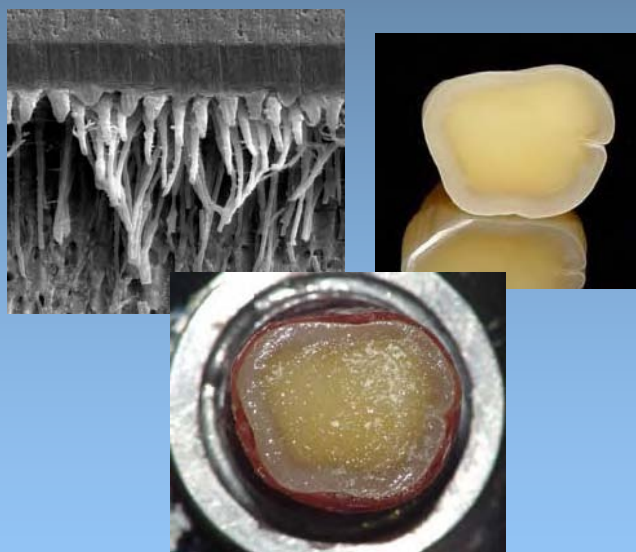


UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE ARARAQUARA

RESISTÊNCIA DE UNIÃO DA RESINA COMPOSTA
À DENTINA IRRADIADA COM LASER DE Nd:YAG,
UTILIZANDO O TESTE DE MICROTRAÇÃO



FABRÍCIO LUSCINO ALVES DE CASTRO

ARARAQUARA
2004

FABRÍCIO LUSCINO ALVES DE CASTRO

**RESISTÊNCIA DE UNIÃO DA RESINA COMPOSTA À
DENTINA IRRADIADA COM LASER DE Nd:YAG,
UTILIZANDO O TESTE DE MICROTRAÇÃO**

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia, Câmpus de Araraquara, da Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho", para a obtenção do Grau de Doutor em Dentística Restauradora.

Orientador: Prof. Dr. Marcelo Ferrarezi de Andrade

ARARAQUARA
2004

Castro, Fabrício Luscino Alves de

Resistência de união da resina composta à dentina irradiada com laser de Nd:YAG, utilizando o teste de microtração / Fabrício Luscino Alves de Castro. – Araraquara : [s.n.], 2004.

191 f. ; 30 cm.

Tese (Doutorado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Odontologia.

Orientador : Prof. Dr. Marcelo Ferrarezi de Andrade.

1. Adesivos dentinários 2. Lasers 3. Dentina 4. Resistência à tração I. Título.

Dedico este trabalho:

À Deus:

Que com sua infinita bondade, oferece-me a oportunidade de ser desafiado todos os dias da minha vida, e eu, aceitando os desafios, aproximo-me cada vez mais dele.

À minha esposa Tálita:

Que de tanto me amar, ensinou-me a amar. Fez comigo como uma mãe faz ao teu filho, deu a luz para uma nova vida, onde a esperança e fé só não são maiores que o amor. Só mesmo acreditando na existência de uma força superior regendo todas as coisas é que se pode conceber tamanha graça recebida.

I Cor 13, 13.

Agora subsistem estas três coisas: a fé, a esperança e o amor, mas a maior delas é o amor.

Agradecimentos Especiais

Aos meus pais,

Edmée e João, que com seu apoio permitiram que eu chegasse onde estou.

Aos meus irmãos,

Cynthia, Mayra, Iura, Poliana e Adriano, que se mantiveram ao meu lado todo este tempo, apesar da distância

À minha outra família,

Carlos, Margareth, Isinha e Daniel, exemplo de amor, que me deram o maior presente da vida, minha esposa.

Aos meus amigos,

Álvaro, Adriano Antônio, Carlos Eduardo, Cristiana, Flávio, Glaydson, Karen, Maria Alice, Maritza e Silvana, que carinhosamente me apóiam em tudo que faço.

Aos amigos,

Carlos Alberto e Josimeri pela consideração, paciência, dedicação e amizade que tiveram comigo e com minha esposa durante nossa estada em Araraquara. Jô e Beto, nossas vidas se tornaram mais alegres e iluminadas quando vocês chegaram.

Ao amigo,

João Kina, pela sua incansável dedicação à nossa amizade.

Aos amigos da pós-graduação,

Claudinha, Maria Inês, Rui e Abraham, companheiros de luta, ajudando-me a transpor as dificuldades e celebrar as conquistas.

Aos amigos,

Paola, Nancy e Rodrigo, pela amizade sincera e agradável convívio.

Ao **Felipinho**,

Que trouxe alegria aos nossos dias.

Às amigas,

Maila, Thaís, Marinês, Renata e Juliê, pelo convívio prazeroso e pelo carinho.

Às amigas,

Cris, Crisinha e Aninha, que sempre estiveram ao meu lado nesta jornada.

Ao amigo,

Luis Geraldo Vaz, que nos momentos mais difíceis trouxe alento às minhas aflições.

Ao meu orientador,

Prof.Dr. Marcelo Ferrarezi de Andrade, por confiar em meu trabalho e me apoiar em todos os momentos.

À minha co-orientadora,

Prof^a. Dr^a. Rosane de Fátima Zanirato Lizarelli, quem me apresentou a laserterapia.

Agradecimentos:

À Faculdade de Odontologia de Araraquara da Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho" – UNESP, nas pessoas do **Exmo. Diretor, Prof. Dr. Ricardo Samih Georges Abi Rached** e **Prof.Dr.Roberto Miranda Esberard (Vice-Diretor)**.

Ao Instituto de Física de São Carlos, em nome da pessoa do **Prof.Dr. Vanderlei Salvador Bagnato**, por possibilitar a realização deste trabalho, permitindo a utilização de suas instalações e equipamentos.

Ao Programa de Pós-Graduação em Dentística Restauradora da Faculdade de Odontologia de Araraquara, em nome do seu coordenador, **Prof. Dr.José Roberto Cury Saad**.

Ao Departamento de Odontologia Restauradora da Faculdade de Odontologia de Araraquara, em especial à Disciplina de Dentística, em nome de todos os seus professores: **Dinelli, Marcelo, Neto, Osmir, Saad, Salete e Sillas**.

À **Prof.Dr.^a Maria Salete Machado Cândido**, mestre carinhosa, que dá exemplo de dedicação e cuidado nas coisas que faz.

Ao **Prof.Dr.Ricardo Marins de Carvalho** pela disponibilidade e por ajudar a interpretar os resultados deste estudo.

À **Prof. Drª.Josimeri Hebling** que revisou este trabalho e realizou sua análise estatística.

À **Prof.Drª. Elisa Maria Aparecida Giro**, exemplo de suavidade e dedicação à profissão.

Aos funcionários da Disciplina de Dentística, **Cida, Adriana, Marinho, Wanderley, Cláudio e Celinha**, que de alguma maneira contribuíram com este trabalho.

À **Cida Preta**, que esteve sempre ao meu lado, tornando minha estada em Araraquara mais agradável.

Aos funcionários da biblioteca, em especial à **Maria Helena** e à **Zeze**, que nos momentos mais difíceis me acolheram.

Aos funcionários do Setor de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia de Araraquara, **Mara, Rosângela, Vera e Sílvia**, pela paciência e disponibilidade.

Ao funcionário do Departamento de Fisiologia e Patologia, **José Antônio Sampaio Zuanon**, cuja atenção e presteza, aliados ao conhecimento técnico, foram fundamentais no preparo das amostras observadas ao microscópio eletrônico.

Ao **Dr. Nelson José Heraldo Gallo**, por ter realizado as fotomicrografias eletrônicas deste estudo.

À **Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES)**, pelo apoio financeiro.

Sumário

1. Introdução	-----	11
2. Revisão da Literatura	-----	18
3. Proposição	-----	91
4. Material e Método	-----	93
5. Resultado	-----	114
6. Discussão	-----	137
7. Conclusão	-----	153
8. Referências Bibliográficas	-----	155
Resumo	-----	166
Abstract	-----	169
Apêndices	-----	172

INTRODUÇÃO

A Odontologia Restauradora, por meio dos sistemas adesivos, busca efetivamente a união aos tecidos dentários, para eliminar o uso de retenções adicionais, o que permite uma abordagem restauradora mais conservadora, e selar hermeticamente a interface entre o material restaurador e a cavidade, prevenindo a infiltração marginal e protegendo o complexo dentina- polpa.

Buonocore¹³, em 1955, deu o primeiro passo em direção à Odontologia adesiva, introduzindo a técnica do condicionamento ácido do esmalte. Este procedimento hoje é bastante conhecido e utilizado, permitindo que a adesão ao tecido adamantino seja forte e relativamente estável, diferentemente do que ocorre com a dentina. Segundo Heymann & Bayne²⁷, vários fatores podem influenciar a adesão dentinária, como aqueles relacionados ao paciente, aos materiais restauradores e principalmente ao substrato.

A dentina é um tecido mineralizado, tubular, composto, em volume, por aproximadamente 50% de hidroxiapatita, 20% de água e 30% de substância orgânica (principalmente fibras colágenas), diferente do esmalte que possui 96% de substância mineral, 4% de água e traços protéicos; estas características tornam mais complexa a adesão dentinária⁴². Ainda, outros fatores relacionados ao substrato dentinário podem interferir direta ou indiretamente na adesão, tais como: presença e espessura da “smear layer”^{27,29,44,69}, profundidade da cavidade^{45,78}, presença de dentina esclerótica^{52,61,76}; configuração cavitária

^{15,77}; presença de dentina afetada por cárie ⁴³; grau de maturação da dentina ²⁷; idade do paciente^{27,62}, umidade dentinária^{50, 65, 66, 67,73}.

De maneira geral, o mecanismo de adesão dentinária é baseado no tratamento do tecido com substâncias ácidas e posterior impregnação com uma resina adesiva, formando a camada híbrida^{41,42}. Reconhece-se que quanto melhor infiltrada pelos monômeros resinosos for esta zona desmineralizada mais homogênea será a hibridização e mais forte e durável será a adesão. Assim, a adesão à dentina depende também do tratamento realizado sobre a mesma (técnicas de preparo da cavidade, de condicionamento ácido e de aplicação do sistema adesivo) e da capacidade que os sistemas adesivos possuem em se infiltrar na zona desmineralizada (tipo de adesivo empregado) ^{7, 22, 27,42,45,62}.

Novas tecnologias de preparo de superfície têm surgido, o laser é uma delas. Vários tipos de laser podem ser utilizados no tratamento das estruturas dentárias duras, como os lasers de Er:YAG, CO₂, diodo, excimer, Ho:YAG e Nd:YAG ²¹. As modificações qualitativas ocorridas no tecido alvo vão depender do comprimento de onda da luz laser empregada e as mudanças quantitativas serão determinadas pelas propriedades ópticas deste tecido e pelos parâmetros de energia utilizados ^{18,21}. Estas modificações também influenciam no processo da adesão.

O laser de neodímio tem sido utilizado recentemente no tratamento das superfícies dentárias duras. Este laser apresenta meio ativo sólido constituído geralmente por um cristal de ítrio-alumínio-granada dopado com o elemento químico neodímio e emite luz com comprimento de onda na faixa do

infravermelho. Seu feixe é bem absorvido por tecidos pigmentados e sobre os tecidos dentários rígidos exerce efeito fototérmico, provocando derretimento da superfície e nova solidificação, levando assim à vitrificação^{1,2,3,18,19,21,24,28,30,31,32,33,34,37,58,72}. O tecido derretido e depois solidificado é menos permeável, o que pode ser benéfico, tanto no tratamento da hipersensibilidade quanto na diminuição do acesso de bactérias e ácidos cariogênicos à polpa^{1,21,24,33}. Na dentina, além deste fenômeno, há aumento do conteúdo mineral e formação de crateras, devido à vaporização localizada do componente orgânico tecidual^{1,2,5,21,30,31,32,34,37}.

Em relação à adesão, a permeabilidade diminuída pela irradiação com laser de neodímio torna a dentina menos susceptível ao condicionamento com os ácidos usados no seu pré-tratamento, o que pode ser prejudicial. Este fato foi confirmado por alguns estudos, que observaram a diminuição dos valores de resistência adesiva quando a dentina foi irradiada com este laser antes dos procedimentos adesivos^{23, 35, 60}. Por outro lado, a rugosidade criada pelas crateras formadas com a irradiação poderia, hipoteticamente, melhorar a retenção dos compósitos à dentina, aspecto este não confirmado pela literatura.

Ariyaratnam et al.³, em 1999, encontraram valores de resistência ao cisalhamento semelhantes nas superfícies irradiadas e não irradiadas, mesmo quando um gel foi utilizado para melhorar a absorção do laser pelo tecido. Estes autores observaram ainda ausência de correlação entre rugosidade de superfície e resistência adesiva. Matos et al.³⁶ também observaram que a adesão de um sistema adesivo autocondicionante à superfície dentinária não

foi influenciada pelo tratamento com laser de Nd:YAG. Estes achados são corroborados por aqueles de Munro et al.⁴⁰.

O laser de neodímio pode ainda ser usado em outro tempo operatório, irradiando-se a dentina após a aplicação do sistema adesivo, antes mesmo da polimerização do mesmo. Gonçalves et al.²³, Matos et al.³⁵ e Matos et al.³⁶ encontraram altos valores de força de união com esta técnica. No estudo de Gonçalves et al.²³ foram observadas médias de resistência ao cisalhamento no grupo em que o adesivo foi irradiado com laser de Nd:YLF até maiores quando comparadas às obtidas nos grupos em que não houve irradiação ou em que esta ocorreu antes dos procedimentos adesivos.

Esta nova técnica parece ser promissora, porém, várias questões permanecem sem resposta em relação à mesma. Não se conhece a real contribuição desta “nova camada híbrida”, formada, teoricamente, pelos monômeros resinosos presos em meio ao tecido dentinário fundido, na adesão, já que nos trabalhos de Gonçalves et al.²³, Matos et al.³⁵ e Matos et al.³⁶ os sistemas adesivos foram aplicados sempre após pré-tratamento da dentina com substâncias ácidas. Ainda, o sistema adesivo, o protocolo de adesão e os parâmetros de energia utilizados foram distintos nestes estudos, impedindo a comparação de resultados. Assim, pesquisas que incluam no seu desenho experimental estas variáveis parecem ser fundamentais para que se entenda o comportamento desta interface. Seria também de fundamental importância que metodologias de pesquisa diferentes fossem empregadas na avaliação da mesma, pois a

discrepância de resultados encontrada entre os diferentes laboratórios pode estar associada à configuração adotada nos distintos testes^{53,74}.

Uma alternativa interessante seria o emprego do ensaio de microtração. Este teste apresenta como peculiaridade a tendência em se obter valores mais altos de resistência adesiva e isto deve-se ao fato de que o mesmo emprega uma área diminuta de adesão ($0,5\text{mm}^2 - 1,0\text{mm}^2$) em relação aos demais ($7\text{mm}^2 - 11\text{mm}^2$)^{6,14,16,25,26,46,47,49,50,55,59,61}. Segundo Pashley et al.⁴⁶, este ensaio, quando comparado aos testes de tração e cisalhamento por exemplo, apresenta inúmeras vantagens, entre elas: proporciona o aparecimento de um maior número de falhas adesivas; mede altos valores de força de união; é capaz de avaliar a força de união em regiões restritas; permite cálculos de valores em um único dente; permite testes de união em superfícies irregulares; possibilita a avaliação da união em pequenas áreas; facilita avaliação ao microscópio eletrônico de varredura.

Diante do exposto, com o intuito de minimizar as dúvidas existentes em relação à técnica de irradiação da dentina e adesivo com o laser de Nd:YAG seria fundamental o delineamento e a execução de um estudo que investigasse o efeito dos fatores capazes de influenciar o desempenho da mesma, em especial o pré-tratamento ácido do tecido dentinário e a potência da luz laser empregada. O teste de microtração, como ressaltado, é um método que apresenta vantagens em relação aos demais, podendo ser o escolhido para este fim.

Revisão da Literatura

Dederich et al.¹⁹ em 1984, estudaram a morfologia da dentina do canal radicular após irradiação com o laser de Nd:YAG, por meio de microscopia eletrônica de varredura (MEV). Cinco caninos humanos extraídos foram usados para este fim. Os dentes foram cortados longitudinalmente, as concavidades dos canais desgastadas com broca cone invertido, formando assim áreas circulares pequenas a serem estudadas. Os espécimes foram armazenados em solução aquosa contendo timol e depois lavados com hipoclorito de sódio a 5,25% por 1 minuto, antes de serem irradiados. As superfícies foram secadas e irradiadas com laser em potências que variaram de 10 a 90W, pelos tempos de 0,1 a 0,9s e usando uma fibra ótica com 600µm de área do spot. A MEV mostrou que a dentina do canal radicular apresentou-se naturalmente contínua, sem porosidade, o que pode levar à redução de sua permeabilidade a fluidos. Contudo, as modificações morfológicas do tecido dentinário variaram desde nenhum efeito, passando pelo rompimento da “smear layer” até um real derretimento e recristalização da dentina, dependendo de fatores como potência do laser, tempo de exposição e cor do tecido. Segundo os autores, a energia é mais ou menos absorvida nas diferentes regiões do dente e isto se deve às mudanças de cor da dentina. Ainda segundo eles, neste estudo, ficou clara esta dependência em relação à cor, pelo fato de não se ter conseguido reproduzir as alterações morfológicas nas diferentes regiões alvo, mesmo usando parâmetros de energia e tempo de exposição idênticos.

Asmussen et al.⁹ em 1991, investigaram o efeito dos parâmetros de solubilidade das resinas intermediárias no sistema Gluma na adesão à dentina. Estes foram calculados usando um modelo matemático e variaram entre $18,8 \times 10^3$ a $21,1 \times 10^3 \text{ J}^{1/2}/\text{m}^{3/2}$, dependendo da composição da resina. A eficácia do sistema adesivo foi determinada pela medida das fendas marginais produzidas pela contração de polimerização da resina restauradora nas cavidades dentinárias tratadas com o mesmo. Como resultados, observou-se que a máxima eficiência foi obtida com um parâmetro de solubilidade da resina intermediária de $\delta = 20,0 \times 10^3 \text{ J}^{1/2}/\text{m}^{3/2}$. Os autores observaram ainda que monômeros com parâmetros de solubilidade diferentes em até $0,2 \text{ J}^{1/2}/\text{m}^{3/2}$ atuaram de maneira distinta na obtenção de “gaps” marginais. Estes achados corroboram um conceito de adesão à dentina que envolve o entrelaçamento mecânico por resinas que se interpenetram.

Van Noort et al.⁷⁴, em 1991, estudaram o efeito da geometria interfacial local na medida da resistência à tração à dentina. As coroas de 24 molares humanos extraídos foram cortadas para exposição da dentina e em seguida lixadas. Sobre as superfícies foi aplicado o "primer" do sistema Scotchbond 2. Dois grupos de estudo foram criados: Grupo A - aplicou-se uma camada de adesivo que em seguida foi fotopolimerizada. Sobre o adesivo foi construído, com o auxílio de um molde, um cilindro de resina composta, tendo 4mm de diâmetro e 6mm de altura; Grupo B - este grupo foi tratado de maneira semelhante ao grupo A, com exceção da aplicação do adesivo que foi feita depois da colocação do molde para construção do cilindro de resina composta. Os corpos de prova foram então armazenadas em água destilada a 37°C por 24h. Os testes de

tração aconteceram à velocidade de 2mm/min. Superfícies fraturadas selecionadas foram moldadas, replicadas em resina e examinadas ao microscópio eletrônico de varredura. Para medida da distribuição interfacial das tensões, foram preparados modelos bidimensionais eixo-simétricos com elementos isoparamétricos de oito oscilações para duas geometrias representativas dos grupos A e B. O módulo de elasticidade da dentina, do adesivo e da resina composta foram 15 GPa, 4GPa e 20GPa, respectivamente. Uma carga distribuída foi aplicada na porção superior do cilindro de resina, produzindo 10MPa de tensão nominal. Os resultados do presente estudo mostraram que quando o adesivo foi aplicado apenas na interface, o valor de força de união foi 3MPa, que aumentou para 6,90MPa quando o adesivo foi espalhado sobre toda a dentina exposta. Apesar das tensões estarem concentradas na circunferência do cilindro de resina para os dois grupos, sua distribuição foi diferente, pois estas se localizaram mais próximas da interface entre adesivo e resina no grupo A e da interface entre adesivo e dentina no grupo B. A inexistência de adesivo residual sobre a dentina para os espécimes do grupo B confirmou que as falhas ocorreram entre o adesivo e a dentina. Segundo Van Noort et al.⁷⁴, para uma medida realística da força de união, o adesivo deveria ficar restrito apenas à interface, já que a extensão do adesivo além da interface vai resultar em um valor alto mas irreal de resistência adesiva. A adoção de um método padronizado para medida da força de união se faz necessária, levando porém estes e outros fatores conhecidos em consideração, caso os resultados de diferentes centros de pesquisa sejam diretamente comparados.

