após exposição ao laser, mas não houve correlação com o tempo e número dos pulsos. De acordo com os resultados, os autores concluíram que o maior tempo de exposição provocou efeitos mais evidentes, com mais substrato fusionado que no menor tempo e, em ambos os casos, a camada derretida resultante apresentou maior concentração de substâncias inorgânicas que a dentina não-irradiada.

SCHOOP et al. (2004) compararam os efeitos microbicidas dos sistemas de laser sob condições padronizadas e traçaram uma conclusão sobre a efetividade dos mesmos nas camadas mais profundas de dentina. Para este estudo, os autores utilizaram 360 fatias de dentina, com espessura de 1 mm, de dentes humanos recém extraídos. Estas amostras foram esterilizadas a vapor e inoculadas em suspensão de *Escherichia coli* ou *Enterococcus faecalis*. Em seguida, estas amostras foram aleatoriamente designadas aos quatro tipos de lasers testados (Nd:YAG, Diodo, Er:YAG e Er,Cr:YSGG). As amostras de dentina foram submetidas à irradiação “indireta” pelo laser, do lado oposto da área inoculada e, em seguida, submetidas à avaliação microbiológica quantitativa clássica. Os estudos microbiológicos mostraram que os sistemas de laser foram capazes de desinfetar inclusive as camadas mais profundas de dentina.

SHETH et al. (2004) realizaram um estudo com o objetivo de investigar a influência da duração do pulso e do comprimento de onda do laser, com e sem adição

de uma camada de água à dentina, na resistência de união da resina à superfície dentinária irradiada com laser. Três sistemas de laser foram empregados, os quais foram regulados para absorção de água, colágeno e mineral com duração do pulso menor que o tempo de relaxamento da energia depositada. As superfícies dentinárias foram irradiadas pelos lasers Er:YSGG *Q-switched* (operando a 2,79 μm – alvo água), CO_2 (operando a 9,6 μm – alvo mineral) e Nd:YAG *Q-switched* (operando a 355 nm – alvo proteína). Um sistema de controle de velocidade e um sistema de spray pressurizado incorporando um bocal pulsátil controlado por um microprocessador para distribuição de água, foram usados para garantir um tratamento uniforme de toda a superfície. O teste de resistência de união foi usado para avaliar a possibilidade de se utilizar a superfície tratada com laser para procedimentos adesivos com o sistema adesivo Single Bond (3M/ESPE). As interfaces foram avaliadas pela MEV. Os resultados mostraram que todos os grupos tratados com laser apresentaram valores de resistência de união inferiores ao grupo controle tratado com condicionamento ácido. Os maiores valores de resistência de união foram para os grupos do laser Er:YSGG e CO_2 com água. Os grupos de laser sem água apresentaram valores de resistência de união significativamente reduzidos e camadas mais espessas de dentina termicamente prejudicada. A conclusão dos autores foi que o dano térmico à matriz de colágeno influencia profundamente a resistência de união à restaurações com resina composta.

GORGUI et al. (2005) investigaram a adaptação de uma resina composta condensável à dentina radicular irradiada por laser, quando usada como pino intraradicular. Foram utilizados 45 dentes uniradiculados humanos, extraídos, que foram preparados para pino e divididos em 3 grupos. No grupo 1 os dentes foram tratados com ácido fosfórico à 35% (Scotchbond/3M), no grupo 2 os dentes foram irradiados

com laser Nd:YAG e no grupo 3, os dentes foram tratados com o laser Nd:YAG (2 W, 20 pps, 40 s) e depois condicionados com ácido fosfórico à 35%. Em seguida foram aplicados o agente adesivo (Gluma/Kulzer) e a resina condensável (Solitaire/Kulzer). Metade dos dentes foram avaliados em MEV e a outra metade foi avaliada para microinfiltração. Os resultados mostraram que o grupo irradiado com laser mostrou pior adaptação e maior microinfiltração. Além disso, o grupo irradiado com laser e condicionado com ácido não mostrou vantagens sobre o grupo apenas condicionado com ácido. Com isso foi possível concluir que a irradiação com laser Nd:YAG prejudica a adesão à dentina quando usada resina composta como pino intra-radicular e não constitui uma alternativa ao condicionamento ácido.

KUMAR e MEHTA (2005) avaliaram clinicamente e sob MEV a eficácia da irradiação com laser Nd:YAG, associado ou não ao verniz de fluoreto de sódio a 5%, no tratamento da hipersensibilidade dentinária. Este estudo foi conduzido em 40 pacientes que apresentavam pelo menos um dente com mobilidade Grau III e hipersensibilidade dentinária. Estes pacientes foram divididos em quatro grupos que receberam os seguintes tratamentos: 1. ácido cítrico a 1% por 1 min; 2, 3 e 4. ácido cítrico e verniz de fluoreto de sódio a 5%; laser de Nd:YAG por 2 min ou uma combinação do verniz e laser, respectivamente. A hipersensibilidade foi medida no início e após 2 h do tratamento por uma escala análoga visual e teste com jato de ar frio. Em seguida, os dentes foram extraídos, seccionados, e avaliados sob MEV. Os resultados mostraram que a hipersensibilidade (escala análoga visual) do grupo 1 aumentou em 27% e dos grupos 2, 3 e 4 diminuiu em 33%, 44% e 62%, respectivamente. Pelo teste com jato de ar frio houve também um aumento da hipersensibilidade para o grupo 1 (22%) e diminuição para os grupos 2, 3 e 4 (43%, 50%, 83%, respectivamente). O número de

túbulos evidentes também decresceu dos grupos 1 ao 4. Portanto, os autores puderam concluir que a combinação do laser Nd:YAG com verniz de fluoreto de sódio a 5% parece ser uma alternativa efetiva quando comparado ao tratamento do flúor e do laser individualmente, para tratamento da hipersensibilidade dentinária. Os achados da MEV corroboram com o resultado clínico mostrando a eficácia desse tratamento na redução do número de túbulos dentinários.

OLIVEIRA et al. (2005) avaliaram a resistência de união à dentina de dois sistemas adesivos (Single Bond, 3M/ESPE e Clearfil SE Bond, Kuraray) submetidos ou não à termociclagem e aplicados em cavidades preparadas com alta-rotação ou laser Er:YAG. Para este estudo os autores realizaram o teste de microtração em 16 dentes bovinos divididos em oito grupos. As cavidades foram preparadas em dentina superficial da porção média da superfície vestibular. Após aplicação dos adesivos, os dentes foram restaurados com resina composta (5 mm de altura). Após 24 h, quatro dentes foram imersos em água e os outros quatro foram termocicladados. Em seguida, os espécimes foram cortados em palitos de 1 mm² que foram submetidos ao teste de microtração. Os resultados mostraram que o adesivo autocondicionante produziu resultados de resistência de união mais estáveis que o convencional. Para dentina preparada com alta-rotação, o adesivo autocondicionante foi mais indicado, enquanto o preparo com laser Er:YAG não foi influenciado pelo sistema adesivo. O procedimento de termociclagem afetou negativamente a resistência de união à microtração em ambos adesivos, sendo mais deletério para o Single Bond.

2.3 Metodologia

CARVALHO et al. (1994) avaliaram a resistência de união à dentina do sistema adesivo Scotchbond Multiuso e do Variglass utilizando o método de microtração. De acordo com os autores, essa metodologia permite testar a resistência de união em pequenas áreas através do desgaste da secção transversal dos corpos de prova até 0,5 mm². Foram utilizados 20 terceiros molares não irrompidos, extraídos e armazenados em solução salina isotônica. Os corpos de prova foram afixados a um dispositivo de teste, Bencor-Multi T, com auxílio de uma adesivo à base de cianoacrilato e submetidos ao ensaio de tração em uma máquina de ensaios mecânicos a uma velocidade de 1 mm/min. Em seguida, foi analisado o tipo de fratura por meio de um microscópio óptico. As superfícies adesivas variaram de 0,5 a 5,0 mm², o que é muito menor do que as superfícies adesivas utilizadas em testes de laboratório. Os resultados mostraram que houve uma relação inversa entre a resistência à tração e a área de superfície adesiva para ambos materiais utilizados. Quando utilizadas as menores áreas, o Scotchbond Multiuso atingiu valores de até 46 MPa e o Variglass, valores de até 34 MPa. Para o Scotchbond Multiuso, todas as falhas foram de natureza adesiva.

PASHLEY et al. (1995) revisaram a literatura considerando os testes de resistência de união de sistemas adesivos à estrutura dentária. Descreveram, também, algumas variáveis que podem estar presentes nestes testes. Segundo os autores, deve ser dada maior ênfase no teste de união dos adesivos à substratos clinicamente relevantes, como dentina afetada por cárie e dentina esclerótica cervical. Notaram também, que as áreas de adesão relativamente extensas têm uma tendência a produzir falhas coesivas em dentina quando aplicadas forças relativamente baixas. Sendo

assim, as áreas de 1 mm² usadas nos testes de microtração, parecem eliminar os problemas de estresse gerado na dentina, provocando falhas essencialmente adesivas. Além disso, ao examinar o modo de falha de um adesivo, é importante que seja utilizado o Microscópio Eletrônico de Varredura (MEV) para que seja possível distinguir modos de falhas que não são facilmente definidos ao microscópio óptico e a olho nu.

WEFEL, HEILMAN e JORDAN (1995) realizaram um trabalho com o objetivo de comparar alguns modelos para a produção *in vitro* de cárie radicular e avaliar sua habilidade de simular o processo de cárie radicular que ocorre naturalmente. Foram utilizados modelos de tampão saturado parcialmente e modelos de gel que foram avaliados pelo microscópio de luz polarizada (PLM) e microradiografias qualitativas e quantitativas. Os autores utilizaram fatias de dentina radicular, que tiveram uma janela de dentina exposta, sendo que o restante foi impermeabilizado com verniz ácido-resistente. Estas fatias foram expostas aos modelos de cárie artificial. Os resultados mostraram que todos os modelos tiveram formação de lesão bastante similar quando examinadas em PLM, sendo que os modelos de tampão químico foram preferidos aos modelos de gel por serem mais rápidos e mais fáceis de preparar. Além disso, os resultados dos modelos de tampão químico e modelos de gel não mostraram apenas formação e progressão de lesões, que simulam o processo carioso radicular normal, mas também lesões que foram morfológicamente similares em aparência em qualquer um dos modelos utilizados. Quando utilizado um sistema *in vitro* que simula o processo natural de cárie radicular, é importante que se entenda os componentes do modelo em questão, assim como suas limitações, e que esteja atendo à necessidade de mais de uma técnica para avaliação.

Com o objetivo de verificar se existe ou não uma padronização entre os estudos de resistência de união, **AL-SALEHI e BURKE (1997)** realizaram uma análise de 50 artigos para avaliar os métodos mais utilizados nas pesquisas de resistência de união da resina composta à dentina. Os resultados desta análise mostraram que o teste de resistência de união ao cisalhamento foi utilizado em 80% dos trabalhos analisados. A dentina de molares humanos foi empregada com 88% de frequência. Como meio de armazenagem dos espécimes, a água destilada e a solução salina foram utilizadas em 86% dos trabalhos. A maior parte dos testes (68%) foi realizada 24 h após a confecção dos corpos de prova. A superfície de contato ou o diâmetro dos corpos de prova foram especificados em 94% dos estudos, sendo a média do diâmetro de 3,97 mm. A velocidade de carregamento de 5 mm/min foi usada em 42% dos estudos avaliados. A forma mais frequente de preparo da superfície dentinária foi com lixas de carbetto de silício (78%). A máquina de ensaios mecânicos – Instron – foi utilizada em 98% dos trabalhos. No entanto, muitas variáveis não foram mencionadas em vários artigos, como espessura do adesivo, o tipo de dentina testada, as condições de umidificação da superfície dentinária e o tipo de fratura, mostrando que existe pouca padronização dos estudos de resistência de união à dentina.

ARMSTRONG, BOYER e KELLER (1998) avaliaram a resistência de união à microtração e o modo de falha da interface adesiva de dois sistemas adesivos (All Bond 2 – Bisco; Optibond FL – Kerr). Os adesivos foram aplicados em superfície dentinária plana, obtida de molares humanos (n = 3 por grupo), e em seguida foi construído um platô de resina composta em incrementos até uma altura de 6 mm. Os dentes foram armazenados em água destilada por 24 h e, em seguida, fatiados em lâminas de 1 mm para obtenção de alteres com 0,5 mm² de área adesiva. O ensaio de microtração foi

conduzido 1 semana após a confecção dos corpos de prova, à uma velocidade de 1 mm/min. 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). Os resultados obtidos foram: All Bond 2 – 40,7 MPa e Optibond FL – 34,0 MPa. Os modos de falhas para o adesivo All Bond 2 foram: 15% adesiva, 20% mista, 60% em resina composta e 5% em dentina. Para o adesivo Optibond FL foram: 35% adesivas, 25% mistas, 25% em resina composta e 10% em dentina. Dentre todos os grupos avaliados, houve predominância de falhas de substrato – 55%. Os resultados mostraram que não houve diferença significativa entre os adesivos quanto aos valores de resistência de união, tipo de falha ou quantidade de dentina remanescente. Estes resultados sugerem, portanto, que um grande cuidado deve ser tomado na interpretação dos resultados de modos de falhas de microtração, uma vez que valores de união e modos de falha representam todo o conjunto adesivo (dentina, camada híbrida, adesivo, resina composta) e não somente as propriedades do material. Os resultados podem ser modificados se houver qualquer alteração em qualquer um dos fatores do teste, substrato ou materiais utilizados.

SCHREINER et al. (1998) realizaram um estudo com o objetivo de comparar a resistência de união à microtração e ao cisalhamento de cinco sistemas adesivos comerciais (Scotchbond Multipurpose (3M) com ácido maleico; Scotchbond Multipurpose com ácido fosfórico; Scotchbond Multipurpose Plus; Clearfil Liner Bond System (Kuraray); Prime & Bond (Dentsply). No teste de microtração, após a aplicação do respectivo adesivo sobre a superfície de dentina exposta de terceiros molares (n = 6), foram criados blocos de resina composta. Estes dentes foram fatiados em lâminas de 1 mm (mínimo de cinco por dente) e estas foram refinadas até a obtenção de uma

área adesiva de 1,7 mm² na zona central do corpo de prova. Estes corpos-de-prova foram, em seguida, levados ao dispositivo de microtração em máquina de ensaios mecânicos à velocidade de 0,5 mm/min. Apesar de os testes demonstrarem o mesmo ordenamento de valores de resistência de união entre os grupos, os valores obtidos com o teste de microtração foram estatisticamente maiores. Enquanto o teste de cisalhamento não apresentou diferenças estatísticas entre os grupos, o teste de microtração mostrou superioridade do Clearfil Liner Bond System. Na análise do modo de falha, o teste de cisalhamento obteve 34% das falhas em dentina e 14% das falhas em resina composta, enquanto na microtração estas falhas foram de 9% em dentina e 2% em resina composta. Os autores puderam concluir que o teste de microtração produz muito mais falhas adesivas que o teste de cisalhamento, sendo também mais indicado para verificar os valores de resistência de união entre os adesivos.

McINTYRE e FEATHERSTONE (2000) compararam lesão de cárie radicular artificial com lesão de cárie radicular presente naturalmente em dentes extraídos, através da microscopia qualitativa de luz polarizada e da microdureza. Cento e quinze raízes de dentes humanos, intactas e livres de cárie, foram imersas em três diferentes soluções contendo tampão químico de acetato e lactato, sem enzimas ou bactérias, por 7 a 60 dias. Os sistemas testados foram: (a) acetato 0,05 mol/L, cálcio e fosfato 2.2 mmol/L, pH 4,3; (b) lactato 0.1 mol/L, hidroxidifosfonato metano (MHDP) 0,2 mmol/L, pH 5,0; (c) gel de gelatina (*Fisher Scientific, USA, 20%*), lactato 0,05 mol/L, hidroxapatita 1,0 g/L, pH 4,3. Após período de armazenamento, as raízes foram seccionadas no centro da lesão cariosa, avaliadas e comparadas às lesões cariosas de terceiros molares extraídos. Os resultados deste trabalho mostraram que os sistemas tampão

utilizados produziram lesões com características histológicas e microdureza similares às lesões cariosas naturais.

HASHIMOTO et al. (2001) caracterizaram as estruturas adesivas resina/dentina de três sistemas adesivos utilizando a análise fractográfica para medir a área de falha na superfície fraturada. Foram utilizadas superfícies dentinárias planas que foram tratadas com os seguintes sistemas adesivos: Mac Bond II, One-Step e Single Bond. Os dentes foram posteriormente restaurados com resina composta Z100 e foram seccionados em palitos com área adesiva de $0,9 \text{ mm}^2$. Os espécimes foram submetidos ao ensaio de microtração a uma velocidade de $1,0 \text{ mm/min}$. Os resultados foram submetidos à análise de variância e ao teste de *Fisher*. As superfícies fraturadas de todos os espécimes foram examinadas em MEV e a área da fratura foi medida por meio de um programa de análise de imagens. Os resultados mostraram que não houve diferença estatística entre os sistemas adesivos One Step e Single Bond para os resultados da microtração. Já o sistema adesivo Mac Bond II apresentou resultados estatisticamente inferiores. Na superfície fraturada, exceto para a falha coesiva no adesivo e na resina composta, foram observadas diferentes tipos de falhas para cada sistema adesivo: falha em camada híbrida e na dentina desmineralizada foram observadas nos 2 sistemas adesivos que utilizam a técnica úmida (One-Step e Single Bond) e falha em camada híbrida com ausência de falha em dentina desmineralizada para o sistema com *primer* autocondicionante (Mac Bond II). Os resultados demonstraram que a integridade da camada híbrida depende do sistema adesivo utilizado.

HASHIMOTO et al. (2002) utilizaram a combinação das metodologias de fractografia e espectroscopia à laser de Raman para avaliação da união

adesivo/dentina realizada com as técnicas adesivas seca e úmida. Os adesivos à base de acetona utilizados foram One-Step (Bisco) e Prime & Bond NT (Dentsply). O teste de microtração foi realizado e as superfícies fraturadas de todos os espécimes foram avaliadas em MEV e em um programa para análise de imagens. A quantidade de infiltração na resina adesiva no interior da camada híbrida foi quantificada através do espectroscópio à laser de Raman. Nesta análise, a quantidade de impregnação da resina adesiva no interior da camada híbrida pela técnica adesiva seca foi significativamente menor (aproximadamente 50%) do que na técnica úmida. Sob a análise fractográfica, foi encontrada correlação entre a resistência de união e o tipo de fratura. Baseado nestes achados foi sugerido que a integridade entre a resina adesiva e o topo da camada híbrida possui um papel importante da resistência de união.

HARA et al. (2004) verificaram se as alterações no conteúdo mineral e na morfologia da dentina desmineralizada e remineralizada poderiam afetar os valores de resistência de união de restaurações de resina composta. Para isso, submeteram fatias de dentina radicular aos seguintes tratamentos: (A) saliva artificial (controle), (B) desmineralização (cálcio 1,4 mM, fósforo 0,9 mM, tampão de acetato 0,05 M, 0,07 ppm de flúor, pH 5,0) por 32 h, (C) desmineralização por 32 h e remineralização (cálcio 1,5 mM, fósforo 0,9 mM, tampão *TRIS* 0,1 M, 10 ppm de flúor, pH 7,0) por 8 dias. Em seguida, os espécimes foram restaurados com resina composta TPH (Dentsply) após aplicação do sistema adesivo Single Bond (3M/ESPE), seccionados e submetidos ao teste de microtração. Foi feito também o teste de microdureza e análise em MEV. De acordo com os resultados obtidos neste estudo, foram encontradas diferenças estatisticamente significantes no conteúdo mineral. A análise morfológica também mostrou diferença entre o substrato desmineralizado e remineralizado. Os valores de

resistência de união não diferiram entre os grupos A e B, mas foram significativamente maiores que o grupo C. Como não houve uma relação linear entre o conteúdo mineral da dentina e os valores de resistência de união, poderia ser sugerido que a característica morfológica parece ser mais relevante que o conteúdo mineral para explicar a resistência de união da resina composta à dentina.

REIS, BAUER e LOGUERCIO (2004) investigaram a influência da velocidade do teste nos valores de resistência de união à microtração de dois sistemas adesivos à dentina. Foram expostas superfícies dentinárias planas a partir de 10 terceiros molares humanos extraídos. Foram aplicados os sistemas adesivos (Single Bond , 3M/ESPE e Clearfil SE Bond, Kuraray) de acordo com as instruções dos fabricantes e realizadas coroas de resina composta (Z250, 3M ESPE) pela técnica incremental. Após armazenamento em água destilada a 37°C por 24 h, cada dente foi seccionado no sentido longitudinal em ambas direções “x” e “y”, a uma velocidade de corte de 300 rpm, para obtenção de palitos com uma área de 0.8 mm². Os palitos de cada dente foram divididos em 5 grupos a serem testados com diferentes velocidades de carregamento – 0,1, 0,5, 1,0, 2,0 e 4,0 mm/min. O tipo de falha foi analisado microscopicamente após a fratura (400X). Para comparar as resistências de união à microtração foi usada a ANOVA de duas vias tendo o sistema adesivo (2 níveis) e a velocidade de teste (5 níveis) como fatores principais. Os resultados mostraram que não houve diferença estatisticamente significativa tanto para a interação ($p = 0,80$) quanto para a velocidade de carregamento ($p = 0,69$). Foram detectadas diferenças apenas entre os sistemas adesivos ($p = 0,001$), sendo que o Single Bond apresentou melhores resultados que o Clearfil SE Bond. Sendo assim, os autores concluíram que a velocidade de

carregamento usada para os testes de resistência de união à microtração não influencia os valores de resistência de união, apesar do sistema adesivos empregado.

REIS et al. (2004) avaliaram a influencia do tempo de armazenamento e da velocidade de corte durante o preparo de amostras para o teste de resistência de união de um sistema adesivo de frasco único à dentina. Para obtenção das amostras, foram expostas superfícies planas de dentina em 36 terceiros molares humanos extraídos. Em seguida, foi feita a aplicação do sistema adesivo Single Bond (3M-ESPE), de acordo com as instruções do fabricante, e foram construídas coroas de resina composta (Z250, 3M-ESPE) pela técnica incremental. As amostras foram armazenadas por 10 min, 24 h ou 1 semana em água destilada a 37°C antes de serem seccionadas no sentido longitudinal em direções “x” e “y” em diferentes velocidades de corte (0,5, 1,6, 2,6 m/s) para obtenção de palitos com uma área de secção transversal de 0,8 mm². As amostras foram, então, submetidas a uma carga de tração a uma velocidade de 0,5 mm/min e o modo de falha foi analisado. Um teste ANOVA duas vias com tempo de armazenamento (3 níveis) e velocidade de corte (3 níveis) como fatores foram usados para comparar as médias de resistência de união à microtração. Foram detectados efeitos e interações altamente significantes ($p < 0,0001$). A maior média de resistência de união foi obtida com um tempo de armazenagem de 1 semana e velocidade de corte de 2,6 m/s. A menor média foi encontrada quando as amostras foram preparadas imediatamente após a colocação da resina composta e recortadas a uma velocidade de 0,5 m/s. Os autores concluíram que tanto o tempo de armazenamento quando a velocidade de corte podem afetar os resultados de resistência de união e estas variáveis devem, portanto, ser padronizadas nos testes de resistência de união à microtração.

3. OBJETIVOS

3 OBJETIVOS

Os objetivos do presente estudo foram os seguintes:

1. Avaliar a resistência de união de dois sistemas adesivos, um autocondicionante e um de condicionamento ácido total, às superfícies dentinárias sadia e cariada;
2. Avaliar a influência da irradiação com laser Nd:YAG, associado ou não ao flúor em alta concentração, em dentina sadia e dentina cariada, nos valores de resistência de união dos dois sistemas adesivos;
3. Avaliar, com auxílio da fractografia, o padrão de falha após ensaio de microtração;
4. Avaliar, com auxílio da microscopia eletrônica de varredura, o efeito do uso do laser Nd:YAG em dentina sadia e dentina cariada.

4. MATERIAIS E MÉTODOS

4 MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 Obtenção dos corpos de prova

Sessenta molares humanos hígidos, extraídos por indicação terapêutica, foram obtidos nas Disciplinas de Cirurgia da Faculdade de Odontologia da PUCRS. O protocolo de pesquisa foi submetido ao comitê de ética em pesquisa da PUCRS e recebeu sua aprovação para o desenvolvimento do experimento (anexo). Os dentes foram limpos com cureta periodontal e desinfetados em solução de cloramina a 2% por 24 h. Após este período, foram lavados em água corrente e armazenados em um frasco fechado contendo água destilada a 4°C, por um período máximo de 6 meses.

Após o período de armazenamento, os dentes foram incluídos individualmente em resina acrílica autopolimerizável Jet (Clássico Ind., São Paulo, SP, Brasil), com o auxílio de uma matriz de teflon de forma cilíndrica, de modo que face oclusal do dente ficasse voltada para a parte superior da matriz (Figura 1).

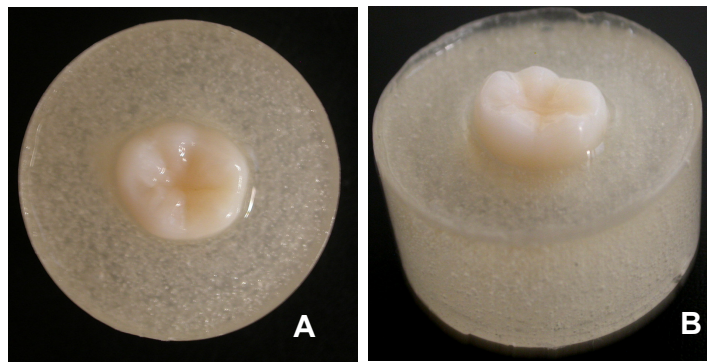


Figura 1. Dente incluído em resina acrílica. Vista oclusal (A) e vista lateral (B).