Em 1992, Asmussen & Uno⁷ revisaram os aspectos químicos e físico-químicos envolvidos na adesão das resinas restauradoras à dentina. Os autores especulam que a adesão química pode ocorrer entre os grupos reativos presentes nos monômeros adesivos com as porções orgânica e inorgânica da dentina. A reação com a porção inorgânica ocorreria principalmente pela união do cálcio dentinário com os adesivos baseados em fosfato, aminoácidos, aminoálcools e dicarboxilatos. Já em relação à porção inorgânica do tecido, ocorreria a reação de grupamentos amino, amida, carboxila e hidroxila do colágeno com os adesivos que apresentam na sua formulação isocianatos, cloreto ácido carboxílico, aldeídos e anidridos. Entretanto, segundo os autores, aspectos físico-químicos podem estar envolvidos na adesão e novos conceitos, como os dos parâmetros de solubilidade e o da polaridade fracional das resinas adesivas, são fundamentais para se entender este processo. De acordo com Asmussen & Uno⁷, uma resina adesiva com polaridade e parâmetro de solubilidade apropriados vai ser capaz de penetrar e reagir quimicamente na superfície parcialmente solubilizada da dentina, formando a união micromecânica. Valores extremos de resistência adesiva e mínimos de largura de fendas são obtidos com formulações de adesivos que tenham números ótimos destas duas variáveis, sendo que, mudanças nas mesmas, tanto para mais quanto para menos, levam à obtenção de resultados desfavoráveis. Os autores concluíram que existe uma gama de possibilidades químicas na adesão de resinas restauradoras à dentina, contudo, para que elas ocorram, hipoteticamente, deveria haver compatibilidade entre a

superfície dentinária, tratada ou não, e as resinas adesivas, no que diz respeito à polaridade e aos parâmetros de solubilidade.

Asmussen & Uno⁸, em 1993, determinaram os parâmetros de solubilidade (δ) e as polaridades fracionais (p) para um número de compostos usados nas resinas adesivas e investigaram o efeito destas variáveis na resistência ao cisalhamento da resina composta à dentina. Os parâmetros de solubilidade foram obtidos com base no método de Small e as polaridades fracionais foram calculadas usando a medida do índice refrativo e a constante dielétrica destas resinas. A adesão foi realizada condicionando o tecido com o Scotchprep, o EDTA+Gluma ou o Al_2O_3 /glicina e aplicando em seguida combinações de resinas adesivas apresentando diferentes δ e p . A relação tridimensional entre resistência adesiva, δ e p foi analisada matematicamente. Os autores concluíram com este estudo que os parâmetros de solubilidade e as polaridades são importantes variáveis no processo de adesão à dentina. A resistência ao cisalhamento da resina adesiva ao tecido dentinário depende do fato destas variáveis apresentarem valores compatíveis com o tipo de tratamento realizado. Um líquido que apresenta valores de δ e p muito diferentes, para mais ou para menos, daqueles apresentados pelo sólido, não conseguirá molhá-lo adequadamente.

Dederich¹⁸, em 1993, faz uma revisão da literatura sobre os fatores que influenciam na interação da luz laser com o tecido alvo. De acordo com o autor, são vários estes fatores, dentre eles: as diferenças entre os sistemas laser, os regimes de tratamento, as propriedades óticas do tecido irradiado e as

variações na capacidade de cicatrização e resposta imune dos pacientes. A luz quando chega ao tecido pode ser refletida, espalhada, absorvida ou transmitida, dependendo das características óticas deste tecido e do comprimento de onda do laser. Por exemplo, a cor e a estrutura tecidual têm efeito mínimo na ação do laser de CO₂ (λ -10,6 μ), pois este comprimento de onda é bem absorvido por quase tudo; o contrário do que ocorre com o laser de Nd:YAG (λ -1,06 μ), que é bem absorvido pelos tecidos pigmentados. A reação ocorrida no local irradiado depende também dos parâmetros de energia usados, como a potência do aparelho e a forma da onda (feixe contínuo, pulsado ou chaveado). As propriedades térmicas do tecido também influenciam em sua resposta ao feixe laser. A associação de um jato de água exerce papel importante no resfriamento durante a irradiação, já que controla a formação de plasma. O plasma formado na superfície pode absorver o feixe laser, fazendo com que menos energia chegue ao alvo, além de poder provocar ablação ou dano térmico, visto que o mesmo é superaquecido. Os autores concluem que a combinação dos fatores que influenciam na ação da luz laser sobre o tecido alvo é infinita e muitas delas podem resultar em danos inaceitáveis, isto reforça a necessidade de se testar estas combinações em estudos “in vitro” e “in vivo”.

Heymann & Bayne ²⁷, em 1993, fizeram uma revisão sobre os diversos fatores que interferem na adesão, como: fatores dentinários, do paciente, dentários e dos materiais. Alguns aspectos são levantados, como as diferenças estruturais da dentina e do esmalte em relação a um mesmo dente, a presença da “smear layer”, a presença de esclerose dentinária, a localização do dente, a flexão

dental, o tamanho e a forma das lesões, a idade do paciente e seu grau de "stress" oclusal, e, finalmente, aspectos ligados ao adesivo utilizado bem como ao material restaurador colocado sobre ele. Heymann & Bayne²⁷ concluíram que a pesquisa tradicional sobre adesão dentinária foca sua atenção nos fatores do material, em detrimento de outras variáveis clínicas importantes. Fica claro que muitos outros fatores são tão importantes quanto o sistema adesivo em si. Fatores dentinários, fatores dentários e fatores do paciente, bem como os fatores do material, devem ser indistintamente compreendidos e introduzidos na "equação geral da adesão".

Em 1993, Shaw et al.⁶⁰ compararam a resistência ao cisalhamento da resina composta à dentina, irradiando-se ou não o tecido com o laser de Nd:YAG e empregando-se três técnicas adesivas diferentes. Sessenta superfícies dentinárias planas foram preparadas em dentes humanos para serem restauradas com resina composta, com ou sem irradiação prévia da dentina, e usando as seguintes técnicas adesivas: 1 – adesão com o adesivo Scotchbond-2; 2 – técnica do sanduíche com o ionômero Vitrebond; 3 – técnica que emprega o condicionamento ácido total. No total, 6 grupos de tratamento foram criados, cada um contendo 10 espécimes. Os parâmetros de energia estabelecidos para a luz laser foram: potência de 2W, frequência de 20Hz, energia de 100mJ e tempo de irradiação de 15s. A fibra ótica usada apresentava área do spot com 320µm. A adesão na dentina foi restrita à um círculo com área de 0,125cm² e a resistência ao cisalhamento foi medida usando uma máquina de ensaios MTS, à velocidade do atuador de 5mm/min. Os resultados deste trabalho mostraram que, de maneira geral, os valores de resistência adesiva foram menores

nos grupos em que o laser foi empregado em relação aos seus respectivos controles. Isto só não ocorreu nos grupos em que o ácido fosfórico foi aplicado, onde o valor de resistência ao cisalhamento encontrado no grupo irradiado foi estatisticamente semelhante àquele do grupo controle.

Em 1994, Attal et al.¹¹ avaliaram a influência de seis tratamentos nos componentes dispersivos, ácido e base da energia de superfície da dentina. Superfícies oclusais de dentina foram polidas com lixa 4000, lavadas e secadas com ar. As características da energia de superfície foram calculadas pela medida do ângulo de contato de quatro líquidos de referência: bromonaftaleno, glicerol, etileno glicol e água. A dentina foi então tratada com soluções aquosas contendo: 1 – ácido oxálico e glicina (Ox/Gly); 2 – ácido oxálico, glicina e HEMA (Ox/Gly/HEMA); 3 – ácido fosfórico (PA); 4 – ácido maleico (MA); 5 – EDTA; 6 – NaClO. Após o tratamento, lavagem e secagem, as características energéticas das superfícies foram novamente avaliadas. Os resultados deste estudo mostraram que três tipos de comportamento em relação ao molhamento foram observados, o aumento (Ox/Gly/HEMA), a estabilização (PA e NaClO) ou a diminuição (Ox/Gly, MA e EDTA). Os cálculos demonstraram que a superfície da dentina é básica e a maior parte de sua energia é do tipo não-polar. Os autores concluíram que este tipo de estudo fornece informações sobre os mecanismos de adesão que envolvem interações hidrofílicas e hidrofóbicas. Os resultados podem ser úteis para o desenvolvimento de condicionadores e “primers”.

Carvalho et al.¹⁴, em 1994, determinaram a resistência adesiva à dentina do adesivo Scotchbond MP e do ionômero de vidro Variglass por meio de

um dispositivo de microtração. Foram utilizados neste estudo 20 terceiros molares humanos que tiveram seu esmalte oclusal, mesial e distal removidos em uma máquina de cortes seriados e em seguida tiveram sua dentina oclusal polida com lixa 600 e tratada com os agentes adesivos. Foram construídas coroas pela técnica incremental, a uma altura aproximada de 3-5mm, utilizando-se resina composta e ionômero de vidro, respectivamente. Após 24 horas de armazenamento, as raízes foram removidas e fatias variando de 0,5mm a 3mm de espessura foram obtidas por cortes paralelos no sentido do longo eixo do dente, através do material e da dentina. Essas fatias foram então desgastadas e refinadas com pontas diamantadas de granulação super-fina, de maneira a formar uma curva suave, com a menor largura na região da interface adesiva. Eram calculadas as áreas das superfícies adesivas antes do teste bem como a quantidade de dentina remanescente para em seguida o espécime ser fixado a um dispositivo de testes Bencor-Multi-T com o auxílio de um adesivo a base de cianocrilato, e submetido ao ensaio de tração. Após o teste, a natureza da fratura de cada espécime foi observada sob microscópio de dissecação e anotada. Como resultados, observou-se uma relação inversa entre a resistência à tração e a área de superfície adesiva para ambos os materiais testados, além do que nenhuma fratura coesiva de dentina foi observada e todas as falhas foram consideradas de natureza adesiva. Ainda, os resultados de resistência à tração obtidos com o cimento de ionômero de vidro foram menores do que aqueles obtidos com a resina adesiva. Os autores ressaltam como principal vantagem do teste de microtração a possibilidade de se testar a resistência adesiva em pequenas e delimitadas áreas tais como dentina cariada e esclerótica em um

modelo cavitário tridimensional. Outras vantagens também citadas são: a obtenção de várias fatias por dente, o que permite cálculos de média por dente; diferentes fatias por dente podem ser utilizadas alternadamente para estudos de Microscopia Eletrônica de Varredura e micro-infiltração, em conjunto com os testes de resistência adesiva; e por fim, o uso de pequenas áreas adesivas propicia o aparecimento de uma maior quantidade de falhas adesivas, o que determina uma menor variação nos resultados e facilita a manipulação dos espécimes.

Finger et al.²², em 1994, investigaram a relação entre o molhamento da dentina por parte de 5 formulações de adesivos, caracterizado pelos diferentes parâmetros de solubilidade(δ), com a espessura das camadas híbridas formadas e a resistência adesiva. Superfícies dentinárias cortadas foram tratadas com condicionadores apresentando pH 1,25, 3,6 ou 7,4. O teste de cisalhamento foi realizado em 20 espécimes para cada pH. A espessura da camada híbrida foi medida usando microscopia eletrônica de varredura nos espécimes fraturados perpendicularmente à interface adesiva. Os resultados deste trabalho evidenciaram que quando os adesivos com valores de δ de 32, 30 ou 39 ($\text{MJ}^{1/2}/\text{m}^{3/2}$) foram usados as camadas híbridas apresentaram 4 μm e 1 μm na dentina pré-tratada com os dois condicionadores acídicos. Camadas infiltradas não puderam ser medidas após a aplicação do condicionador com pH 7,4 e quando as resinas com valores de δ de 20 e 25 foram aplicadas. Para o mesmo adesivo não foram observadas diferenças na resistência adesiva medida quando aplicados nos diferentes sítios dentinários condicionados. Resinas com $\delta > 30$ produziram resistências adesivas significativamente maiores do que os dois adesivos com

menores valores de δ . Os autores concluíram que a eficácia dos sistemas adesivos está primariamente em função da penetração na dentina condicionada e a completa interdifusão depende do parâmetro de solubilidade do agente adesivo, que deve ser maior que 25, ou presumivelmente, maior que 30.

Munro et al.⁴⁰, em 1994, avaliaram o efeito da irradiação da dentina humana com laser de Nd:YAG na resistência ao cisalhamento de um adesivo a este tecido. Superfícies dentinárias planas foram criadas em 53 terceiros molares extraídos e os dentes divididos em 6 grupos: 1- controle sem laser; 2, 3 e 4 – irradiação com as energias de 50, 80 e 100mJ, respectivamente, e frequência de 10Hz; 5 e 6 – irradiação com as energias de 50 e 80mJ, respectivamente, e frequência de 10Hz, porém, tal irradiação foi realizada após aplicação de um corante sobre a dentina. As superfícies foram condicionadas com ácido cítrico a 2% por 60s, receberam a aplicação do adesivo e foram restauradas com um compósito híbrido. Após período de armazenamento de 24hs e à temperatura de 20°C, os espécimes foram submetidos ao ensaio de cisalhamento. Os resultados deste estudo revelaram que quando o corante foi aplicado antes da irradiação, os valores de resistência adesiva caíram. O mesmo não ocorreu com os espécimes irradiados dos demais grupos em que o laser foi usado, que mostraram valores de resistência adesiva estatisticamente semelhantes ao do grupo controle.

Sano et al.,⁵⁵ em 1994, estudaram a relação existente entre a área de superfície para a adesão e a resistência à tração. Superfícies planas de dentina foram preparadas na superfície oclusal de 20 molares humanos extraídos. As superfícies de dentina foram tratadas separadamente com os agentes adesivos

Scotchbond Multi-Purpose (SBMP), Clearfil Liner Bond 2 (CLB2) e Vitremer Primer (VP), de acordo com as instruções dos fabricantes. Uma coroa de resina composta, para os grupos tratados como os adesivos, ou de cimento de ionômero de vidro, para o grupo tratado com o VP, foi construída. Os espécimes foram armazenados em água destilada, a 37°C, por 24h. Fatias de aproximadamente 0,5mm a 3mm de espessura foram cortadas em direção ao longo eixo do dente, para em seguida serem desgastadas, com auxílio de pontas diamantadas de granulação ultra-fina, formando uma curva suave na interface adesiva. A área de adesão foi calculada antes e depois do teste, medindo-se a largura e a espessura de cada espécime, que variou de aproximadamente 0,5x0,5mm a 3x3mm. A quantidade de dentina remanescente entre a interface adesiva e o corno pulpar mais próximo de cada espécime foi medida usando um micrômetro digital. Os espécimes foram então fixados a um aparato de teste (Bencor Multi-T) com cola a base de cianocrilato e submetidos a uma força de tração, com velocidade de 1mm/min. Após os testes, o tipo de fratura de cada espécime foi determinado com auxílio de microscópio de luz. Os resultados deste estudo demonstraram uma relação inversa entre resistência à tração e a área de superfície aderida para os três sistemas adesivos. A maior resistência à tração obtida foi com o adesivo CLB2, seguido pelo SBMP e pelo VP. Foram encontradas fraturas coesivas em todos os espécimes do adesivo CLB 2 com área maior que 7,17mm². Espécimes com área de adesão entre 2,31 e 7,17 mm² exibiram tanto falhas coesivas em dentina quanto falhas adesivas, porém todos os espécimes com área menor que 2,31mm² mostraram falhas adesivas. Usando o

SBMP, a mesma relação inversa foi vista entre resistência à tração e área de superfície aderida. A área de superfície variou entre 0,45-4,95mm². Não houve a presença de falhas do tipo coesivas de dentina e todas as falhas foram classificadas como sendo de natureza adesiva. Quando a dentina foi aderida com o cimento de ionômero de vidro, os valores de força de união foram mais baixos. Não houve fraturas coesivas em dentina, mas muitas fraturas coesivas do material. Não houve relação entre a resistência de união à tração e a espessura de dentina remanescente. Segundo os autores, os resultados deste estudo demonstraram a utilidade do novo teste de tração, que usa áreas de superfície pequenas, evidenciando uma grande porcentagem de falhas adesivas na interface.

Sano et al.⁵⁶, em 1994, estudaram a resistência à tração e o módulo de elasticidade da dentina humana e bovina, mineralizadas ou não. Terceiros molares humanos irrompidos extraídos foram seccionados perpendicularmente ao seu longo eixo para a obtenção de discos de dentina coronal média, com aproximadamente 0,5mm de espessura. Dois tipos de espécimes foram preparados a partir destes discos: 1 – a região central da dentina foi contornada em uma curva suave usando uma ponta diamantada fina; 2 – as paredes de dentina opostas sofreram desgaste manual com lixas 600, 800 e 1000 após terem sido contornadas com ponta diamantada ultrafina, ficando paralelas entre si. Os primeiros espécimes foram usados no teste de tração e os segundos na medida do módulo de elasticidade. Incisivos bovinos extraídos foram seccionados paralelamente ao seu longo eixo em porções de 0,5mm de espessura cada. As secções foram obtidas do meio da dentina em termos de profundidade,

mas incluíram tanto dentina coronal quanto radicular; estas que foram ainda divididas em duas metades cada (coronal e radicular). Seguiu-se o preparo dos espécimes para o estudo da tração e do módulo de elasticidade, da mesma maneira que aqueles preparados em dentina humana. O aparato de teste usado foi um dispositivo Bencor-Multi-T modificado pela confecção de garras compostas por uma fenda (0,6mm) e um dispositivo de retenção em cume (0,6mm de profundidade). As garras foram usadas para segurar as extremidades dos espécimes que em seguida foram estabilizados com cola à base de cianocrilato. Todas as tensões durante o ensaio foram criadas pelas garras e não pela cola, que apenas ofereceu estabilidade às amostras. Um extensômetro (LVDT) miniatura foi usado para medir as mudanças na distância entre as duas garras durante a aplicação da carga. Espécimes com as mesmas dimensões das amostras dentinárias foram construídos em alumínio para que fosse possível comparar os dados obtidos neste estudo com os previamente relatados na literatura para este material. Quando a deformação e as tensões foram medidas, a porção mediana dos espécimes apresentou sempre 0,5mm de espessura e paredes paralelas. Espécimes desmineralizados foram criados colocando as amostras de dentina em banho de EDTA 0,5M (pH 7,4), por 4 a 5 dias. O teste mecânico das amostras desmineralizadas foi desenvolvido da mesma maneira que os demais. O módulo de elasticidade foi medido como sendo a porção linear da curva de tensão e deformação sob deformações abaixo de 0,2% para dentina mineralizada ou entre 15 e 20% para dentina desmineralizada. Os resultados encontrados mostraram que a dentina coronária humana mineralizada deu valores de resistência à tração de

104 MPa e a dentina bovina de 91 MPa para a porção coronária e 129 MPa para a radicular . O módulo de elasticidade das dentinas humana e bovina mineralizadas variaram de 13 a 15 GPa. Quando os espécimes dentinários foram desmineralizados, a resistência à tração caiu para 26 MPa (dentina bovina) e 32 MPa (dentina humana) e o módulo de elasticidade para aproximadamente 0,25 GPa em ambas, dependendo dos espécimes. Os resultados indicaram que o colágeno contribui com cerca de 30% da resistência à tração da dentina mineralizada, portanto, bem mais que o esperado.

White et al.⁷⁵, em 1994, mediram “in vitro” a temperatura intrapulpar durante a irradiação da dentina com laser de Nd:YAG. Cento e vinte dentes uniradiculares tiveram seus canais alargados para a inserção de um termostato e de uma pasta termocondutora na região. As superfícies externas das raízes foram lixadas para que se tornassem regulares e para que todo cimento radicular fosse removido. A “smear layer” criada, tanto externamente quanto internamente, foi removida com uma solução 0,5 M de EDTA. Radiografias foram tiradas para determinar a localização do termostato. As espessuras remanescentes de dentina (RDT) foram medidas após os testes. As superfícies foram irradiadas com laser em 8 parâmetros (0,3W-10Hz-30mJ/pulso, 0,5W-10Hz-50mJ/pulso, 0,7W-10Hz-70mJ/pulso, 1,0W-10Hz-100mJ/pulso, 1,0W-20Hz-50mJ/pulso, 2,0W-20Hz-100mJ/pulso, 2,5W-20Hz-125mJ/pulso e 3,0W-20Hz-150mJ/pulso) e as temperaturas medidas nos tempos de 10, 15 e 30 s para cada parâmetro. A temperatura também foi medida durante o preparo de uma cavidade com alta rotação e refrigeração a ar, por 20s. Os resultados mostraram os

menores valores medidos de temperatura para as maiores espessuras de dentina encontradas (2mm). Quando a RDT foi menor que 1,0mm, o aumento de temperatura foi mais pronunciado. Quanto maiores a potência e a frequência, maior a temperatura registrada, o mesmo ocorrendo com o tempo de irradiação. Os resultados encontrados para o preparo com alta rotação e fresa não foram estatisticamente diferentes dos encontrados para o preparo com laser nas potências menores que 1,0W. Os autores concluíram com este estudo que quando 2mm² de superfície dentinária são expostos ao laser pulsado de Nd:YAG por um tempo menor que 10s e que quando 1mm de espessura de dentina remanescente está presente e os parâmetros usados não excedem 1,0W de potência e 10Hz de frequência, não há risco à saúde pulpar devido ao aumento da temperatura.

Nakajima et al.⁴³, em 1995, avaliaram a resistência à tração de três adesivos dentinários à dentina normal ou afetada por cárie. Quarenta e sete molares humanos extraídos e com lesões de cárie coronal tiveram suas superfícies oclusais desgastadas até a exposição de superfície plana de dentina. A seguir, todo tecido cariado foi removido, deixando uma superfície de dentina afetada por cárie no lado experimental e outra normal no lado contrário do mesmo dente. Após, a superfície foi lixada e cada dente foi aleatoriamente distribuído em um dos grupos de tratamento para cada um dos três sistemas adesivos: All Bond 2, Scotchbond Multi-Purpose e Clearfil Liner Bond II. Os sistemas adesivos foram aplicados e coroas de resina composta foram construídas pela técnica incremental, com altura de 3 a 5mm. Depois de um período de armazenagem em água, a 37°C, por 24h, dente e resina foram cortados serialmente em um número de 4 a 6 fatias, que

foram a seguir contornadas em uma curva suave ao longo da interface adesiva dos dois lados, com secção transversal de 1mm^2 . Os espécimes foram selecionados, através de observação visual e pelo microscópio ótico, como apresentando dentina afetada por cárie ou não. Os mesmos foram então testados sob força de tração a uma velocidade de $1\text{mm}/\text{min}$. Após o teste, o tipo de fratura de cada espécime foi determinado por observação ao microscópio ótico. Os espécimes foram avaliados quanto à micro-dureza da dentina. Eles foram também observados ao microscópio eletrônico de varredura para determinação da morfologia da dentina normal e da afetada por cárie, e para caracterizar tanto o substrato quanto a interface. Os resultados mostraram que a micro-dureza da dentina normal é 2 vezes maior que da dentina afetada. Para os adesivos All Bond 2 e Clearfil Liner Bond II, a resistência à tração para a dentina normal foi 2 vezes maior do que a da afetada por cárie. O adesivo Scotchbond Multi-Purpose teve valores de resistência adesiva que não foram muito diferentes para os diferentes substratos. Os autores concluíram que as variações morfológicas e químicas sofridas pela dentina durante um processo de cárie podem determinar uma redução da qualidade adesiva e que esse efeito é dependente do sistema adesivo empregado.

Pashley et al.⁴⁶, em 1995, fizeram revisão bibliográfica sobre as diversas maneiras de se testar a adesão dos adesivos dentinários à estrutura dental, observando aspectos como: o substrato, as variáveis envolvidas no condicionamento ácido e no uso do primer e do adesivo, além das variáveis relacionadas ao armazenamento e teste dos espécimes. Os autores relatam que grandes avanços foram alcançados com relação aos adesivos atuais, de forma que

altos valores de força de união têm sido conseguidos, contudo, o estudo das fraturas ocorridas durante os testes tem mostrado um grande número de falhas coesivas, o que tem obrigado os pesquisadores a buscar outras maneiras de se avaliar a interface de adesão. Para tanto, novos testes têm sido desenvolvidos, como é o caso do ensaio de microtração, que tem como vantagens: proporcionar o aparecimento de maior número de falhas adesivas, poder medir altos valores de força de união, ser capaz de avaliar a força de união em regiões restritas, permitir cálculo de valores em um único dente, permitir testes de união em superfícies irregulares, possibilitar a avaliação da união em pequenas áreas, facilitar avaliação ao microscópio eletrônico de varredura. As desvantagens deste teste seriam: técnica laboratorial trabalhosa e sensível, dificuldade de se medir forças de união menores que 5MPa, necessidade de equipamento especial, desidratação rápida dos espécimes devido ao seu tamanho reduzido.

Silva e Souza Jr.⁶², em 1995, fizeram uma revisão bibliográfica sobre os adesivos dentinários, abordando aspectos relacionados à sua evolução, estágio atual e considerações clínicas para sua utilização. Inicialmente o autor classifica os adesivos em 4 gerações, de acordo com sua evolução histórica, destacando aqueles sistemas de 4ª geração, os quais preconizam o condicionamento ácido da dentina e impregnação da mesma com monômeros resinosos, para formação da camada híbrida. Posteriormente, são discutidos aspectos sobre as recentes metodologias de pesquisa existentes para se avaliar os adesivos, os efeitos destes sistemas no complexo dentina-polpa e por fim, são mostrados casos clínicos representativos da utilização dos mesmos. O autor

finaliza acrescentado que na odontologia clínica não existem milagres e nem materiais milagrosos, e que a durabilidade das restaurações está muito mais na dependência de um correto planejamento, execução, orientação e preservação do trabalho em si, do que propriamente do material.

Anic et al.¹, em 1996, avaliaram as mudanças de permeabilidade, temperatura e morfologia da dentina do canal radicular induzidas pela irradiação com os lasers de Nd:YAG, CO₂ e argônio, com ou sem a “smear layer” cobrindo a superfície. Os canais de 140 dentes humanos foram alargados usando uma técnica escalonada. A permeabilidade foi avaliada por meio da penetração do azul de metileno dentro dos túbulos. As mudanças de temperatura foram medidas na superfície externa da raiz, durante e após a irradiação, usando um sistema de termovisão. Já a morfologia da superfície foi avaliada por meio de microscopia eletrônica de varredura. Os resultados desta investigação mostraram que, no terço cervical, houve aumento da permeabilidade no grupo em que a superfície coberta com a “smear layer” foi irradiada usando-se o laser de argônio, em comparação ao controle. Por outro lado, foi observada, nesta região, a diminuição da permeabilidade com a utilização do laser de Nd:YAG, na ausência da “smear layer”. No terço médio, os três tipos de laser induziram aumento da permeabilidade nos grupos com a “smear layer”. No terço apical, foi observada diminuição estatisticamente significativa na permeabilidade para os grupos irradiados com os lasers de CO₂ e Nd:YAG, em relação ao controle. A avaliação da temperatura revelou aumento que variou de + 10,1°C (CO₂) até + 54,8°C (argônio). Morfologicamente, a dentina irradiada com o laser de Nd:YAG, no

terço apical, apresentou-se derretida e coberta com bolhas de material explodido. No terço médio, a superfície estava modificada e coberta com bolhas fundidas, porém, túbulos abertos foram vistos. A superfície apical do canal com a “smear layer” mostrou derretimento e recristalização após a irradiação com este laser. Os três lasers foram capazes de criar superfícies vitrificadas e crateras. Os autores concluíram que a influência dos lasers nas mudanças de permeabilidade na dentina das paredes do canal foi contraditória. De maneira geral, a presença de uma “smear layer” apenas erodida pela ação do laser levou ao aumento local da permeabilidade, ocorrendo o contrário nos casos em que a superfície se apresentava derretida ou com crateras.

Carvalho et al.¹⁵, em 1996, realizaram uma revisão bibliográfica sobre a contração de polimerização, ressaltando a influência do “stress” gerado por esta contração na integridade marginal das restaurações de resina composta. Os autores observam que existe uma competição entre as forças de contração da resina composta e a força de união deste material à estrutura dental, sendo que o grau de desenvolvimento das tensões pode ser controlado, até certo ponto, pelo desenho da cavidade (Fator C), uso de bases, o tamanho, forma e posição dos incrementos de resina inseridos na cavidade e o fato da resina ser fotopolimerizada quimicamente ou pela luz. Já a liberação do “stress” pode ser alcançada mantendo o fator C o mais baixo possível, usando resinas quimiopolimerizáveis, "liners" com baixo módulo de elasticidade, e através do tempo, pela da sorção de água. Ainda, segundo Carvalho et al.⁴, é essencial que o

clínico compreenda todos estes fatores, de forma que ele possa exercer um melhor controle sobre os mesmos, melhorando assim a qualidade de suas restaurações.

Tay et al.⁶⁵, em 1996, observaram a micromorfologia da interface adesiva criada na dentina por dois adesivos de frasco único, que contém a acetona como solvente, sob diferentes condições de umidade dentinária. Quarenta e oito terceiros molares humanos extraídos tiveram suas raízes seccionadas e o esmalte oclusal removido. A superfície dentinária exposta foi então desgastada, condicionada com ácido fosfórico a 10% por 20s e lavada com água destilada por 20s. Os dentes foram aleatoriamente divididos em 4 grupos, baseado na quantidade de umidade remanescente na dentina: Grupo 1- secagem com ar por 30s; Grupo 2- secagem com ar por 3s; Grupo 3 – remoção do excesso de água com papel absorvente; Grupo 4 – adição de 20ml de água destilada sobre a dentina. Metade dos discos de dentina recebeu a aplicação do adesivo dentinário One-Step e a outra metade do adesivo Prime & Bond, de acordo com as instruções de cada fabricante. Os seis discos de dentina de cada subgrupo foram unidos uns com os outros, em pares, com uso de uma fina camada de resina quimicamente polimerizável. Duas tiras, cada uma com aproximadamente 2mm de largura, foram seccionadas de cada par de discos, perpendicularmente à superfície plana de dentina. As seis tiras de cada subgrupo foram preparadas e observadas ao microscópio eletrônico de transmissão. Os resultados mostraram que o espectro micromorfológico dos dois sistemas adesivos foi essencialmente similar. Ambos foram afetados até mesmo por uma ligeira secagem da dentina (3s), resultando em incompleta infiltração de resina na região

intertubular. Uma ótima infiltração de resina nesta região foi conseguida quando a rede de fibras colágenas foi mantida úmida, esta não aparentando ser afetada pelo excesso de umidade. Por outro lado, a infiltração de resina na região intratubular foi severamente comprometida pela presença de excesso de água através dos túbulos dentinários e sua abertura na superfície de dentina. A continuidade da camada de resina se deteriorou e foram encontrados espaços em forma de bolhas, além de glóbulos de resina ao redor dos orifícios tubulares e na superfície da camada híbrida. Um padrão de separação de fases complexo foi observado no adesivo Prime & Bond, este caracterizado pela inversão de fases na presença de umidade superficial. Os autores concluíram com este estudo que a “janela de oportunidade” para uma ótima integridade interfacial para ambos os sistemas adesivos testados parece depender da manutenção da rede de fibras colágenas com umidade, completada pela evaporação do excesso de água e da água deslocada dos tecidos, antes da fotopolimerização dos sistemas adesivos.

Tay et al.⁶⁷, em 1996, observaram ao microscópio eletrônico de transmissão a interface adesiva formada entre um adesivo de dois frascos, baseado em água e acetona, e a dentina condicionada, na presença de excesso de água. Vinte e quatro discos de dentina foram preparados a partir de terceiros molares humanos extraídos. A dentina foi então condicionada com ácido fosfórico a 10% por 20s, lavada com água destilada por 20s e tratada com o adesivo All-Bond 2. Foram estabelecidos três grupos de tratamento, sendo eles: Grupo 1 – superfície condicionada foi ligeiramente seca com jatos de ar por 3s; Grupo 2 – excesso de água foi removido com papel absorvente; Grupo 3 – a superfície

foi saturada com uma quantidade adicional de 40ml de água destilada. Após a aplicação do sistema adesivo, os espécimes foram preparados e observados ao microscópio eletrônico de transmissão. Os resultados deste estudo mostraram que não houve correlação entre a hibridização da dentina intertubular e integridade interfacial total. O deslocamento da água pelos solventes voláteis do "primer" resultou na formação de uma camada de dentina impregnada por resina nos três grupos, contudo, a interação do "primer" com a água deslocada residual, seguida pela evaporação dos solventes voláteis, resultou em uma separação de fases dos componentes do "primer". Os caracteres ultraestruturais observados como espaços em forma de bolhas na dentina, nos grupos com presença de umidade e com excesso de umidade, recapitularam o que foi observado nos túbulos dentinários parcialmente preenchidos por água no grupo seco com jato de ar por 3s. O fenômeno do sobre-umedecimento aparentou ser um resultado de uma emulsão de polimerização, envolvendo interações irreversíveis dos componentes bifuncionais solúveis em água do "primer" com aqueles que são imiscíveis em água, através da formação de micelas, resultando na ausência total de integridade interfacial.

Yoshiyama et al.⁷⁶, em 1996, estudaram a força de união regional de três sistemas adesivos à dentina esclerótica radicular. Pré-molares humanos extraídos foram divididos em 2 grupos: Grupo 1 (lesões naturais), constituído por 15 dentes que exibiram defeitos em cunha no terço cervical da superfície radicular vestibular e Grupo 2 (lesões artificiais), constituído por dentes que não exibiram nenhum tipo de lesão cervical. No Grupo 2, defeitos em cunha foram preparados com pontas diamantadas finas em alta rotação. Após os

tratamentos adesivos, os espécimes foram seccionados verticalmente, sendo as secções examinadas ao microscópio de dissecação sob aumento de 10 a 30 vezes para seleção de uma área com aproximadamente 0,7 a 1,0mm, apresentando exclusivamente dentina esclerótica translúcida (Grupo 1) ou dentina normal (Grupo 2). A seguir, as cavidades receberam os tratamentos adesivos All Bond 2, Clearfil Liner Bond 2 e Scotchbond Multi-Purpose. As lesões foram então preenchidas com um compósito de baixo módulo de elasticidade em um incremento, suas margens acabadas e os espécimes armazenados em água destilada por 24h a 25°C. Vencido o tempo de armazenamento, as superfícies de resina, esmalte e dentina foram secadas, condicionadas com o ácido contido em cada sistema adesivo, tratadas com um dos adesivos, recebendo logo em seguida um adicional de resina para aumentar o corpo da restauração. Os espécimes foram então seccionados em fatias apresentando 0,7 a 0,8mm de espessura, sendo em seguida desgastadas na interface para formação de uma curva tênue. Os espécimes foram então submetidos ao ensaio de tração sob velocidade de 1,0mm/min e analisados ao microscópio ótico para classificação das fraturas. Os espécimes fraturados também foram preparados, avaliados quanto a microdureza da região da interface e observados ao microscópio eletrônico de varredura. Os resultados deste trabalho indicaram que não existem diferenças regionais na força de união, apesar dos valores para a adesão em lesões naturais serem de 20% a 45% mais baixos do que aqueles obtidos para adesão à dentina normal de defeitos criados artificialmente, dependendo do sistema adesivo. O teste de microdureza mostrou que a dureza na região gengival foi menor do que na região oclusal, mas não foi

diferente para as dentinas normal e esclerótica. Não foi encontrada correlação entre força de união, espessura de dentina remanescente e microdureza. A análise das fraturas não revelou a presença de fraturas coesivas em dentina para qualquer espécime, não havendo também diferenças na porcentagem de fraturas adesivas e mistas entre lesões artificiais e naturais ou entre lesões gengivais e oclusais. A microscopia eletrônica revelou que o sistema Clearfil Liner Bond 2 criou as camadas híbridas mais finas, que foram difíceis de serem medidas em lesões naturais; revelou ainda que as lesões naturais continham dentina esclerótica e as lesões artificiais dentina normal. Apesar dos valores de resistência adesiva serem menores em dentina esclerótica do que em dentina normal, os valores absolutos foram altos (16 a 17MPa) em relação a sistemas adesivos de gerações anteriores.

Em 1997, Goodis et al.²⁴ estudaram o efeito dos lasers neodímio e hólmio no fluxo de fluido dentinário e na temperatura da câmara pulpar. Cento e cinquenta segmentos coronários foram preparados a partir de terceiros molares humanos extraídos. Cada espécime teve a “smear layer” removida para em seguida ser submetido aos lasers de Nd:YAG (comprimentos de onda de 1,06 ou 1,32 μm) e Ho:YAG (comprimento de onda de 2,1 μm) por 2 min. Diferentes combinações de potência (0,5, 1,0 e 3,0W), frequência (10, 15, 20 e 30Hz), duração de pulso (100-500 μs) e diâmetros de fibra ótica (200, 320 e 500 μm) foram usadas. Oito medidas de permeabilidade foram feitas, antes e depois da irradiação com laser, enquanto que a temperatura foi aferida durante o tratamento. Microscopia eletrônica de elétrons retro-espalhados foi também realizada. Os resultados mostraram redução da permeabilidade e aumento de temperatura para

todas as combinações. Quando a potência, frequência de pulsos, energia e diâmetro da fibra aumentaram, aumentou-se também a temperatura. A microscopia revelou variadas quantidades de derretimento, resolidificação e fechamento parcial dos túbulos para os diferentes comprimentos de onda de luz usados. As alterações foram mais aparentes a medida que se aumentou a energia depositada no tecido. Os autores concluem que todos os comprimentos de onda reduziram a permeabilidade, mas os aumentos de temperatura foram suficientemente altos para provocar danos ao tecido pulpar, indicando que tempos mais curtos e menores quantidades de energia são necessários na utilização segura dos lasers “in vivo”.

Israel et al.³⁰, em 1997, estudaram os efeitos de três lasers, com e sem refrigeração, na superfície radicular dos dentes, usando microscopia eletrônica de varredura. Quarenta e dois dentes extraídos foram divididos em 7 grupos: 1-controle; 2- raspagem e alisamento radicular; 3 e 4 – irradiação usando laser de CO₂, respectivamente, com e sem resfriamento da superfície (água/ar); 5 e 6 – irradiação usando laser de Nd:YAG, com e sem resfriamento; 7 – irradiação com laser de Er:YAG, resfriando-se a superfície. As densidades de energia estabelecidas foram, 100 a 400 J/cm² (CO₂), 286 a 1857 J/cm² (Nd:YAG) e 20 a 120 J/cm² (Er:YAG). Os autores observaram que as alterações morfológicas de superfície estavam mais relacionadas ao parâmetro de energia empregado. A adição do resfriamento resultou em alterações menos severas no tecido alvo, sendo que para se produzir defeitos de ablação equivalentes aos obtidos sem refrigeração foi necessário aumentar em 25 a 40% a energia para o laser de

neodímio e 75 a 100% para o laser de gás carbônico. As mudanças morfológicas encontradas após irradiação com os lasers de CO₂ e Nd:YAG foram, cavitação, glóbulos de mineral derretido e resolidificado, trincamento de superfície e produção de uma camada superficial alterada. Em contrapartida, o laser de érbio induziu alterações semelhantes ao condicionamento ácido, ou seja, remoção da “smear layer” e exposição da matriz de colágeno. Ainda, microfarturas bem definidas da estrutura mineralizada foram notadas e não foi encontrada evidência de derretimento. De acordo com os parâmetros deste estudo, o laser de CO₂ e o de Nd:YAG alteram a superfície de maneira indesejável. O laser de Er:YAG, entretanto, quando usado sob baixas densidades de energia, mostra potencial suficiente para modificação da superfície, garantindo futura investigação.

Liu et al.³³, em 1997, avaliaram, por meio de microscopia eletrônica de varredura, o aspecto da dentina e a profundidade de selamento dos túbulos dentinários humanos provocada pela ação do laser de Nd:YAG. Trinta e seis espécimes dentinários com túbulos expostos, retirados de 9 molares humanos, foram utilizados neste estudo. As amostras foram divididas aleatoriamente em 3 grupos: A- irradiação com laser de Nd:YAG com potência de 30mJ, frequência de 10Hz, em golpe único e no modo contato; B- irradiação sob as mesmas condições mas após aplicação do feixe laser os espécimes foram congelados em nitrogênio líquido e fraturados; C – sem irradiação. Os resultados deste estudo mostraram numerosos túbulos dentinários expostos no grupo controle. Nos grupos A e B, as superfícies irradiadas mostraram aspecto de dentina derretida, com

obliteração dos túbulos dentinários. A profundidade de selamento destes túbulos foi de aproximadamente 4 μm .

Pashley & Carvalho⁴⁵, em 1997, revisaram na literatura a estrutura da dentina, relacionando a mesma com a adesão. Os autores descrevem a importância da permeação da resina adesiva nos espaços criados entre as fibras colágenas pelo condicionamento ácido, durante os procedimentos adesivos. Caso a resina não venha a se infiltrar adequadamente, pode ocorrer a queda dos valores de força de união, além de haver uma exposição das fibras colágenas desprotegidas à degradação hidrolítica. Ainda, se as resinas não penetrarem dentro dos túbulos dentinários, selando-os, há um aumento do risco de sensibilidade dentinária e irritação pulpar devido à infiltração de produtos bacterianos ao redor dos “tags” de resina. Com base nesta premissa, Pashley & Carvalho²¹ discutem os vários fatores que podem influenciar a adesão tais como a permeabilidade dentinária, a umidade da dentina e a presença de dentina alterada. São discutidos também aspectos ligados às metodologias de avaliação da adesão como os testes de resistência adesiva e os de microinfiltração. Os autores concluem que é importante entender as características da permeabilidade dentinária para que se possa compreender melhor a adesão.

Anic et al.², em 1998, compararam as mudanças morfológicas provocadas pela irradiação da superfície da dentina com a luz laser, entregue ao tecido de duas formas, paralelamente ou perpendicularmente à superfície. A superfície de discos de dentina e das paredes do canal radicular foram irradiadas com os lasers de argônio, CO₂ e neodímio. Os resultados deste estudo mostraram

que quando o feixe laser foi mantido paralelo à dentina, os efeitos na superfície variaram de nenhuma modificação, passando por erosão até o derretimento da “smear layer” e da dentina. Já quando este foi mantido perpendicular, todos os lasers produziram crateras bem definidas. O laser de Nd:YAG produziu crateras apresentando material fundido nas suas margens e túbulos nas suas paredes e na periferia com menor diâmetro. Aumentando-se a energia, as crateras mostraram-se bem definidas e com halo de superfície dentinária erodida. Uma dentina derretida característica foi usualmente encontrada na porção apical do canal radicular. Na posição paralela, este laser levou ao aparecimento de uma “smear layer” alterada, sendo aquele que mais modificou a superfície. Os autores concluíram que o ângulo do feixe laser em relação ao tecido alvo pode ser um fator decisivo sobre quanta energia vai ser absorvida pela dentina e conseqüentemente sobre a magnitude das modificações morfológicas induzidas.