Após adaptação do cilindro de acrílico obtido ao suporte metálico da máquina de corte (Labcut 1010 – Extec Corp., Londres, Inglaterra), foi realizada a remoção da superfície oclusal com um disco diamantado de dupla face (Arotec, SP) em baixa rotação (400 rpm) e constante refrigeração, até que todo o esmalte oclusal fosse removido (Figura 2). Logo após, a superfície dentinária foi planificada com lixas de carbeto de silício de granulações 320 e 600, em uma politriz DPU-10 (Panambra, São Paulo, SP, Brasil).



Figura 2. Dentina Exposta.

Os corpos de prova foram então submetidos ao banho em ultra-som com água destilada para remoção dos *debris* da superfície.

Quarenta e oito dentes foram aleatoriamente divididos em 12 grupos com 4 dentes cada, os quais foram tratados como descrito na Tabela 1.

Tabela 1. Grupos e tratamentos realizados (n = 4 dentes por grupo).

Grupos	n	Abreviatura	Tratamentos			Sistemas Adesivos
G1	4	C-FLSB	Cárie Artificial	Flúor	Laser	Single Bond (SB)
G2	4	C-FLCSE	Cárie Artificial	Flúor	Laser	Clearfil SE Bond (CSE)
G3	4	C-LSB	Cárie Artificial	-	Laser	SB
G4	4	C-LCSE	Cárie Artificial	-	Laser	CSE
G5	4	C-SB	Cárie Artificial	-	-	SB
G6	4	C-CSE	Cárie Artificial	-	-	CSE
G7	4	FLSB	-	Flúor	Laser	SB
G8	4	FLCSE	-	Flúor	Laser	CSE
G9	4	LSB	-	-	Laser	SB
G10	4	LCSE	-	-	Laser	CSE
G11	4	SB	-	-	-	SB
G12	4	CSE	-	-	-	CSE

4.2 Ciclagem de pH – Cárie artificial

A formação da cárie artificial ocorreu com a imersão de 24 dentes (**grupos 1 a 6**) no ciclo que segue abaixo:

A solução desmineralizadora foi constituída de tampão de acetato contendo 2,2 mM de cálcio (CaCl_2), 2,2 mM de fosfato (NaH_2PO_4), 0,05 M de ácido acético e 1 ppm de flúor, com pH 4,5 ajustado por KOH (WEFEL, HEILMAN e JORDAN, 1995). A composição química da solução remineralizadora foi 1,5 mM de cálcio, 0,9 mM de fosfato, 0,15 M de KCl e tampão TRIS, com pH 7,0 (SHINKAI, CURY e CURY, 2001). Ambas soluções continham aproximadamente 95 mg/L de timol para evitar o crescimento de microorganismos.

Os dentes foram submetidos a 8 ciclos de desmineralização-remineralização, sendo que cada ciclo foi constituído por 7 h de imersão em solução desmineralizadora seguido por 17 h em solução remineralizadora. Entre as imersões, os dentes foram

limpos com jatos de água deionizada por 5 s e secos com papel absorvente, sem pressioná-los. Após os primeiros 4 ciclos, houve um período de 48 h de imersão em solução remineralizadora. As soluções foram então descartadas e substituídas no início do quinto ciclo. Toda a ciclagem de pH foi realizada em temperatura constante de 37°C.

Após a ciclagem, os dentes foram limpos e mantidos em água deionizada, em estufa a 37°C, até a realização dos tratamentos seguintes.

4.3 Tratamentos realizados

4.3.1 Laser associado ao Flúor

Nos dentes dos grupos **1 e 2** (com cárie), **7 e 8** (sem cárie), foi aplicado corante (pó de grafite) em toda a superfície dentinária, com auxílio de um aplicador descartável *microbrush* (Microbrush International, Orlando, Estados Unidos), que em seguida foi removido com um leve jato de ar. Decorrida esta etapa, foi aplicado gel de flúor fosfato acidulado -1,23% de íons F⁻ (Odahcam, Herpo, Dentsply, Rio de Janeiro, Brasil) na dentina, também com auxílio de um aplicador descartável, sendo a superfície dentinária imediatamente irradiada com o laser Nd:YAG, modelo Pulsemaster 1000 (American Dental Technologies, Corpus Christi, Texas, Estados Unidos), com os seguintes parâmetros:

- Comprimento de onda de 1064 nm, potência de 60 mJ, 15 Hz e 0,9 W, gerando uma energia de 477,70 mJ/cm² por pulso, durante 1 min. Uma fibra óptica de 400 µm de diâmetro foi utilizada em uma posição padronizada, perpendicular e em contato com a superfície dentinária,

promovendo uma varredura. Após aplicação do laser, o corante e o flúor foram removidos com jato de ar/água por 15 s.

4.3.2 Laser

Nos dentes dos grupos **3 e 4** (com cárie), **9 e 10** (sem cárie), foi feita a aplicação do corante (pó de grafite) previamente à aplicação do laser Nd:YAG, nas mesmas especificações acima citadas, porém sem aplicação do flúor.

4.3.3 Sem Tratamento

Nos grupos **5 e 6** (com cárie), os dentes foram apenas submetidos à ciclagem de pH para simulação de cárie artificial. Já os dentes dos grupos **11 e 12** permaneceram com a dentina hígida.

4.4 Microdureza

Foram utilizados 6 dentes, que receberam os mesmos tratamentos acima citados (3 com cárie e 3 sem cárie tratados com laser, laser + flúor ou sem tratamento) para avaliação da microdureza Vickers. O teste de microdureza foi realizado em um microdurômetro (HMV-2, Shimadzu, Tóquio, Japão) com uma carga estática de 300 g aplicada por 15 s. Foram feitas 3 indentações em cada superfície, avaliadas em uma aumento de 10 X. A média destas 3 medições foi utilizada para análise estatística utilizando a ANOVA e o teste de *Tukey* a um nível de significância de 5%.

4.5 Aplicação dos sistemas adesivos e resina composta

Para a realização desta pesquisa foram utilizados os seguintes materiais adesivos (Quadro 1 e Figura 3):

Quadro 1. Descrição dos sistemas adesivos e resina composta utilizados.

Produto	Composição química		Lote
Single Bond (3M/ESPE)	Condicionador Ácido fosfórico a 37%.	Primer/Adesivo HEMA, Bis-GMA, água, etanol, DMA, fotoiniciador, ácido polialcenóico, ácido poliacrônico.	4KC
Clearfil SE Bond (Kuraray)	Primer MDP, HEMA, dimetacrilato hidrofílico, dicanforoquinona, N/N-Dietanol p-toluidina, água.	Adesivo MDP, Bis-GMA, HEMA, dimetacrilato hidrofílico, dicanforoquinona, N/N-Dietanol p-toluidina, sílica coloidal silanizada.	00744A
Filtek Z250 (3M/ESPE)	Bis-GMA, Bis-HEMA, UDMA, TEGDMA, partículas de carga de zircônio e sílica (tamanho médio de 0,6 micrometros). Volume de carga de 60%.		5TR



Figura 3. Sistemas Adesivos – Single Bond (A), Clearfil SE Bond (B) e Resina Composta Filtek Z250 (C) utilizados.

O sistema adesivo Single Bond (3M/ESPE, St. Paul, MN, EUA) foi aplicado nos dentes dos grupos **ímpares (1, 3, 5, 7, 9, 11)** da seguinte forma:

- Condicionamento da dentina com ácido fosfórico gel a 37% (3M/ESPE, St. Paul, MN, EUA) por 15 s;
- Lavagem durante 30 s, sendo removido o excesso de água com uma porção de papel absorvente;
- Aplicação, com aplicador descartável, de 2 camadas consecutivas do adesivo;
- Jato de ar por 5 s a uma distância de 2 cm;
- Fotopolimerização por 20 s com aparelho XL3000 (3M, St. Paul, MN, EUA) com intensidade de energia acima de 400 mW/cm^2 , previamente aferida com auxílio de um radiômetro de cura analógico Demetron 100 (Kerr, Orange, CA, EUA).

Foi aplicado o sistema adesivo Clearfil SE Bond (Kuraray, Tóquio, Japão) nos dentes dos grupos **pares (2, 4, 6, 8, 10, 12)**, da seguinte forma:

- Aplicação, com aplicador descartável, do *primer* por 20 s;
- Jato de ar por 5 s a uma distância de 2 cm;
- Aplicação, com aplicador descartável, de uma camada do adesivo;
- Jato de ar por 3 s a uma distância de 2 cm;
- Fotopolimerização por 20 s.

Após a utilização dos sistemas adesivos, foram aplicados sobre a superfície de dentina 3 incrementos, com aproximadamente 2 mm cada, da resina composta Filtek

Z250 (3M/ESPE, St. Paul, MN, EUA) cor C2, com o auxílio da espátula Thompson nº 3, totalizando cerca de 6 mm de altura. Cada incremento foi fotopolimerizado por 20 s com uma unidade de luz halógena XL3000.

4.6 Obtenção dos palitos para o ensaio de microtração

Os dentes já restaurados foram armazenados em água destilada por 24 h, em uma estufa de cultura (Modelo 002CB – Laboratório de Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia da PUCRS) a 37°C. Em seguida, foi feita a inclusão do remanescente coronário e da restauração em resina acrílica autopolimerizável para promover uma maior estabilidade dos palitos durante o corte. Estes dentes foram, então, seccionados com um disco diamantado de dupla face - espessura de 0,3 mm - (série 15LC, Buehler, Illinois, EUA) em baixa rotação (500 rpm), sob refrigeração em uma máquina de corte (Labcut 1010), paralelamente ao longo eixo do dente, nos sentidos vestibulo-lingual e méso-distal. Com isso, foram obtidos palitos com uma área adesiva de aproximadamente 0,8 mm², de modo que a metade superior era constituída de resina e a inferior de dentina (Figura 4). Apenas os palitos da região central dos dentes foram selecionados, nos quais foi feita uma inspeção com auxílio de uma lupa estereoscópica (Olympus, Tóquio, Japão) com 30X de aumento para avaliar a área de adesão e a possível presença de bolhas ou falhas. Os palitos que apresentaram falhas foram descartados. Para cada grupo, foram obtidos 25 palitos.

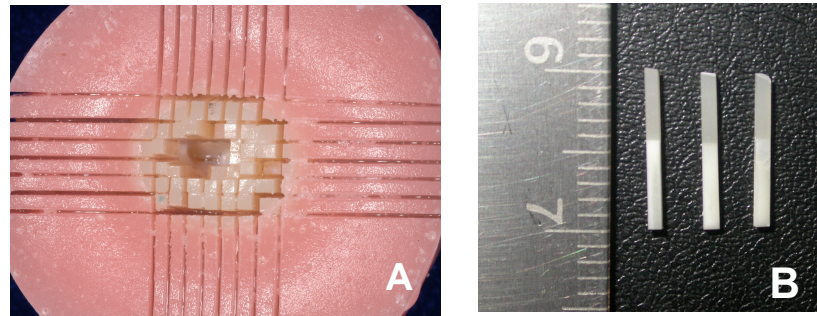


Figura 4. Corte do dente nos eixos x e y (A). Palitos de resina e dentina (B)

4.7 Ensaio de microtração

Antes de iniciar o ensaio de microtração, foi utilizado um paquímetro digital (Mitutoyo, São Paulo, Brasil) para registrar a espessura e o comprimento de cada corpo de prova.

Os espécimes selecionados foram unidos pelas suas extremidades a um dispositivo metálico específico para microtração (Figura 5), com um adesivo à base de cianoacrilato (Super Bonder Gel – Loctite Brasil Ltda) e de um acelerador de cura (Zipkicker, Pacer, Rancho Cucamonga, CA, EUA), de modo a posicionar a área adesiva perpendicularmente ao longo eixo da tensão de tração. Em seguida, os espécimes foram submetidos à força de tração a uma velocidade de 0,5 mm/min em uma máquina de ensaios mecânicos EMIC DL-2000 (São José dos Pinhais, PR, Brasil), com célula de carga de 500 N, até ocorrer fratura.

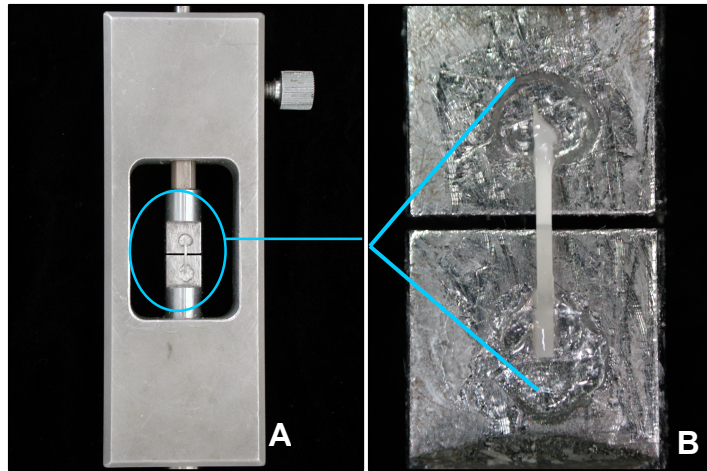


Figura 5. Dispositivo para microtração (A). Palito adaptado ao dispositivo (B).

A máquina de ensaios é acoplada a um computador, o qual opera um programa denominado MT teste 100 e no qual foram registrados os valores referentes à área adesiva de cada espécime e o valor de tensão máxima obtida no ensaio em MPa.

Após o teste, a porção dentinária fraturada foi removida da máquina de ensaios e submetida ao exame em MEV para se determinar o tipo de falha ocorrido.

Para realização do ensaio de resistência de união, as condições climáticas do laboratório foram monitoradas com auxílio de um termohigrômetro (TESTO, São Paulo, SP, Brasil) ficando na temperatura de $21 \pm 2^\circ\text{C}$ e umidade relativa de $50 \pm 5\%$.

4.8 Análise estatística

Os resultados obtidos no teste de resistência de união à microtração foram submetidos ao teste estatístico através de MANOVA (GLM) considerando como fatores

fixos: adesivo, cárie, flúor e laser, seguido do teste de *Tukey* ao nível de significância de 5% ($\alpha = 0,05$).

4.9 Preparo das amostras para análise em MEV

Para a análise do tipo de fratura, as extremidades dentinárias dos espécimes, após o ensaio, foram fixadas em *stubs* com auxílio de Super Bonder em gel para que os espécimes ficassem com a interface adesiva voltada para cima (Figura 6). Os espécimes foram mantidos no dessecador (Xartell, Itália), com sílica em gel (Synth) e mantidos em vácuo por 2 semanas no Centro de Microscopia e Microanálises. Depois de secos, os espécimes foram metalizados com ouro a 10 mA (Balzers-sputer coater, Alemanha) por 1 min, podendo assim ser observados no microscópio eletrônico de varredura (Philips modelo XL30) em aumentos de 200X a 16000X.



Figura 6. Palito fraturado montado para avaliação em MEV.

Para análise da superfície dentinária hígida e cariada antes e após irradiação com laser, os dentes foram cortados em fatias horizontais antes dos tratamentos realizados. Após os respectivos tratamentos, estas fatias foram montadas em *stubs* e submetidas à secagem e metalização com ouro para visualização em MEV, como descrito acima.

A espectroscopia de raios-x por energia dispersiva (EDS) foi realizada selecionando-se um ponto na superfície dentinária a ser avaliada e efetuada a leitura da composição química das amostras acima, utilizando para isso um comando no software de controle do microscópio eletrônico de varredura para detectar o percentual em peso dos elementos químicos contidos na área estudada.

4.10 Análise do tipo de fratura - Fractografia

Cada palito fraturado foi levado para observação no MEV (Philips modelo XL 30) para que fossem definidos os tipos de falhas ocorridos, que foram classificadas de acordo com ARMSTRONG, BOYER e KELLER (2001), em:

- Interfacial: rompimento em base de camada híbrida, topo de camada híbrida e/ou adesivo;
- Coesiva em dentina: rompimento de estrutura dentinária;
- Coesiva em resina composta: rompimento da resina composta;
- Mista: presença de falha interfacial e falha coesiva em dentina e/ou resina composta.

Para análise das imagens obtidas na MEV, foi utilizado o programa Power Point (Windows XP, Microsoft). As imagens foram inseridas em slides e uma tela

quadriculada foi adaptada sobre cada imagem (Figura 7). Com isso foi possível determinar, em porcentagem, os tipos de materiais encontrados (dentina, topo de camada híbrida, base de camada híbrida, adesivo e/ou resina composta) em cada palito.

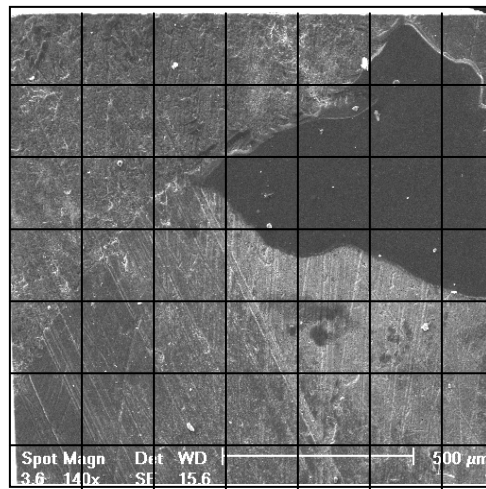


Figura 7. Grade posicionada sobre fotomicrografia para avaliação do tipo de falha.

4.11 Análise estatística do tipo de fratura

Os resultados da fractografia foram submetidos à análise estatística com os testes de *Kruskal-Wallis* e *Mann-Whitney* ($\alpha = 0,05$).

No intuito de relacionar a resistência de união dos espécimes com o padrão de fratura, foi realizada a regressão linear com o eixo “x” contendo os valores de resistência de união e o “y” os tipos de falhas.

5. RESULTADOS

5 RESULTADOS

Os resultados da análise de variância multivariada (MANOVA), considerando como fatores fixos adesivo, cárie, flúor e laser estão listados na Tabela 2 e sua observação permite dizer que, no comportamento geral, considerando todos os grupos, houve diferença estatística significativa entre os adesivos Single Bond e Clearfil SE Bond ($p \leq 0,05$). Além disso, foi possível observar que para a presença de cárie e para a utilização de flúor associado ou não à irradiação com laser, houve também diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$).

Tabela 2. Resultados da Análise de Variância Multivariada (MANOVA).

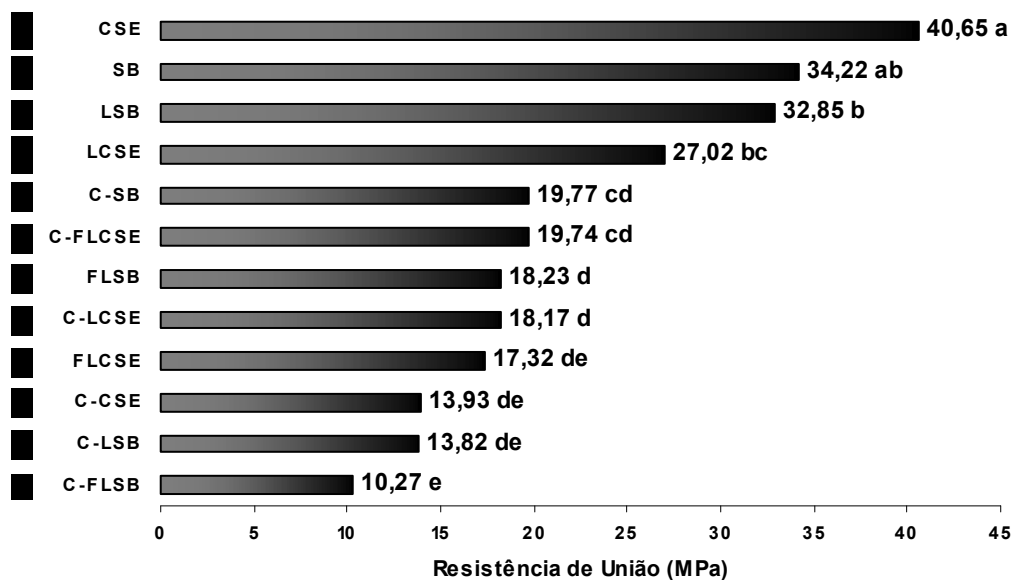
Fonte	Grau de liberdade (DF)	Soma dos quadrados (SS)	Quadrado médio (MS)	F	Sig. (p)
Adesivo	1	260,7	260,72	3,70	0,05
Cárie	1	6818,2	6818,20	96,92	0,0001
Flúor	1	2161,3	2161,33	30,66	0,0001
Laser	1	871,9	871,95	12,37	0,0005
Adesivo*Cárie	1	16,2	16,16	0,23	0,6324
Adesivo*Flúor	1	314,8	314,83	4,47	0,0354
Adesivo*Laser	1	13,2	13,16	0,19	0,6660
Cárie*Flúor	1	1558,9	1558,89	22,11	0,0001
Adesivo*Cárie*Laser	2	2666,4	1333,18	18,91	0,0001
Erro	289	20372,1	70,49		
Total	299				

Nível de confiança: 95%

Tabela 3. Valores médios de resistência de união (MPa) obtidos no ensaio de microtração e área adesiva (mm²).

Grupos	n	Média (MPa)*	d.p	c.v	Área (mm ²) ± d.p
G12 – CSE	25	40,65 a	11,62	28,60	0,75 ± 0,10
G11 – SB	25	34,22 ab	8,79	25,68	0,80 ± 0,13
G 9 – LSB	25	32,85 b	11,14	33,93	0,76 ± 0,09
G10 – LCSE	25	27,02 bc	7,34	27,17	0,77 ± 0,06
G 5 – C-SB	25	19,77 cd	8,15	41,21	0,72 ± 0,15
G 2 – C-FLCSE	25	19,74 cd	7,46	37,79	0,68 ± 0,28
G 7 – FLSB	25	18,23 d	6,95	38,14	0,86 ± 0,27
G 4 – C-LCSE	25	18,17 d	8,90	48,98	0,71 ± 0,15
G 8 – FLCSE	25	17,32 de	11,32	65,39	0,77 ± 0,13
G 6 – C-CSE	25	13,93 de	5,03	36,13	0,69 ± 0,15
G 3 – C-LSB	25	13,82 de	5,32	38,53	0,78 ± 0,15
G 1 – C-FLSB	25	10,26 e	5,19	50,58	0,84 ± 0,18

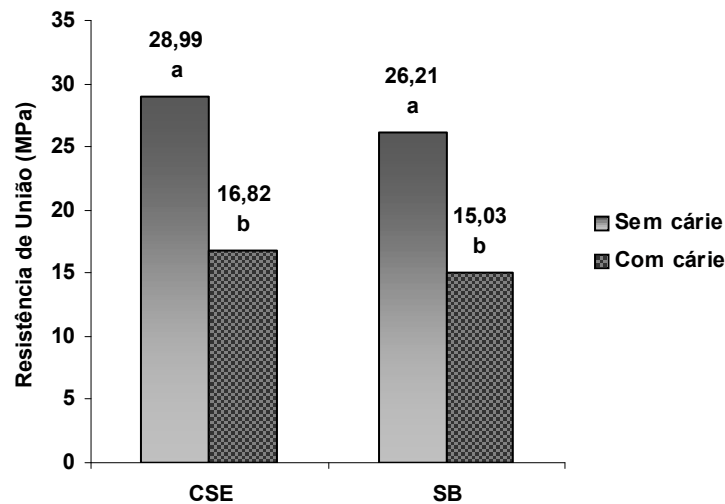
*Médias seguidas de mesma letra não apresentam diferença estatística para Tukey ($p < 0,05$)



Médias seguidas de mesma letra não apresentam diferença estatística para Tukey ($p < 0,05$)

Figura 8. Gráfico dos valores médios de resistência de união (MPa) de todos os grupos.

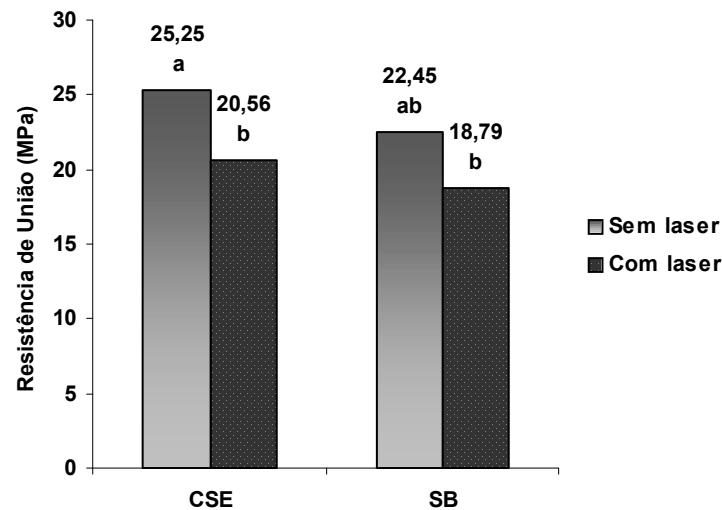
A Tabela 3 e a Figura 8 apresentam o teste de *Tukey* entre os tratamentos realizados, considerando todos os grupos estudados. Estas nos mostram que as maiores médias foram obtidas nos grupos tratados de acordo com as instruções de cada fabricante, em dentina sadia, para os dois sistemas adesivos estudados.



Médias seguidas de mesma letra não apresentam diferença estatística para *Tukey* ($p < 0,05$).

Figura 9. Gráfico dos valores médios de resistência de união (MPa) dos grupos com e sem cárie em relação aos sistemas adesivos utilizados.