Prati et al.⁵¹, em 1998, investigaram a morfologia e a resistência ao cisalhamento da interface entre resina e dentina formada por 8 sistemas adesivos. Trinta e cinco cavidades de classe I e 15 de classe V foram preparadas em terceiros molares humanos recém extraídos e 24 discos de dentina foram preparados a partir de outros 24 molares. Seguiu-se a aplicação dos seguintes sistemas adesivos e suas respectivas resinas compostas: Clearfil Liner Bond 2/Lustre; Clearfil KB experimental 1300 / Lustre; Prime & Bond 2.0/Dyract; Prime & Bond 2.0/TPH; Prime & Bond 2.1/ Dyract; Scotchbond Multi-PurposePlus/Z100; SingleBond/Z100; OptibondFL/Prodigy; SyntacSingle Component/Tetric. Após 1h de armazenamento à temperatura ambiente, cada

disco de dentina e cada dente restaurado foram seccionados, com auxílio de um disco de diamante, e divididos em dois grupos iguais, sendo que o grupo 1 ainda foi subdividido em subgrupos A e B. Metade dos espécimes foi desmineralizada e desproteinizada e a outra metade polida ao longo da superfície cortada, para permitir a medida da espessura da camada de dentina infiltrada (CDI) através da dentina intertubular (CDIi) e em torno das paredes peritubulares (CDIp) dos “tags” de resina, por microscopia eletrônica de varredura. Para medida da resistência ao cisalhamento, 45 novos molares extraídos foram usados. Trinta e nove dentes receberam o tratamento adesivo 2 vezes: uma vez sobre dentina superficial e outra após a remoção de cerca de 1mm de dentina. As superfícies de dentina receberam um cilindro de resina composta com diâmetro de 3,0mm. Dois minutos após o início da fotopolimerização das resinas, os corpos de prova foram submetidos a um ensaio de cisalhamento sob velocidade de 1mm/min. A observação ao microscópio eletrônico revelou diferenças de morfologia da CDIi e dos “tags” de resina, dependendo do material e região da dentina. A CDIi foi menos espessa na dentina superficial e mais espessa na dentina profunda, já a CDIp foi mais fina que a CDIi. A medida da força de união variou entre 12 e 21 MPa, dependendo dos materiais usados. Os sistema experimental que contém "primer" auto-condicionante exibiu os maiores valores de força de união, porém o sistema Single Bond, também alcançou altos valores de resistência adesiva. A contribuição da CDIp à adesão na dentina superficial é limitada pelo pequeno número de túbulos. Os autores concluíram que os adesivos de frasco único produziram morfologia de união e valores de força de união semelhantes aos

adesivos que possuem “primer” e adesivo em frascos separados. Um sistema que contém “primer” auto-condicionante, apesar de possibilitar a formação de uma camada híbrida com limitada espessura, produziu os maiores valores imediatos de força de união. Estes resultados sugerem que força de união não se relaciona bem com espessura e morfologia da camada híbrida.

Miller et al.³⁸, em 1998, investigaram a relação dos parâmetros de solubilidade da dentina condicionada e dos “primers” com a resistência adesiva. De acordo com os autores, os parâmetros de solubilidade caracterizam as interações moleculares que determinam propriedades físicas como o molhamento, podendo servir de ferramentas para o desenvolvimento de adesivos poliméricos e redes emaranhadas de polímeros. Caso um monômero adesivo tenha parâmetro de solubilidade próximo ao do substrato polimérico, então ele pode agir com um solvente para o mesmo. Subseqüente polimerização do monômero pode assim produzir uma rede entrelaçada, ocorrendo a adesão, sem necessariamente haver a formação de ligações químicas primárias com o substrato. Neste estudo, o substrato polimérico considerado foi a dentina desgastada e tratada com EDTA. Os parâmetros de solubilidade δ_p , δ_h e δ_d calculados para este tecido foram de 20,3, 23,6 e 16,0 $(\text{J}/\text{cm}^3)^{1/2}$, respectivamente. As letras subscritas p, h e d, representam, sucessivamente, os componentes polar, de hidrogênio e dispersivo dos mesmos. Os parâmetros de solubilidade dos “primers” foram expressos pelo esquema tridimensional de Hansen. Os cálculos, tanto para a superfície dentinária quanto para os “primers”, foram feitos com base em médias obtidas a partir de dados encontrados na literatura, relativos às substâncias químicas de interesse. Os

dados de resistência adesiva também foram coletados da literatura, utilizando-se trabalhos que adotaram o tratamento dentinário considerado neste trabalho. Os resultados deste estudo indicaram uma correlação entre os parâmetros de solubilidade calculados e a resistência adesiva. Houve uma tendência de se obter valores de resistência adesiva mais altos quando os parâmetros de solubilidade dos adesivos e da dentina apresentavam valores próximos entre si.

Schreiner et al.⁵⁹, em 1998, avaliaram a força de união de 5 marcas comerciais de adesivos dentinários através dos testes de microtração e cisalhamento, além de comparar os dois tipos de teste. Setenta e cinco terceiros molares extraídos foram utilizados, sendo 30 para o ensaio de microtração e 35 para o de cisalhamento, divididos em 5 grupos de estudo, 1 grupo para cada adesivo dentinário. Os adesivos avaliados foram: Scotchbond Multi-Usó com ácido maleico, Scotchbond Multi-Usó com ácido fosfórico, Scotchbond Multi-Usó Plus, Clearfil Liner Bond e Prime & Bond. Os sítios de fratura foram observados após os testes, através de microscopia ótica e microscopia eletrônica de varredura, para verificação do tipo de fratura envolvida. O ensaio de microtração mostrou que o adesivo Clearfil Liner Bond apresentou valores de força de união significativamente maiores do que os demais adesivos, contudo, os cinco sistemas testados não se apresentaram estatisticamente diferentes com relação à força de união quando o ensaio de cisalhamento foi usado. O teste de cisalhamento produziu número maior de fraturas na dentina e na resina do que o teste de microtração. Os autores concluíram que o adesivo Clearfil Liner Bond apresentou valores de força de união significativamente maiores ao teste de

microtração e que este teste foi quem produziu uma avaliação mais definitiva da força de união quando comparado ao teste de cisalhamento.

Tay et al.⁶⁷, em 1998, observaram, ao microscópio eletrônico de transmissão, a micromorfologia da camada híbrida formada entre o adesivo Scotchbond Multi-Purpose, que tem água na sua composição, e a dentina, sob diferentes condições de umidade. Vinte e oito discos de dentina foram preparados a partir de terceiros molares humanos livres de cárie. As superfícies dentinárias foram condicionadas com ácido maleico a 10% por 15s, lavadas por 20s e divididas em 5 grupos: Grupo I – superfície seca com jatos de ar por 30s, a uma distância de 20cm + aplicação do "primer" e do adesivo; Grupo II - superfície seca com jatos de ar por 3s, a uma distância de 20cm + aplicação do "primer" e do adesivo; Grupo III – remoção do excesso de umidade usando papel absorvente + aplicação do "primer" e do adesivo; Grupo IV – uma quantidade adicional de 20µml de água destilada foi adicionada à dentina + aplicação do "primer" e do adesivo; Grupo V – dentina seca com jatos de ar por 3s, a uma distância de 20cm + aplicação de um "primer" experimental, semelhante ao “primer” do adesivo testado, mas livre do ácido polialquenoico. Laminados dos discos de dentina foram preparados para observação ao microscópio eletrônico de transmissão. Os resultados deste estudo mostraram a difusão do copolímero do ácido polialquenoico contido no "primer" do sistema Scotchbond MP estava localizado na região superficial da camada híbrida. A parte remanescente da zona híbrida (região sub-superficial) apresentou-se variável. No Grupo I, as fibras colágenas estavam colapsadas; nos Grupos II e III, as fibras colágenas coradas estavam

circundadas por largos espaços interfibrilares eletro-luscentes.; no Grupo IV, um gradiente de difusão marcado foi observado, representando uma diluição de parte dos componentes do "primer". Uma fase elétron-densa de "primer", contendo regiões globulares elétron-luscentes, foi invariavelmente observada, independente do estado de hidratação da matriz de colágeno. Esta fase esteve ausente quando o HEMA sozinho foi usado como "primer" (Grupo V). Os autores concluíram com este estudo que com o uso de um adesivo a base de água é possível secar a dentina brevemente e permitir que a água presente no "primer" hidrate a matriz colágena colapsada, sem o risco de incompleta hibridização ou selamento dos túbulos ao longo da interface adesiva.

Tjäderhane et al.⁷⁰, em 1998, investigaram o papel das metaloproteinases na degradação da matriz orgânica dentinária após a desmineralização. Análises Western blot usando anticorpos específicos para identificar MMPs em lesões cáries foram utilizadas. Enzimografia e um método de atividade funcional foram usados para determinar a atividade de enzimas salivares gelatinolíticas (MMP-2 e MMP-9) e colagenolíticas (MMP-8), com ou sem ativação ácida em pH relevante para cárie. As mesmas análises foram feitas em meios contendo bactérias relacionadas à cárie. Discos dentinários obtidos a partir de terceiros molares foram observados sob microscopia eletrônica de transmissão para acessar a atividade degradativa das MMPs salivares do hospedeiro, esterilizadas, na dentina humana desmineralizada. Os resultados desta investigação mostraram que as MMP-2, MMP-8 e MMP-9 foram identificadas em lesões dentinárias desmineralizadas. As formas purificadas latentes destas enzimas

foram ativadas em baixo pH (4,5), seguido de neutralização, simulando as condições existentes durante a progressão da cárie. A incubação da saliva humana em pH baixo com subsequente neutralização resultou em um aumento de 4 vezes na atividade gelatinolítica. Nenhuma atividade deste tipo foi observada nas amostras com bactérias. As enzimas ativadas na saliva degradaram a matriz de colágeno desmineralizada "in vitro". Estes resultados demonstram que o mecanismo de ativação das MMPs é dependente do pH, podendo ter papel distinto em diferentes condições fisiológicas e patológicas. Eles evidenciaram desta forma que as MMPs do hospedeiro, ativadas pelos ácidos bacterianos, são cruciais na destruição da dentina pela cárie.

Van Meerbeek et al.⁷³, em 1998, compararam, ao microscópio eletrônico de transmissão, a morfologia da interface resina-dentina produzida por dois sistemas adesivos com "primers" baseados em água, sob diferentes condições de hidratação do substrato. Foram obtidos discos de dentina a partir de terceiros molares humanos extraídos. As superfícies foram condicionadas com ácido fosfórico a 37,5% (adesivo OptiBond) ou ácido maleico a 10% (adesivo ScotchBond Multi-Purpose), de acordo com as instruções de cada fabricante. Em seguida estas foram lavadas e 4 situações de pós-condicionamento foram criadas:

- 1 – secagem da dentina com jatos de ar por 5s (técnica seca com gentil secagem);
- 2 – secagem da dentina com jatos de ar por 15s (técnica seca com severa secagem);
- 3 – secagem ligeira com ar (técnica úmida com ligeira secagem);
- 4 – secagem com bolinha de algodão seca (técnica úmida com remoção do excesso de umidade).

Em ambas as técnicas úmidas, cuidado foi tomado para se deixar uma

superfície de dentina condicionada brilhante e visivelmente hidratada. A seguir, os discos receberam tratamento com os respectivos "primers" e resinas adesivas, para serem então seccionados perpendicularmente à interface adesiva em duas metades, onde cada metade foi ainda dividida em 3 ou 4 secções retangulares paralelas à interface. Todas as secções foram desmineralizadas e fixadas por no mínimo 36h. Para garantir replicabilidade, foram usados dois dentes por sistema adesivo e para cada um dos 4 procedimentos de aplicação testados. Posteriormente, os espécimes foram preparados e observados ao microscópio eletrônico de transmissão. Os resultados mostraram que uma camada híbrida morfológicamente bem organizada, com fibras colágenas permeadas por resina em pequenos canais interfibrilares, foi formada pelo sistema Optibond. O adesivo Scotchbond MP produziu uma zona híbrida com ultraestrutura mais variável, fibras colágenas com contornos menos distintos e uma fase elétron-densa característica formada na superfície. Quando os adesivos foram aplicados na técnica seca, não foi observada evidência de colágeno desmineralizado colapsado ou incompletamente infiltrado por resina. Ainda, quando os dois adesivos foram aplicados na dentina úmida, não foram encontrados sinais aparentes do fenômeno do "overwetting", o que poderia indicar que a água foi removida de maneira não efetiva. Os autores concluíram que provavelmente a quantidade de água presente nos "primers" dos dois sistemas testados foi suficiente para hidratar e expandir a rede de fibras colágenas gentilmente secada por ar e colapsada.

Yoshiyama et al.⁷⁷, em 1998, mediram a resistência à tração de dois sistemas adesivos do tipo "self-etching/self-priming" a várias regiões do

esmalte e da dentina humanos. Também foi proposta deste trabalho observar as interfaces entre resina e dentina, através de microscopia eletrônica de varredura. Vinte incisivos humanos intactos extraídos tiveram seu esmalte incisal e porção dentinária externa da face vestibular removidos para formar um preparo cavitário longo na dentina média, abrangendo desde a metade da coroa até o ápice radicular. Após preparo dos dentes, os adesivos Clearfil Liner Bond 2 (LB 2) e Fluoro Bond (FB) foram aplicados nas superfícies e estas foram cobertas com resina composta. Após 24 h de armazenamento em água a 37°C, os espécimes foram cortados serialmente em secções com 0,8mm de espessura cada, que foram desgastadas e contornadas na região da interface adesiva, resultando em áreas de união de 1,0mm². Doze espécimes foram preparados para cada região, num total de 4 dentes contendo 3 espécimes por região. Os espécimes foram então submetidos ao ensaio de tração sob velocidade de 1,0mm/min. Para avaliar a morfologia da interface entre resina composta e esmalte ao microscópio eletrônico de varredura, dentinas coronária, cervical, radicular média e radicular apical, foram obtidas a partir de quatro incisivos. Os dentes foram preparados como descrito para o teste de microtração e tratados para serem observados ao microscópio eletrônico. Os resultados deste estudo mostraram que os adesivos LB 2 e FB apresentaram valores de força de união significativamente mais altos nas dentinas coronária, cervical e do meio da raiz do que no esmalte e dentina apical. A microscopia eletrônica mostrou que a espessura da camada híbrida dos dois sistemas foi em torno de 1,0µm nas regiões de dentina coronária, cervical e radicular média, e menos de 0,5µm na dentina radicular apical. Um fato

importante discutido pelos autores é que as camadas híbridas foram mais espessas em dentina coronária do que em dentina radicular, entretanto, as forças de união foram geralmente similares, sugerindo que não há correlação entre resistência adesiva e espessura de camada híbrida.

Em 1999, Ariyaratnam et al.³ investigaram a morfologia e rugosidade superficial da dentina irradiada com laser de Nd:YAG, além de verificar a resistência ao cisalhamento da resina composta à esta dentina. Superfícies dentinárias foram obtidas a partir de molares humanos recém extraídos e irradiadas com laser de Nd:YAG nos parâmetros: A – 60s, 10Hz, 0,8W, 48J, 380,95J/cm²; B – 60s, 15Hz, 1W, 60J, 176,19J/cm²; C – 60s, 20Hz, 1,25W, 75J, 595,24J/cm². O laser utilizado produz luz com comprimento de onda de 1,06µm e largura do pulso de 150µm, entregue por meio de fibra ótica com diâmetro de 320µm, utilizada no modo não contato. Os espécimes irradiados foram testados com e sem auxílio de um gel para irradiação. O perfil das superfícies irradiadas foi avaliado por meio de um perfilômetro. A morfologia das superfícies foi observada com auxílio do microscópio eletrônico de varredura. A resistência ao cisalhamento da resina composta às superfícies irradiadas e não irradiadas de dentina foi também determinada. Os resultados desta investigação mostraram que as superfícies tratadas exibiram morfologia qualitativamente diferente das superfícies não tratadas. A irradiação com laser em exposições maiores resultou na formação de rachaduras e fissuras. A resistência ao cisalhamento da resina composta às superfícies tratadas não foi significativamente diferente daquela às superfícies não tratadas em todos os parâmetros testados,

mesmo que a rugosidade superficial das primeiras tenha sido maior que das últimas. A utilização do gel promoveu a obtenção de menores valores de resistência adesiva, apesar desta ter também propiciado a criação de superfícies dentinárias mais rugosas. Hannig et al.⁸, em 1999, investigaram a força de união da resina composta ao esmalte e a adaptação marginal de restaurações de resina composta em cavidades de classe II, comparando a utilização de 3 sistemas adesivos auto-condicionantes com a técnica adesiva do condicionamento ácido do esmalte. Na primeira parte do estudo, 24 incisivos bovinos tiveram suas superfícies vestibulares desgastadas para exposição de uma superfície plana de esmalte. Os dentes foram divididos em 4 grupos que receberam o seguinte tratamento: Grupo I – adesivo Clearfil Liner Bond 2 + resina composta Clearfil AP-X; Grupo II - Etch & Prime 3.0 + Degufill mineral; Grupo III - Resulcin AquaPrime/MonoBond + Ecusite; Grupo IV – condicionamento com ácido fosfórico a 37% + Ecusit-Mono + Ecusite. Os espécimes foram submetidos ao ensaio de cisalhamento a uma velocidade de 1mm/min, e os resultados obtidos foram: $24,2 \pm 3,0$ MPa (Grupo I), $21,9 \pm 1,4$ MPa (Grupo II), $34,0 \pm 3,6$ MPa (Grupo III) e $26,3 \pm 1,8$ MPa (Grupo IV). A análise estatística revelou diferenças significantes entre os grupos com relação à resistência ao cisalhamento, exceto entre os Grupos I e II e Grupos I e IV. Na segunda parte deste estudo, 24 cavidades de classe II padronizadas, com a caixa proximal estendendo 1mm acima da junção cimento-esmalte, foram preparadas em molares humanos extraídos. As margens de esmalte foram biseladas e os dentes foram divididos em 4 grupos. As cavidades foram tratadas com os sistemas: Clearfil Liner Bond 2 (Grupo I), Etch

& Prime 3.0 (Grupo II), Resulcin AquaPrime + MonoBond (Grupo III); e restauradas com um compósito. No Grupo IV, as cavidades foram condicionadas com ácido fosfórico a 37% e receberam o adesivo Ecusit-Mono, para em seguida serem restauradas com resina composta. A análise quantitativa da adaptação marginal ao microscópio eletrônico de varredura após a termociclagem e “stress” mecânico revelou margens livres de fenda em 91,2% (Grupo I), 93,0% (Grupo II), 92,0% (Grupo III) e 92,5% (Grupo IV) das restaurações na área proximal. Não houve diferenças estatisticamente diferentes entre os 4 grupos. Os autores concluíram com este estudo que o uso dos "primers" auto-condicionantes pode ser uma alternativa ao pré-tratamento do esmalte com ácido fosfórico na técnica restauradora com resina composta.

Em 1999, Gonçalves et al.²³ investigaram a influência da irradiação com laser de ND:YLF, do condicionamento ácido e da hipermineralização na resistência ao cisalhamento do adesivo Scotchbond Multi-Use Plus à dentina. Sessenta incisivos bovinos tiveram suas faces vestibulares desgastadas para exposição de superfícies planas de dentina. Os espécimes foram divididos em dois grupos: Grupo 1 – controle, armazenado em água destilada; Grupo 2 – armazenamento em solução hipermineralizante por 14 dias. Cada grupo foi dividido em 3 subgrupos, de acordo com tipo de tratamento dentinário: M (adesivo aplicado de acordo com o fabricante); AL (irradiação com laser após aplicação do adesivo); LA (irradiação com laser antes do condicionamento ácido e aplicação do adesivo). Os parâmetros utilizados para o laser foram: 1,31J/cm², 250mJ/pulso, 0,3Hz, 5mm de diâmetro da saída de luz,

modo não contato. Cilindros de resina composta foram construídos sobre as superfícies tratadas e o teste de cisalhamento foi realizado à velocidade de 0,5mm/min. Os espécimes fraturados foram observados ao microscópio eletrônico de varredura. Três espécimes extras foram confeccionados para análise das superfícies sob difração de raios-x. Os resultados deste estudo mostraram que o fator grupo não influenciou os valores de resistência adesiva, diferentemente do fator tratamento. Os valores maiores de força de união foram obtidos para os grupos em que o adesivo foi aplicado e depois irradiado com laser. Nos grupos onde a superfície dentinária foi irradiada com laser inicialmente e depois o adesivo foi aplicado, foram encontrados os menores valores de resistência ao cisalhamento. A interação grupo e tratamento foi significativa, sendo que os maiores valores encontrados foram para a interação controle/AL. Os resultados sugerem que a irradiação da dentina com laser após a aplicação do sistema adesivo é eficiente na obtenção dos valores mais altos de resistência ao cisalhamento, e que este tipo de tratamento promete ser um novo substrato adesivo.

Matos et al.³⁵, em 1999, avaliaram a resistência à tração da resina composta à dentina irradiada com o laser Nd:YAG antes e depois da aplicação dos adesivos. Superfícies planas de dentina foram criadas nas faces vestibulares de 30 incisivos humanos extraídos e os dentes divididos em 3 grupos: Grupo 1 – o adesivo Single Bond foi aplicado de acordo com o fabricante; Grupo 2 – a superfície dentinária foi irradiada com laser e o adesivo foi aplicado de acordo com o fabricante; Grupo 3- o adesivo foi aplicado de acordo

com o fabricante, porém, só a primeira camada de adesivo foi fotopolimerizada, a segunda camada foi irradiada com laser. Os parâmetros do laser utilizados foram: λ -1064 μm , 0,6W, 15Hz, 40mJ por pulso, fibra ótica de 400 μm , 30s. Após os procedimentos adesivos, cones invertidos de resina composta foram construídos e os corpos de prova submetidos ao ensaio de tração, com velocidade de 0,5mm/min. Os autores encontraram neste estudo que as médias de resistência adesiva dos grupos 1(15,46 MPa) e 3 (15,67 MPa) foram estatisticamente semelhantes entre si e maiores que a do grupo 2 (4,57 MPa), concluindo que o tipo de tratamento dentinário, especificamente o tratamento com laser Nd:YAG, influencia a resistência à tração da resina à dentina.

Moritz et al.³⁹, em 1999, compararam o efeito antibacteriano dos lasers de Nd:YAG, Ho:YAG e Er:YAG em canais radiculares infectados. Quarenta dentes humanos uniradiculares extraídos foram tratados endodonticamente, esterilizados em autoclave e posteriormente inoculados com uma suspensão de *Escherichia coli* e *Enterococcus faecalis*. Logo após, os canais foram irradiados com os lasers nos seguintes parâmetros de energia: 0,8W/ 10Hz e 1,5W/10Hz. A eficácia da desinfecção foi verificada por meio de exame microbiológico clássico. Os resultados deste estudo mostraram que todos os três lasers diminuíram significativamente a população bacteriana, com diferenças mínimas no efeito antibacteriano. Os melhores resultados obtidos foram para o laser de Er:YAG, que alcançou uma eliminação bacteriana média de 99,64%, seguido pelo laser de Nd:YAG (99,16%) e o laser de Ho:YAG (99,05%), todos utilizando a potência de 1,5W. Os autores concluíram que os 3 lasers agiram com

microbicidas eficientes, sem causar, nos parâmetros usados, aumento de temperatura desfavorável, portanto, eles podem ser considerados ferramentas valiosas no tratamento do canal radicular.

Pashley et al.⁴⁷, em 1999, realizaram uma revisão da literatura com o objetivo de descrever as várias modificações do teste de microtração em um artigo. Os autores relatam que, essencialmente, a metodologia usada no teste de microtração emprega a secção de um dente restaurado com resina composta, esta aderida ao tecido dental com uso de um adesivo dentinário, em várias partes, com variação de espessura entre 0,5 a 1,0mm, que são desgastadas na interface de modo a permitir que a força de tração fique concentrada nessa região. Dentre as várias vantagens da técnica, tem-se principalmente que um dente é capaz de produzir vários espécimes e que não há necessidade do uso de uma matriz para delimitar a área. Um aspecto interessante do teste está relacionado às várias modificações usadas para medir diferenças regionais de adesão tais como: áreas distintas na dentina oclusal; na superfície externa do dente, da coroa à raiz; superfície interna dos canais radiculares, nos terços cervical e apical; bem como a comparação entre dentina afetada por cárie e esclerótica com dentina normal. Uma modificação importante relatada na literatura diz respeito à técnica que não realiza o desgaste da interface adesiva, sendo que esta aparentemente gera uma quantidade menor de stress na união. Pashley et al.⁴⁷ relatam ainda que a técnica é ideal para avaliação a longo prazo da durabilidade da união adesiva como os tecidos duros. Os autores concluem que o ensaio de micro-tração oferece versatilidade que não pode ser alcançada pelos métodos convencionais. Apesar de

ser mais trabalhoso, o teste apresenta grande potencial para prover informações sobre a força de adesão de materiais restauradores usados na odontologia em função do tempo.

Paul et al.⁴⁹, em 1999, avaliaram a influência da elevação do tempo de condicionamento ácido da dentina na resistência à microtração do sistema adesivo Single Bond e na infiltração de íons de prata através da camada híbrida formada entre este e o tecido dentinário. Nove terceiros molares humanos extraídos tiveram seu esmalte oclusal desgastado até exposição da dentina. Os dentes foram divididos em 3 grupos, onde se variou o tempo de condicionamento ácido (ácido fosfórico a 35%): Grupo 1 – 15s; Grupo 2 – 30s; Grupo 3 – 60s. A seguir, as superfícies foram tratadas com o adesivo Single Bond, de acordo com as instruções do fabricante, e receberam duas camadas de resina composta, cada uma com 1,5mm de espessura. Após imersão em água por 24h, os dentes foram seccionados em fatias de 0,7mm de espessura e desgastados na interface adesiva para se obter uma área transversal de 1,0mm². Fatias alternadas foram ou secas com ar por 30min, ou mantidas úmidas, ou cobertas com base de unha, exceto para os 0,5mm em torno da área aderida, sendo que estas últimas foram coradas com AgNO₃ a 50%. Os espécimes foram colados a um dispositivo de microtração, usando cola a base de cianocrilato, e o ensaio realizado. As amostras do grupo corado foram embebidas em resina acrílica auto-polimerizável e polidas. Todos os espécimes foram observados ao microscópio eletrônico de varredura. A nanoinfiltração dos íons de prata foi medida por exposição à ablação por laser com um espectrômetro de massa de plasma indutivamente conectado e por análise

elemental dispersiva de elétrons. Os resultados deste estudo mostraram que o aumento do tempo de condicionamento ácido dentinário pareceu ter efeito irrelevante na força de união do adesivo Single Bond, produzindo um valor médio de resistência adesiva de 38 MPa. Entretanto, a penetração de prata aumentou quanto mais prolongado foi o tempo de condicionamento ácido. Os resultados a curto prazo sugerem que o condicionamento prolongado não teve efeito decisivo nos valores de força de união, porém, o aumento da infiltração de íons de prata, dependendo do tempo de condicionamento, aumenta o interesse sobre a estabilidade a longo prazo da união.

Pereira et al.⁵⁰, em 1999, estudaram o efeito da umidade intrínseca na força de união regional das resinas adesivas à dentina. Superfícies planas de dentina foram criadas em molares humanos extraídos e os dentes divididos em 3 grupos de estudo: Grupo I – sem pressão pulpar; Grupo II – pressão pulpar de 15cm H₂O; Grupo III – dentina secada através da noite em dessecador. Metade dos dentes de cada grupo foi tratada com o sistema adesivo Clearfil Liner Bond II e a outra metade com o adesivo One Step. Em seguida, uma fina camada de resina composta foi colocada sobre os dentes e fotopolimerizada, para depois se construir um bloco de resina quimicamente polimerizada de aproximadamente 3 a 5mm. Após o período de armazenamento, os espécimes foram seccionados em fatias de 0,7mm, perpendiculares à interface adesiva, que foram divididas em 3 subgrupos regionais, de acordo com a espessura de dentina remanescente e o critério visual: regiões comunicando com o corno pulpar através dos túbulos dentinários; região central, localizada entre os

cornos pulpaes; região periférica, localizada entre o corno pulpar e a junção amelo-dentinária periférica. Os espécimes foram então desgastados na interface formando uma área de 1mm^2 e submetidos ao ensaio de tração. Os espécimes fraturados foram em seguida preparados e observados ao microscópio eletrônico de varredura para verificação do tipo de falha ocorrido. Os resultados encontrados foram: Grupo I- não houve diferença significativa para Liner Bond II com relação à diversas regiões, em contraste, a força de união na região de corno pulpar foi significativamente menor para o adesivo One Step; Grupo II – não houve diferença regional significativa para o adesivo Clearfil Liner Bond II, mas para o adesivo One Step a força de união foi menor na região de corno pulpar; Grupo III – a força de união foi menor para os 2 sistemas adesivos, em comparação com os outros grupos, mas a região de adesão não teve efeito. A observação ao microscópio eletrônico mostrou: Grupo I - Liner Bond II com fraturas classificadas como uma mistura de coesivas em dentina, interfaciais e adesivas, e One Step como uma mistura de fraturas interfaciais e adesivas; Grupo II – Liner Bond II, mistura de falhas adesivas e da interface, mas com alguns casos de falhas coesivas de dentina, e One Step, com mistura de fraturas da interface e adesivas; Grupo III – Liner Bond II, mistura de falhas coesivas da interface ou da dentina, e One Step, com fraturas no alto da camada híbrida. A microscopia eletrônica revelou ainda a presença de estruturas como se fossem “blisters” do adesivo One Step na região do corno pulpar, indicando que o fenômeno do sobre umedecimento ocorreu. Os autores concluíram com este estudo que a umidade intrínseca da dentina pode afetar significativamente a resistência à tração regional,

enquanto que a aplicação de uma pressão hidrostática positiva teve pouca influência. O sistema One Step, que possui um passo separado de condicionamento com ácido fosfórico, mostrou valores de força de união significativamente baixos na região de corno pulpar, de forma que as diferenças regionais de resistência à microtração podem ser dependentes do material.

Prati et al.⁵², em 1999, avaliaram a morfologia dos “tags” de resina e da camada de dentina infiltrada por resina (CDIR) de alguns sistemas adesivos, comparando a mesma em diferentes substratos dentinários. Inicialmente, a superfície oclusal de molares humanos extraídos foi cortada para exposição da dentina e os vários substratos foram então preparados. A dentina superficial foi considerada como sendo aquela porção na região central, à distância de 0,5mm da junção amelo-dentinária; já a dentina profunda foi considerada como sendo aquela cuja superfície estaria a 0,5mm do corno pulpar. A dentina esclerótica foi obtida de 18 dentes extraídos de 12 pacientes idosos com abrasão cervical e a dentina oclusal envelhecida foi selecionada de 18 primeiros, segundos e terceiros molares de 14 pacientes. Dentina oclusal jovem foi conseguida de 30 terceiros molares extraídos de pacientes jovens. Todas as superfícies dentinárias receberam condicionamento ácido com ácido fosfórico a 35 ou 36 %, por 15s, exceto para o grupo de dentina esclerótica (25s), e foram tratadas com os sistemas adesivos e as respectivas resinas compostas: Prime & Bond 2.0/Dyract; Optibond FL/Prodigy; OneStep/Z100; Scotchbond Multi-Purpose Plus/Z100, Scotchbond 1/Z100. Os discos de dentina foram seccionados em duas partes, cada uma contendo o nível superficial ou o profundo de dentina aderida. Uma metade foi polida para se

avaliar a morfologia e espessura da CDIR por meio do microscópio eletrônico de varredura. A outra metade foi desmineralizada e desproteinizada para se avaliar a presença e a morfologia dos “tags” de resina. Os resultados deste estudo mostraram: 1- A camada híbrida apresentou-se mais fina na dentina superficial do que na dentina profunda para todos os materiais testados, independentemente do tipo de dentina; 2- As dentinas esclerótica e envelhecida mostraram CDIRs mais finas, com “tags” de resina mais curtos e poucos prolongamentos laterais do que a dentina normal; 3- O adesivo Prime & Bond 2.0 exibiu a CDIR mais espessa na dentina profunda jovem e na dentina esclerótica; 4 – Apesar da dentina esclerótica exibir, de maneira geral, uma CDIR mais fina, sua mensuração se tornou difícil devido a sua grande variabilidade ao longo da interface adesiva; 5- A configuração dos “tags” de resina foi diferente entre dentinas envelhecida e esclerótica, em comparação à dentina normal.

Rohanizadeh et al.⁵⁴, em 1999, avaliaram as modificações ocorridas na dentina pela ação do laser de Nd:YAG chaveado, em regime de pulsos curtos. Áreas irradiadas e não irradiadas de tecido foram investigadas por meio de microscopia eletrônica de varredura (MEV), microscopia eletrônica de transmissão (MET) e espectroscopia dispersiva de raios X (EDX). Dentina aquecida também foi avaliada pelos mesmos instrumentos. A fluência foi estabelecida em 40,74 J/cm². Este estudo mostrou que a irradiação com laser levou à recristalização da apatita dentinária. Os cristais de hidroxiapatita foram encontrados em maior número, porém, fases adicionais de fosfato de cálcio, como β - tricálcio fosfato e tetracálcio fosfato, também foram encontradas. A observação

em MEV mostrou que as superfícies irradiadas apareceram rugosas e derretidas em certas regiões. A análise em MET das zonas modificadas e não modificadas das áreas irradiadas mostrou duas populações de cristais: cristais mais arredondados e largos, na zona modificada, e cristais com tamanho e morfologia semelhantes àqueles da apatita dentinária, na zona não modificada. A morfologia dos cristais nas zonas modificada da dentina irradiada lembrou aqueles da dentina sinterizada a 800 ou 950°C. Nas áreas irradiadas (modificadas ou não), a proporção Ca/P foi menor quando comparada com a dentina não irradiada. A proporção Mg/Ca foi maior nas zonas modificadas do que nas não modificadas e nas não irradiadas de dentina. Na dentina sinterizada, a proporção Mg/Ca aumentou em função da temperatura. As mudanças ultraestruturais e de composição da dentina podem ser atribuídas às altas temperatura e pressão induzidas pelo microplasma durante a irradiação com laser. Estas mudanças podem alterar a solubilidade da dentina irradiada, fazendo com que ela fique menos susceptível à dissolução por ácidos ou ao processo de cárie.

Sano et al.⁵⁷, em 1999, realizaram um estudo “in vivo” para verificar a longevidade da união à dentina após 1 ano. Cavidades foram preparadas em 12 dentes intactos dentro da cavidade oral de um macaco, sob anestesia geral. As cavidades foram restauradas com o adesivo Clearfil Liner Bond II e a resina Clearfil Photo Posterior. Os dentes foram extraídos após 3 diferentes períodos de armazenamento: imediatamente, após 180 dias e 360 dias depois da confecção das restaurações. Um dia após o sacrifício do macaco, os espécimes dos três períodos foram sujeitos ao teste de microtração, à velocidade

do atuador de 1mm/min. As superfícies fraturadas foram observadas sob microscopia eletrônica de varredura. Os resultados deste estudo mostraram que a resistência adesiva se manteve estável em aproximadamente 19MPa após 1 ano. A observação das superfícies fraturadas no microscópio eletrônico revelou, no topo da camada híbrida e através da resina adesiva, porosidade que aumentou com o tempo. Os autores atribuem esta porosidade à perda do material resinoso não polimerizado, devido à ação da água (hidrólise).

Shono et al.⁶¹, em 1999, estudaram a uniformidade da união entre resina e dentina oclusal utilizando uma versão modificada do teste de microtração. Terceiros molares humanos extraídos tiveram sua superfície oclusal cortada e a dentina preparada em dois níveis: superficial (0,5mm da junção amelo-dentinária) e profunda (0,5mm do corno pulpar mais alto, preparada através de um corte a 1,5mm abaixo do primeiro). Dois sistemas adesivos foram avaliados, One-Step (OS) e MacBond (MB). Após as resinas adesivas terem sido aplicadas na dentina, coroas de resina composta foram confeccionadas em 3 incrementos de 2mm. Os dentes foram armazenados em água por 24h, a 37°C e posteriormente seccionados verticalmente, para produzir uma série de fatias com 1mm de espessura. Cada fatia foi seccionada verticalmente em palitos com dimensões de 1x1x8mm, que foram testados individualmente com relação à força de união após terem sido determinados como x ou y, de acordo com a designação coordenada em que foram preparados. A adesão à dentina com o OS foi feita por dois clínicos diferentes e a única diferença entre eles foi que o clínico B cortou os palitos em uma secção transversal ligeiramente menor. No total, havia 5 grupos

experimentais feitos pelo clínico A: 1- OS em dentina superficial; 2 – OS em dentina profunda; 3 – MB em dentina superficial; 4 – MB em dentina profunda; 5 – dois pares de cilindros de resina pré-polimerizados e aderidos um ao outro pelo adesivo OS. O clínico B testou apenas o adesivo OS nas dentina superficial e profunda. As falhas foram observadas ao microscópio estereoscópio com aumento de 30x, classificadas, e a classificação confirmada ao microscópio eletrônico de varredura. Os resultados deste estudo mostraram que, usando o adesivo One-Step, o clínico A obteve um grande número de adesões zero (adesão que não pode ser medida já que o espécime fraturou durante sua manipulação) na dentina superficial e um pequeno número na dentina profunda. Isto resultou em um grande desvio padrão na força de união (22 ± 20 MPa na dentina superficial e 27 ± 14 MPa em dentina profunda). O clínico B obteve valores de força de união maiores e mais uniformes com o One-Step (56 ± 13 MPa em dentina superficial e 57 ± 12 MPa em dentina profunda). Com o adesivo MacBond não houve valores zero de adesão e conseqüentemente a variação foi menor, com uma média de 41 ± 13 MPa na dentina superficial e 27 ± 12 MPa na dentina profunda. Quando os pares de cilindros do compósito unidos foram seccionados em palitos e testados como descrito anteriormente, houve pequena variação na força de união regional (37 ± 1 MPa). A divisão das coroas de resina composta, em uma média de 20 a 30 palitos com $1 \times 1 \times 8$ mm de dimensão, permitiu a avaliação da uniformidade da união adesiva. Os autores concluíram com este estudo que o método usado detectou diferenças regionais com relação à resistência à tração e que as largas diferenças estavam relacionadas à técnica e não ao material. Os resultados

indicaram que a união adesiva pode não ser homogênea com se pensou anteriormente.

Yoshikawa et al.⁷⁸, em 1999, avaliaram os efeitos da profundidade e da configuração cavitárias na força de união da resina à dentina, em cavidades de classe I. Trinta e seis terceiros molares humanos extraídos foram divididos aleatoriamente em 3 grupos de tratamento. O esmalte oclusal dos dentes foi desgastado até a exposição de uma superfície plana de dentina, que serviu como controle (dentina superficial, fator de configuração = 1). Cavidades com 4mm de largura, 3mm de comprimento e 2mm de profundidade foram preparadas, exceto para o controle, nas superfícies de dentina desgastadas (dentina profunda, fator de configuração=3). Para verificar a relação entre o fator de configuração (fator C) e espessura de dentina remanescente (EDR) as paredes cavitárias de parte dos dentes foram removidas, expondo uma superfície profunda e plana para a adesão (dentina profunda, fator C = 1). Os dentes foram restaurados com os sistemas adesivos Clearfil Liner Bond II (LBII), One-Step (OS) ou Super-Bond D Liner (DL), seguido pela resina composta Clearfil Photo Posterior. Após 24h de armazenamento em água, os dentes foram seccionados verticalmente em 3 a 4 fatias, cada uma com 0,7mm de espessura, e desgastados na interface para realização do teste de microtração. Todos os grupos alcançaram altos valores de resistência adesiva à dentina superficial, mas os adesivos OS e DL apresentaram valores significativamente menores à dentina profunda quando o fator C foi 1. Quando o fator C aumentou para 3, pela criação de uma cavidade tridimensional, a força de união de todos os materiais caiu (média de 21 a 35%), mas a diferença

foi significativa somente para o sistema DL. A observação ao microscópio eletrônico de varredura demonstrou que os espécimes com alta resistência à tração tenderam a exibir falhas coesivas através da camada híbrida, enquanto que os espécimes que exibiram valores de resistência adesiva menores mostraram falhas no topo da camada híbrida. Os autores concluíram que alguns adesivos não aderem bem à dentina profunda, fato este que os torna mais susceptíveis ao “stress” gerado pela contração de polimerização desenvolvido em cavidades com fator C elevado.

Armengol et al.⁴, em 2000, compararam o aumento de temperatura dentro da câmara pulpar provocado pelo preparo cavitário realizado com dois tipos de lasers e a alta rotação. Dezoito dentes foram seccionados longitudinalmente e divididos em seis grupos: 1- preparo com alta rotação; 2 – preparo com laser Er:YAG (λ -2,94 μ m, 140mJ, 4Hz, 12,5s); 3 – preparo com laser Nd:YAP (λ -1,34 μ m, 240mJ, 10Hz, 12,5s, contato); 4 – alta rotação e refrigeração a água e ar; 5 – Er:YAG e refrigeração a água e ar; 6 – Nd:YAP e refrigeração a água e ar. O aumento da temperatura foi medido sob a influência de diferentes espessuras de dentina por meio de microtermostato acoplado à porção profunda da câmara pulpar. As médias de temperatura encontradas sob as espessuras de 2, 1,5 e 1 mm de dentina para os grupos sem refrigeração foram, respectivamente: 31,66 (\pm 16,13°C), 36,26 (\pm 9,25°C) e 32,2 (\pm 21,75°C) para o primeiro grupo, 7,88 (\pm 3,07°C), 10,06 (\pm 2,94°C) e 14,45 (\pm 3,55°C) para o segundo grupo e 39,12 (\pm 8,37°C), 48,62 (\pm 7,80°C) e 57,2 (\pm 13,80°C) para o terceiro grupo. Quando se utilizou refrigeração, os valores encontrados para as

espessuras de dentina de 2, 1,5, 1 e 0,5mm foram, respectivamente: 2,13 ($\pm 0,79^{\circ}\text{C}$), 3,15 ($\pm 1,18^{\circ}\text{C}$), 3,28 ($\pm 0,85^{\circ}\text{C}$) e 4,52 ($\pm 2,18^{\circ}\text{C}$) para o grupo 4; 1,55 ($\pm 0,75^{\circ}\text{C}$), 2,07 ($\pm 0,79^{\circ}\text{C}$), 2,28 ($\pm 0,55^{\circ}\text{C}$) e 3,6 ($\pm 0,96^{\circ}\text{C}$) para o grupo 5; e 8,94 ($\pm 3,52^{\circ}\text{C}$), 11,82 ($\pm 3,77^{\circ}\text{C}$), 12,56 ($\pm 3,829^{\circ}\text{C}$) e 31,96 ($\pm 13,80^{\circ}\text{C}$) para o grupo 6. A refrigeração foi essencial na diminuição da temperatura em todos os grupos. Os autores concluíram que a elevação da temperatura provocada pelo laser Nd:YAP é muito grande, portanto, a aplicação clínica do mesmo não é indicada. A resposta de temperatura do laser Er:YAG é similar à da alta rotação, assim, associado à refrigeração, este laser pode ser usado com segurança na remoção da dentina.