Considerando todos os grupos estudados e agrupados em função dos sistemas adesivos e a presença de cárie é possível observar, na Figura 9, que a presença de cárie diminuiu significativamente os valores de resistência de união à dentina, para os dois sistemas adesivos testados.

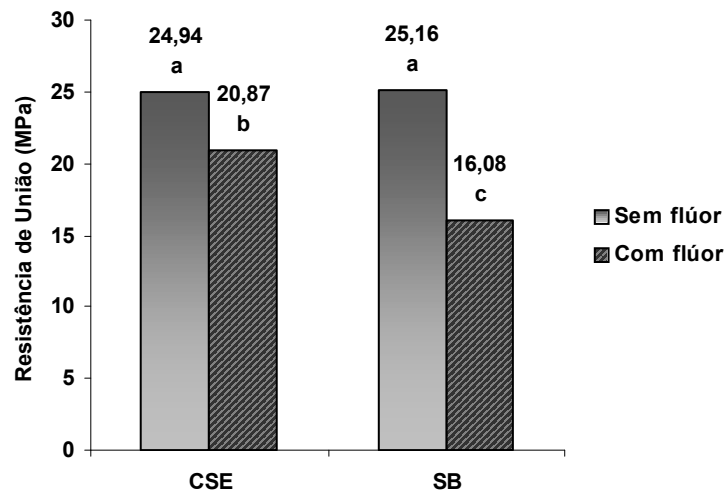


Médias seguidas de mesma letra não apresentam diferença estatística para Tukey ($p < 0,05$).

Figura 10. Gráfico dos valores médios de resistência de união (MPa) dos grupos com e sem laser em relação aos sistemas adesivos utilizados.

A utilização do laser diminuiu significativamente os valores de resistência de união à dentina nos dentes tratados com o CSE. Para o SB houve também uma diminuição da resistência de união, mas esta não foi estatisticamente significativa (Figura 10).

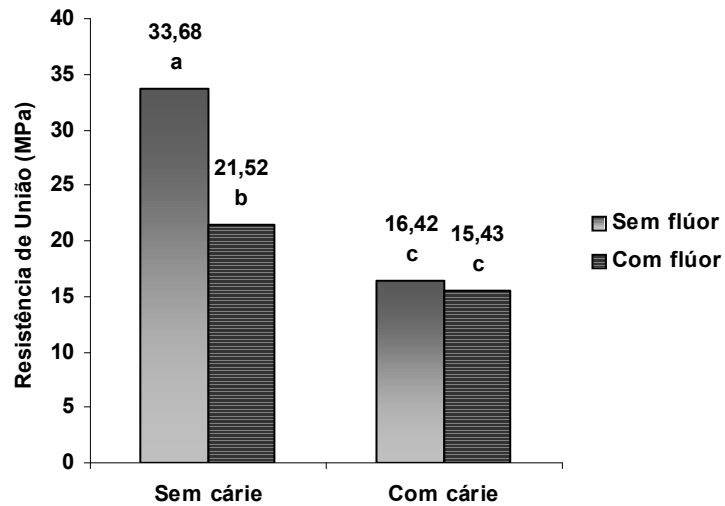
Comparando os dois sistemas adesivos após utilização do laser, não houve diferença estatística entre os valores de resistência de união obtidos (Figura 10).



Médias seguidas de mesma letra não apresentam diferença estatística para Tukey ($p < 0,05$).

Figura 11. Gráfico dos valores médios de resistência de união (MPa) dos grupos com e sem flúor associado ao laser em relação aos sistemas adesivos utilizados.

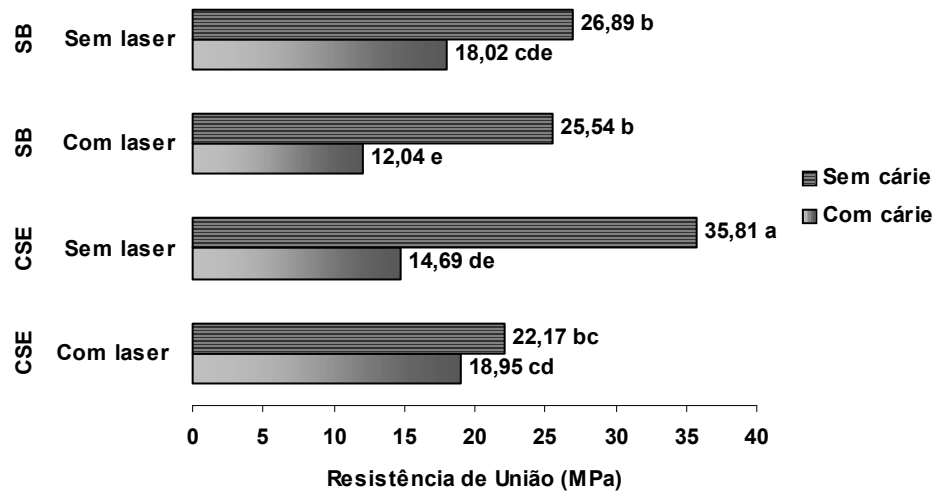
A Figura 11 mostra que a utilização do flúor associado ao laser diminuiu significativamente os valores de resistência de união à dentina para os dois sistemas adesivos testados. No entanto, para o CSE estes valores foram estatisticamente maiores do que para o SB.



Médias seguidas de mesma letra não apresentam diferença estatística para Tukey ($p < 0,05$).

Figura 12. Gráfico dos valores médios de resistência de união (MPa) dos grupos com e sem flúor associado ao laser em relação à presença ou ausência de tecido cariado.

Em relação ao tipo de substrato, a utilização do flúor associado ao laser diminuiu significativamente os valores de resistência de união em dentina sadia. Em dentina cariada, a utilização ou não do flúor associado ao laser mostrou valores de resistência de união semelhantes entre si (Figura 12).



Médias seguidas de mesma letra não apresentam diferença estatística para *Tukey* ($p < 0,05$).

Figura 13. Gráfico dos valores médios de resistência de união (MPa) dos grupos com e sem cárie em função da aplicação ou não de laser e ao sistema adesivo utilizado.

Ao observar a Figura 13, nota-se que para o CSE, a utilização do laser diminuiu significativamente a resistência de união nos dentes sadios. Já nos dentes cariados, houve um aumento dessa resistência após aplicação do laser, mas esta não foi estatisticamente significativa.

Para o SB, a utilização do laser não afetou a resistência de união em dentes sadios. Já nos dentes cariados, houve uma diminuição dessa resistência após aplicação do laser, mas esta não foi estatisticamente significativa.

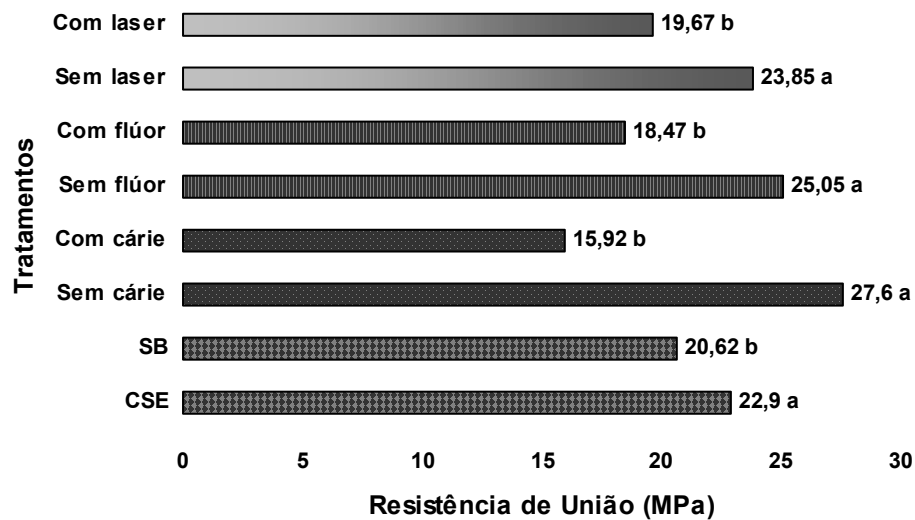
Além disso, nos dentes sadios (sem cárie e sem laser), o CSE apresentou valores de resistência de união significativamente maiores que o SB.

Nos dentes cariados e tratados com laser, o CSE também apresentou valores de resistência de união significativamente maiores que o SB.

Tabela 4. Valores médios de resistência de união (MPa) considerando os fatores de variação isoladamente (leitura em horizontal e por variável).

Tratamentos Realizados		Média* (MPa)	Diferença estatística
Adesivo	CSE	22,90	a
	SB	20,62	b
Cárie	Sem cárie	27,60	a
	Com cárie	15,92	b
Flúor + Laser	Sem flúor	25,05	a
	Com flúor	18,47	b
Laser	Sem laser	23,85	a
	Com laser	19,67	b

*Médias seguidas de mesma letra não apresentam diferença estatística para *Teste T-Student* ($p < 0,05$).



Médias seguidas de mesma letra não apresentam diferença estatística para *Teste T-Student* ($p < 0,05$)

Figura 14. Gráfico dos valores médios de resistência de união (MPa) considerando os fatores de variação isoladamente.

Considerando individualmente cada fator de variação, os resultados obtidos mostraram que o sistema adesivo CSE foi estatisticamente superior ao SB. A presença

de cárie, a utilização de flúor associado ao laser e a aplicação do laser individualmente, também diminuíram significativamente a resistência de união, como pode ser observado na Tabela 4 e Figura 14.

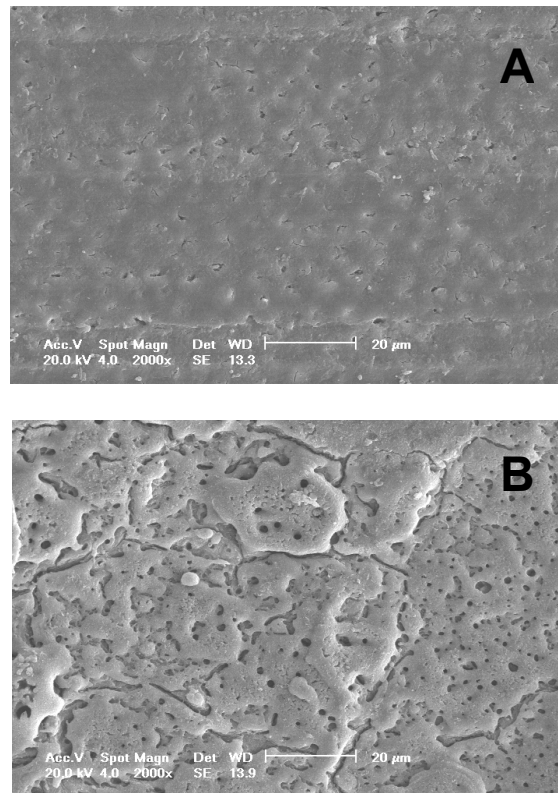


Figura 15. Fotomicrografia em MEV (aumento de 2000 X) em dentina sadia (A) e em dentina sadia após aplicação do laser (B).

As fotomicrografias apresentadas na Figura 15 mostram que a dentina sadia apresentou *smear layer* sobre os túbulos dentinários previamente à aplicação do laser (A). Após aplicação do laser, esta estrutura apresentou irregularidades pela fusão e recristalização da dentina juntamente com a *smear layer*, além de porosidades e fechamento parcial dos túbulos dentinários (B).

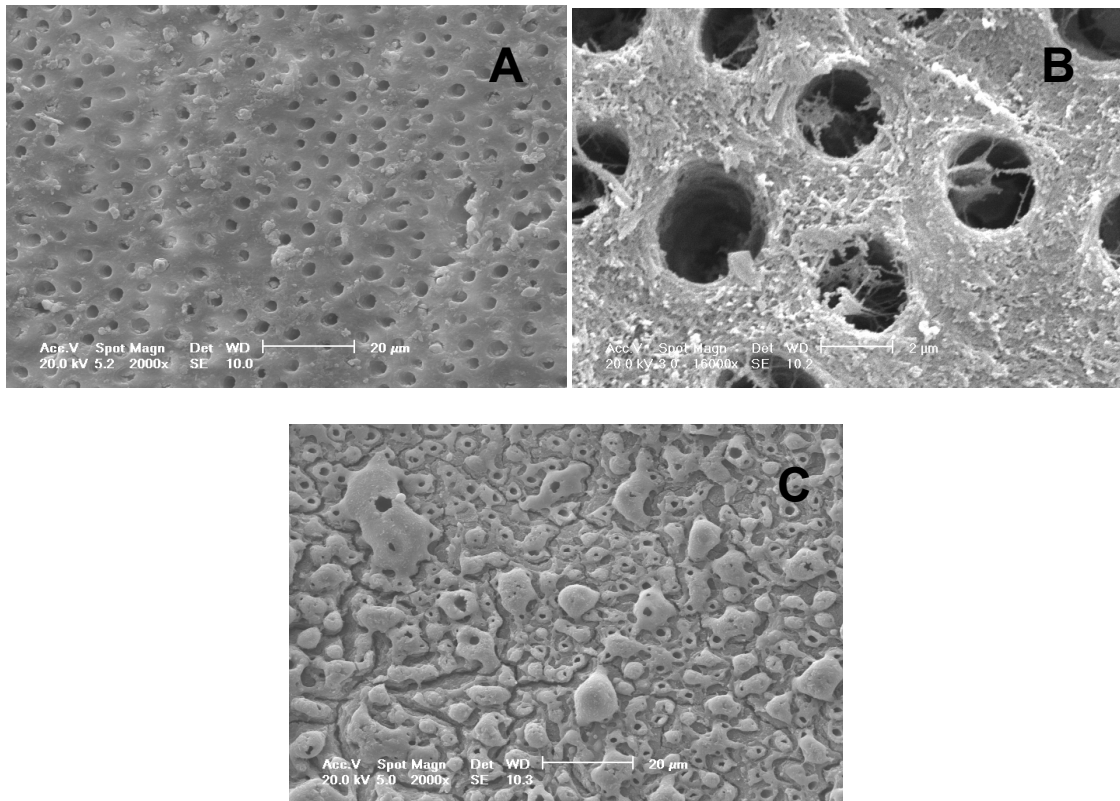


Figura 16. Fotomicrografia em MEV (aumento de 2000 X e 16000 X) em dentina cariada (A e B) e em dentina cariada após aplicação do laser (C).

As fotomicrografias da Figura 16 mostram que a dentina cariada apresentou túbulos dentinários mais nítidos que em dentina sadia, com ausência parcial de *smear layer* (A e B). A aplicação do laser em dentina cariada criou irregularidades devido à fusão e recristalização desta dentina, como se fossem inúmeras bolhas separadas, com túbulos dentinários mais nítidos em função de reestruturação da dentina peritubular (C).

Tabela 5. Resultados do teste de Microdureza Vickers.

Substrato	Tratamento	Médias* (VHN)
Dentina Sadia	Nenhum	137 b
	Laser	177 b
	Flúor + Laser	328 a
Dentina Cariada	Nenhum	29 c
	Laser	39 c
	Flúor + Laser	22 c

*Médias seguidas de mesma letra não apresentam diferença estatística para *Tukey* ($p < 0,05$).

Observando a Tabela 5 nota-se que em dentina sadia, a irradiação com laser aumentou os valores de microdureza superficial; no entanto, esta diferença foi estatisticamente significativa apenas após associação do flúor ao laser. Em dentina cariada não houve diferença estatisticamente significativa nos valores de microdureza após aplicação do laser associado ao não ao flúor. Além disso, a microdureza da dentina cariada foi estatisticamente inferior à microdureza da dentina sadia.

Tabela 6. Resultados da espectroscopia por energia dispersiva (EDS).

Elementos Químicos (wt%)	Oxigênio (O)	Fósforo (P)	Cálcio (Ca)	Flúor (F)	Sódio (Na)
Dentina Normal	Sem Tratamento	40,25%	20,40%	39,35%	
	Laser	33,83%	22,38%	43,79%	
	Flúor + Laser	26,16%	18,29%	52,03%	2,37%
Dentina Cariada	Sem Tratamento	43,39%	19,42%	37,19%	
	Laser	37,69%	20,15%	42,16%	
	Flúor + Laser	40,59%	17,27%	42,14%	

Os resultados da espectroscopia por energia dispersiva (EDS) estão listados na Tabela 6. Estes mostram que, de uma maneira geral, houve aumento do conteúdo de Cálcio e uma diminuição do Oxigênio após irradiação com laser associado ou não ao

flúor. O conteúdo de Fósforo também aumentou após aplicação do laser, mas quando este foi associado ao flúor ocorreu uma diminuição deste elemento químico. Em dentina sadia foi possível observar a presença de Flúor e Sódio após irradiação com laser associado ao flúor.

Análise do Padrão de Fratura

Os resultados da análise de fratura após o ensaio de resistência de união indicaram que a falha do tipo mista foi predominante neste estudo (Figuras 17 a 21). Os outros tipos de falhas estão ilustrados nas Figuras 22 a 27.

Os valores percentuais de falhas de acordo com os grupos testados estão descritos nas Tabelas 7 e 8.

Tabela 7. Distribuição (%) dos tipos de falha encontrados em cada grupo relacionado aos valores médios de resistência de união (MPa).

Grupos	Tratamentos	Tipos de Falhas				Total	Médias* (MPa)	
		Interfacial	Mista	Resina	Dentina			
G1	C-FLSB	8%	88%	4%	0%	100%	10,27	e
G2	C-FLCSE	0%	92%	8%	0%	100%	19,74	cd
G3	C-LSB	4%	88%	0%	8%	100%	13,82	de
G4	C-LCSE	4%	96%	0%	0%	100%	18,17	d
G5	C-SB	4%	80%	4%	12%	100%	19,77	cd
G6	C-CSE	0%	92%	4%	4%	100%	13,93	de
G7	FLSB	4%	88%	8%	0%	100%	18,23	d
G8	FLCSE	24%	76%	0%	0%	100%	17,32	de
G9	LSB	8%	76%	0%	16%	100%	32,85	b
G10	LCSE	4%	92%	4%	0%	100%	27,02	bc
G11	SB	0%	76%	12%	12%	100%	34,22	ab
G12	CSE	0%	32%	64%	4%	100%	40,64	a

*Médias seguidas de mesma letra não apresentam diferença estatística para *Tukey* ($p < 0,05$)

Os resultados da análise da localização da fratura mostram uma predominância de falhas coesivas em dentina juntamente com falha em camada híbrida nos grupos com dentina cariada (Tabela 8).

Tabela 8. Percentual de falha considerando a localização da fratura e diferenças estatísticas dentro de cada grupo (a leitura deve ser realizada apenas no sentido horizontal).

Grupos	Tratamentos	Localização das Fraturas* (%)					n
		Topo CH	Base CH	Adesivo	Coesiva Resina	Coesiva Dentina	
G1	C-FLSB	42,12 a	7,00 b	7,56 b	11,96 b	31,36 a	25
G2	C-FLCSE	29,52 a	0,68 c	9,96 bc	28,40 ab	31,44 ab	25
G3	C-LSB	21,12 ab	9,20 c	6,12 bc	5,16 c	58,40 a	25
G4	C-LCSE	31,24 a	-	13,88 a	24,76 a	30,12 a	25
G5	C-SB	26,08 ab	1,08 c	10,28 bc	23,68 ab	38,88 a	25
G6	C-CSE	15,32 b	-	3,84 bc	18,96 b	61,88 a	25
G7	FLSB	32,04 a	0,28 c	6,12 bc	26,16 ab	35,40 a	25
G8	FLCSE	43,96 a	4,08 c	28,28 ab	11,48 c	12,20 bc	25
G9	LSB	20,56 a	4,64 b	16,52 ab	27,80 a	30,48 a	25
G10	LCSE	34,44 a	1,00 b	25,76 a	36,16 a	2,64 b	25
G11	SB	9,20 bc	0,52 c	15,40 b	53,64 a	21,24 ab	25
G12	CSE	7,12 b	0,48 b	13,96 b	68,68 a	9,76 b	25

*Valores seguidos de mesma letra não apresentam diferença estatística para Kruskal-Wallis ($p < 0,05$) dentro de um mesmo grupo.

Topo CH = Topo de camada híbrida

Base CH= base de camada híbrida

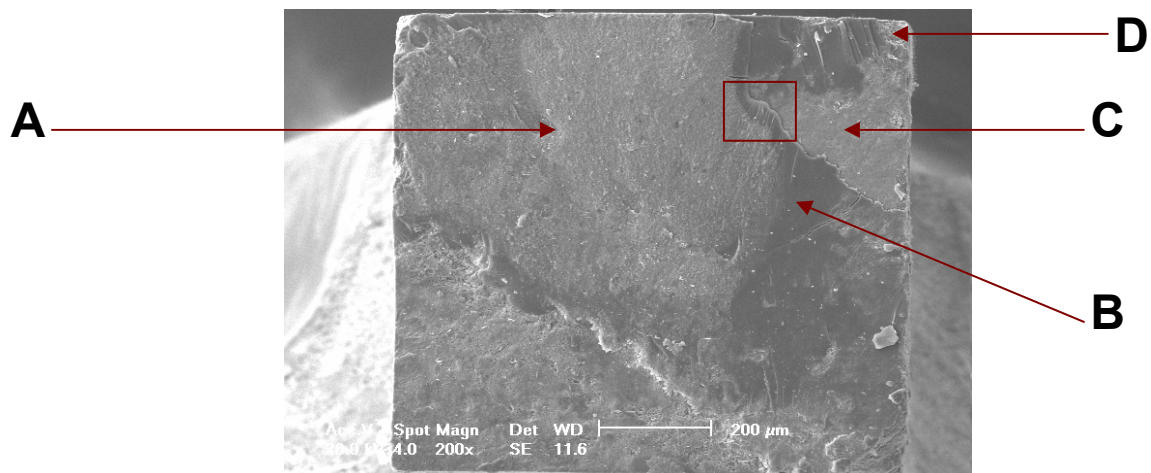


Figura 17. Fotomicrografia em MEV (aumento de 200 X) de corpo de prova com presença de falha mista. (A) Falha coesiva em resina composta. (B) Falha coesiva em adesivo. (C) Falha em topo de camada híbrida. (D) Falha coesiva em dentina. Área demarcada presente em maior aumento na Figura 18.

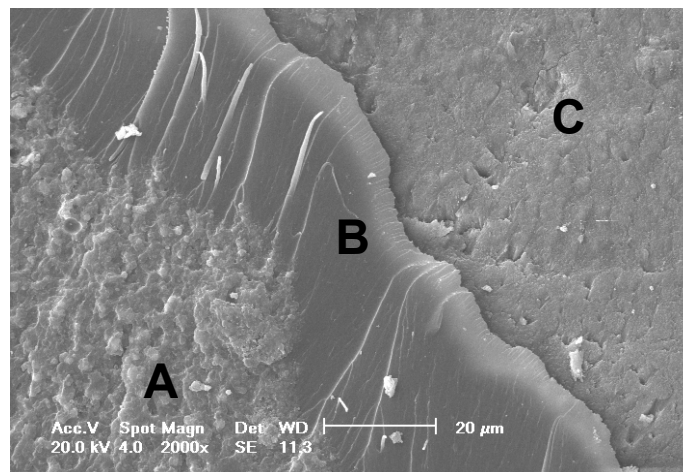


Figura 18. Fotomicrografia em MEV (Aumento de 2000 X) de padrão de falha mista. (A) Coesiva em resina composta. (B) Coesiva em adesivo. (C) Topo de camada híbrida.

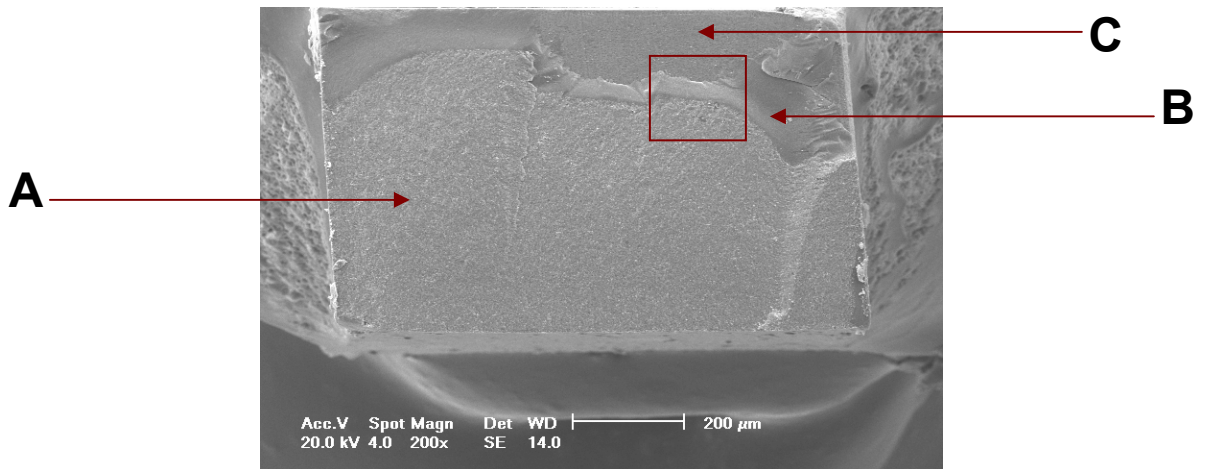


Figura 19. Fotomicrografia em MEV (aumento de 200 X) de corpo de prova com presença de falha mista. (A) Falha coesiva em resina composta. (B) Falha coesiva em adesivo. (C) Falha em topo de camada híbrida. Área demarcada presente em maior aumento na Figura 20.

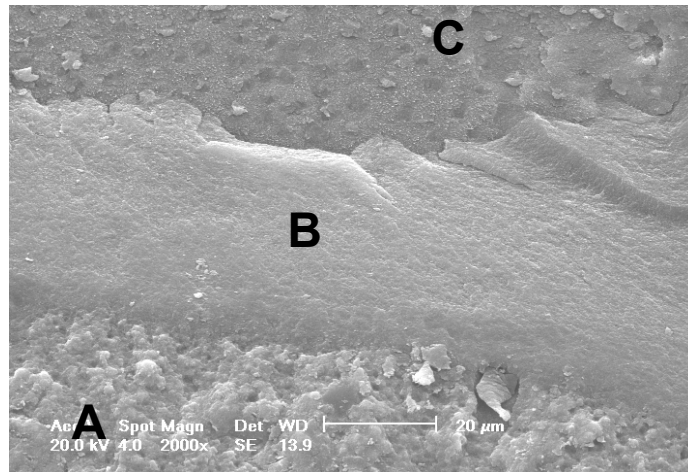


Figura 20. Fotomicrografia em MEV (Aumento de 2000 X) de padrão de falha mista. (A) Coesiva em resina composta. (B) Coesiva em adesivo. (C) Topo de camada híbrida.

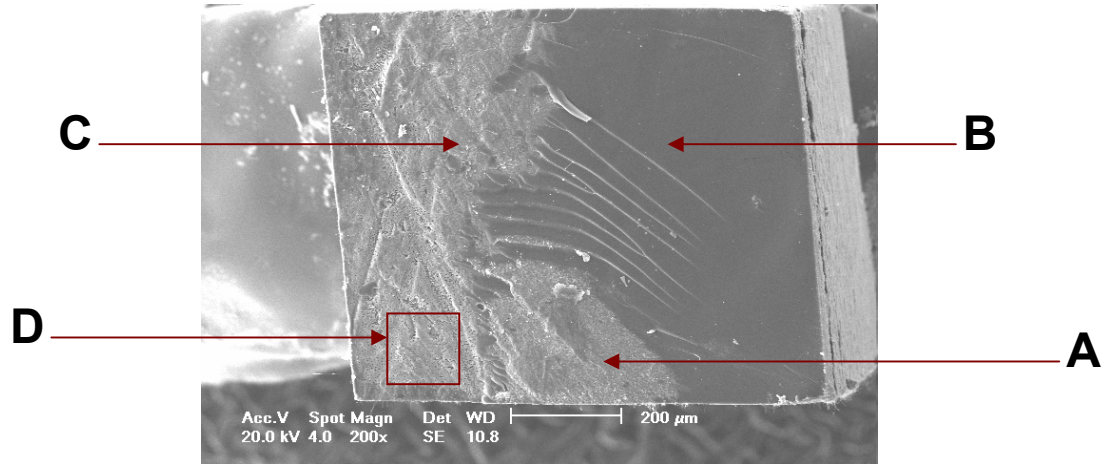


Figura 21. Fotomicrografia em MEV (Aumento de 200 X) de padrão de falha mista. (A) Coesiva em resina composta. (B) Coesiva em adesivo. (C) Topo de camada híbrida. (D) Coesiva em dentina. Área demarcada em maior aumento na Figura 22.

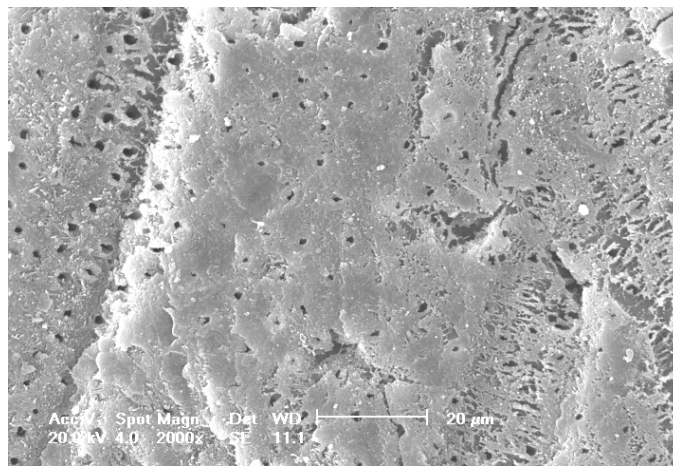


Figura 22. Fotomicrografia em MEV (Aumento de 2000 X) de falha coesiva em dentina.

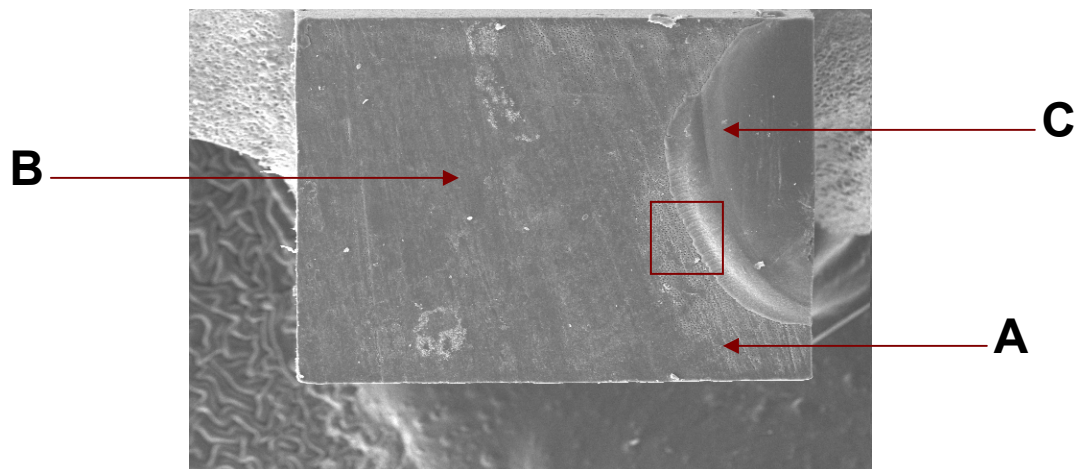


Figura 23. Fotomicrografia em MEV (aumento de 200 X) de corpo de prova com presença de falha interfacial. (A) Falha em base de camada híbrida. (B) Falha em topo camada híbrida. (C) Falha coesiva em adesivo. Área demarcada em maior aumento na Figura 24.

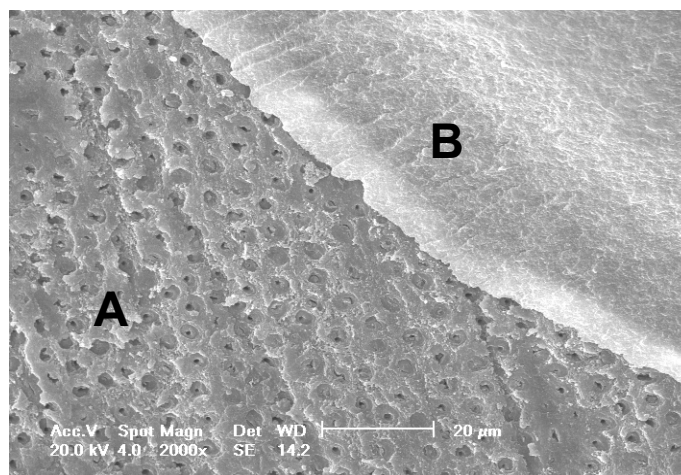


Figura 24. Fotomicrografia em MEV (aumento de 2000 X) de corpo de prova com presença de falha interfacial. (A) Falha em topo de camada híbrida. (B) Falha coesiva em adesivo.

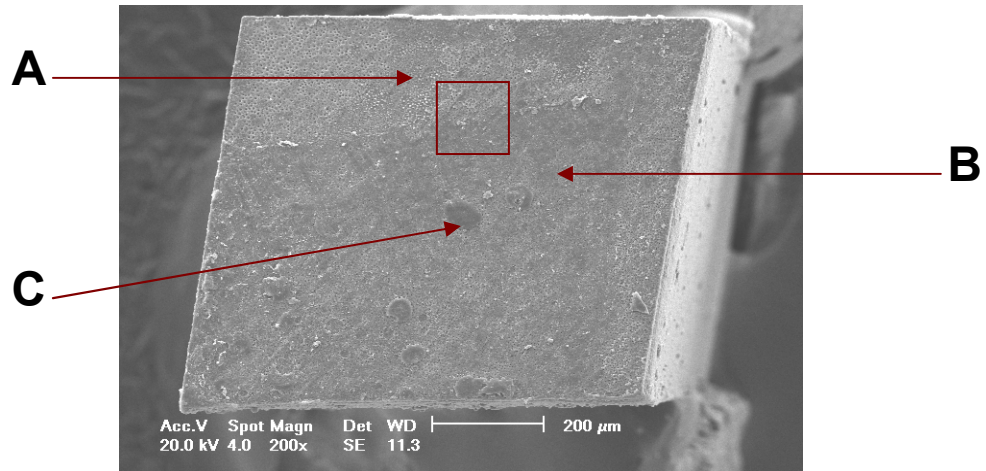


Figura 25. Fotomicrografia em MEV (aumento de 200 X) de corpo de prova com presença de falha interfacial. (A) Falha em base de camada híbrida. (B) Falha em topo camada híbrida. (C) Falha coesiva em adesivo. Área demarcada em maior aumento na Figura 26.

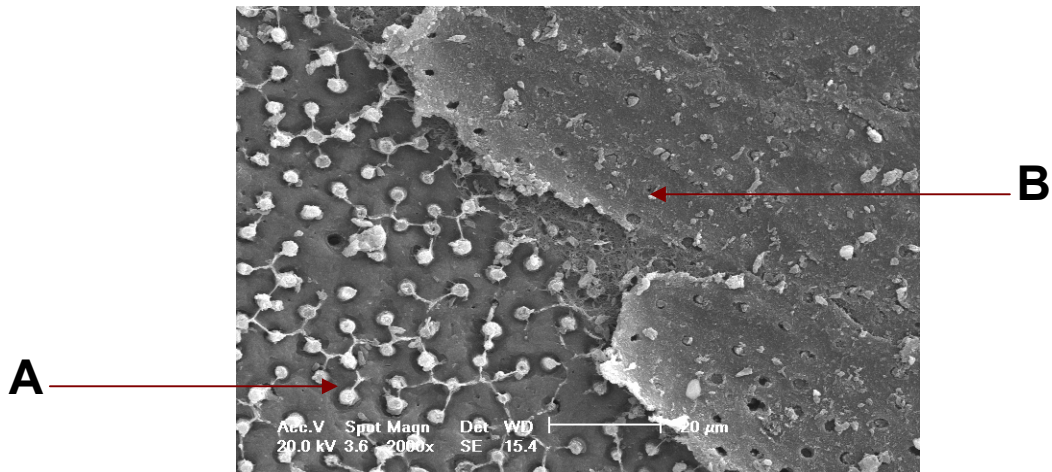


Figura 26. Fotomicrografia em MEV (aumento de 2000 X) de corpo de prova com presença de falha interfacial. (A) Falha em base de camada híbrida. (B) Falha em topo camada híbrida.

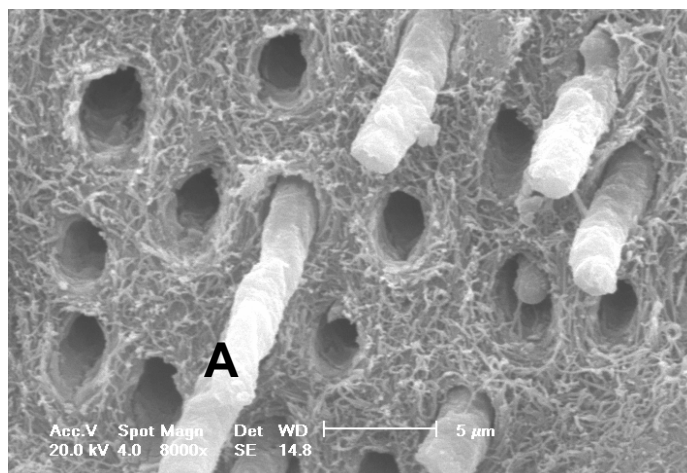


Figura 27. Fotomicrografia em MEV (aumento de 8000 X) de base de camada híbrida.

(A) *Tag* de resina.

Os resultados da regressão linear estão listados nos gráficos abaixo (Figuras 28 a 32) e mostram que houve um alto percentual das falhas em topo de camada híbrida (CH) com baixos valores de resistência de união, encontrado em dentina sem cárie e com os dois sistemas adesivos utilizados. Nas Figuras 33 a 37 podemos notar que na presença de cárie, houve um alto percentual de falhas em topo de CH com valores de resistência de união baixos para o Single Bond. Por sua vez, com o Clearfil SE Bond, um alto percentual das falhas em topo de CH ocorreu em altos valores de resistência de união.

Quando foram somadas as falhas em topo e base de CH, os resultados da regressão linear mostraram que em valores de resistência de união baixos, houve um alto percentual de falhas em topo e base de CH em dentes saudáveis, com os dois sistemas adesivos. Já em dentes cariados, o Clearfil SE Bond apresentou um padrão contrário, onde os percentuais de falha em topo e base de CH foram altos, com altos valores de resistência de união (Figuras 38 e 39).

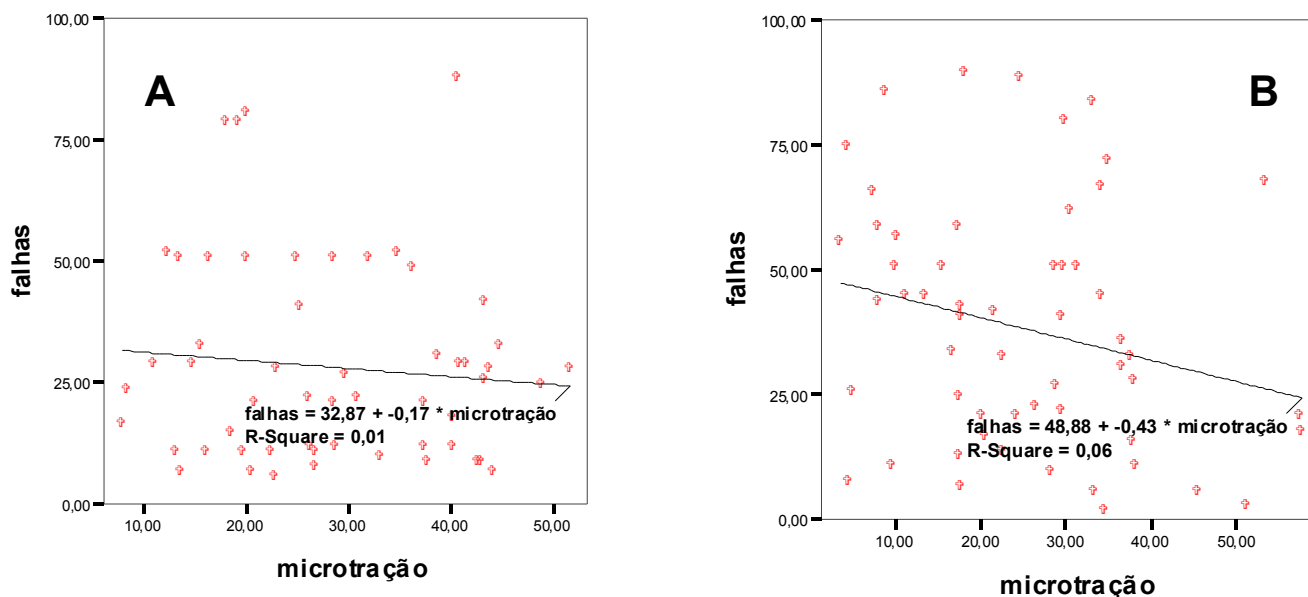


Figura 28. Gráfico da regressão linear comparando a resistência de união e a porcentagem do tipo de falha. Topo de camada híbrida em dentes sem cárie (A) Single Bond; (B) Clearfil SE Bond.

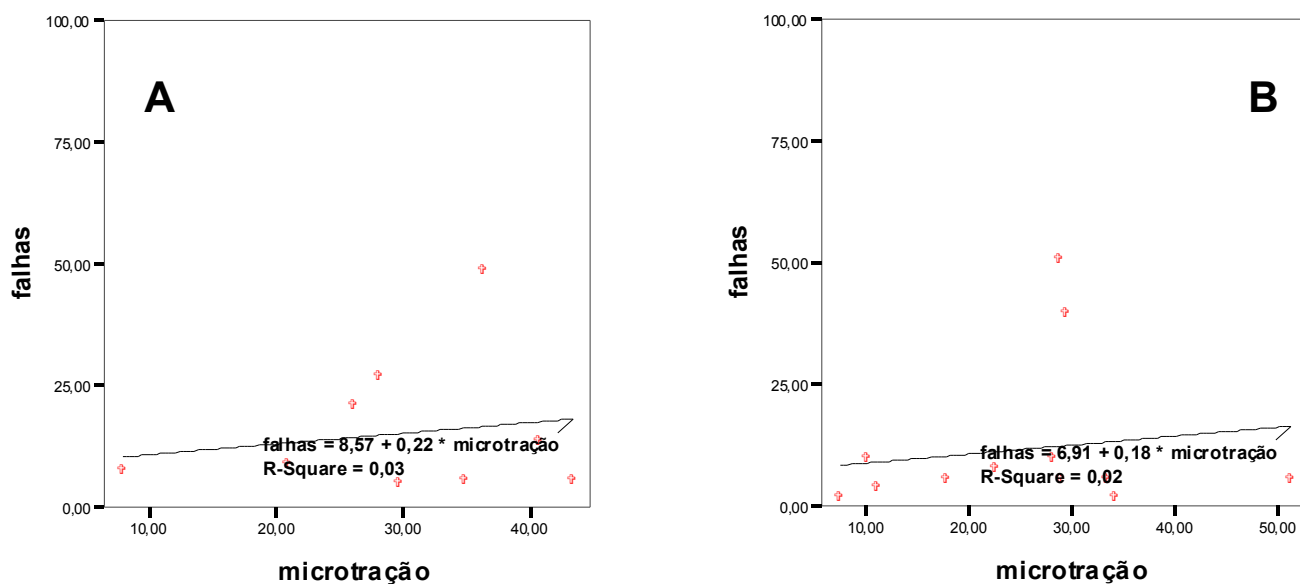


Figura 29. Gráfico da regressão linear comparando a resistência de união e a porcentagem do tipo de falha. Base de camada híbrida em dentes sem cárie (A) Single Bond; (B) Clearfil SE Bond.

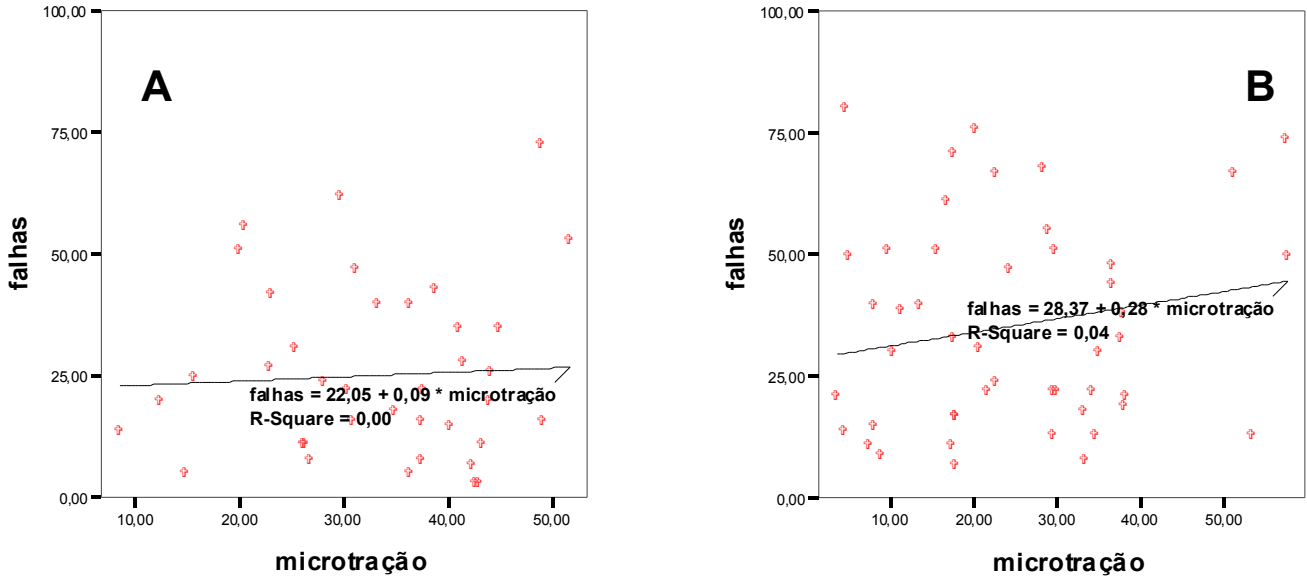


Figura 30. Gráfico da regressão linear comparando a resistência de união e a porcentagem do tipo de falha. Coesiva em adesivo em dentes sem cárie (A) Single Bond; (B) Clearfil SE Bond.

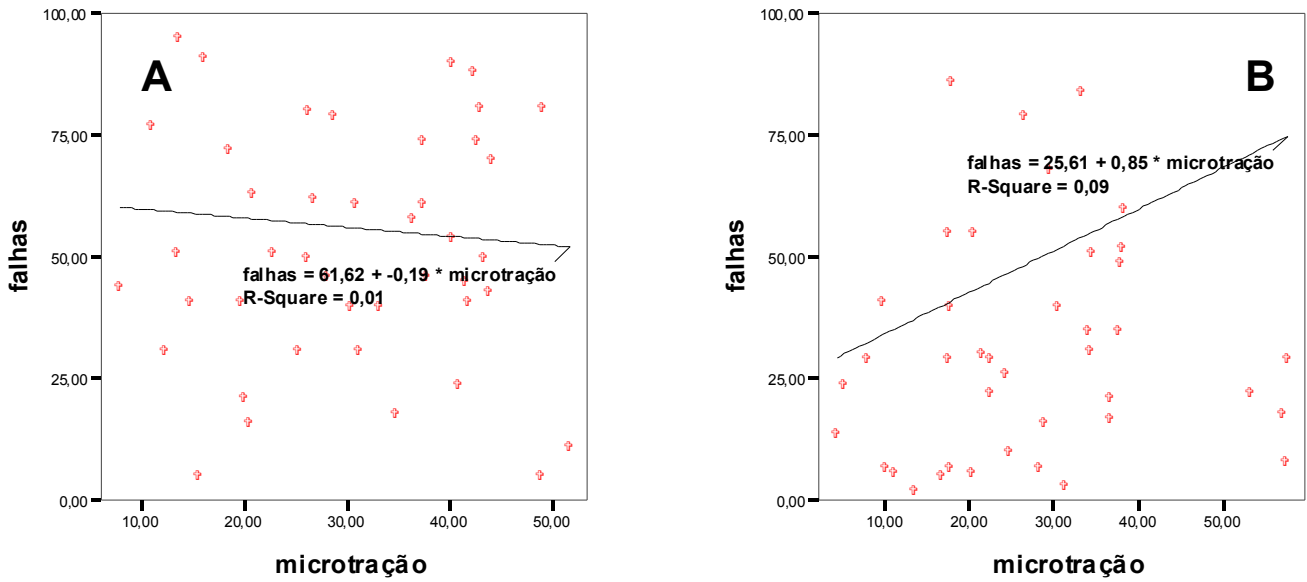


Figura 31. Gráfico da regressão linear comparando a resistência de união e a porcentagem do tipo de falha. Coesiva em resina composta em dentes sem cárie (A) Single Bond; (B) Clearfil SE Bond.

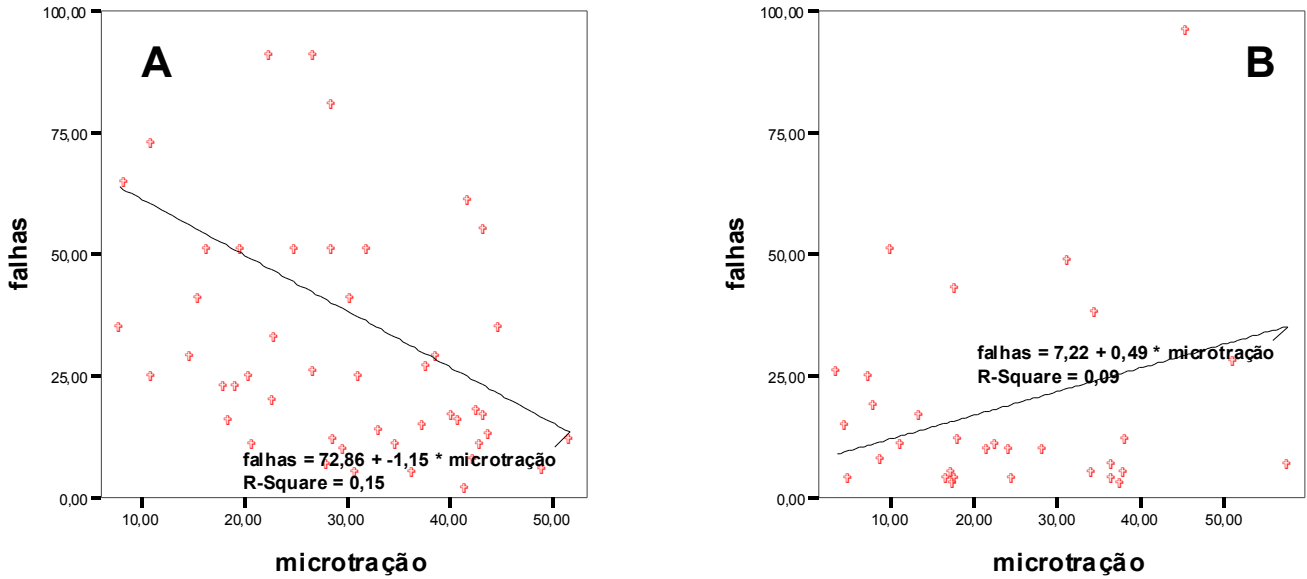


Figura 32. Gráfico da regressão linear comparando a resistência de união e a porcentagem do tipo de falha. Coesiva em dentina em dentes sem cárie (A) Single Bond; (B) Clearfil SE Bond.