Berkiten et al.¹², em 2000, estudaram o efeito antibacteriano do laser de Nd:YAG em canais radiculares e túbulos dentinários contaminados. Cinquenta e seis incisivos centrais superiores humanos foram utilizados neste estudo. As coroas e os terços coronal e apical das raízes foram removidos e os canais remanescentes foram tratados. As amostras foram inoculadas com *Streptococcus Sanguis* e *Prevotella Intermedia*, incubadas por 20 dias a 37°C e o efeito do laser foi testado nas mesmas. Os espécimes foram irradiados com as potências de 1,8W e 2,4W, por 30s, com frequência de pulsos de 30pps e os túbulos dentinários foram observados ao microscópio ótico para verificar a presença das bactérias. Dois espécimes de cada grupo foram também observados ao microscópio eletrônico de varredura. Os resultados encontrados mostraram esterilização de 86,3% das secções examinadas para 1,8W e 98,5% para 2,4W (*Streptococcus Sanguis*). Os dois parâmetros testados conseguiram esterilizar todas as amostras inoculadas com a *Prevotella Intermedia*. A microscopia eletrônica de

varredura confirmou os achados obtidos para a microscopia ótica. Os autores concluíram que o laser de Nd:YAG é efetivo na eliminação das bactérias utilizadas neste estudo.

Lan et al.³¹, em 2000, compararam as mudanças morfológicas ocorridas na dentina, com e sem “smear layer”, após irradiação com os lasers de Nd:YAG e CO₂. Fatias de dentina foram criadas a partir de 81 terceiros molares humanos, 2 para cada dente. As superfícies dentinárias foram desgastadas sequencialmente com lixas para criação da “smear layer”, esta que logo após foi removida com EDTA a 14% em metade dos espécimes. Os lasers foram então aplicados perpendicularmente às superfícies, à distância focal de 1mm e pelo tempo de 4s. Os parâmetros para o laser de Nd:YAG foram, 50mJ, 100mJ e 150mJ e 10pps, 20pps e 30pps; e para o laser de CO₂, 2W, 3W e 4W e 5ms x 20pps, 10ms x 10pps, 20ms x 20pps, 50ms x 2pps, 100ms x 2pps e 200ms x 2pps. Foram criados quatro grupos experimentais: A- dentina com “smear layer”, irradiada com CO₂; B – dentina sem “smear layer”, irradiada com CO₂; C – dentina com “smear layer”, irradiada com Nd:YAG; D – dentina sem “smear layer”, irradiada com Nd:YAG. Os resultados mostraram formação de crateras e derretimento da superfície para o laser de Nd:YAG, principalmente nos espécimes com “smear layer”. Quanto maior a energia usada, mais definidas foram as crateras formadas. O laser de CO₂ produziu rachaduras extensas na dentina com “smear layer” e erosão superficial e crateras na dentina sem “smear layer”. Quanto maior a energia usada para este laser, mais extensas foram as rachaduras encontradas, e quanto maior a frequência e duração dos pulsos, maior a ocorrência

de pontos de derretimento na região de impacto. Os autores concluíram que tanto o tipo de laser quanto a presença ou não da “smear layer” tiveram influência significativa nas mudanças morfológicas da dentina irradiada com laser.

Harada et al.²⁵, em 2000, avaliaram a resistência à tração de um novo sistema adesivo auto-condicionante a vários substratos. Quatro substratos foram selecionados para o teste de tração, esmalte e dentina bovinos, uma liga de Au-Ag-Pd e um bloco de porcelana. Três sistemas adesivos auto-condicionantes, Clearfil Liner Bond II (LBII), Liner Bond 2V (LB2V) e SE Bond (SEB), foram testados. Superfícies planas foram criadas em todos os substratos e uma área de 4mm de diâmetro foi demarcada na superfície. Os “primers” de cada sistema foram aplicados no esmalte e dentina, de acordo com as instruções dos fabricantes. Para a porcelana, as superfícies preparadas foram limpas com ácido fosfórico a 40% por 5s; já para a liga metálica, as superfícies foram lixadas, pré-tratadas com a aplicação única de um “primer” de metal e secadas. Uma mistura do “primer” com um agente silano foi aplicada por 5s na porcelana e no metal. A resina adesiva de cada sistema foi aplicada em todos substratos, fotopolimerizada e sobre esta se colocou resina composta. Após período de armazenamento em água por 24h a 37°C os corpos de prova foram submetidos ao ensaio de tração. Adicionalmente, terceiros molares humanos extraídos tiveram seu esmalte oclusal removido e as superfícies de dentina desgastadas. Sobre a dentina, foram aplicados um dos sistemas adesivos com seus respectivos “primers”, de acordo com as recomendações do fabricante, construindo-se sobre estes blocos de resina composta. Os conjuntos foram armazenados em água destilada a 37°C por 24h e

depois seccionados em fatias com 0,7mm de espessura; posteriormente, cada secção foi desgastada na interface para formar uma concavidade com 1mm^2 . Os espécimes foram então testados pelo ensaio de microtração. Discos de dentina foram preparados com o objetivo de observar ao microscópio eletrônico de varredura as interfaces adesivas e as alterações provocadas pelos “primers” nas superfícies. Os resultados desta investigação mostraram valores de resistência à tração à dentina em torno de 19,6MPa para o SEB, não havendo diferenças significantes entre os sistemas. Em todos os grupos testados foram observadas falhas coesivas. Em contrapartida, o teste de microtração resultou em um valor significativamente mais alto de força de união à dentina para o adesivo SEB (47MPa) do que para o LB II (37,4MPa), além do que quase todos os espécimes exibiram fraturas adesivas. Para a porcelana e para o metal, o SEB mostrou quase os mesmos valores do LB2V, usando o teste de tração. A microscopia eletrônica de varredura mostrou camadas híbridas de 1 a $1,5\mu\text{m}$ para os adesivos SEB e LBII e de $1\mu\text{m}$ para o adesivo LB2V. A “smear layer” não foi observada nas superfícies de dentina tratadas com os “primers” de qualquer um dos sistemas adesivos e apenas o “smear plug” foi encontrado quando os sistemas SEB e LB2V foram empregados.

Matos et al.³⁶, em 2000, avaliaram a resistência à tração da resina composta ao esmalte e à dentina irradiados com o laser Nd:YAG, antes e depois da aplicação dos adesivos. Superfícies planas de esmalte e dentina foram criadas em 48 dentes humanos extraídos e estes foram divididos em 6 grupos: Grupo 1 – o adesivo Clearfil Liner Bond 2V foi aplicado no esmalte; Grupo 2 – a

superfície do esmalte foi irradiada com laser e em seguida o adesivo foi aplicado; Grupo 3- o adesivo foi aplicado mas não foi fotopolimerizado e sim irradiado com laser; Grupo 4 – o adesivo foi aplicado em dentina; Grupo 5 – a superfície de dentina foi irradiada e em seguida o adesivo foi aplicado; Grupo 6 – o adesivo foi aplicado em dentina e depois irradiado com laser, não sendo portanto fotopolimerizado. Os parâmetros do laser utilizados foram: λ -1064 μm , 0,6W, 15Hz, 40mJ por pulso, fibra de 320 μm , 30s. Cones invertidos de resina composta foram construídos e os corpos de prova submetidos ao ensaio de tração, com velocidade de 0,5mm/min. Os resultados deste estudo mostraram valores de resistência adesiva menores para o esmalte do que para dentina, sendo que apenas os grupos 3 (22,49MPa) e 6 (18,82MPa) não foram estatisticamente diferentes entre si (laser aplicado depois do adesivo). No esmalte, as médias de resistência adesiva dos grupos 1 (13,50MPa) e 2 (10,64MPa) foram menores do que a do grupo 3 (22,49MPa). Já em relação à dentina, as médias foram estatisticamente semelhantes entre si. Os autores concluíram com este estudo que o melhor momento para a aplicação do laser Nd:YAG é após os procedimentos adesivos e que o sistema autocondicionante testado pode ser usado em associação ao laser, sem comprometimento da adesão à dentina.

Tay et al.⁶⁸, em 2000, estudaram a profundidade de desmineralização da dentina intacta provocada por adesivos auto-condicionantes com diferentes valores de pH. Os autores avaliaram também o quanto a hibridização da dentina realizada pelo adesivo Clearfil SE Bond pode ser afetada pela espessura da “smear layer”. Discos foram criados na dentina coronária média

de 3º molares humanos extraídos. Três sistemas auto-condicionantes (Clearfil Liner Bond II, Liner Bond 2V e SE Bond) foram aplicados separadamente sobre as superfícies para se observar a profundidade de penetração do material através da “smear layer” e na dentina intacta. Uma superfície tratada com o sistema All-Bond 2, mas não condicionada com ácido, foi utilizada como controle. Na 2ª parte do estudo, discos de dentina com diferentes espessuras de “smear layer” foram produzidos. Um grupo controle com dentina criofaturada foi criado. Os dentes experimentais foram desgastados com lixas de granulação 60, 180 ou 600, recebendo em seguida o adesivo SE Bond. As interfaces foram observadas usando microscopia eletrônica de transmissão. Os resultados mostraram que o All-Bond 2 não condicionou a dentina. Os adesivos auto-condicionantes testados foram capazes de atravessar a “smear layer” e formar camadas híbridas na dentina subjacente. Esta camada foi mais espessa para o Liner Bond II (1,2 a 1,4 μ m), contudo, muito fina (0,5 μ m) para o Liner Bond 2v e para o SE Bond. A aplicação do SE Bond na dentina com diferentes padrões de rugosidade superficial produziu “smear-layers” hibridizadas com diferentes espessuras. Entretanto, a espessura da camada híbrida formada na dentina permaneceu consistente para os quatro grupos (0,4 a 0,5 μ m). Os autores concluíram que os “primers” auto-condicionantes produziram camadas híbridas finas que incorporam a “smear layer”. A suspeita de que “smear layers” grossas podem interferir na difusão dos “primers” auto-condicionantes na dentina subjacente intacta não foi confirmada.

Objetivando avaliar o efeito da “smear layer” na adesão à dentina com um sistema auto-condicionante, Tay et al.⁶⁹ realizaram um estudo em 2000. Superfícies dentinárias planas foram criadas em terceiros molares humanos extraídos. O grupo controle foi criofraturado para se obter uma superfície livre da “smear layer”. Já nos grupos experimentais, a dentina foi desgastada com lixas de granulação 60, 180 ou 600, criando assim “smear layers” com espessuras diferentes. O sistema adesivo Clearfil SE Bond foi aplicado sobre a dentina e coroas de resina foram construídas. Após 1 dia de armazenamento, os corpos de prova foram seccionados em palitos com 1mm^2 de secção transversal de união. O teste de microtração foi realizado e os dados analisados usando os testes estatísticos da Análise de Variâncias e de Student Neuman Keuls. A análise fractográfica das superfícies de dentina dos espécimes fraturados foi realizada usando microscopia eletrônica de varredura (MEV) e de transmissão (MET). Os autores observaram com esta investigação que o adesivo testado produziu altos valores de resistência à microtração, independentemente da espessura da “smear layer”. Contudo, quando as superfícies foram desgastadas com lixa 60, ou seja, estas possuíam a “smear layer” mais grossa, foram obtidos valores menores de resistência adesiva. A análise das superfícies sob MEV foi inadequada para definir a exata natureza das falhas ocorridas. A observação sob MET mostrou a presença de uma fina camada híbrida na dentina criofraturada (camada híbrida verdadeira), apresentando entre 0,4 e 0,5 μm de espessura, e uma camada híbrida espessa na dentina coberta com a “smear layer” (complexo hibridizado = “smear layer” hibridizada + camada híbrida verdadeira), possuindo entre 1 a 4 μm de espessura.

Este estudo mostrou que, a despeito da espessura da “smear layer”, ocorre a formação da camada híbrida verdadeira. Ambas as camadas híbridas podem funcionar com uma unidade durante a carga, sem separação. A identificação de fraturas secundárias na análise fractográfica sob MET exemplifica a reação complexa sob carga de tração de uniões formadas por várias camadas e materiais com diferentes propriedades.

Türkmen et al.⁷², em 2000, avaliaram “in vitro” o efeito do lasers de CO₂ (λ -10.600 nm), Nd:YAG (λ - 1.064 nm) e Excimer ArF (λ -193 nm) na temperatura intrapulpar e na morfologia dentinária. Cavidades de classe I foram confeccionadas em 66 molares humanos, sendo estes divididos em três grupos distintos, dependendo do tipo de laser utilizado. A temperatura dentro da câmara pulpar foi medida por meio de termostato instalado no local, via orifício confeccionado na região cervical dos dentes. A superfície dentinária foi irradiada por 30s com os lasers calibrados em parâmetros iguais: 3W de potência, saída de luz com 2mm de diâmetro e frequência de 20 pps. Dois dentes de cada grupo foram selecionados para observação sob Microscopia Eletrônica de varredura, com aceleração de voltagem de 20 kV e vários aumentos. Os resultados encontrados mostraram as seguintes médias de temperaturas: laser contínuo de CO₂, $37,46 \pm 11,1^\circ\text{C}$; laser pulsado Nd:YAG, $28,7 \pm 7,75^\circ\text{C}$; e laser pulsado ArF, $1,05 \pm 0,5^\circ\text{C}$. A Microscopia Eletrônica revelou, nos dentes irradiados com CO₂ e Nd:YAG, carbonização extensiva, bolas isoladas de material “recristalizado”, e presença da “smear layer” em alguns túbulos dentinários. A “smear layer” foi observada também para as amostras irradiadas com o excimer laser, entretanto,

estas exibiram menos cavidades do que as outras, fato que demonstra o pequeno efeito deste laser sobre a dentina.

Eduardo et al.²¹, em 2001, fizeram uma revisão da literatura sobre a utilização clínica dos lasers. O autor destaca que os lasers de baixa intensidade são mais utilizados para biomodulação da resposta celular frente a uma situação de inflamação instalada, sendo indicados para propósitos terapêuticos, em casos de aceleração de respostas fisiológicas reparativas e supressão da dor. Já os lasers de alta intensidade apresentam densidades de potência na faixa de 10 a 10^6 W/cm², resultando em efeito térmico com aquecimento tecidual a partir da emissão de feixe contínuo ou pulsado. Os principais lasers de alta intensidade usados são os de Nd:YAG, Ar:YAG, Er:YAG, Er,Cr:YAG, diodo, Ho:YAG e CO₂. Várias são as indicações clínicas dos lasers, dentre elas: dentística - diagnóstico da cárie por fluorescência a laser, prevenção da cárie, preparo cavitário e remoção de tecido cariado; endodontia – tratamento das paredes dentinárias do conduto, cirurgia periapical, pós-procedimento endodôntico, redução microbiana; periodontia - redução bacteriana em bolsas periodontais, vaporização de tecido de granulação, prevenção de bacteremia, remoção de gengiva hiperplásica, gengivectomias e gengivoplastias; medicina bucal - tratamento do herpes labial, úlceras aftosas e mucosites; e por fim, na implantodontia – exposição de implantes no segundo tempo cirúrgico, tratamento de lesões perimplantares e soldagem de estruturas de titânio.

Hossain et al.²⁸, em 2001, investigaram o efeito do laser de Nd:YAG sobre a desmineralização do esmalte e da dentina. Dois grupos de estudo

foram criados usando 20 molares humanos extraídos, 10 para o tratamento do esmalte e 10 para o da dentina. Os parâmetros usados foram: 1,2 e 3 W, 20pps, 9s; e as superfícies foram pintadas com um corante. As amostras foram sujeitas a 2µl de ácido láctico 0,1M (pH 4,8), por 24h, a 36°C. A concentração de cálcio em partes por milhão (ppm) foi medida em cada solução por meio de espectrometria de absorção atômica e as alterações morfológicas foram observadas por meio de microscopia eletrônica de varredura (MEV). Os autores observaram nos resultados que a menor concentração de cálcio encontrada foi a das amostras irradiadas com potência de 3W, seguida pelas potências de 2 e 1W, sucessivamente. As soluções que continham os controles apresentaram a maior concentração de cálcio. A observação ao MEV mostrou a “smear layer” parcialmente derretida e o esmalte ou dentina subjacentes termicamente degenerados. Segundo os autores, os resultados deste estudo sugerem que as alterações superficiais ocorridas pelo tratamento com laser de Nd:YAG parecem desempenhar o maior papel no aumento da resistência à formação de cáries artificiais.

Inoue et al.²⁹, em 2001, compararam a resistência à microtração de dois adesivos de passo único, um experimental (MZ-2000) e outro comercial (One-Up Bond F), à dentina desgastada com ponta diamantada. Superfícies dentinárias planas foram criadas em oito pré-molares humanos extraídos utilizando-se uma ponta diamantada de granulação regular em metade dos dentes e uma extrafina na outra metade. As superfícies estendiam-se do terço médio da coroa até o ápice da raiz da face vestibular dos dentes. Os adesivos foram

aplicados sobre a dentina, a resina composta foi inserida e os dentes, após terem sido armazenados por 1 dia a 37°C, foram cortados em fatias com espessura aproximada de 0,7mm. Logo após, cada fatia foi desgastada na interface, resultando em espécimes com cerca de 1,02mm² de secção transversal de união, que foram depois submetidos ao ensaio de microtração. As superfícies dos espécimes fraturados foram observadas visualmente e microscopicamente com o objetivo de se determinar o tipo de falha. Para se verificar o efeito dos adesivos sobre as superfícies, estes foram aplicados, lavados com acetona por 30s e a região observada ao microscópio eletrônico de varredura (MEV). Os autores verificaram que quando o adesivo MZ foi aplicado na dentina preparada com a ponta de granulação regular, a resistência à microtração caiu e as falhas ocorridas foram adesivas, enquanto que os demais grupos mostraram essencialmente falhas mistas. A dentina desgastada com ponta de granulação regular e depois condicionada com o MZ apresentou-se coberta com uma “smear layer” residual. Entretanto, a “smear layer” das superfícies desgastadas com a ponta diamantada fina e condicionadas com o adesivo MZ apresentou-se parcialmente ou totalmente dissolvida, o mesmo ocorrendo nas superfícies desgastadas com ambas as pontas diamantadas e condicionadas com o adesivo One-Up Bond F.

Em 2001, Lin et al.³² estudaram as modificações de fase, composição e morfologia da dentina humana após o tratamento com laser de Nd:YAG. Para este fim, foram utilizadas as técnicas de difração de raios X (DRX), infravermelho transformada de Fourier (FTIR), microscopia eletrônica de varredura (MEV) e espectroscopia dispersiva de raios X (EDX). Os parâmetros de

energia usados foram de 150 mJ de energia/ frequência de 10pps/ tempo de 4 s até 150mJ/30pps/4s. Após exposição ao laser, a dentina mostrou 4 picos de DRX, correspondentes ao α -tricálcio fosfato (TCF) e β -TCF, estes que aumentaram sua intensidade com a elevação da energia de irradiação. A FTIR mostrou que surgiram duas bandas de absorção, 22000 cm^{-1} e 2015-1, após a irradiação, sugerindo modificações na porção orgânica da dentina ou entre esta e a fase mineral. A MEV mostrou que, após irradiação sob o parâmetro de 150mJ/10pps/4s, a superfície dentinária exibiu uma cratera pequena com glóbulos no seu interior e ao seu redor, provavelmente compostos de hidroxiapatita fundida. Aspecto semelhante foi observado aumentando-se a frequência para 20pps, exceto pela presença de rachaduras. Já quando a frequência foi aumentada para 30pps, observou-se uma cratera profunda com rachaduras e uma banda de tecido ao seu redor alterado pelo calor. A EDX evidenciou aumento da relação cálcio/fósforo na área irradiada, proporcional à elevação da energia. Os parâmetros de 150mJ/20pps/4s e 150mJ/30pps/4s poderiam resultar na formação de α -TCF e degradação do colágeno. Entretanto, a formação de substâncias derretidas semelhantes ao vidro mas sem α -TCF no sítio irradiado foi induzida pelo parâmetro de 150mJ/10pps/4s, suficiente para promover derretimento e recristalização da dentina sem provocar rachaduras. Os autores sugerem que ele seria o ideal para a fusão à dentina de vidros bioativos com baixo ponto de fusão, nos casos de reparos em fraturas radiculares.

Matsumoto et al.³⁷, em 2001, verificaram as alterações morfológicas da dentina humana provocadas pela irradiação com laser de

Nd:YAG. Dez discos de dentina foram confeccionados e em seguida irradiados com o laser nos seguintes parâmetros: 200mJ, 2W, 20Hz, 5s, 25,5J/cm². Cinco espécimes foram observados ao microscópio eletrônico de varredura (MEV) e os outros cinco ao microscópio eletrônico de transmissão (MET). A observação ao MEV revelou uma estrutura irregular, amorfa, desigual, semelhante à lava derretida, parecendo que a superfície dentinária foi resolidificada ou fundida. Ao MET, observou-se uma estrutura com três zonas distintas: levemente derretida, resolidificação ou fusão e zona normal. Os autores concluíram que algumas mudanças morfológicas, tais como a resolidificação ou a fusão, puderam ser encontradas após a irradiação com o laser de Nd:YAG. Estas mudanças podem desempenhar um papel importante no aumento da resistência da dentina a ácidos, na desinfecção dos canais radiculares e na obtenção de altos valores de resistência adesiva em relação às restaurações de resina composta.