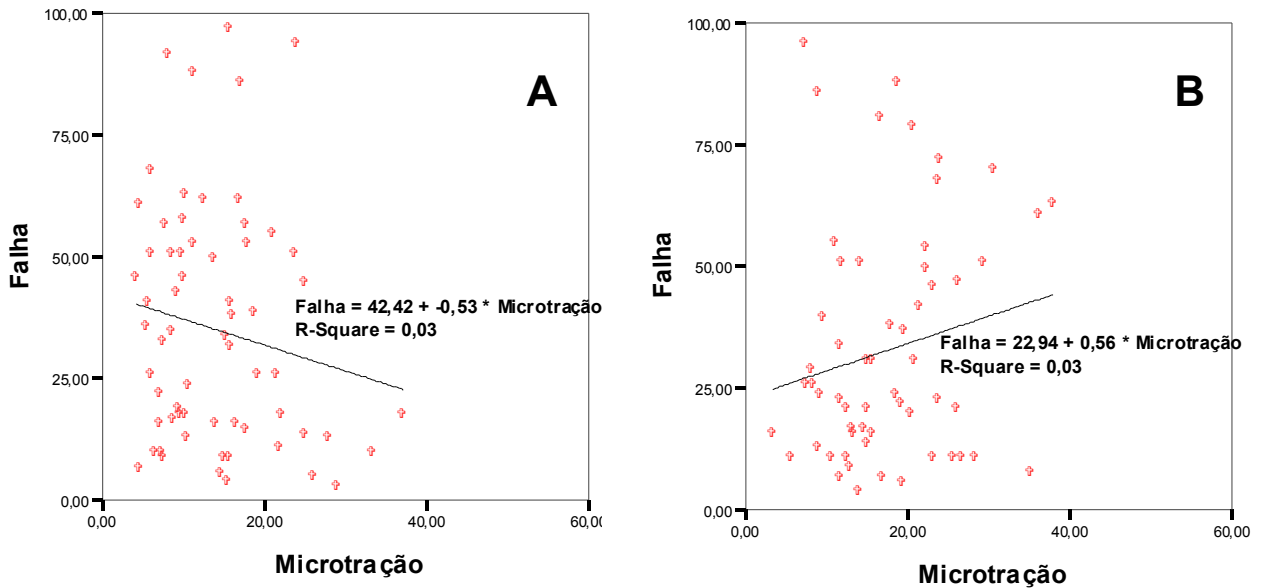


Figura 33. Gráfico da regressão linear comparando a resistência de união e a porcentagem do tipo de falha. Topo de camada híbrida em dentes cariados (A) Single Bond; (B) Clearfil SE Bond.

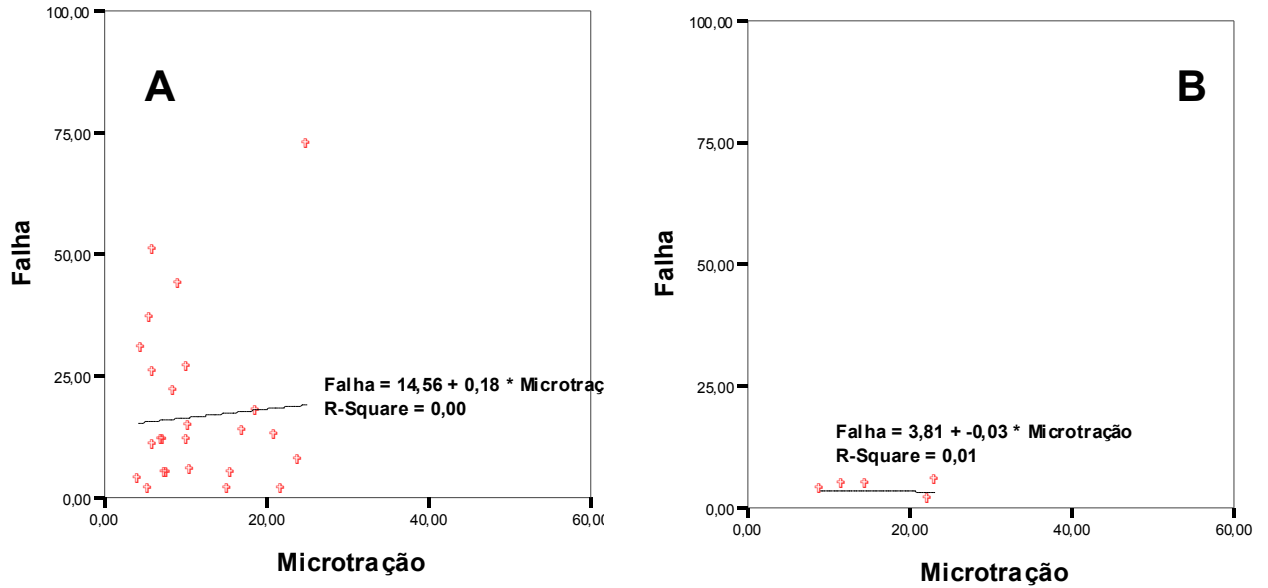


Figura 34. Gráfico da regressão linear comparando a resistência de união e a porcentagem do tipo de falha. Base de camada híbrida em dentes cariados (A) Single Bond; (B) Clearfil SE Bond.

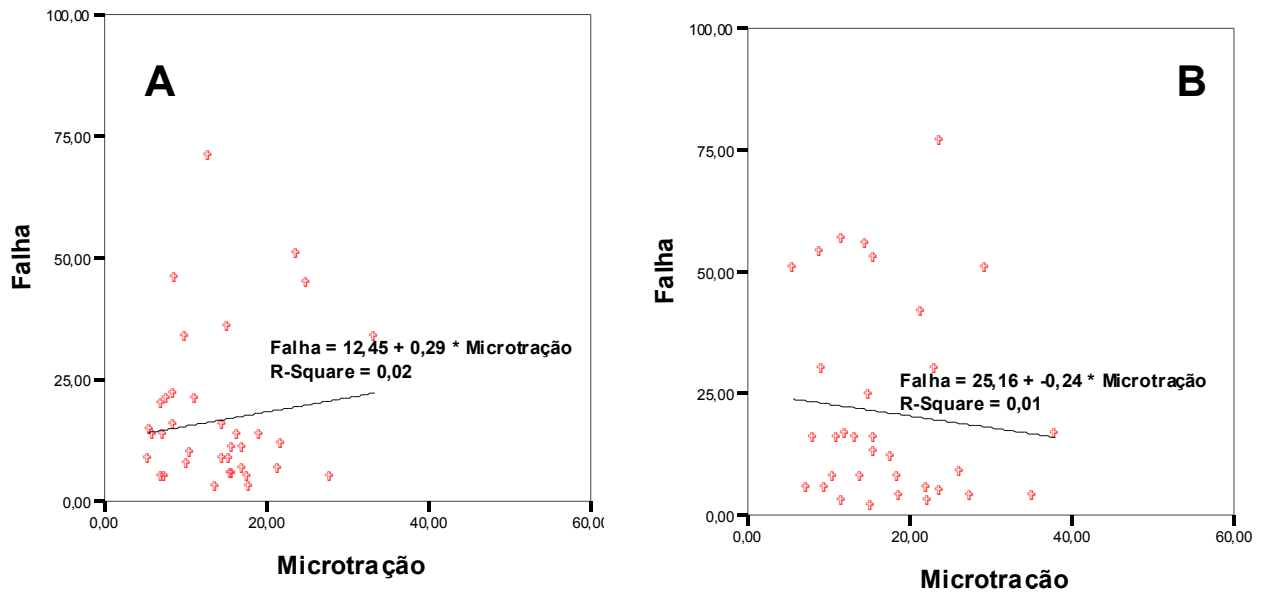


Figura 35. Gráfico da regressão linear comparando a resistência de união e a porcentagem do tipo de falha. Coesiva em adesivo em dentes cariados (A) Single Bond; (B) Clearfil SE Bond.

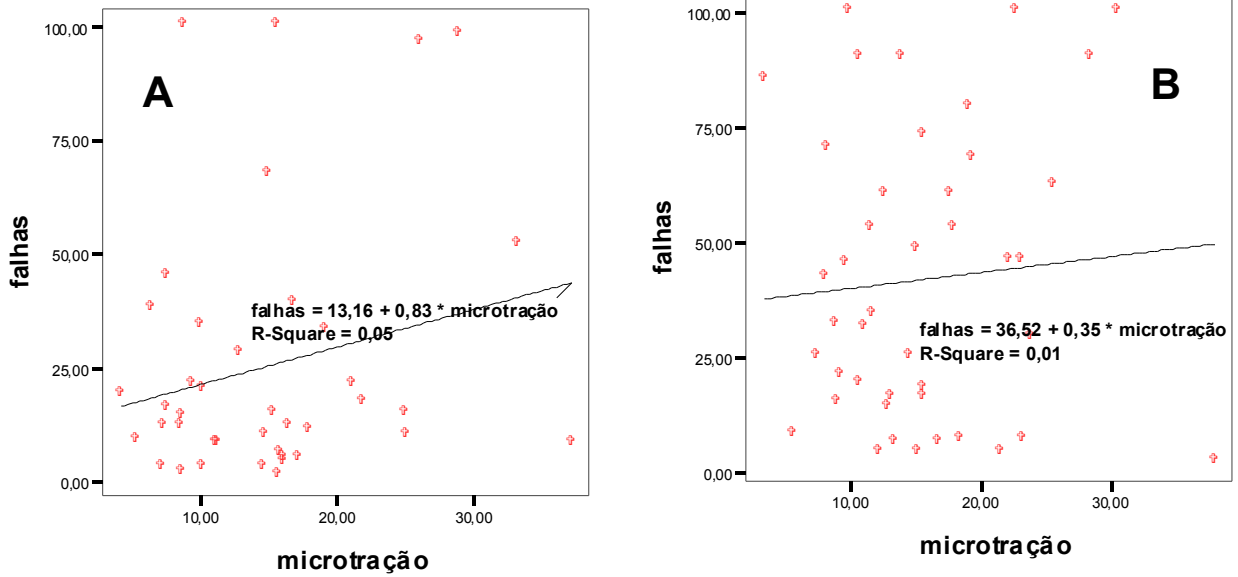


Figura 36. Gráfico da regressão linear comparando a resistência de união e a porcentagem do tipo de falha. Coesiva em resina composta em dentes cariados (A) Single Bond; (B) Clearfil SE Bond.

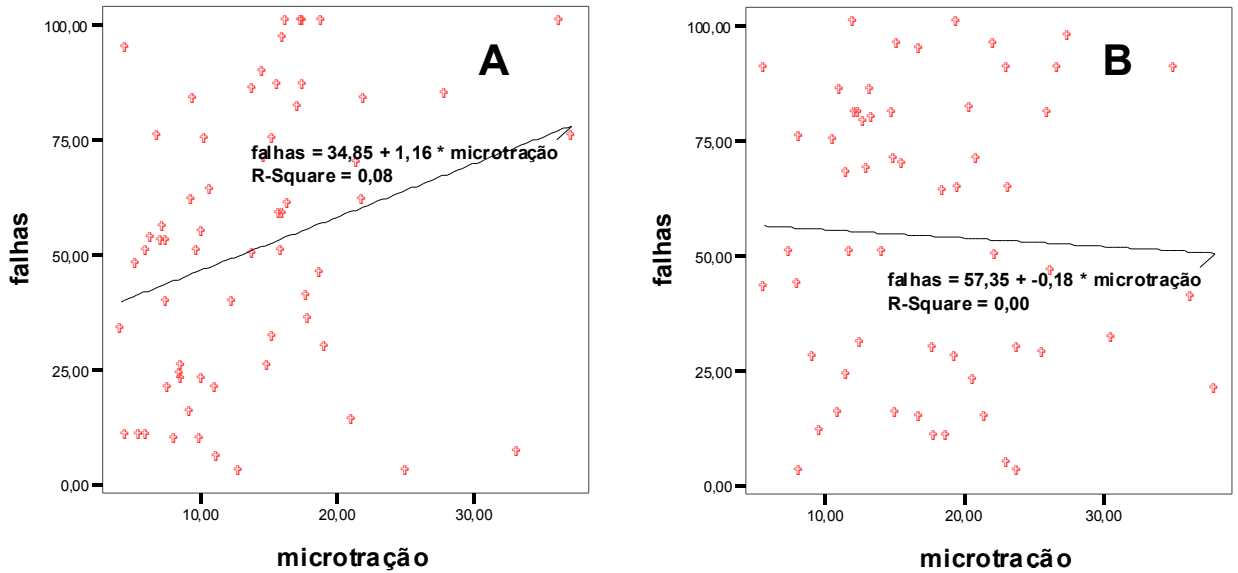


Figura 37. Gráfico da regressão linear comparando a resistência de união e a porcentagem do tipo de falha. Coesiva em dentina em dentes cariados (A) Single Bond; (B) Clearfil SE Bond.

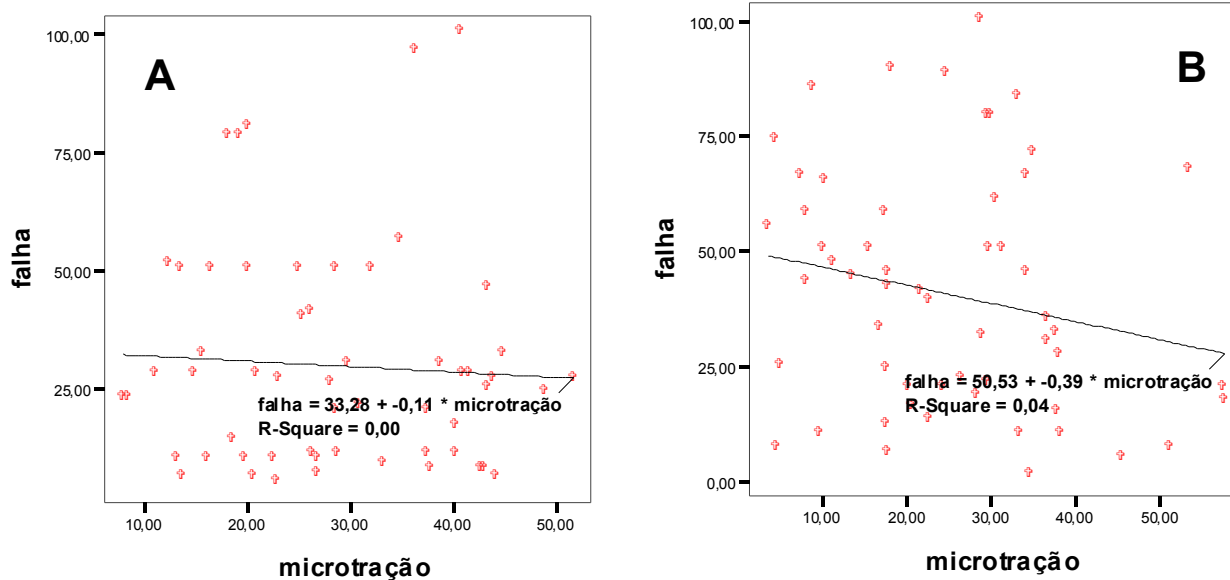


Figura 38. Gráfico da regressão linear comparando a resistência de união e a porcentagem do tipo de falha. Topo e base de camada híbrida em dentes sadios (A) Single Bond; (B) Clearfil SE Bond.

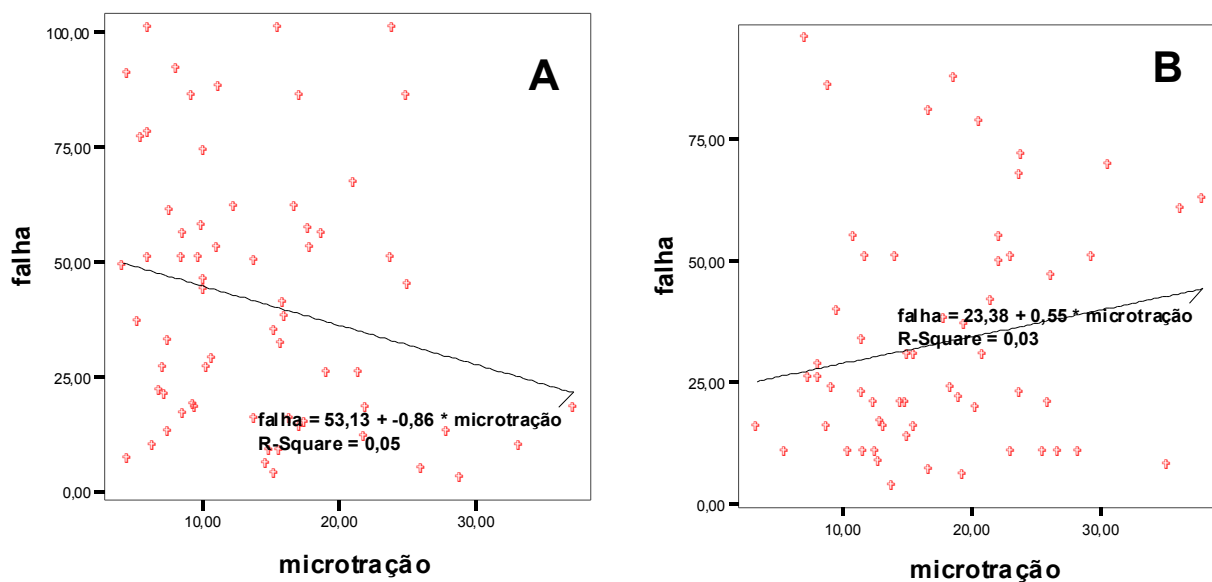


Figura 39. Gráfico da regressão linear comparando a resistência de união e a porcentagem do tipo de falha. Topo e base de camada híbrida em dentes cariados (A) Single Bond; (B) Clearfil SE Bond.

6. *DISCUSSÃO*

6 DISCUSSÃO

De acordo com os resultados obtidos, a hipótese de nulidade foi rejeitada, uma vez que houve diferença estatística na resistência de união dos sistemas adesivos aplicados em dentina sadia e cariada, assim como nas superfícies irradiadas com laser ou não e nas superfícies irradiadas com laser associado ao flúor ou não.

6.1 Interação dos sistemas adesivos com dentina sadia e cariada

Neste estudo, a maior média de resistência de união à dentina foi obtida com o sistema adesivo Clearfil SE Bond em dentina sadia, sendo que o Single Bond apresentou valores inferiores, mas não estatisticamente significativos (Tabela 3 e Figura 8). Além disso, de uma maneira geral, o comportamento deste sistema adesivo também foi superior ao Single Bond (Tabela 4 e Figura 14). A diferença entre estes valores provavelmente tenha ocorrido devido à composição química e aos mecanismos de união à dentina destes sistemas adesivos.

O Clearfil SE bond é constituído por um *primer* autocondicionante, composto por monômeros ácidos (10-MDP - 10-metacriloxidecil di-hidrogênio fosfato) pouco agressivos (pH 1.6) (KENSHIMA et al., 2005), capazes de penetrar pela *smear layer* e desmineralizar a superfície dentinária subjacente (INOUE et al., 2006) a uma profundidade de 0,5 µm, permitindo a formação de uma camada híbrida pouco espessa com *tags* resinosos curtos (TAY e PASHLEY, 2001). Segundo KENSHIMA et al., (2005), mesmo uma camada híbrida pouco espessa é suficiente para promover uma forte resistência de união entre a dentina e o adesivo. A grande vantagem dos sistemas

adesivos com *primers* autocondicionantes é que eles permitem que ocorra a desmineralização da superfície dentinária e a impregnação dos monômeros adesivos simultaneamente e na mesma profundidade, impedindo que haja uma incompleta infiltração da resina no interior das fibras colágenas desmineralizadas (NAKABAYASHI e SAIMI, 1996; TAY e PASHLEY, 2001; YOSHIDA et al., 2004; KENSHIMA et al., 2005; DUARTE, PERDIGÃO e LOPES, 2006). Além disso, estes *primers* são aplicados sobre a estrutura dental, não sendo lavados ou removidos, diminuindo a sensibilidade de técnica em relação ao grau de umidade que deve permanecer na superfície dentinária para favorecer a união.

Segundo YOSHIDA et al. (2004), alguns monômeros funcionais específicos presentes nos adesivos autocondicionantes, como o 10-MDP no caso do Clearfil SE Bond, promovem uma união química ao tecido dentário. Diferentemente dos adesivos que envolvem condicionamento ácido total, os adesivos autocondicionantes desmineralizam parcialmente a dentina, deixando a hidroxiapatita disponível para interação química com este monômero (DUARTE, PERDIGÃO e LOPES, 2006), contribuindo com seu potencial adesivo. INOUE et al. (2005) reportaram que os adesivos que contêm o monômero funcional 10-MDP não mostraram sinais de degradação da resistência de união e da ultraestrutura interfacial mesmo após termociclagem. De acordo com estes autores, essa interação íntima entre tecido dentinário/monômero pode prolongar a longevidade da união adesiva.

Não obstante, a presença de carga no Clearfil SE Bond provoca, segundo NAKORNCHAI et al. (2005), uma maior resistência intrínseca do agente de união melhorando a resistência de união deste adesivo à dentina.

Em relação ao Single Bond, a superfície dentinária é condicionada com o ácido fosfórico à 37% que promove a remoção da *smear layer*, *smear plugs*, desmineralização da dentina peritubular, intertubular e abertura dos túbulos dentinários (OLIVEIRA et al., 2005). Em seguida, o ácido é removido com água e as fibras colágenas ficam expostas. No entanto, torna-se imprescindível a presença de umidade para que seja mantida a porosidade interfibrilar necessária para a penetração dos monômeros adesivos (KENSHIMA et al., 2005) e para que não ocorra o colapso destas fibras colágenas, o que prejudicaria a infiltração destes monômeros e afetaria a resistência de união (NAKABAYASHI e SAIMI, 1996). Em seguida, o *primer/adesivo* penetra nesta dentina desmineralizada formando a camada híbrida e conseqüente retenção micromecânica (KENSHIMA et al., 2005). Uma das desvantagens deste sistema é que o *primer/adesivo* pode não penetrar na dentina na mesma profundidade em que esta foi desmineralizada, deixando fibras colágenas expostas e sujeitas à degradação (PERDIGÃO et al., 2005). Como reportado por NAKABAYASHI e SAIMI (1996) e por INOUE et al. (2005), qualquer dentina desmineralizada e insuficientemente infiltrada pela resina adesiva é considerada o ponto fraco da união dentina/resina.

Sendo assim, a união micromecânica associada à união química do Clearfil SE Bond poderiam ter melhorado a resistência de união deste adesivo à dentina quando comparado ao Single Bond.

Embora a maioria dos testes laboratoriais de resistência de união seja realizada em dentina sadia, os substratos mais comumente encontrados clinicamente para realização dos procedimentos adesivos são a dentina afetada por cárie e a dentina cervical esclerosada (CARVALHO et al., 1994; NAKAJIMA et al., 1995; PASHLEY et al., 1995; YOSHIYAMA et al., 2000). Segundo McINTYRE e FEATHERSTONE (2000), a

ciclagem de pH para produção de cárie artificial, que foi utilizada em nosso estudo, com ciclos de desmineralização e remineralização em tampão químico de acetato produz lesões com características histológicas e microdureza similares às lesões cariosas naturais, além de ser rápida e fácil de se realizar (WEFEL, HEILMAN e JORDAN, 1995).

A dentina de lesões cariosas tem sido freqüentemente dividida em dentina infectada por bactéria, que é amolecida e não é passível de remineralização, e em dentina afetada, que é mais dura, remineralizável e livre de bactéria (YOSHIYAMA et al., 2000). Além de uma menor dureza (INOUE et al., 2006) e maior porosidade devido a um menor conteúdo mineral em dentina intertubular, esta dentina afetada por cárie apresenta depósitos minerais precipitados no interior dos túbulos dentinários, que poderiam interferir na formação de *tags* de resina, apesar de permitir um condicionamento mais profundo da dentina intertubular (YOSHIYAMA et al., 2000; YOSHIYAMA et al., 2002), que é considerada mais permeável à ação dos *primers* autocondicionantes que a dentina normal (INOUE et al., 2006).

Quando a *smear layer* é criada em dentina afetada por cárie, é provável que ela contenha cristais ácido-resistentes e proteínas extrínsecas que permearam dentro da fase mineral durante os ciclos de desmineralização. Esta *smear layer* pode ser mais resistente à ação dos *primers* autocondicionantes do que a *smear layer* formada em dentina normal. Se o *primer* autocondicionante não pode condicionar através da *smear* até a matriz de dentina subjacente, então este irá apenas hibridizá-la e não haverá penetração da resina nesta dentina. Isto tende a resultar em baixa resistência de união (YOSHIYAMA et al., 2000).

No caso do condicionamento da dentina cariada com ácido fosfórico à 35%, segundo YOSHIYAMA et al. (2000), este foi capaz de remover os depósitos minerais dos túbulos dentinários permitindo a formação de camada híbrida. No entanto, após a polimerização do adesivo, esta camada híbrida foi mais susceptível ao desafio ácido-base do que a camada híbrida de dentina sadia, diminuindo a resistência de união. De acordo com estes autores, podem existir substâncias orgânicas em dentina afetada por cárie que interferem na permeação da resina ou na conversão de monômero em polímero.

Segundo NAKAJIMA et al. (1995), a dentina afetada por cárie pode conter substâncias que interferem com a geração ou propagação de radicais livres, levando a uma polimerização mais pobre da resina em tal dentina.