Em 2001, Sazak et al.⁵⁸ avaliaram os efeitos da irradiação com laser de Nd:YAG, da abrasão a ar e do condicionamento ácido no conteúdo mineral e na morfologia de superfície do esmalte e da dentina. Dez dentes humanos extraídos foram usados neste estudo e as análises foram feitas por meio de microscopia eletrônica de varredura (MEV) e espectroscopia dispersiva eletrônica (EDS). Os espécimes de esmalte receberam um dos tratamentos a seguir: foram irradiados com laser por 2 s, com energia de 0,75J e frequência de 15Hz; abrasionados com jato de óxido de alumínio por 2s, com partículas de 50µm; ou condicionados com ácido fosfórico a 37%, por 60 s. Os espécimes de dentina foram submetidos aos mesmos procedimentos, mas por metade do tempo.

Áreas não tratadas do mesmo espécime serviram como controle. Os resultados deste estudo mostraram que, morfológicamente, a dentina irradiada apresentou-se derretida e com obstrução parcial dos túbulos, mostrando também a presença de rachaduras na superfície. A resolidificação da “smear layer” deu aparência esponjosa à superfície dentinária. A abrasão a ar criou superfícies bastante irregulares, tanto em esmalte quanto em dentina. Túbulos dentinários foram observados nos espécimes de dentina condicionada mas não naqueles abrasionados com ar. O laser foi aquele que, dentre os três tipos de tratamento, criou as superfícies mais irregulares, no esmalte e na dentina. A análise sob EDS mostrou que a única mudança significativa na percentagem dos elementos químicos das superfícies tratadas em relação ao controle ocorreu na dentina irradiada, que apresentou menor quantidade de cálcio. Os autores concluíram com este estudo que os tratamentos com laser e com a abrasão a ar criaram mais irregularidade superficial em menor espaço de tempo do que o ácido fosfórico, para o esmalte e para a dentina. Porém, a irradiação com laser alterou também a estrutura química das superfícies de dentina.

Tay & Pashley ⁶⁴, em 2001, estudaram, usando microscopia eletrônica de transmissão (MET), a agressividade de três sistemas adesivos auto-condicionantes, pela sua capacidade de penetrar na “smear layer” com diferentes espessuras. Discos de dentina foram produzidos a partir de terceiros molares humanos extraídos. No grupo controle, a dentina coronária média foi criofaturada, produzindo-se uma superfície livre da “smear layer”. As superfícies de teste foram desgastadas com lixas de granulação 60 e 600, criando-se assim

“smear layers” grossas e finas, respectivamente. A dentina recebeu um dos três sistemas adesivos: Clearfil SE Bond, Non-Rinse Conditioner/Prime&Bond NT e Prompt L-Pop. Os espécimes foram desmineralizados e embebidos em resina epóxica para avaliação sob MET. Como resultados, observou-se que o adesivo SE Bond formou camadas híbridas autênticas com espessura entre 0,4 e 0,5µm. A “smear layer” e os “smear plugs” permaneceram retidos como parte do complexo hibridizado. Para o sistema NRC/P&BNT, a camada híbrida autêntica variou entre 1,2 a 2,2 µm de espessura. A “smear layer” e os “smear plugs” foram dissolvidos na dentina com “smear layer” fina, mas parcialmente retidos, como parte do complexo hibridizado, em superfícies com “smear layer” grossa. Para o Prompt L-Pop, a camada híbrida autêntica foi de 2,5 a 5µm de espessura e a “smear layer” e os “smear plugs” foram dissolvidos completamente, mesmo nos casos em que a “smear layer” era grossa. Os autores concluíram que os sistemas auto-condicionantes podem ser considerados com leves, moderados e agressivos, baseado em sua habilidade em penetrar na “smear layer” e desmineralizar a dentina subjacente. O sistema mais agressivo solubilizou a “smear layer” e os “smear plugs” e formou camadas híbridas com espessuras que se aproximaram às daquelas formadas pela impregnação da dentina condicionada com ácido fosfórico.

Toledano et al.⁷¹, em 2001, avaliaram a resistência ao cisalhamento da resina composta à dentina e ao esmalte, usando 3 sistemas adesivos, dois deles possuindo “primers” auto-condicionantes. A capacidade de molhamento dos “primers” em dentina superficial e profunda foi testada pela

medida do ângulo de contato. As medidas do ângulo de contato foram realizadas sobre superfícies planas criadas em 30 molares humanos extraídos. A técnica usada foi a da análise Eixosimétrica da Forma da Gota (ASDS). Para testar a adesão ao esmalte, 30 incisivos bovinos extraídos foram montados em resina acrílica e suas faces vestibulares foram desgastadas, até se obter superfícies planas. As superfícies foram tratadas com os adesivos em 3 grupos: 1- Clearfil SE Bond (CSEB); 2-Etch & Prime 3.0(E&P); 3 – ScotchBond Multi-Purpose (SBMP). Os adesivos e os compósitos foram aplicados de acordo com os fabricantes. Os espécimes foram armazenados em água por 24h a 37°C e termociclados. O teste de cisalhamento foi então realizado usando uma máquina de ensaios mecânicos. Para o teste de adesão à dentina, superfícies planas foram criadas em 60 terceiros molares humanos, com 2 profundidades (próxima e distante da polpa). Três grupos de estudo foram montados, como descrito, os adesivos e as resinas compostas aplicadas e o teste de cisalhamento realizado. Os resultados deste estudo mostraram não existir diferenças entre os ângulos de contato medidos em dentina rasa e profunda. Os adesivos CSEB e E&P levaram à formação de ângulos de contato semelhantes entre si e maiores que o SBMP. O E&P mostrou os valores menores de resistência adesiva ao esmalte, sendo igual apenas ao SBMP. O adesivo CSEB foi quem mostrou os maiores valores de resistência adesiva à dentina.

Em 2002, McDonald et al.³⁴ avaliaram o efeito do laser de Nd:YAG na formação das crateras dentinárias, investigando a relação existente entre a profundidade das mesmas e algumas variáveis, como: a frequência de

pulsos e a energia entregue pelo feixe laser, a região de dentina irradiada e a presença de um corante. Cento e quarenta e quatro terceiros molares humanos hígidos foram extraídos e seccionados transversalmente, obtendo-se 288 superfícies superiores e inferiores. As superfícies superiores foram pintadas com uma camada de corante (IR5) específico para absorção do comprimento de onda de 1064nm. Os espécimes foram divididos em 12 subgrupos, cada um contendo 12 superfícies inferiores e 12 superiores. Estas superfícies foram expostas ao laser Nd:YAG, com duração de pulso de 30 ns, modo não contato, diâmetro de saída de 165 μ m, nas frequências de 2,5, 5,4 e 10Hz. Quatro parâmetros de energia foram usados para cada frequência, sendo 2,3, 3,63, 3,96 e 4,29J para a frequência de 2,5Hz e 2,3, 2,64, 3,63, 4,29 para as frequências de 5,4 e 10,5Hz . As superfícies dos espécimes foram divididas com grafite em cinco regiões externas e três regiões internas para serem então irradiadas. As crateras dentinárias foram medidas cinco vezes usando um Microscópio Reflex e um modelo de medida tridimensional. Um espécime superior e outro inferior foram selecionados em cada subgrupo para observação ao microscópio eletrônico de varredura. Os autores encontraram que a energia empregada e o uso do corante influenciaram significativamente na profundidade das crateras. De maneira geral, o aumento da energia e a presença do corante produziram crateras mais profundas. O local irradiado e a frequência não influenciaram significativamente. O microscópio eletrônico revelou carbonização evidente nas bordas das crateras e carbonização leve no fundo das mesmas.

Srimaneepong, et al.⁶³, em 2002, investigaram o efeito da irradiação com laser de Nd:YAG e do preparo com ponta diamantada em alta rotação da dentina humana na temperatura e pressão pulpares. Vinte e quatro pré-molares humanos tiveram suas dentinas desgastadas em alta rotação ou com laser. A frequência de pulsos para a luz laser foi estabelecida em 30Hz e as densidades de energia foram de 156J/cm² e 467J/cm², respectivamente para as potências de 1 e 3W. Um corante foi utilizado para aumentar a absorção da luz. A temperatura e a pressão da câmara pulpar foram monitoradas com auxílio de um termostato e um transdutor de pressão, respectivamente. As medidas foram feitas considerando-se duas regiões do dente (cervical e oclusal) e 4 espessuras de dentina (0,5mm, 1,0mm, 1,5mm e 2,1mm). Os resultados mostraram que, independentemente da espessura de dentina, tanto o laser quanto a ponta diamantada geraram aumento de temperatura e pressão, este que foi proporcional ao aumento da potência do laser. Não foram encontradas diferenças entre o aumento da temperatura provocada pelo corte com fresa e pela irradiação com laser na potência de 1W. O aumento da temperatura e da pressão foi maior no terço cervical e em espessuras de dentina menores.

Em 2003, Armengol et al.⁵ avaliaram os efeitos do condicionamento ácido e da irradiação com os lasers de Er:YAG e Nd:YAP na rugosidade e na energia livre de superfície do esmalte e da dentina. Superfícies planas de dentina e esmalte foram criadas nas faces vestibular e lingual de 67 molares humanos extraídos. Para a análise da rugosidade, 80 amostras foram divididas aleatoriamente em oito grupos. As superfícies de esmalte e dentina

receberam um dos 3 tratamentos que se seguem: 1 - condicionamento com ácido fosfórico a 37%, 15s na dentina e 30s no esmalte; 2 – irradiação com laser de Er:YAG a 200mJ/4Hz no esmalte e 140mJ/4Hz na dentina; 3 – irradiação com laser de Nd:YAP a 310mJ/10Hz no esmalte e 240mJ/10Hz na dentina. As amostras foram então observadas ao microscópio eletrônico de varredura (MEV) usando a técnica de retroespalhamento de elétrons. Para a medida da energia livre de superfície, 54 amostras, após receberem os tratamentos, foram estudadas medindo-se o ângulo de contato formado entre líquidos de referência e a superfície, usando para tal um goniômetro. Os resultados deste estudo mostraram mudanças morfológicas maiores no esmalte e na dentina devido ao condicionamento ácido e à irradiação com laser de érbio do que pela irradiação com laser de neodímio. A irradiação com laser de neodímio foi aquela que produziu, entre os tratamentos propostos, superfícies com menor energia livre, exceto em relação ao controle. O componente não-dispersivo (hidrofílico) da energia de superfície foi o que sofreu influência dos tratamentos. Um aspecto interessante observado neste estudo é que as superfícies de dentina tratadas com o laser de Nd:YAP mostraram, sob MEV, uma linha branca, identificada nos estudos usando elétrons retroespalhados com sendo uma modificação da estrutura química do tecido.

Para avaliar a durabilidade da união à dentina usando diferentes adesivos e técnicas existentes, Armstrong et al.⁶, em 2003, realizaram um estudo abrangendo 15 meses de observação. Quarenta e quatro molares humanos extraídos foram desgastados com lixa 600 na superfície oclusal e aleatoriamente

distribuídos em 4 grupos em que os seguintes adesivos e técnicas foram utilizados: condicionamento total e adesivo de três passos (TE3; Scotchbond Multi-Purpose); condicionamento total e adesivo de dois passos (TE2; Single Bond), sistema auto-condicionante de dois passos (SE2; Clearfil SE Bond) e sistema auto-condicionante de um passo (Prompt L-Pop). Coroas de resina foram construídas e depois os dentes cortados serialmente para se obter espécimes com 2mm^2 de área. Estes foram ainda desgastados, resultando em interfaces com aproximadamente $0,54\text{ mm}^2$ de secção transversal. Os espécimes foram então armazenados em água destilada contendo cloramina T a 0,5% e testados após 1, 6 e 15 meses de armazenamento. O padrão de falhas foi analisado de acordo com sua localização e porcentagem da área envolvendo o substrato (dentina ou resina) ou a união (na união ou mista), usando microscopia eletrônica de varredura. Os resultados evidenciaram que o sistema TE2 apresentou resistência adesiva significativamente menor do que os TE3 e SE2, após 1 e 6 meses de armazenamento, mas todos os sistemas foram equivalentes após 15 meses. O sistema SE1 não pôde ser testado devido à falha em 58 dos 65 espécimes durante sua preparação. Os modos de falha foram observados como sendo dependentes do sistema adesivo, com apenas o sistema de dois passos (TE2) demonstrando um aumento do envolvimento da união com o tempo.

Castro et al.¹⁶, em 2003, avaliaram o efeito da clorexidina a 2% na resistência à microtração da resina composta à dentina tratada com os sistemas adesivos Prime & Bond NT (Dentsply), Single Bond (3M) e Clearfil SE Bond (Kuraray). Neste estudo, foram preparadas superfícies dentinárias planas em 24

terceiros molares humanos extraídos. Os dentes foram divididos aleatoriamente em 8 grupos distintos em função do adesivo aplicado, da aplicação da clorexidina e do momento em que esta foi aplicada (antes ou depois do condicionamento ácido). Coroas de resina composta foram construídas sobre as superfícies tratadas. As amostras foram termocicladas e cortadas paralelamente ao seu longo eixo, obtendo-se espécimes com área de secção transversal de $1,0 \pm 0,1\text{mm}^2$. Os espécimes foram submetidos a ensaio de tração e, posteriormente, as superfícies correspondentes à área da adesão foram observadas ao microscópio óptico, verificando o modo das falhas. Os dados foram submetidos à análise de variâncias para comparação entre os grupos ($p < 0,05$). Discos de dentina foram obtidos a partir de 3 dentes adicionais, recebendo os tratamentos para depois serem observados em microscópio eletrônico de varredura (MEV). As amostras mais representativas das fraturas também foram observadas em MEV. Os resultados deste estudo não mostraram diferenças estatisticamente significantes de valores de força de união entre os grupos. Os autores concluíram que a solução de clorexidina a 2%, aplicada antes ou depois do condicionamento ácido dentinário, não interferiu na resistência à microtração da resina composta à dentina tratada com os adesivos Prime & Bond NT, Single Bond e Clearfil SE Bond.

De Munck et al.²⁰, em 2003, avaliaram a degradação da interface adesiva formada entre adesivos que empregam o condicionamento ácido total e a dentina após 4 anos. As hipóteses testadas foram: 1 – não há diferença na degradação com o tempo entre os adesivos de dois e três passos; 2- a adesão da resina ao esmalte protege da degradação a união entre esta mesma resina e a

dentina. O teste de microtração à dentina foi realizado, comparando dois adesivos de 3 passos (Optibond Dual-Cure e Scotchbond Multi-Purpose) e dois de 2 passos (Optibond Solo e Single Bond), após 4 anos de armazenamento em água. Análises quantitativa e qualitativa das falhas foram feitas relacionando microscopia eletrônica de varredura e de transmissão. Este estudo mostrou que a exposição indireta à água não reduziu significativamente a resistência à microtração para nenhum adesivo, ocorrendo o contrário para a exposição direta, no caso dos adesivos de dois passos. O número de falhas adesivas (base e topo da camada híbrida) aumentou durante o período estudado para os adesivos testados, sugerindo a degradação da interface, com exceção do Optibond Dual Cure que não teve o padrão de falhas modificado.

Hashimoto et al.²⁶, em 2003, investigaram a degradação “in vitro” da união dentina-resina, por meio do teste de microtração, da microscopia eletrônica de varredura (MEV) e da microscopia eletrônica de transmissão (MET). Superfícies de dentina planas, criadas a partir de dentes humanos extraídos, receberam a aplicação do adesivo Scotch Bond Multi-Purpose. Logo após, foram construídas, pela técnica incremental, coroas de resina sobre estas superfícies. Palitos de dentina e resina com secção transversal de união de $0,9\text{mm}^2$ foram confeccionados a partir destes dentes e armazenados durante 24h(controle) e 1 ano em água. Após os períodos de armazenamento, os espécimes foram testados sob tração. Os lados de dentina dos espécimes fraturados foram observados sob MEV, inicialmente, e depois sob MET. Os resultados mostraram que a resistência adesiva dos espécimes controle $(40,3 \pm 15,1 \text{ MPa})$ caiu

significativamente após 1 ano ($13,3 \pm 5,6$ MPa). Perda de resina foi observada nas camadas híbridas fraturadas dos espécimes armazenados por 1 ano, mas não nos de 24h. A MET revelou a presença de alterações micromorfológicas das fibrilas de colágeno após 1 ano de armazenamento em água. Foram encontradas evidências do desaparecimento e desintegração da matriz de colágeno e da resina na base da camada híbrida. Também foi observado aumento dos espaços interfibrilares. As mudanças micromorfológicas (perda da resina e alteração das fibrilas colágenas) parecem ser as responsáveis pela degradação da interface e conseqüentemente pela diminuição da resistência adesiva

Com a proposta de avaliar a influência da “smear layer” dentinária na adesão, Oliveira et al.⁴⁴, em 2003, realizaram um estudo “in vitro”. Discos de dentina humana foram criados a partir de terceiros molares extraídos e em seguida desgastados com um dos abrasivos, pasta de alumina com $0,05\mu\text{m}$, lixas 240, 320 ou 600, broca carbide n.º 245 e pontas diamantadas n.º 250,9F e 250,9C. O teste de cisalhamento foi realizado após a confecção de corpos de prova com resina composta, aderidos à dentina por meio dos adesivos Clearfil SE Bond ou Single Bond. As “smear layers” foram ainda caracterizadas quanto a sua espessura, rugosidade e reatividade aos condicionadores (porcentagem de túbulos abertos) usando, respectivamente, microscopia eletrônica de varredura (MEV), microscopia de força atômica (MFA) e novamente MEV. Como resultados, observou-se que, de maneira geral, a resistência ao cisalhamento foi menor para os grupos em que o adesivo Single Bond foi aplicado. A resistência adesiva caiu à medida que se aumentou a espessura do abrasivo usado, sendo

significativamente menor com a aplicação do abrasivo mais espesso (ponta diamantada grossa ou lixa 240), apenas quando o adesivo SE Bond foi o empregado. As superfícies desgastadas com a broca carbide e lixa 600 geraram os maiores valores de resistência adesiva, levando-se em conta, separadamente, o tipo de broca e de lixa usados. Não considerando o tipo de abrasivo, os valores de força de união foram semelhantes com o emprego da broca carbide e das lixas 240 e 320. A rugosidade superficial aumentou significativamente com o aumento da abrasividade, mas não foi diferente quando se levou em conta o tipo de abrasivo (lixa vs. broca), o mesmo ocorrendo para a espessura da “smear layer”. Após condicionamento com o SE “primer”, a abertura dos túbulos nos espécimes abrasionados com broca carbide não foi diferente da encontrada para os espécimes desgastados com lixas 240 ou 320, mas foram diferentes para a lixa 600. Os autores sugerem com este estudo que devido às finas “smear layers” criadas e aos altos valores de resistência adesiva encontrados quando a broca carbide foi usada, esta deveria ser empregada nos procedimentos “in vivo” de aplicação dos adesivos auto-condicionantes. Para os estudos “in vitro”, a lixa 320 seria a recomendada, pois mostrou os resultados mais próximos aos obtidos com a broca carbide.

Pashley et al.⁴⁸, em 2004, estudaram a estabilidade da matriz de colágeno humano em meio aquoso. Matrizes de colágeno parcialmente desmineralizadas (MCPD) preparadas a partir de dentina humana foram armazenadas em saliva artificial. Os espécimes do controle foram armazenadas em saliva artificial contendo inibidores de enzimas proteolíticas ou em óleo mineral puro. Os períodos de armazenamento foram de 1, 90 e 250 dias. A

estrutura das MCPD foi checada por meio de Microscopia Eletrônica de Transmissão. Os resultados deste estudo mostraram que nos controles as MCPD apresentavam espessura de 5 a 6 μ m e aspecto das fibrilas em bandas, independente do período de armazenamento. Porém, as MCPD foram quase totalmente destruídas após 250 dias de armazenamento em saliva artificial. A análise funcional do pó de dentina revelou baixos níveis de atividade colagenolítica, devido à ação dos inibidores protéicos ou da clorexidina a 0,2%. Com base nos resultados deste estudo, os autores sugerem que a degradação do colágeno ocorreu pela ação de enzimas humanas proteolíticas (metaloproteinases) existentes na dentina e liberadas no meio de armazenagem com o tempo.

Proposição

O objetivo deste trabalho é avaliar, por meio do teste de microtração, a resistência de união da resina composta à dentina, verificando a influência da irradiação da superfície dentinária com laser de Nd:YAG, esta realizada após a aplicação do adesivo, e do pré-tratamento ácido do tecido; tudo em função de dois sistemas adesivos com estratégias de adesão distintas.

Material e Método

Foram utilizados neste estudo 37 terceiros molares humanos íntegros, livres de cárie, armazenados a 4°C em solução fisiológica contendo Timol a 0,2% até o momento de sua utilização. Os dentes foram doados por um banco de dentes oficializado e sua utilização seguiu protocolo revisado e aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Odontologia de Araraquara.

A – Preparo dos dentes

Inicialmente, as superfícies oclusais dos dentes foram cortadas no nível da união amelo-dentinária, utilizando-se máquina de cortes seriados ISOMET 1000® (BUEHLER Ltda. Lake Bluff, IL, EUA), sob refrigeração abundante. Em seguida, estas foram desgastadas com lixa 320, montada em politriz (modelo DP-10®, Panambra Industrial e Técnica S.A. – São Paulo – São Paulo - Brasil), sob adequada refrigeração a água, até a obtenção de uma superfície plana em dentina, livre de esmalte, confirmada em microscópio de luz (DF Vasconcelus S.A. - São Paulo - São Paulo - Brasil), sob aumento de 30X. Em seguida, os dentes foram novamente desgastados, com lixa 600, montada na politriz, sob refrigeração e por 60s, com o intuito de padronizar a “smear layer”. Posteriormente, os dentes foram armazenados em água destilada e mantidos em temperatura ambiente. O aspecto da superfície preparada pode ser visto na Figura 1.