No entanto, HARA et al. (2004) acreditam que a característica morfológica da dentina parece mais relevante que o seu conteúdo mineral, visto que não houve uma relação linear entre o conteúdo mineral de dentina sadia, desmineralizada ou remineralizada e a resistência de união em seu estudo.

Isto explicaria a diminuição da resistência de união dos sistemas adesivos à dentina cariada, quando comparada à dentina sadia, encontrada em nosso estudo e que está de acordo com outros trabalhos (YOSHIYAMA et al., 2000; ITOTA et al., 2002; YOSHIYAMA et al., 2002; DOI et al., 2004; INOUE et al., 2006) (Figura 9).

6.2 Interação dos sistemas adesivos com dentina sadia e cariada após irradiação com laser Nd:YAG

Nossos resultados mostraram que a irradiação da superfície dentinária com laser Nd:YAG diminuiu os valores de resistência de união nos dentes tratados com o sistema adesivo Clearfil SE Bond (Figura 10). Estes resultados contradizem o estudo de MATOS et al. (2000), onde o tratamento da dentina com laser Nd:YAG, antes da aplicação de sistemas adesivos autocondicionantes, não comprometeu a adesão. A irradiação com laser Nd:YAG causa alterações químicas e morfológicas na superfície dentinária. As alterações químicas incluem aumento do conteúdo de cálcio e fósforo e diminuição do conteúdo de oxigênio (ROHANIZADEH et al., 1999; KOBAYASHI et al., 2003), como comprovado em nosso estudo (Tabela 6); dentre as alterações morfológicas estão a fusão e a recristalização da superfície dentinária (KOBAYASHI et al., 2003; MORIYAMA et al., 2004), que provoca oclusão dos túbulos dentinários (LAN et al., 2004), diminuição da permeabilidade dentinária, reduzindo a sensibilidade pós-operatória e tornando esta dentina menos susceptível e mais resistente à dissolução ácida ou ao processo carioso (ROHANIZADEH et al., 1999; ARAÚJO et al., 2001; HOSSAIN et al., 2001; LEE et al., 2002; de MAGALHÃES et al., 2004).

Alguns autores afirmam que a irradiação da dentina com laser Nd:YAG cria uma superfície similar ao esmalte sadio, com cristais maiores de hidroxiapatita (ROHANIZADEH et al., 1999; KINNEY et al., 1996; KOBAYASHI et al., 2003). Em contraste, LEE et al. (2003) relatam que o uso do laser Nd:YAG pode reduzir a dureza e o módulo de elasticidade da dentina.

As diferenças morfológicas entre dentina tratada ou não com laser Nd:YAG podem ser observadas nas Figuras 15 e 16.

Sendo assim, o condicionamento da dentina para impregnação do adesivo pode ter sido comprometido (MATOS et al., 2000). Como o Clearfil SE Bond é composto por

um *primer* autocondicionante pouco agressivo (TAY e PASHLEY, 2001; INOUE et al, 2005), é possível que este não tenha ultrapassado a barreira de dentina recristalizada após irradiação com laser, o que pode ter impedido a penetração dos monômeros adesivos nas dentinas peritubular, intertubular e nos túbulos dentinários, prevenindo a formação de camada híbrida e *tags* de resina, resultando num espalhamento da resina sobre a dentina (ODA, OLIVEIRA e LIBERTI, 2001). KOBAYASHI et al. (2003) afirmam que a irradiação com laser causa alterações no conteúdo orgânico e inorgânico da superfície dentinária que podem ser favoráveis para as interações moleculares, e que o aumento de cálcio e fósforo após irradiação com laser pode ser uma razão para a melhora no mecanismo de união. Nossos achados mostram que houve um aumento no conteúdo de cálcio e fósforo após aplicação do laser Nd:YAG (Tabela 6), como confirmado por estes autores, e que poderia ter beneficiado a união química deste adesivo à dentina. No entanto, isto não foi comprovado por nossos resultados de resistência de união. Em contraste com outros autores, HOSSAIN et al. (2001) afirmam que a irradiação com laser Nd:YAG diminui a concentração de cálcio na superfície dentinária, o que impediria a união química dos monômeros funcionais dos *primers* autocondicionantes à dentina.

Além disso, SHETH et al. (2004) observaram que o dano térmico à matriz do colágeno, após aplicação do laser Nd:YAG, poderia influenciar profundamente a resistência de união das restaurações de resina composta à dentina.

A divergência quanto aos diferentes resultados encontrados pode estar relacionada com os diferentes parâmetros utilizados durante a irradiação com laser Nd:YAG (KINNEY et al., 1996). Em nosso estudo irradiamos a superfície com uma intensidade de energia abaixo de 1 W de potência. Acreditamos que os resultados

podem ser diferentes com o aumento de potência, todavia a formação de efeitos deletérios tais como carbonização, rachaduras de superfície e danos pulpares poderão ser achados comuns.

Nossos resultados mostraram que a irradiação da superfície dentinária com laser Nd:YAG não alterou os valores de resistência de união nos dentes tratados com Single Bond (Figura 10). Como a aplicação do laser Nd:YAG em dentina também promove uma alteração significativa em sua topografia superficial, como irregularidades formadas pela fusão e recristalização da dentina, pequenas crateras e fissuras (ARIYARATNAM, WILSON e BLINKHORN, 1999; ARAÚJO et al., 2001), isto poderia favorecer a retenção micromecânica (GORGUI et al., 2005), apesar da dificuldade de penetração do ácido durante o procedimento adesivo. Segundo KINNEY et al. (1996), a irradiação da dentina com laser Nd:YAG forma uma camada ácido-resistente, mas esta camada não é capaz de proteger completamente a dentina subjacente da desmineralização devido à passagem da solução ácida pelas rachaduras e fendas macroscópicas. Como o ácido fosfórico é considerado um ácido agressivo (TAY e PASHLEY, 2001), é possível que tenha ocorrido uma desmineralização ácida suficiente nesta estrutura irradiada com laser, com infiltração do agente adesivo e conseqüente retenção micromecânica.

No entanto, os valores de resistência de união dos dois sistemas adesivos após aplicação do laser em dentina, foram semelhantes entre si (Figura 10).

Em relação ao tipo de dentina, cariada ou não, a utilização do laser diminuiu os valores de resistência de união em dentina sadia, mas aumentou estes valores em dentina cariada para o Clearfil SE Bond, embora esta diferença não tenha sido estatisticamente significativa (Figura 13).

Na Figura 16, observamos que a superfície dentinária, ao ser submetida a um ciclo de desmineralização artificial, apresenta os túbulos dentinários abertos e, portanto, sob menor efeito da influência da *smear layer*. Isto pode ter sido um fator positivo para os valores de resistência de união encontrados em nosso trabalho. Em estudos sobre a resistência de união de adesivos à dentina cariada, YOSHIYAMA et al. (2002) e INOUE et al. (2006) observaram que a camada híbrida da dentina afetada por cárie foi mais espessa e mais porosa do que em dentina sadia, sugerindo uma difusão facilitada dos condicionadores ácidos e monômeros adesivos devido ao aumento da porosidade na dentina intertubular. Conseqüentemente, o Clearfil SE Bond pode penetrar mais profundamente nesta dentina, resultando em uma camada híbrida de maior espessura. Assim, mesmo sendo um sistema com pH mais elevado do que o do ácido fosfórico, o resultado é a ausência de diferença estatística entre os sistemas testados.

Por sua vez, quando a dentina cariada foi irradiada com laser, observamos na Tabela 5 que o valor de microdureza de superfície não foi elevado, assim como na dentina sadia e irradiada. Tal fato denota que, apesar da recristalização ocorrida (Figura 16), as irregularidades de superfície parecem favorecer a retenção do sistema Clearfil SE Bond, uma vez que este incorpora estas falhas na estrutura da camada híbrida contribuindo com o aumento da área de superfície (OLIVEIRA et al., 2003). Além disso, neste caso o aumento do conteúdo de Cálcio e Fósforo (Tabela 6) pode ter favorecido a interação química entre o monômero funcional deste sistema adesivo e a hidroxiapatita (DUARTE, PERDIGÃO e LOPES, 2006). Assim sendo, os valores de resistência de união foram maiores para o sistema autocondicionante que para o sistema de condicionamento ácido total, devido ao sinergismo da baixa microdureza de superfície

que facilitou a difusão do agente adesivo, o aumento das irregularidades superficiais e a interação química entre o sistema adesivo e a dentina.

No entanto, existe a necessidade de mais estudos que avaliem a resistência de união à dentina cariada após aplicação de laser Nd:YAG.

6.3 Interação dos sistemas adesivos com dentina sadia e cariada após irradiação com laser Nd:YAG associado ao flúor

Alguns autores têm pesquisado a associação do flúor ao laser visando aumentar a absorção deste íon pela dentina, melhorando assim a resistência deste tecido à desmineralização (ZHANG, KIMURA e MATSUMOTO, 1996). Segundo LAN, LIU e LIN (1999) a associação do verniz de fluoreto de sódio ao laser Nd:YAG fez com que o flúor fosse infiltrado para o interior dos túbulos dentinários e este não pôde ser removido mesmo após a escovação elétrica. KUMAR e METHA (2005) avaliaram clinicamente e sob microscopia eletrônica de varredura, a eficácia da irradiação com laser Nd:YAG associado ou não ao verniz de fluoreto de sódio a 5% no tratamento da hipersensibilidade dentinária. Os autores concluíram que houve uma diminuição significativa do número de túbulos dentinários e da hipersensibilidade dentinária após a aplicação do laser associado ao flúor quando comparados com estes tratamentos individualmente. Além disso, HICKS et al. (1997) notaram que a resistência à iniciação e progressão da cárie teve seu melhor desempenho quando o tratamento com o flúor foi realizado antes da irradiação da dentina com o laser.

Apesar de inúmeros trabalhos mostrarem a importância e os benefícios da aplicação do flúor associado ao laser, não encontramos trabalhos que avaliassem a

resistência de união desta dentina irradiada aos sistemas adesivos. Nossos resultados mostraram que a irradiação da dentina com laser Nd:YAG associado ao flúor diminuiu os valores de resistência de união à dentina dos dois sistemas adesivos testados. No entanto, o grupo tratado com o Clearfil SE Bond mostrou resultados estatisticamente superiores que o Single Bond após esta associação (Figura 11). Em trabalho realizado por ITOTA et al. (2000), foi avaliado o efeito do flúor na resistência de união à tração de sistemas adesivos autocondicionantes à dentina desmineralizada. Os resultados deste trabalho mostraram que foram detectadas quantidades consideráveis de flúor e cálcio na superfície dos dentes tratados com solução de flúor, e que esta solução permitiu a formação de *tags* de resina e aumentou sutilmente a resistência de união de sistemas adesivos autocondicionantes à dentina desmineralizada. No entanto, estes dentes não foram tratados com laser.

Além disso, a associação do flúor ao laser diminuiu a resistência de união em dentina sadia, mas não afetou estes valores em dentina cariada (Figura 12).

Segundo ITOTA et al. (2002), quando a solução de flúor foi aplicada em dentina desmineralizada (cariada), houve uma reação do flúor, cálcio e fosfato presentes nessa dentina e precipitação de fluoreto de cálcio ou hidroxifluorapatita. Os autores relatam que a precipitação destes micro-cristais no colágeno exposto pode restaurar parcialmente a estrutura dentinária, facilitando a infiltração de monômeros resinosos nessa dentina.

O flúor tem mostrado diminuir a resistência de união em dentina sadia (ITOTA et al., 2002), como encontrado em nosso estudo (Figura 12). Uma possível explicação para este acontecimento pode ser a hipermineralização da dentina sadia após aplicação do flúor associado ao laser, impedindo um condicionamento ácido adequado

e dificultando a penetração do sistema adesivo para formação da camada híbrida (HARA et al., 2004). Confirmando estes achados, a espectroscopia por energia dispersiva (EDS) realizada em nosso estudo mostrou um aumento sutil do conteúdo de flúor após irradiação da superfície dentinária sadia com laser Nd:YAG (Tabela 6).

Poderíamos, portanto, sugerir que diante de uma situação clínica onde possa existir dentina afetada por cárie em uma cavidade, a utilização do sistema adesivo autocondicionante, Clearfil SE Bond, após irradiação com laser associado ao flúor poderia ser uma alternativa viável, visto que apresenta valores de resistência de união relativamente superiores ao Single Bond nesta situação. Além disso, teríamos o benefício do efeito bactericida do laser Nd:YAG, sendo que este é capaz de desinfetar inclusive as camadas mais profundas da dentina (SCHOOP et al., 2004). Segundo YOSHIYAMA et al. (2002) a fraqueza intrínseca da união em dentina afetada por cárie pode não ser um problema clínico se existir esmalte ou dentina sadia ao redor, que possam fornecer valores de resistência de união mais elevados.

6.4 Microtração e Fractografia

O teste de resistência de união utilizado neste trabalho foi o ensaio de microtração que, segundo PASHLEY et al. (1995), nos permite utilizar áreas de adesão inferiores a 1 mm^2 , que provocam falhas essencialmente adesivas e facilitam a visualização do tipo de alha em microscópio eletrônico de varredura (MEV). De acordo com CARVALHO et al. (1994), existe uma relação inversa entre a resistência à tração e a área de superfície adesiva, sendo que esta resistência aumentou quando se reduziu a

área adesiva. Tal acontecimento pode estar relacionado ao fato dos espécimes de resistência de união à microtração serem provavelmente muito pequenos para apresentarem defeitos (REIS, BAUER e LOGUERCIO, 2004).

Frente à realização de testes de resistência de união à microtração, a avaliação do tipo de falha pode ter uma profunda influência nos resultados obtidos por estes testes (AL-SALEHI e BURKE, 1997) e a interpretação cuidadosa destas falhas é necessária para prevenir conclusões inapropriadas sobre a utilidade deste ensaio (ARMSTRONG, BOYER e KELLER, 1998).

Um exame das falhas em alta resolução, como os adquiridos pela MEV, é essencial para determinar o tipo de falha (PASHLEY et al., 1995; ARMSTRONG, BOYER e KELLER, 1998). Segundo HASHIMOTO et al. (2001), a superfície de resina ou de dentina fraturada de um espécime, após teste de resistência de união, contém informações importantes sobre a integridade das estruturas relacionadas com a adesão e os mecanismos de união. De acordo com estes autores, a combinação do teste de microtração com a análise fractográfica parece bastante útil para caracterização da superfície fraturada. A Fractografia é um método de avaliação do tipo de falha que nos permite converter em porcentagem as regiões envolvidas na fratura do espécime.

Os resultados da análise fractográfica, em nosso estudo, mostraram uma predominância de falhas mistas (Tabela 7), o que está de acordo com HASHIMOTO et al. (2001) que encontraram uma maior porcentagem de falhas coesivas em adesivo e em resina composta, utilizando três diferentes sistemas adesivos. No entanto, nossos resultados contradizem CARVALHO et al. (1994 e PASHLEY et al. (1995) que acreditam ser possível a obtenção de falhas essencialmente adesivas pelo ensaio de microtração.

Nos resultados de regressão linear (Figura 28) pudemos observar que houve uma predominância de falhas em topo de camada híbrida, com valores de resistência baixos, nos dentes sem cárie e com ambos sistemas adesivos (Clearfil SE Bond e Single Bond). Isso provavelmente ocorreu pelo fato de o limite entre o adesivo e o topo da camada híbrida ter sido mais fraco que as propriedades mecânicas da base da camada híbrida, do adesivo e da resina composta (HASHIMOTO et al., 2002). Segundo NAKABAYASHI e SAIMI (1996), a falha em topo de camada híbrida indica que o agente adesivo e o topo da rede de fibras colágenas formaram ligações fracas dentro da estrutura adesiva.

O mesmo padrão de falha em topo de camada híbrida em baixos valores de resistência de união foi observado em dentina cariada (Figura 33 A), com o adesivo de condicionamento total (Single Bond). Este achado pode estar relacionado à dificuldade do adesivo em penetrar na profundidade da superfície desmineralizada, formada pelo ácido fosfórico e ácidos da cárie. Ao contrário, o sistema adesivo Clearfil SE Bond apresentou um maior percentual de falhas no topo da camada híbrida em dentina cariada, com altos valores de resistência de união (Figura 33 B). Tal fato demonstra uma melhor difusão na dentina peritubular mais porosa e interação deste material com o colágeno, além da presença do 10-MDP na sua composição química, o qual tem afinidade com o cálcio presente ao redor das fibras colágenas parcialmente desmineralizadas.

Na Figura 39 A, observamos que para o sistema adesivo de condicionamento ácido total, Single Bond, aplicado em dentina cariada, a camada híbrida (topo + base) apresenta um elevado percentual de falhas com baixos valores de resistência de união. É possível especular que esse sistema adesivo apresente dificuldade de difundir-se

totalmente pela estrutura dentinária desorganizada pela cárie e desmineralizada pelo ácido fosfórico. Segundo PERDIGÃO et al. (2000), a interação dos condicionadores ácidos com a dentina é limitada pela capacidade tampão da hidroxiapatita e de outros componentes da dentina, que podem agir como barreira e reduzir sua taxa de demineralização.

Embora nosso estudo não tenha avaliado a penetração do sistema adesivo na estrutura dentinária, podemos supor que uma maior difusão do sistema adesivo poderia ter ocorrido se houvesse um tempo maior de aplicação deste adesivo antes de sua fotopolimerização. Tal fato foi evidenciado por NAKABAYASHI e SAIMI (1996), os quais demonstraram que a profundidade de formação da camada híbrida foi tempo-dependente, sendo esta mais espessa em aplicações de 60 s do que 30 s. Todavia, é importante enfatizar que não há pesquisa disponível até o presente momento que demonstre haver uma correlação positiva entre espessura de camada híbrida e a resistência de união, sugerindo que a qualidade da camada híbrida é muito mais importante do que a espessura para os valores de resistência de união (PERDIGÃO et al., 2000). Não obstante, CARDOSO et al. (2005) observaram que na profundidade de 2 mm, em dentina desmineralizada pelo ácido fosfórico, a penetração do Single Bond diminui 55% e continua diminuindo até 22% na base da dentina desmineralizada. Os autores sugerem que a difusão do Single Bond ocorre em uma extensão menor do que 50% da profundidade de dentina desmineralizada. No entanto, observamos que os autores realizaram este estudo em dentina sadia. Acreditamos que em dentina afetada por cárie isto deva agravar-se, uma vez que a umidade circundante às fibras colágenas expostas em profundidade é um fator limitante à difusão do sistema adesivo à base de etanol, levando a sua incompleta polimerização (DUARTE, PERDIGÃO e LOPES,

2006). Embora a dentina desineralizada pelo ácido deva manter a umidade para evitar o colapso das fibras colágenas, a água residual pode diluir o sistema adesivo, comprometendo a qualidade da interface adesiva ao longo do tempo (DE MUNCK et al., 2003).

Em nosso estudo, para o Single Bond em dentina sadia (Figura 38 A), observou-se uma leve inclinação negativa da reta de regressão linear. DE MUNCK et al. (2003) observaram, pela microscopia eletrônica de transmissão, que este sistema adesivo após formação da camada híbrida em dentina sadia, apresenta fibras colágenas não impregnadas pelo adesivo em profundidade, sendo este o fator responsável pelo desempenho instável deste material após 4 anos de avaliação.

Por sua vez, em dentina sadia, o sistema adesivo Clearfil SE Bond apresentou elevado percentual de falhas em camada híbrida com baixos valores de resistência de união (Figura 38 B). Isto pode ter ocorrido devido a uma separação da *smear layer* hibridizada (topo da camada híbrida) da verdadeira camada híbrida, que ocorre às expensas da dentina peritubular (base da camada híbrida) (KENSHIMA et al., 2005). Os resultados de nossos achados podem estar, também, relacionados à dificuldade deste sistema adesivo em desmineralizar de maneira uniforme a superfície dentinária, devido aos diferentes graus de mineralização dos dentes estudados, à espessura e rugosidade da *smear layer* (KENSHIMA et al., 2005), à capacidade tampão da *smear layer* e da hidroxiapatita (PERDIGÃO et al., 2000) frente ao pH ácido do *primer* (1,6) do sistema adesivo e ao tempo de aplicação do *primer* ácido. Esta limitação de penetração na superfície dentinária sadia leva à formação de uma camada híbrida pouco espessa e à penetração limitada do adesivo no interior dos túbulos dentinários (GREGOIRE e MILLAS, 2005). Como consequência, alguns autores têm evidenciado a formação de

espaços “*gaps*” entre o adesivo e a dentina, em torno de 4 microns, quando comparado aos 2 microns formados por sistemas de condicionamento ácido total, estando este achado intimamente relacionado ao pH deste sistema adesivo (1,6) quando comparado ao pH do ácido fosfórico (< 0,5) (KENSHIMA et al., 2005). Além disso, DUARTE, PERDIGÃO e LOPES (2006) acreditam que quando a falha ocorre em topo ou base de camada híbrida com sistema adesivo autocondicionante, provavelmente tenha ocorrido uma contaminação com água durante a secagem gerando áreas com falhas na polimerização, levando a formação de poros. Segundo estes autores, isso pode levar à hidrólise com o passar do tempo, o que pode comprometer a qualidade da adesão.

Em nosso estudo, foi aplicado um polimento padrão para as superfícies dentinárias, com lixa de granulação 600, a qual produz uma *smear layer* de pouca espessura, segundo KENSHIMA et al. (2005). Estes autores mostraram que uma maior rugosidade de um substrato torna mais difícil o espalhamento de uma solução adesiva. Acreditamos que os resultados de resistência de união podem ser diferentes se outras técnicas forem aplicadas, como lixas de maior abrasividade, brocas carbide e pontas diamantadas. Segundo OLIVEIRA et al. (2003), uma baixa percentagem de túbulos dentinários abertos foi observada quando a rugosidade e espessura da *smear layer* foram elevadas, demonstrando que o *primer* autocondicionante não foi capaz de difundir-se efetivamente sobre a superfície dentinária.

Em relação ao tempo de condicionamento, DUARTE, PEDIGÃO e LOPES (2006) observaram, com auxílio de microscopia eletrônica de varredura, que a penetração de nitrato de prata, um evidenciador para microinfiltração, ao longo da interface adesiva diminuiu significativamente de 10% (15 s) para 1 e 2% (com 30 s e 60 s, respectivamente). Segundo os autores, o aumento do tempo de condicionamento não

afeta a profundidade de descalcificação para o Clearfil SE Bond, variando de 1,2 μm a 1,4 μm , pois a desmineralização dentinária é dependente da capacidade tampão da hidroxiapatita e da diminuição da acidez do ácido e da conseqüente diminuição de sua penetração, pela absorção de umidade da superfície dentinária hipotônica.

Já em dentina cariada, o comportamento das falhas em camada híbrida para o Clearfil SE Bond foi contrário, ou seja, com alta porcentagem de falhas em camada híbrida com altos valores de resistência de união. Estes resultados estão, provavelmente, relacionados com a alta porosidade da dentina intertubular que permite maior penetração e difusão deste sistema adesivo, como já explicado. De acordo com NAKABAYASHI e SAIMI (1996), em falhas que ocorrem em topo e base de camada híbrida, ocorre uma interação física do adesivo autocondicionante com as partículas de hidroxiapatita presentes na porção mais profunda da base da camada híbrida devido a uma completa impregnação da resina adesiva na rede de colágeno proporcionando uma estabilidade dessa união. Segundo INOUE et al. (2006), a penetração dos monômeros resinosos dos *primers* autocondicionantes ocorre mais profundamente que a camada híbrida, onde partículas de hidroxiapatita se enrolam com monômeros resinosos formando uma zona bastante resistente e mais espessa em dentina cariada que em dentina sadia.

Além disso, com relação ao tempo de aplicação do *primer* ácido em dentina cariada, é possível especular que este pode desencadear um comportamento diferente do sistema adesivo em dentina sadia, promovendo uma melhora na difusão de sistemas adesivos autocondicionantes.

A diferença entre os resultados dos trabalhos pode ser atribuída a inúmeras variáveis inerentes ao procedimento adesivo, como composição do adesivo, técnica

adesiva, habilidade do operador e algumas propriedades intrínsecas do tecido dental (CARVALHO et al., 1994); no entanto, as diferenças metodológicas podem ter um papel importante nos diferentes resultados publicados (REIS et al., 2004). A falta de padronização entre os diferentes estudos empregando testes mecânicos de resistência de união também é responsável pela diferença dos resultados entre os diversos estudos (AL-SALEHI e BURKE, 1997; REIS, BAUER e LOGUERCIO, 2004).

Alem disso, a utilização de modelo tridimensional, ao invés de superfícies planas, seria muito mais realístico com relação à distribuição de forças de contração durante a polimerização das resinas adesivas e que afeta a resistência de união como um todo (CARVALHO et al., 1994; ARMSTRONG, BOYER e KELLER, 1998). Sendo assim, os valores obtidos servem apenas como valores comparativos dentro de um mesmo trabalho.

7. CONCLUSÕES

7 CONCLUSÕES

De acordo com a metodologia empregada, foi possível obter as seguintes conclusões:

1. A presença de cárie dentinária diminuiu significativamente a resistência de união dos sistemas adesivos Single Bond e Clearfil SE Bond;
2. A irradiação da dentina com laser Nd:YAG diminuiu a resistência de união do Clearfil SE Bond e não alterou os valores de resistência de união do Single Bond;
3. A irradiação da dentina com laser Nd:YAG associado ao flúor diminuiu significativamente a resistência de união dos sistemas adesivos Clearfil SE Bond e Single Bond.
4. A irradiação da dentina com laser Nd:YAG associado ao flúor diminuiu os valores de resistência de união em dentina sadia e não alterou a resistência de união em dentina cariada para os adesivos testados.
5. O sistema adesivo Clearfil SE Bond apresentou um melhor desempenho em relação à resistência de união que o Single Bond, considerando todos os tratamentos realizados.

6. A falha predominante após o teste de microtração foi do tipo mista.

7. A irradiação das dentinas sadia e cariada com laser Nd:YAG promoveu uma fusão e recristalização dessa dentina, criando irregularidades e porosidades na superfície. No entanto, em dentina cariada, os túbulos dentinários ficaram mais nítidos em função da reestruturação da dentina peritubular e em dentina sadia os túbulos ficaram parcialmente ocluídos.

8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AL-SALEHI, S. K.; BURKE, F. J. T. Methods used in dentin bonding tests: An analysis of 50 investigations on bond strength. **Quintessence International**, Berlin, v. 28, n. 11, p. 717-723, Nov. 1997.

ARAUJO, R. M. et al. Microleakage and nanoleakage: influence of laser in cavity preparation and dentin pretreatment. **Journal of Clinical Laser Medicine & Surgery**, New York, v. 19, n. 6, p. 325-332, Dec. 2001.

ARIYARATNAM, M. T.; WILSON, M. A.; BLINKHORN, A. S. An analysis of surface roughness, surface morphology and composite/dentin bond strength of human dentin following the application of the Nd:YAG laser. **Dental Materials**, Washington, v. 15, n. 4, p. 223-228, July. 1999.

ARMSTRONG, S. R.; BOYER, D. B.; KELLER, J. C. Microtensile bond strength testing and failure analysis of two dentin adhesives. **Dental Materials**, Washington, v. 14, n. 1, p. 44-50, Jan. 1998.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **NBR 14724**: informação e documentação – trabalhos acadêmicos – apresentação. Rio de Janeiro, 2005.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **NBR 6023**: referências. Rio de Janeiro, 2002.

BRUGNERA JUNIOR, A.; PINHEIRO, A. L. B. **Lasers na odontologia moderna**. São Paulo: Pancast Editora, 1998. 356 p.

CARDOSO, P. C. et al. Effect of prolonged application times on resin-dentin bond strengths. **Journal of Adhesive Dentistry**, New Malden, v. 7, n. 2, p. 143-149, Summer. 2005.

CARVALHO, R. M. et al. Determinação da resistência adesiva a dentina através de um dispositivo de microtração. **Revista da FOB**, Bauru, v. 2, n. 3, p. 77-82, jul./set. 1994.

de MAGALHÃES, M. F. et al. A morphological *in vitro* study of the effects of Nd:YAG laser on irradiated cervical dentin. **Photomedicine and Laser Surgery**, New York, v. 22, n. 6, p. 527-532, Dec. 2004.

DEDERICH, D. N.; BUSHUCK, R. D. Lasers in dentistry: separating science from hype. **Journal of the American Dental Association**, Chicago, v. 135, n. 2, p. 204-212, Feb. 2004.

DE MUNK, J. et al. Four-Year water degradation of total-etch adhesives bonded to dentin. **Journal of Dental Research**, Washington, v. 82, n. 2, p. 136-140, Jul. 2003.

DUARTE, S. J.; PERDIGÃO, J.; LOPES, M. M. Effect of dentin conditioning time on nanoleakage. **Operative Dentistry**, Indianapolis, v. 31, n. 4, p. 500-511, Jul/Aug. 2006.

DOI, J. et al. Micro-tensile bond strength of self-etching primer adhesive systems to human coronal carious dentin. **Journal of Oral Rehabilitation**, Michigan, v. 31, n. 10, p. 1023-1028, Oct. 2004.

GORGUI, G. et al. Effects of Nd:YAG laser irradiation on the adaptation of composite resins to root dentin. **The Journal of Contemporary Dental Practice**, v. 6, n. 4, p. 1-8, Nov. 2005.

GREGOIRE, G.; MILLAS, A. Microscopic evaluation of dentin interface obtained with 10 contemporary self-etching systems: correlation with their pH. **Operative Dentistry**, Indianapolis, v. 30, n. 4, p. 481-491, Jul/Aug. 2005.

HARA, A. T. et al. Influence of the mineral content and morphological pattern of artificial root caries lesion on composite resin bond strength. **European Journal of Oral Sciences**, Copenhagen, v. 112, p. 67-72, Feb. 2004.

HASHIMOTO, M. et al. Fractographical analysis of resin-dentin bonds. **American Journal of Dentistry**, v. 14, n. 6., p. 355-360, Dec. 2001.

HASHIMOTO, M. et al. The extend to which resin can infiltrate dentin by acetone-based adhesives. **Journal of Dental Research**, Washintong, v. 81, n. 1, p. 74-78, Jan. 2004.

HICKS, M. J. et al. Root caries in vitro after low fluency argon laser and fluoride treatment. **Compendium**, v. 18, n. 6, p. 543-554, June. 1997.

HOSSAIN, M. et al. Effect of pulsed Nd:YAG laser irradiation on acid demineralization of enamel and dentin. **Journal of Clinical Laser Medicine & Surgery**, New York, v. 19, n. 2, p. 105-108, April. 2001.

INOUE, G. et al. Morphological and mechanical characterization of the acid-base resistant zone at the adhesive-dentin interface of intact and caries-affected dentin. **Operative Dentistry**, Indianapolis, v. 31, n. 4, p. 466-472, Jul/Aug. 2006.

INOUE, S. et al. Hydrolytic stability of self-etch adhesives bonded to dentin. **Journal of Dental Research**, Washington, v. 84, n. 12, p. 1160-1164, Dec. 2005.

ITOTA, T. et al. Effect of fluoride application on tensile bond strength of self-etching adhesive systems to demineralized dentin. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, St. Louis, v. 88, n. 5, p. 503-510, Nov. 2002.

KENSHIMA, S. et al. Effect of smear layer thickness and pH of self-etching adhesive systems on the bond strength and gap formation to dentin. **Journal of Adhesive Dentistry**, New Malden, v. 7, n. 2, p. 117-126, Summer. 2005.

KINNEY, J. H. et al. The threshold effects of Nd and Ho:YAG laser-induced surface modification on demineralization of dentin surfaces. **Journal of Dental Research**, Washington, v. 75, n. 6, p. 1388-1395, June. 1996.

KOBAYASHI, C. A. et al. Effect of Nd:YAG laser irradiation on shear bond strength of glass-ionomer luting cement to dentin surface. **International Journal of Prosthodontics**, Carol Stream, v. 16, n. 5, p. 493-498, Sep./Oct. 2003.

KUMAR, N. G.; MEHTA, D. S. Short-term assessment of the Nd:YAG laser with and without sodium fluoride varnish in the treatment of dentin hypersensitivity – a clinical and scanning electron microscopy study. **Journal of Periodontology**, Chicago, v. 76, n. 7, p. 1140-1147, July. 2005.

LAN, W. H. et al. Morphologic study of Nd:YAG laser usage in treatment of dentinal hypersensitivity. **Journal of Endodontics**, Hagerstown, v. 30, n. 3, p. 131-134, Mar. 2004.

LAN, W. H.; LIU, H. C.; LIN, C. P. The combined occluding effect of sodium fluoride varnish and Nd:YAG laser irradiation on human dentinal tubules. **Journal of Endodontics**, Hagerstown, v. 25, n. 6, p. 424-426, June. 1999.

LEE, B. S. et al. Effect of Nd:YAG laser irradiation on the hardness and elastic modulus of human dentin. **Journal of Clinical Laser Medicine and Surgery**, New York, v. 21, n. 1, p. 41-46, Feb. 2003.

LEE, B. S. et al. Ultrastructural changes of human dentin after irradiation by Nd:YAG laser. **Laser in Surgery and Medicine**, New York, v. 30, n. 3, p. 246-252, Autumn. 2002.

MATOS, A. B. et al. Nd:YAG laser influence on tensile bond strength of self-etching adhesive systems. **Journal of Clinical Laser Medicine & Surgery**, New York, v. 18, n. 5, p. 253-257, Oct. 2000.

McINTYRE, J. M.; FEATHERSTONE, J. D. B. Studies of dental root surface caries. 1: Comparison of natural and artificial root caries lesions. **Australian Dental Journal**, St. Leonards, v. 45, n. 1, p. 24-30, Mar. 2000.

MORIYAMA, E. H. et al. Dentin evaluation after Nd:YAG laser irradiation using short and long pulses. **Journal of Clinical Laser Medicine and Surgery**, New York, v. 22, n. 1, p. 43-50, Feb. 2004.

NAKABAYASHI, N.; SAIMI, Y. Bonding to intact dentin. **Journal of Dental Research**, Washington, v. 75, n. 9, p. 1706-1715, Sep. 1996.

NAKAJIMA, M. et al. Tensile bond strength and SEM evaluation of caries-affected dentin using dentin adhesives. **Journal of Dental Research**, Washington, v. 74, n. 10, p. 1679-1688, Oct. 1995.

NAKORNCHAI, S. et al. Microtensile bond strength of a total etch versus self-etching adhesive to caries-affected and intact dentin in primary teeth. **Journal of the American Dental Association**, Chicago, v. 136, n. 4, p. 477-483, Apr. 2005.

ODA, M.; OLIVEIRA, D. C.; LIBERTI, E. A. Avaliação morfológica da união entre adesivo/resina composta e dentina irradiada com laser Er:YAG: estudo comparativo por microscopia eletrônica de varredura. **Pesquisa Odontológica Brasileira**, São Paulo, v. 15, n. 4, p. 283-289, out./dez. 2001.

OLIVEIRA, D. C. Microtensile bond strength analysis of different adhesive systems and dentin prepared with high-speed and Er:YAG laser: a comparative study. **Photomedicine and Laser Surgery**, New York, v. 23, n. 2, p. 219-224, Apr. 2005.

OLIVEIRA, S. S. et al. The influence of the dentin smear layer on adhesion: a self-etching primer vs a total etch system. **Dental Materials**, Washington, v. 19, n. 8, p. 758-767, Dec. 2003.

PASHLEY, D. H. et al. Adhesion testing of dentin bonding agents: a review. **Dental Materials**, Washington, v. 11, n. 4, p. 117-125, Winter. 1995.

PERDIGÃO, J. et al. The effect of depth demineralization on bond strength and morphology of the hybrid layer. **Operative Dentistry**, New Malden, v. 25, n. 3, p. 186-194, May/Jun. 2000.

REIS, A. et al. The influence of storage time and cutting speed on microtensile bond strength. **Journal of Adhesive Dentistry**, New Malden, v. 6, n. 1, p. 7-11, Spring. 2004.

REIS, A.; BAUER, J. R. O.; LOGUERCIO, A. D. Influence of crosshead speed on resin-dentin microtensile bond strength. **Journal of Adhesive Dentistry**, New Malden, v. 6, n. 4, p. 275-278, Spring. 2004.

ROHANIZADEH, R. et al. Ultrastructural properties of laser-irradiated and heat-treated dentin. **Journal of Dental Research**, Washington, v. 78, n. 12, p. 1829-1835, Dec. 1999.

ROLLA, J. N. **Influencia do laser Nd:YAG na resistência de união de sistemas adesivos à dentina**. 2004. 84 f. Dissertação (Mestrado em Dentística) – Faculdade de Odontologia, PUCRS, Porto Alegre, 2004.

SCHOOP, U. et al. Bacterial effect of different laser systems in the deep layers of dentin. **Lasers in Surgery and Medicine**, New York, v. 35, n. 2, p. 111-116, Summer. 2004.

SCHREINER, R. F. et al. Microtensile testing of dentin adhesives. **Dental Materials**, Washington, v. 14, n. 3, p. 194-201, June. 1998.

SHETH, K. K. et al. Selective targeting of protein, water, and mineral in dentin using UV and IR pulse lasers: the effect on the bond strength to composite restorative materials. **Lasers in Surgery and Medicine**, New York, v. 35, n. 4, p. 245-253, Winter. 2004.

SHINKAI, R.S. ; CURY, A. A. D. B.; CURY, J. A. In vitro evaluation of secondary caries development in enamel and root dentin around luted metallic restoration. **Operative Dentistry**, Indianapolis, v. 26, n. 1, p. 52-59, Mês. 2001.

TAY, F. R.; PASHLEY, D. H. Aggressiveness of contemporary self-etching systems. I. Depth of penetration beyond dentin smear layers. **Dental Materials**, Washington, v. 17, n. 5, p. 296-308, Sep. 2001.

WEFEL, J. S.; HEILMAN, J. R.; JORDAN, T. H. Comparisons of in vitro root caries models. **Caries Research**, Basel, v. 29, n. 3, p. 204-209, May/June. 1995.

YOSHIDA, Y. et al. Comparative study on adhesive performance of functional monomers. **Journal of Dental Research**, Washington, n. 83, n. 6, p. 454-458, Jun. 2004.

YOSHIYAMA, M. et al. Bonding of self-etching and total-etch adhesives to carious dentin. **Journal of Dental Research**, Washington, v. 81, n. 8, p. 556-560, May. 2002.

YOSHIYAMA, M. et al. Comparison of conventional vs self-etching adhesives bonds to caries-affected dentin. **Operative Dentistry**, Indianapolis, v. 25, n. 3, p. 163-169, May/June. 2000.

ZHANG, C.; KIMURA, Y.; MATSUMOTO, K. The effects of pulsed Nd:YAG laser irradiation with fluoride on root surface. **Journal of Clinical Laser Medicine & Surgery**, New York, v. 14, n. 6, p. 399-403, Dec. 1996.

ANEXO 2

Tabelas dos testes estatísticos

RESISTÊNCIA DE UNIÃO

Analysis of Variance Table for bond

Source	DF	SS	MS	F	P
adesivo	1	260.7	260.72	3.70	0.0554
carie	1	6818.2	6818.20	96.72	0.0000
fluor	1	2161.3	2161.33	30.66	0.0000
laser	1	871.9	871.95	12.37	0.0005
adesivo*carie	1	16.2	16.16	0.23	0.6324
adesivo*fluor	1	314.8	314.83	4.47	0.0354
adesivo*laser	1	13.2	13.16	0.19	0.6660
carie*fluor	1	1558.9	1558.89	22.11	0.0000
adesivo*carie*laser	2	2666.4	1333.18	18.91	0.0000
Error	289	20372.1	70.49		
Total	299				

Note: SS are marginal (type III) sums of squares

Grand Mean 21.763 CV 38.58

Tukey HSD All-Pairwise Comparisons Test of bond by grupos

grupos	Mean	Homogeneous Groups
12	40.635	A
11	34.223	AB
9	32.846	B
10	27.019	BC
5	19.766	CD
2	19.737	CD
7	18.230	D
4	18.167	D
8	17.318	DE
6	13.928	DE
3	13.817	DE
1	10.265	E

Alpha 0.05 Standard Error for Comparison 2.3788

Critical Q Value 4.616 Critical Value for Comparison 7.7647

There are 5 groups (A, B, etc.) in which the means are not significantly different from one another.

Tukey HSD All-Pairwise Comparisons Test of bond for adesivo

adesivo	Mean	Homogeneous Groups
cse	22.905	A
sb	20.621	B

Tukey HSD All-Pairwise Comparisons Test of bond for carie

carie	Mean	Homogeneous Groups
sem carie	27.602	A
com carie	15.924	B

Tukey HSD All-Pairwise Comparisons Test of bond for fluor

fluor	Mean	Homogeneous Groups
-------	------	--------------------

sem fluor 25.050 A
com fluor 18.475 B

Tukey HSD All-Pairwise Comparisons Test of bond for laser

laser	Mean	Homogeneous Groups
sem laser	23.851	A
com laser	19.675	B

Alpha 0.05
Critical Q Value 2.772
Error term used: Error, 289 DF
All 2 means are significantly different from one another.

Tukey HSD All-Pairwise Comparisons Test of g1 for adesivo*carie

adesivo carie	Mean	Homogeneous Groups
cse sem carie	28.990	A
sb sem carie	26.214	A
cse com carie	16.820	B
sb com carie	15.029	B

Tukey HSD All-Pairwise Comparisons Test of g1 for adesivo*fluor

adesivo fluor	Mean	Homogeneous Groups
sb sem fluor	25.163	A
cse sem fluor	24.937	A
cse com fluor	20.872	B
sb com fluor	16.079	C

Tukey HSD All-Pairwise Comparisons Test of g1 for adesivo*laser

adesivo laser	Mean	Homogeneous Groups
cse sem laser	25.249	A
sb sem laser	22.453	AB
cse com laser	20.560	B
sb com laser	18.790	B

Tukey HSD All-Pairwise Comparisons Test of g1 for carie*fluor

carie fluor	Mean	Homogeneous Groups
sem carie sem fluor	33.681	A
sem carie com fluor	21.522	B
com carie sem fluor	16.420	C
com carie com fluor	15.429	C

Alpha 0.05
Critical Q Value 3.632
Error term used: Error, 289 DF
There are 3 groups (A, B, etc.) in which the means are not significantly different from one another.

Tukey HSD All-Pairwise Comparisons Test of g1 for adesivo*carie*laser

adesivo carie laser	Mean	Homogeneous Groups
cse sem carie sem laser	35.811	A
sb sem carie sem laser	26.889	B
sb sem carie com laser	25.538	B
cse sem carie com laser	22.168	BC
cse com carie com laser	18.952	CD
sb com carie sem laser	18.016	CDE
cse com carie sem laser	14.688	DE
sb com carie com laser	12.041	E

Alpha 0.05
 Critical Q Value 4.285
 Error term used: Error, 289 DF
 There are 5 groups (A, B, etc.) in which the means
 are not significantly different from one another.

Descriptive Statistics for grupos = 1

Variable	N	Mean	SD	C.V.
bond	25	10.265	5.1919	50.578

Descriptive Statistics for grupos = 2

Variable	N	Mean	SD	C.V.
bond	25	19.737	7.4589	37.792

Descriptive Statistics for grupos = 3

Variable	N	Mean	SD	C.V.
bond	25	13.817	5.3236	38.529

Descriptive Statistics for grupos = 4

Variable	N	Mean	SD	C.V.
bond	25	18.167	8.8990	48.985

Descriptive Statistics for grupos = 5

Variable	N	Mean	SD	C.V.
bond	25	19.766	8.1460	41.212

Descriptive Statistics for grupos = 6

Variable	N	Mean	SD	C.V.
bond	25	13.928	5.0320	36.127

Descriptive Statistics for grupos = 7

Variable	N	Mean	SD	C.V.
bond	25	18.230	6.9523	38.136

Descriptive Statistics for grupos = 8

Variable	N	Mean	SD	C.V.
bond	25	17.318	11.325	65.395

Descriptive Statistics for grupos = 9

Variable	N	Mean	SD	C.V.
bond	25	32.846	11.145	33.933

Descriptive Statistics for grupos = 10

Variable	N	Mean	SD	C.V.
bond	25	27.019	7.3414	27.171

Descriptive Statistics for grupos = 11

Variable	N	Mean	SD	C.V.
bond	25	34.223	8.7899	25.684

Descriptive Statistics for grupos = 12

Variable	N	Mean	SD	C.V.
bond	25	40.635	11.621	28.599

MICRODUREZA

Tukey HSD All-Pairwise Comparisons Test

Variable	Mean	Homogeneous Groups
dsfl	328.00	A
dsc	177.33	B
dsl	136.67	B
dcl	39.167	C
dcc	28.700	C
dcfl	21.867	C

Alpha 0.05 Standard Error for Comparison 20.931
 Critical Q Value 4.751 Critical Value for Comparison 70.316
 There are 3 groups (A, B, etc.) in which the means are not significantly different from one another.

FRACTOGRAFIA

G1 Kruskal-Wallis All-Pairwise Comparisons Test

Variable	Mean	Homogeneous Groups
topo	95.320	A
dentina	81.600	A
resina	47.520	B
adesivo	45.580	B
base	44.980	B

G2 Kruskal-Wallis All-Pairwise Comparisons Test

Variable	Mean	Homogeneous Groups
topo	83.760	A
dentina	75.280	AB
resina	70.860	AB
adesivo	49.200	BC
base	35.900	C

G3 Kruskal-Wallis All-Pairwise Comparisons Test

Variable	Mean	Homogeneous Groups
dentina	102.00	A
topo	75.120	AB
adesivo	47.540	BC
base	45.240	C
resina	45.100	C

G4 Kruskal-Wallis All-Pairwise Comparisons Test

Variable	Mean	Homogeneous Groups
topo	84.360	A
dentina	75.660	A
resina	65.820	A
adesivo	59.660	A
base	29.500	B

G5 Kruskal-Wallis All-Pairwise Comparisons Test

Variable	Mean	Homogeneous Groups
dentina	81.760	A
topo	77.220	AB
resina	70.440	AB
adesivo	52.120	BC
base	33.460	C

G6 Kruskal-Wallis All-Pairwise Comparisons Test

Variable	Mean	Homogeneous Groups
dentina	103.14	A
resina	65.380	B
topo	64.620	B
adesivo	49.360	BC
base	32.500	C

G7 Kruskal-Wallis All-Pairwise Comparisons Test

Variable	Mean	Homogeneous Groups
topo	85.900	A
dentina	80.940	A
resina	65.880	AB
adesivo	45.840	BC
base	36.440	C

G8 Kruskal-Wallis All-Pairwise Comparisons Test

Variable	Mean	Homogeneous Groups
topo	98.400	A
adesivo	79.620	AB
dentina	52.540	BC
resina	50.260	C
base	34.180	C

G9 Kruskal-Wallis All-Pairwise Comparisons Test

Variable	Mean	Homogeneous Groups
dentina	74.740	A
resina	71.900	A
topo	69.540	A
adesivo	61.380	AB
base	37.440	B

G10 Kruskal-Wallis All-Pairwise Comparisons Test

Variable	Mean	Homogeneous Groups
topo	88.500	A
resina	87.440	A
adesivo	73.840	A
dentina	37.560	B
base	27.660	B

G11 Kruskal-Wallis All-Pairwise Comparisons Test

Variable	Mean	Homogeneous Groups
resina	96.020	A
dentina	69.520	AB
adesivo	65.000	B
topo	55.680	BC
base	28.780	C

G12 Kruskal-Wallis All-Pairwise Comparisons Test

Variable	Mean	Homogeneous Groups
resina	102.32	A
adesivo	57.840	B
topo	55.840	B
dentina	54.440	B
base	44.560	B

Alpha 0.05

Critical Z Value 2.807 Critical Value for Comparison 28.764

There are 2 groups (A and B) in which the means are not significantly different from one another.

ANEXO 3

Medida da área adesiva dos corpos de prova “palitos” (mm)

CP	GRUPO	DENTE	MED. A	MED. B	ÁREA
1	1	1	0,88	1,22	1,07
2	1	1	0,79	0,80	0,63
3	1	1	0,84	0,88	0,74
4	1	1	0,83	0,95	0,79
5	1	1	0,82	1,15	0,94
6	1	1	0,81	0,85	0,69
7	1	1	1,00	1,20	1,20
8	1	2	0,79	0,88	0,70
9	1	2	0,86	0,91	0,78
10	1	2	0,79	0,87	0,69
11	1	2	0,89	1,05	0,93
12	1	2	0,86	1,29	1,11
13	1	2	0,82	0,89	0,73
14	1	3	0,89	0,90	0,80
15	1	3	0,82	0,83	0,68
16	1	3	0,80	0,91	0,73
17	1	3	0,77	1,19	0,92
18	1	3	0,86	0,88	0,76
19	1	3	1,02	1,14	1,16
20	1	4	0,88	1,14	1,00
21	1	4	0,78	0,89	0,69
22	1	4	0,97	1,16	1,13
23	1	4	0,78	0,89	0,69
24	1	4	0,78	0,81	0,63
25	1	4	0,78	0,89	0,69
26	2	5	0,96	1,00	0,96
27	2	5	0,81	0,96	0,78
28	2	5	0,75	0,95	0,71
29	2	5	0,86	0,93	0,80
30	2	5	0,78	0,87	0,68
31	2	5	0,79	0,82	0,65
32	2	5	0,91	0,95	0,86
33	2	6	0,79	0,95	0,75
34	2	6	0,92	0,98	0,90
35	2	6	0,80	0,85	0,68
36	2	6	0,78	0,86	0,67
37	2	6	0,82	0,88	0,72
38	2	6	0,78	0,91	0,71
39	2	7	0,77	0,87	0,67
40	2	7	0,68	-0,89	-0,61
41	2	7	0,85	0,87	0,74

42	2	7	0,79	0,96	0,76
43	2	7	0,82	0,89	0,73
44	2	7	0,86	0,91	0,78
45	2	8	0,81	0,88	0,71
46	2	8	0,86	0,95	0,82
47	2	8	0,86	0,95	0,82
48	2	8	0,80	0,88	0,70
49	2	8	0,78	0,81	0,63
50	2	8	0,69	0,86	0,59
51	3	9	1,05	1,10	1,16
52	3	9	0,79	0,82	0,65
53	3	9	1,02	0,88	0,90
54	3	9	0,71	0,80	0,57
55	3	9	0,83	0,86	0,71
56	3	9	0,84	1,04	0,87
57	3	9	0,96	1,00	0,96
58	3	10	0,79	0,85	0,67
59	3	10	0,79	0,82	0,65
60	3	10	0,83	1,14	0,95
61	3	10	0,65	0,82	0,53
62	3	10	0,79	0,92	0,73
63	3	10	0,88	0,88	0,77
64	3	11	0,81	0,82	0,66
65	3	11	0,70	0,93	0,65
66	3	11	0,94	1,00	0,94
67	3	11	0,83	0,94	0,78
68	3	11	0,72	1,07	0,77
69	3	11	0,85	1,00	0,85
70	3	12	0,80	1,05	0,84
71	3	12	0,81	1,17	0,95
72	3	12	0,81	0,85	0,69
73	3	12	0,81	0,98	0,79
74	3	12	0,84	1,05	0,88
75	3	12	0,70	0,81	0,57
76	4	13	0,77	0,85	0,65
77	4	13	0,77	0,92	0,71
78	4	13	0,73	0,76	0,55
79	4	13	0,76	0,85	0,65
80	4	13	0,95	0,81	0,77
81	4	13	0,76	0,86	0,65
82	4	13	0,74	0,76	0,56
83	4	14	0,78	0,85	0,66
84	4	14	0,83	1,13	0,94
85	4	14	0,84	0,85	0,71
86	4	14	0,77	1,25	0,96
87	4	14	0,81	0,96	0,78

88	4	14	0,77	0,91	0,70
89	4	15	0,99	1,05	1,04
90	4	15	0,80	0,81	0,65
91	4	15	0,91	1,00	0,91
92	4	15	0,80	1,07	0,86
93	4	15	0,92	0,99	0,91
94	4	15	0,79	0,92	0,73
95	4	16	0,60	0,92	0,55
96	4	16	0,65	0,93	0,60
97	4	16	0,71	0,80	0,57
98	4	16	0,77	0,91	0,70
99	4	16	0,50	1,05	0,53
100	4	16	0,50	0,93	0,47
101	5	17	0,75	0,85	0,64
102	5	17	0,70	0,85	0,60
103	5	17	0,85	0,89	0,76
104	5	17	0,71	0,74	0,53
105	5	17	0,71	0,89	0,63
106	5	17	0,73	0,78	0,57
107	5	17	0,69	0,75	0,52
108	5	18	0,81	0,90	0,73
109	5	18	0,72	0,89	0,64
110	5	18	0,86	0,87	0,75
111	5	18	0,89	1,14	1,01
112	5	18	0,88	0,90	0,79
113	5	18	0,87	0,90	0,78
114	5	19	0,87	0,95	0,83
115	5	19	0,76	0,79	0,60
116	5	19	0,76	0,86	0,65
117	5	19	0,71	0,89	0,63
118	5	19	0,74	0,94	0,70
119	5	19	0,79	0,90	0,71
120	5	20	0,77	0,97	0,75
121	5	20	0,70	0,87	0,61
122	5	20	0,88	1,22	1,07
123	5	20	0,80	1,23	0,98
124	5	20	0,78	0,81	0,63
125	5	20	0,89	0,98	0,87
126	6	21	0,87	0,77	0,67
127	6	21	0,60	0,77	0,46
128	6	21	0,69	0,87	0,60
129	6	21	0,75	0,87	0,65
130	6	21	0,87	0,93	0,81
131	6	21	0,67	0,74	0,50
132	6	21	0,70	0,93	0,65
133	6	22	0,74	0,90	0,67

134	6	22	0,75	0,77	0,58
135	6	22	0,80	0,88	0,70
136	6	22	0,77	0,78	0,60
137	6	22	0,70	0,89	0,62
138	6	22	0,69	0,85	0,59
139	6	23	0,78	0,89	0,69
140	6	23	0,91	1,43	1,30
141	6	23	0,77	0,88	0,68
142	6	23	0,86	0,90	0,77
143	6	23	0,84	0,88	0,74
144	6	23	0,85	0,84	0,71
145	6	24	0,78	0,81	0,63
146	6	24	0,95	0,86	0,82
147	6	24	0,81	0,85	0,69
148	6	24	0,80	0,84	0,67
149	6	24	0,77	0,87	0,67
150	6	24	0,82	0,86	0,71
151	7	25	1,47	1,10	1,62
152	7	25	1,26	1,25	1,58
153	7	25	1,07	0,77	0,82
154	7	25	1,23	0,77	0,95
155	7	25	1,24	0,96	1,19
156	7	25	1,19	0,59	0,70
157	7	25	0,85	0,90	0,77
158	7	26	0,82	0,85	0,70
159	7	26	0,81	0,86	0,70
160	7	26	0,84	1,04	0,87
161	7	26	0,84	1,11	0,93
162	7	26	0,77	0,83	0,64
163	7	26	0,75	0,77	0,58
164	7	27	0,88	0,89	0,78
165	7	27	0,94	0,99	0,93
166	7	27	0,86	0,94	0,81
167	7	27	0,89	0,99	0,88
168	7	27	0,84	1,00	0,84
169	7	27	0,80	0,87	0,70
170	7	28	0,79	1,12	1,12
171	7	28	0,61	0,88	0,54
172	7	28	0,88	1,12	0,99
173	7	28	0,58	0,86	0,50
174	7	28	0,86	0,94	0,81
175	7	28	0,82	0,88	0,72
176	8	29	0,70	0,75	0,53
177	8	29	0,73	1,30	0,95
178	8	29	0,87	0,78	0,68
179	8	29	0,79	1,31	1,03

180	8	29	0,86	0,70	0,60
181	8	29	0,72	0,80	0,58
182	8	29	1,36	0,71	0,97
183	8	30	1,29	0,60	0,77
184	8	30	0,82	0,88	0,72
185	8	30	0,82	0,98	0,80
186	8	30	0,78	0,85	0,66
187	8	30	0,87	0,87	0,76
188	8	30	0,80	0,98	0,78
189	8	31	0,88	0,98	0,86
190	8	31	0,79	1,17	0,92
191	8	31	0,82	0,88	0,72
192	8	31	0,87	0,97	0,84
193	8	31	0,82	0,86	0,71
194	8	31	0,80	0,86	0,69
195	8	32	0,82	0,82	0,67
196	8	32	0,88	0,99	0,87
197	8	32	0,83	0,87	0,72
198	8	32	0,87	0,88	0,77
199	8	32	0,82	0,97	0,80
200	8	32	0,71	0,80	0,57
201	9	33	0,75	0,92	0,69
202	9	33	0,77	0,93	0,72
203	9	33	0,82	0,93	0,76
204	9	33	0,78	0,99	0,77
205	9	33	0,94	0,98	0,92
206	9	33	0,93	0,95	0,88
207	9	33	0,78	0,94	0,73
208	9	34	0,81	0,81	0,66
209	9	34	0,92	0,94	0,86
210	9	34	0,93	0,95	0,88
211	9	34	0,93	0,94	0,87
212	9	34	0,72	0,87	0,63
213	9	34	0,82	0,94	0,77
214	9	35	0,72	0,91	0,66
215	9	35	0,91	0,98	0,89
216	9	35	0,68	0,90	0,61
217	9	35	0,72	0,88	0,63
218	9	35	0,78	0,90	0,70
219	9	35	0,79	0,88	0,70
220	9	36	0,90	0,95	0,86
221	9	36	0,90	0,79	0,71
222	9	36	0,77	0,99	0,76
223	9	36	0,90	0,83	0,75
224	9	36	0,92	0,95	0,87
225	9	36	0,82	0,96	0,79

226	10	37	0,86	0,92	0,79
227	10	37	0,87	0,94	0,82
228	10	37	0,90	0,94	0,85
229	10	37	0,79	0,90	0,71
230	10	37	0,81	0,88	0,71
231	10	37	0,88	1,09	0,96
232	10	37	0,86	0,87	0,75
233	10	38	0,82	0,87	0,71
234	10	38	0,89	0,90	0,80
235	10	38	0,87	0,86	0,75
236	10	38	0,87	0,89	0,77
237	10	38	0,88	0,93	0,82
238	10	38	0,84	0,88	0,74
239	10	39	0,89	0,90	0,80
240	10	39	0,86	0,90	0,77
241	10	39	0,88	0,86	0,76
242	10	39	0,87	0,97	0,84
243	10	39	0,84	0,89	0,75
244	10	39	0,85	0,87	0,74
245	10	40	0,85	0,85	0,72
246	10	40	0,86	0,87	0,75
247	10	40	0,82	0,91	0,75
248	10	40	0,86	0,87	0,75
249	10	40	0,78	0,85	0,66
250	10	40	0,85	0,86	0,73
251	11	41	0,81	0,82	0,66
252	11	41	1,04	1,07	1,11
253	11	41	0,82	0,86	0,71
254	11	41	0,78	1,04	0,81
255	11	41	0,81	0,84	0,68
256	11	41	0,81	0,84	0,68
257	11	41	0,84	1,04	0,87
258	11	42	0,83	1,03	0,85
259	11	42	0,82	0,99	0,81
260	11	42	0,83	0,84	0,70
261	11	42	0,82	0,88	0,72
262	11	42	0,83	0,87	0,72
263	11	42	0,94	1,15	1,08
264	11	43	0,82	0,87	0,71
265	11	43	1,05	1,07	1,12
266	11	43	0,82	1,10	0,90
267	11	43	0,82	1,10	0,90
268	11	43	0,84	0,88	0,74
269	11	43	0,83	0,86	0,71
270	11	44	0,82	0,89	0,73
271	11	44	0,82	0,88	0,72

272	11	44	0,83	0,99	0,82
273	11	44	0,82	0,85	0,70
274	11	44	0,85	0,86	0,73
275	11	44	0,87	0,95	0,83
276	12	45	0,77	0,87	0,67
277	12	45	0,76	0,88	0,67
278	12	45	0,87	0,97	0,84
279	12	45	0,90	0,92	0,83
280	12	45	0,78	0,96	0,75
281	12	45	0,75	0,75	0,56
282	12	45	0,82	0,94	0,77
283	12	46	0,80	0,89	0,71
284	12	46	0,78	0,92	0,72
285	12	46	0,86	0,90	0,77
286	12	46	0,88	0,93	0,82
287	12	46	0,82	0,85	0,70
288	12	46	0,81	0,97	0,79
289	12	47	0,90	0,97	0,87
290	12	47	0,83	0,91	0,76
291	12	47	0,88	0,90	0,79
292	12	47	0,92	0,98	0,90
293	12	47	0,86	0,86	0,74
294	12	47	0,79	0,82	0,65
295	12	48	0,77	0,80	0,62
296	12	48	0,79	0,91	0,72
297	12	48	0,91	0,94	0,86
298	12	48	0,78	0,79	0,62
299	12	48	0,85	0,95	0,81
300	12	48	0,97	0,99	0,96
Média			0,83	0,91	0,76

ANEXO 4

Valores de resistência de união e tipo de falha

*1. Interfacial; 2. Mista; 3. Coesiva em Resina; 4. Coesiva em Dentina

CP	Grupo	MPa	Topo CH (%)	Base CH (%)	Adesivo (%)	Coes Res (%)	Coes Dent (%)	Tipo de Falha*
1	1	9,34	18	0	0	21	61	2
2	1	5,34	35	1	8	9	47	2
3	1	7,21	9	11	13	12	55	2
4	1	17,71	56	0	4	0	40	2
5	1	5,56	40	36	14	0	10	2
6	1	6,42	9	0	0	38	53	2
7	1	7,13	15	11	19	3	52	2
8	1	19,11	25	0	13	33	29	2
9	1	15,25	33	1	35	0	31	2
10	1	9,71	50	0	0	0	50	2
11	1	9,98	57	0	0	34	9	2
12	1	13,78	49	0	2	0	49	2
13	1	12,39	61	0	0	0	39	2
14	1	4,51	6	0	0	0	94	2
15	1	10,08	62	11	7	20	0	2
16	1	11,13	52	0	20	8	20	2
17	1	8,58	34	21	21	2	22	2
18	1	23,94	93	7	0	0	0	1
19	1	4,17	45	3	0	19	33	2
20	1	7,66	56	4	20	0	20	2
21	1	6,01	67	10	13	0	10	2
22	1	4,59	60	30	0	0	10	2
23	1	15,48	96	4	0	0	0	1
24	1	6,07	25	25	0	0	50	2
25	1	15,48	0	0	0	100	0	3
26	2	11,70	6	4	56	34	0	2
27	2	16,75	6	0	0	0	94	2
28	2	8,15	28	0	0	70	2	2
29	2	15,04	13	0	24	48	15	2
30	2	22,17	53	1	0	46	0	2
31	2	23,06	45	5	0	46	4	2
32	2	30,45	0	0	0	100	0	3
33	2	35,08	7	0	3	0	90	2
34	2	36,20	60	0	0	0	40	2
35	2	16,72	80	0	0	6	14	2
36	2	19,49	36	0	0	0	64	2
37	2	23,81	71	0	0	29	0	2
38	2	21,50	41	0	41	4	14	2
39	2	23,73	67	0	4	0	29	2
40	2	10,95	54	0	0	31	15	2
41	2	11,58	33	0	0	0	67	2
42	2	22,21	49	0	2	0	49	2
43	2	8,81	12	3	53	32	0	2
44	2	19,05	21	0	0	79	0	2
45	2	12,41	20	0	0	0	80	2
46	2	22,68	0	0	0	100	0	3
47	2	26,66	10	0	0	0	90	2

CP	Grupo	MPa	Topo CH (%)	Base CH (%)	Adesivo (%)	Coes Res (%)	Coes Dent (%)	Tipo de Falha*
48	2	23,04	10	0	0	0	90	2
49	2	17,66	0	0	11	60	29	2
50	2	14,52	16	4	55	25	0	2
51	3	7,49	32	0	0	16	52	2
52	3	21,42	25	0	6	0	69	2
53	3	6,94	21	0	4	0	75	2
54	3	17,42	0	0	0	0	100	4
55	3	17,12	0	13	6	0	81	2
56	3	10,68	23	5	9	0	63	2
57	3	15,66	8	0	5	1	86	2
58	3	17,57	14	0	0	0	86	2
59	3	7,48	8	4	4	45	39	2
60	3	10,16	17	26	0	3	54	2
61	3	18,70	38	17	0	0	45	2
62	3	24,93	13	72	0	15	0	2
63	3	8,09	91	0	0	0	9	2
64	3	18,83	0	0	0	0	100	4
65	3	14,62	5	0	15	10	70	2
66	3	21,98	17	0	0	0	83	2
67	3	9,47	17	0	0	0	83	2
68	3	9,20	42	43	0	0	15	2
69	3	16,07	0	0	0	4	96	2
70	3	6,07	50	50	0	0	0	1
71	3	10,05	45	0	33	0	22	2
72	3	8,64	16	0	45	14	25	2
73	3	15,78	31	0	5	6	58	2
74	3	16,46	15	0	13	12	60	2
75	3	14,60	0	0	8	3	89	2
76	4	9,17	23	0	29	21	27	2
77	4	15,55	30	0	52	18	0	2
78	4	11,78	50	0	0	0	50	2
79	4	15,51	15	0	12	73	0	2
80	4	23,77	22	0	76	0	2	2
81	4	5,61	10	0	0	0	90	2
82	4	13,84	3	0	7	90	0	2
83	4	26,23	46	0	8	0	46	2
84	4	5,60	0	0	50	8	42	2
85	4	9,57	39	0	5	45	11	2
86	4	10,56	10	0	0	90	0	2
87	4	3,33	15	0	0	85	0	2
88	4	23,12	0	0	29	7	64	2
89	4	8,97	85	0	0	15	0	2
90	4	19,33	5	0	0	68	27	2
91	4	18,41	23	0	7	7	63	2
92	4	28,29	10	0	0	90	0	2
93	4	18,63	87	0	3	0	10	2
94	4	27,43	0	0	3	0	97	2
95	4	30,54	69	0	0	0	31	2
96	4	29,30	50	0	50	0	0	1
97	4	20,58	78	0	0	0	22	2
98	4	37,88	62	0	16	2	20	2
99	4	20,33	19	0	0	0	81	2
100	4	20,84	30	0	0	0	70	2
101	5	17,86	52	0	2	11	35	2

CP	Grupo	MPa	Topo CH (%)	Base CH (%)	Adesivo (%)	Coes Res (%)	Coes Dent (%)	Tipo de Falha*
102	5	21,77	10	1	11	17	61	2
103	5	16,74	61	0	0	39	0	2
104	5	12,81	0	0	70	28	2	2
105	5	24,99	44	0	44	10	2	2
106	5	14,98	8	0	0	67	25	2
107	5	28,92	2	0	0	98	0	2
108	5	13,87	15	0	0	0	85	2
109	5	23,79	50	0	50	0	0	1
110	5	17,50	0	0	0	0	100	4
111	5	16,30	0	0	0	0	100	4
112	5	27,88	12	0	4	0	84	2
113	5	36,30	0	0	0	0	100	4
114	5	11,20	87	0	0	8	5	2
115	5	15,86	40	0	10	0	50	2
116	5	8,53	50	0	15	12	23	2
117	5	25,98	4	0	0	96	0	2
118	5	37,08	17	0	0	8	75	2
119	5	15,29	3	0	8	15	74	2
120	5	8,72	0	0	0	100	0	3
121	5	33,20	9	0	33	52	6	2
122	5	17,12	85	0	10	5	0	2
123	5	10,40	12	14	0	0	74	2
124	5	21,03	54	12	0	21	13	2
125	5	16,03	37	0	0	5	58	2
126	6	7,16	95	0	5	0	0	1
127	6	10,54	0	0	7	19	74	2
128	6	15,18	0	0	1	4	95	2
129	6	8,19	25	0	0	0	75	2
130	6	12,14	0	0	16	4	80	2
131	6	25,98	20	0	0	0	80	2
132	6	22,05	0	0	5	0	95	2
133	6	14,11	50	0	0	0	50	2
134	6	13,23	15	0	0	0	85	2
135	6	9,79	0	0	0	100	0	3
136	6	15,53	0	0	15	16	69	2
137	6	12,53	10	0	0	60	30	2
138	6	19,39	0	0	0	0	100	4
139	6	17,87	37	0	0	53	10	2
140	6	14,99	30	0	0	0	70	2
141	6	11,01	0	0	15	0	85	2
142	6	8,07	0	0	15	42	43	2
143	6	12,81	8	0	0	14	78	2
144	6	25,53	10	0	0	62	28	2
145	6	12,03	0	0	0	0	100	4
146	6	7,39	25	0	0	25	50	2
147	6	13,00	16	0	0	16	68	2
148	6	13,30	0	0	15	6	79	2
149	6	14,85	20	0	0	0	80	2
150	6	11,54	22	0	2	53	23	2
151	7	23,07	27	0	41	0	32	2
152	7	8,48	23	0	13	0	64	2
153	7	10,98	0	0	0	76	24	2
154	7	28,55	50	0	0	0	50	2
155	7	18,64	14	0	0	71	15	2

CP	Grupo	MPa	Topo CH (%)	Base CH (%)	Adesivo (%)	Coes Res (%)	Coes Dent (%)	Tipo de Falha*
156	7	32,03	50	0	0	0	50	2
157	7	9,33	0	0	0	100	0	3
158	7	7,90	16	7	0	43	34	2
159	7	22,49	10	0	0	0	90	2
160	7	16,37	50	0	0	0	50	2
161	7	28,64	20	0	0	0	80	2
162	7	26,71	10	0	0	0	90	2
163	7	24,92	50	0	0	0	50	2
164	7	11,45	0	0	0	100	0	3
165	7	13,46	50	0	0	50	0	2
166	7	20,06	50	0	50	0	0	1
167	7	18,15	78	0	0	0	22	2
168	7	25,25	40	0	30	30	0	2
169	7	19,30	78	0	0	0	22	2
170	7	20,02	80	0	0	20	0	2
171	7	12,38	51	0	19	30	0	2
172	7	13,19	10	0	0	0	90	2
173	7	11,11	28	0	0	0	72	2
174	7	13,62	6	0	0	94	0	2
175	7	19,65	10	0	0	40	50	2
176	8	5,07	25	0	49	23	3	2
177	8	29,78	50	0	50	0	0	1
178	8	9,63	10	0	50	40	0	2
179	8	38,25	10	0	20	59	11	2
180	8	3,54	55	0	20	0	25	2
181	8	15,54	50	0	50	0	0	1
182	8	17,77	42	0	16	0	42	2
183	8	29,88	79	0	21	0	0	1
184	8	10,19	56	9	29	6	0	2
185	8	29,45	40	39	21	0	0	1
186	8	7,98	58	0	14	28	0	2
187	8	28,78	50	50	0	0	0	1
188	8	4,30	74	0	13	13	0	2
189	8	20,54	16	0	30	54	0	2
190	8	8,07	43	0	39	0	18	2
191	8	17,63	24	0	70	6	0	2
192	8	7,47	65	1	10	0	24	2
193	8	35,07	71	0	29	0	0	1
194	8	13,53	44	0	39	1	16	2
195	8	8,79	85	0	8	0	7	2
196	8	11,17	44	3	38	5	10	2
197	8	34,49	1	0	12	50	37	2
198	8	4,59	7	0	79	0	14	2
199	8	31,34	50	0	0	2	48	2
200	8	10,10	50	0	0	0	50	2
201	9	37,45	20	0	7	73	0	2
202	9	40,93	28	0	34	23	15	2
203	9	41,54	28	0	27	44	1	2
204	9	29,72	26	4	61	0	9	2
205	9	43,28	41	5	0	0	54	2
206	9	26,80	7	0	7	61	25	2
207	9	48,94	24	0	72	4	0	2
208	9	51,61	27	0	52	10	11	2
209	9	43,88	27	0	19	42	12	2

CP	Grupo	MPa	Topo CH (%)	Base CH (%)	Adesivo (%)	Coes Res (%)	Coes Dent (%)	Tipo de Falha*
210	9	44,88	32	0	34	0	34	2
211	9	28,47	0	0	0	0	100	4
212	9	26,06	21	20	10	49	0	2
213	9	40,24	17	0	14	53	16	2
214	9	41,81	0	0	0	40	60	2
215	9	28,11	0	26	23	45	6	2
216	9	14,78	28	0	4	40	28	2
217	9	40,71	87	13	0	0	0	1
218	9	30,35	0	0	21	39	40	2
219	9	36,26	48	48	4	0	0	1
220	9	28,75	11	0	0	78	11	2
221	9	15,65	32	0	24	4	40	2
222	9	16,15	10	0	0	90	0	2
223	9	32,17	0	0	0	0	100	4
224	9	13,25	0	0	0	0	100	4
225	9	19,36	0	0	0	0	100	4
226	10	34,15	44	1	21	34	0	2
227	10	33,08	83	0	17	0	0	1
228	10	24,25	20	0	46	25	9	2
229	10	38,03	27	0	18	51	4	2
230	10	37,86	15	0	37	48	0	2
231	10	16,78	33	0	60	4	3	2
232	10	18,14	89	0	0	0	11	2
233	10	26,55	22	0	0	78	0	2
234	10	17,85	6	0	6	85	3	2
235	10	27,97	0	0	0	100	0	3
236	10	30,58	61	0	0	39	0	2
237	10	24,72	88	0	0	9	3	2
238	10	37,66	32	0	32	34	2	2
239	10	34,22	66	0	0	30	4	2
240	10	17,42	58	0	10	28	4	2
241	10	28,99	26	5	54	15	0	2
242	10	20,23	20	0	75	5	0	2
243	10	28,21	9	9	67	6	9	2
244	10	17,78	40	5	16	39	0	2
245	10	22,57	13	0	66	21	0	2
246	10	21,51	41	0	21	29	9	2
247	10	17,52	12	0	32	54	2	2
248	10	36,64	30	0	47	20	3	2
249	10	29,42	21	0	12	67	0	2
250	10	33,34	5	5	7	83	0	2
251	11	30,87	21	0	15	60	4	2
252	11	42,98	8	0	2	80	10	2
253	11	34,84	51	5	17	17	10	2
254	11	49,14	0	0	15	80	5	2
255	11	36,37	0	0	39	57	4	2
256	11	37,42	11	0	15	60	14	2
257	11	20,50	6	0	55	15	24	2
258	11	42,31	0	0	6	87	7	2
259	11	38,76	30	0	42	0	28	2
260	11	33,20	9	0	39	39	13	2
261	11	43,28	25	0	10	49	16	2
262	11	37,69	8	0	21	45	26	2
263	11	22,88	5	0	26	50	19	2

CP	Grupo	MPa	Topo CH (%)	Base CH (%)	Adesivo (%)	Coes Res (%)	Coes Dent (%)	Tipo de Falha*
264	11	40,27	11	0	0	89	0	2
265	11	20,87	20	8	0	62	10	2
266	11	26,23	11	0	10	79	0	2
267	11	42,70	8	0	2	73	17	2
268	11	44,12	6	0	25	69	0	2
269	11	31,14	0	0	46	30	24	2
270	11	45,74	0	0	0	100	0	3
271	11	35,77	0	0	0	100	0	3
272	11	20,78	0	0	0	100	0	3
273	11	30,64	0	0	0	0	100	4
274	11	20,74	0	0	0	0	100	4
275	11	26,34	0	0	0	0	100	4
276	12	57,07	0	0	83	17	0	2
277	12	22,55	32	7	23	28	10	2
278	12	51,20	2	5	66	0	27	2
279	12	36,69	35	0	43	16	6	2
280	12	53,33	67	0	12	21	0	2
281	12	45,54	5	0	0	0	95	2
282	12	57,43	20	0	73	7	0	2
283	12	57,59	17	0	49	28	6	2
284	12	26,59	0	0	0	100	0	3
285	12	49,30	0	0	0	100	0	3
286	12	42,31	0	0	0	100	0	3
287	12	42,69	0	0	0	100	0	3
288	12	51,55	0	0	0	100	0	3
289	12	41,19	0	0	0	100	0	3
290	12	42,55	0	0	0	100	0	3
291	12	41,18	0	0	0	100	0	3
292	12	33,93	0	0	0	100	0	3
293	12	21,76	0	0	0	100	0	3
294	12	23,86	0	0	0	100	0	3
295	12	27,34	0	0	0	100	0	3
296	12	31,48	0	0	0	100	0	3
297	12	37,99	0	0	0	100	0	3
298	12	45,87	0	0	0	100	0	3
299	12	24,00	0	0	0	100	0	3
300	12	50,89	0	0	0	0	100	4