Figura 1 – Superfície plana de dentina preparada para receber os tratamentos

B – Desenho Experimental e Procedimentos Adesivos

Os materiais utilizados neste estudo são mostrados no Quadro 1 e as técnicas de aplicação dos sistemas adesivos, preconizadas pelos respectivos fabricantes, no Quadro 2.

Quadro 1 – Materiais utilizados neste estudo

Material		Composição Química	Fabricante	N.º lote
Sistemas Adesivos	Single Bond®	<u>Agente Condicionador:</u> gel de ácido fosfórico a 35% <u>Sistema Adesivo:</u> Água, Etanol, HEMA, Bis-GMA, Fotoiniciador, Copolímero do Ácido Polialcenóico	3M/ESPE St. Paul, MN, EUA	2YA 2HH
	Clearfil SE Bond®	<u>Primer:</u> MDP, HEMA, Dimetacrilato Hidrofilico, Canforoquinona, N,N-Dietanol-p-toluidina, Água <u>Adesivo:</u> MDP, Bis-GMA, HEMA, Dimetacrilato Hidrofóbico, Canforoquinona, N,N-Dietanol-p-toluidina, Sílica Coloidal Silanizada.	Kuraray Med., Tóquio, Japão	0036A
Resina Composta	Z-250®	Bis-GMA, UDMA, Bis-EMA, Zircônia/Sílica	3M/ESPE	2RP

Quadro 2 – Técnicas de aplicação preconizadas pelos fabricantes dos sistemas adesivos empregados neste estudo

Sistema Adesivo	Técnica de Aplicação
Single Bond® 3M/ESPE	1- Condicionamento ácido da dentina por 15s 2- Lavar com água 3- Remover o excesso de água, deixando a superfície úmida 4- Aplicação de duas camadas consecutivas de adesivo. 5- Secar levemente por 2 a 5s. 6- Fotopolimerizar por 10s
Clearfil SE Bond® Kuraray Co.	1 – Aplicação do “Primer”, deixando-o no local por 20s 2 – Secar com jato de ar suave 3 – Aplicação do adesivo 4 – Secar com jato de ar suave 5 – Fotopolimerização por 10s

Um dente, dos 37 selecionados para este estudo, foi separado para posterior preparo e observação ao microscópio eletrônico de varredura, os outros 36 foram divididos aleatoriamente em 12 grupos de tratamento descritos a seguir:

- **Grupo 1** – Aplicação do sistema adesivo Single Bond®, segundo instruções do fabricante.
- **Grupo 2** – Aplicação do sistema Single Bond®, de acordo com o fabricante, contudo, sem sua fotopolimerização. Logo após, a superfície (dentina + sistema adesivo) foi irradiada com laser, na potência de 0,75W. Uma outra camada do sistema adesivo foi então aplicada, secada com jatos de ar e fotopolimerizada.
- **Grupo 3** – Os procedimentos foram idênticos aos do Grupo 2, entretanto, a potência utilizada para o laser foi de 1W.
- **Grupo 4** – Aplicou-se na dentina o sistema adesivo Single Bond®, segundo seu fabricante, porém, sem realização do pré-tratamento do tecido dentinário com ácido fosfórico.
- **Grupo 5** – Utilizou-se o sistema adesivo Single Bond®, segundo instruções do fabricante, exceto pelo condicionamento da dentina e pela fotopolimerização do adesivo, que não foram realizados. Logo após, a superfície (dentina + sistema adesivo) foi irradiada com laser, na potência de 0,75W. Em seguida, nova camada do sistema adesivo foi aplicada e fotopolimerizada.
- **Grupo 6** – Mesmo tratamento empregado no Grupo 5, porém, a potência do laser foi estabelecida em 1W.

- **Grupo 7** – Foi aplicado na dentina o sistema adesivo Clearfil SE Bond®, seguindo instruções do fabricante.
- **Grupo 8** – Aplicou-se o sistema Clearfil SE Bond® na dentina, de acordo com o fabricante, mas sem a fotopolimerização do adesivo. Logo após, a superfície (dentina + sistema adesivo) foi irradiada com laser, na potência de 0,75W. Depois, uma segunda camada de adesivo (resina adesiva) foi aplicada e fotopolimerizada.
- **Grupo 9** – Repetiram-se os procedimentos do Grupo 8, com exceção da potência do laser, que foi de 1W.
- **Grupo 10** – Aplicou-se na dentina o sistema Clearfil SE Bond®, segundo instruções do fabricante, eliminando-se, porém, o passo de aplicação do “primer”.
- **Grupo 11** – A dentina foi tratada com o sistema Clearfil SE Bond®, como recomendado pelo fabricante, contudo, sem a aplicação do “primer”. Também não foi realizada a fotopolimerização do adesivo. Logo após, a superfície (dentina + adesivo) foi irradiada com laser, na potência de 0,75W. Uma segunda camada do adesivo foi então aplicada e fotopolimerizada .
- **Grupo 12** – Os mesmos passos do Grupo 11 foram seguidos, mas a potência empregada para o laser foi de 1W.

O resumo dos tratamentos dentinários empregados em cada grupo de estudo pode ser visto no Quadro 3.

Quadro 3 – Resumo dos tratamentos dentinários empregados em cada grupo de estudo

Grupo	Tratamento
G1	Ácido Fosfórico 35% + Single Bond®
G2	Ácido Fosfórico 35% + Single Bond® + Laser 0,75W
G3	Ácido Fosfórico 35% + Single Bond® + Laser 1W
G4	Single Bond® (sem ácido)
G5	Single Bond® (sem ácido) + Laser 0,75W
G6	Single Bond® (sem ácido)+ Laser 1W
G7	Clearfil SE Bond® ("Primer" + Adesivo)
G8	Clearfil SE Bond® ("Primer" + Adesivo) + Laser 0,75W
G9	Clearfil SE Bond® ("Primer" + Adesivo)+ Laser 1W
G10	Clearfil SE Bond® (Adesivo)
G11	Clearfil SE Bond® (Adesivo) + Laser 0,75W
G12	Clearfil SE Bond® (Adesivo) + Laser 1W

A remoção do excesso de água deixado na superfície dentinária pela lavagem do ácido fosfórico, nos grupos em que este foi empregado, foi feita com papel absorvente, tendo-se sempre a preocupação em deixar a superfície úmida e com aspecto brilhante.

O laser utilizado foi o de Nd:YAG (Twinlight Laser – Fotona Medical Lasers, Eslovênia), pertencente ao Instituto de Física da USP de São Carlos – SP (Figura 2). Este equipamento possui meio ativo sólido, composto por um cristal de ítrio-alumínio-granada, dopado com o elemento químico neodímio. Emite luz no espectro do

infravermelho, com comprimento de onda de 1064 nm, no modo pulsado, com largura de pulso de 120 a 160 μ s, entregue ao tecido por meio de fibra ótica apresentando 320 μ m de diâmetro. Um feixe de luz guia no espectro do visível (vermelho), com comprimento de onda de 670 nm e potência de 1mW, também é emitido pelo equipamento.

Neste estudo, a frequência de pulsos de 10Hz foi mantida constante para todos os grupos em que o laser foi empregado. Os parâmetros de energia adotados produziram, respectivamente, densidades (fluências) e intensidades de energia de 93,30J/cm² e 9,33W/cm², para a potência de 0,75W, 124,40J/cm² e 12,44 W/cm², para a potência de 1W. O cálculo destes valores e as fórmulas empregadas para este fim são mostrados nos apêndices.



Figura 2 – Laser de Nd:YAG usado neste estudo

A aplicação do feixe laser foi feita por varredura, pelo tempo de 20s, com a fibra em contato com o tecido alvo, sendo esta clivada após irradiação de cada dente, com auxílio de lâmina cerâmica. Durante todo procedimento, foi utilizada sucção de alta potência diretamente no sítio de aplicação, bem como foram usados, por parte do operador, óculos de proteção específicos para bloqueio do comprimento de onda empregado e máscara descartável.

A área de dentina irradiada com laser foi delimitada por meio de uma matriz metálica circular de alumínio (Figura 3). A matriz é composta de duas partes, base e corpo (Figuras 3A, 3B e 3D). A base da matriz apresenta um orifício para a montagem do dente em cera e uma canaleta para encaixe do corpo da matriz (Figura 3D). O corpo é composto de três partes (Figuras 3A e 3C): 1- um cilindro maior bipartido que se encaixa na base (CP-1); 2 – outro cilindro superior (CP-3) que se encaixa externamente no maior, estabilizando-o; 3 – e um cilindro menor bipartido encaixado internamente no cilindro superior (CP-2). O cilindro menor é que fica em contato com a dentina, delimitando a área irradiada, além de ser o responsável pela padronização das coroas de resina, pois esta é inserida dentro do mesmo. Ele possui paredes internas foscas para evitar a reflexão da luz durante a irradiação da dentina. Suas dimensões são 5mm de altura e 6mm de diâmetro. É bipartido, assim como o cilindro maior, facilitando a remoção do dente após a confecção da coroa de resina composta.

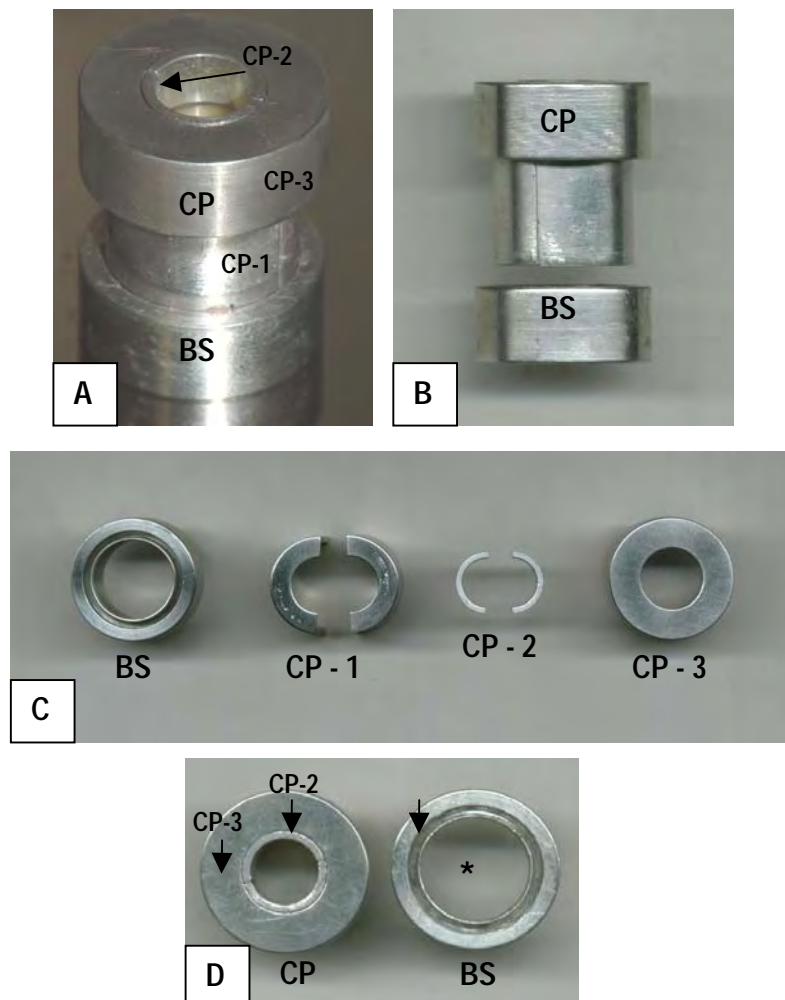


Figura 3 – Matriz utilizada para delimitar a área irradiada com laser e padronizar os corpos de prova. A – Matriz montada, mostrando sua base (BS) e seu corpo (CP). O corpo, por sua vez, é dividido em três partes: 1- Cilindro maior (CP-1), 2 – Cilindro menor (CP-2), 3 – Cilindro superior (CP-3); B – Aspecto da matriz com corpo (CP) e base (BS) separados; C – Matriz com todos seus componentes separados, mostrando a base (BS) e corpo (CP), este último dividido em 3 partes: CP-1 – Cilindro maior bipartido, CP-2 – Cilindro menor bipartido; CP-3 – Cilindro superior. As porções bipartidas foram desenvolvidas para facilitar a remoção do dente após confecção do corpo de prova. D - Vista superior da matriz dividida em corpo e base. Durante os procedimentos adesivos o dente é montado no orifício(asterisco) da base (BS) com cera e depois o corpo da matriz é encaixado e estabilizado sobre esta em uma canaleta existente na mesma (seta). Em relação ao corpo da matriz (CP), observa-se o cilindro menor(CP-2) encaixado internamente no cilindro superior (CP-3)

Realizados os tratamentos, foram confeccionadas, em 3 incrementos, coroas de resina composta Z-250® (cor A3.5) com 5mm de altura, sendo cada incremento fotopolimerizado individualmente por 40s. Após remoção da matriz, foi realizada fotopolimerização adicional em cada face por 40s. Em seguida, os conjuntos formados por resina composta e dente foram armazenados em água destilada, a 37°C, por 24 h.

O aparelho fotopolimerizador usado durante os procedimentos adesivos foi o OPTILIGHT DIGITAL® (Gnatus, Ribeirão Preto, São Paulo, Brasil), testado com relação à intensidade de luz, por meio de radiômetro acoplado, de modo que os valores mínimos foram sempre superiores a 450mW/cm².

Todos os tratamentos da superfície foram realizados com o dente montado e estabilizado na base da matriz. O corpo da matriz foi encaixado sobre sua base em dois tempos, primeiro quando a superfície foi irradiada e depois no momento da inserção da resina composta, quando o adesivo já estava polimerizado. As vantagens da matriz utilizada neste estudo foram: A - manipulação com estabilidade do dente; B - padronização da área irradiada, sem o risco da confecção da coroa de resina além dos limites desta última; C - padronização das dimensões da resina levantada sobre a dentina. O procedimento de preparo dos corpos de prova pode ser visto na Figura 4.

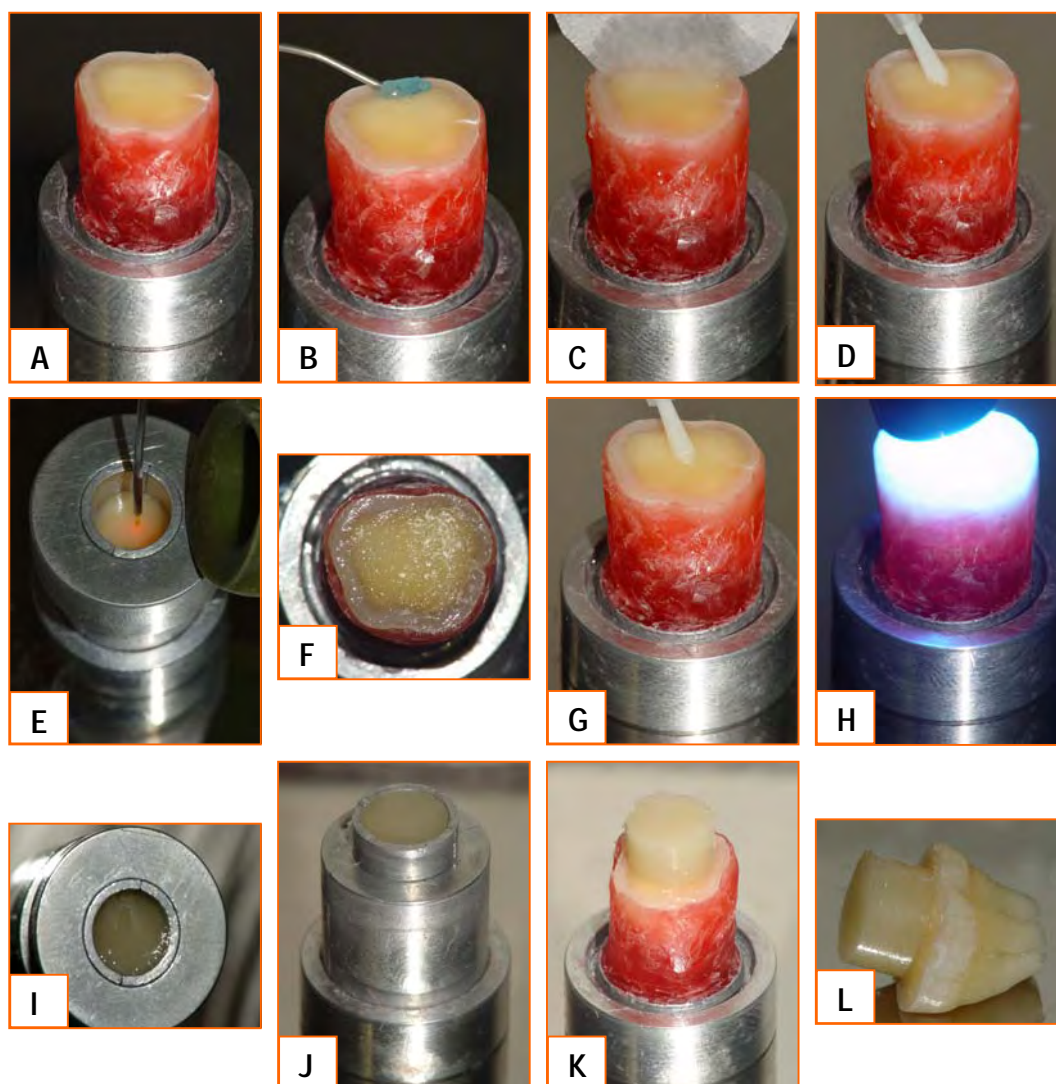


Figura 4 – Sequência de preparo dos corpos de prova: A - Dente montado em cera na base da matriz; B - Superfície de dentina sendo condicionada com ácido fosfórico; C - Excesso de umidade removido com papel absorvente; D - Aplicação do adesivo; E - Corpo da matriz colocado sobre sua base e irradiação da superfície com laser; F - Aspecto da superfície irradiada; G - Aplicação da camada adicional de adesivo; H - Fotopolimerização; I - inserção da resina composta; J e K- Matriz sendo desmontada; L- Coroa de resina composta construída e aspecto final do corpo de prova

C - Obtenção dos espécimes para o teste de microtração

Findo o período de armazenamento, os dentes restaurados foram montados em blocos de madeira com godiva de baixa fusão. Os blocos foram posicionados individualmente na máquina de cortes seriados ISOMET 1000® e os dentes seccionados em fatias de 0,7mm de espessura, paralelamente ao seu longo eixo (Figura 5A). Em seguida, os blocos foram removidos da máquina, girados 90° e novamente posicionados, para então se realizar nova série de cortes, também com 0,7mm de espessura e perpendiculares aos primeiros. Foram obtidos então espécimes em forma de palitos (Figuras 5B e 5C).

Os blocos foram removidos da máquina de cortes, os dentes desmontados e cortados apicalmente na raiz, perpendicular ao seu longo eixo e à distância aproximada de 5mm da junção amelo-cementária, com disco diamantado (Swiss Dental Diamond Superflex® - Intensiv S.A. – Grancia – Suíça) montado em micromotor, para separação dos palitos. Os mesmos eram formados, na sua porção inferior pela dentina e na superior pela resina (Figura 5D), ambas unidas pela interface adesiva. Os espécimes possuíam secção transversal de união com aproximadamente 0,49 mm². Após obtidos, estes foram observados ao microscópio de luz, com 30X de aumento, para verificar-se a presença de falhas na área de união.

D – Teste de microtração

De cada dente, após o procedimento de corte e observação ao microscópio, foram obtidos em média 10 espécimes, num total de 30 para cada grupo experimental. Destes, 24 (8 para cada dente) foram selecionados aleatoriamente para

serem testados, sendo que os demais foram mantidos armazenados em água destilada a 37°C para futura observação em microscópio eletrônico de varredura.

Inicialmente, os espécimes selecionados para o ensaio de tração tiveram suas secções transversais de união e espessuras de dentina remanescente medidas utilizando-se paquímetro digital com leitura eletrônica (DIGIMATIC CALIPER®, Mitutoyo – Absolute – nº série BB071467) e precisão de 0,01mm. Em seguida, os “palitos” foram individualmente fixados pelas suas extremidades ao dispositivo de microtração (Figura 5E) com adesivo instantâneo (Superbonder Gel® – Henkel Loctite Adesivos LTDA – Itapevi – SP - Brasil), associado a acelerador de presa (Zapit accelerator® – D.V.A. Inc. – CA - EUA).

Os testes de microtração foram realizados por meio da Máquina de Ensaio Mecânico MTS® (Material Test System 810 – MTS Systems Corporation – Minneapolis – Minnesota - EUA). Utilizou-se célula de carga de 1kN (Load Transducer modelo 66118 D - 01) e velocidade do atuador de 0,5mm/min. O movimento foi cessado no momento da ruptura dos espécimes (Figura 5F) e os dados coletados por meio de software específico (TestWorks® – sistema TestStar 2 – MTS Systems Corporation – Minneapolis – Minnesota - EUA). Os valores finais de resistência máxima foram calculados dividindo-se os valores de carga máxima, obtidos em Newton(N), pelas secções transversais de união dos espécimes, obtidas em mm², sendo, portanto expressos em MPa.

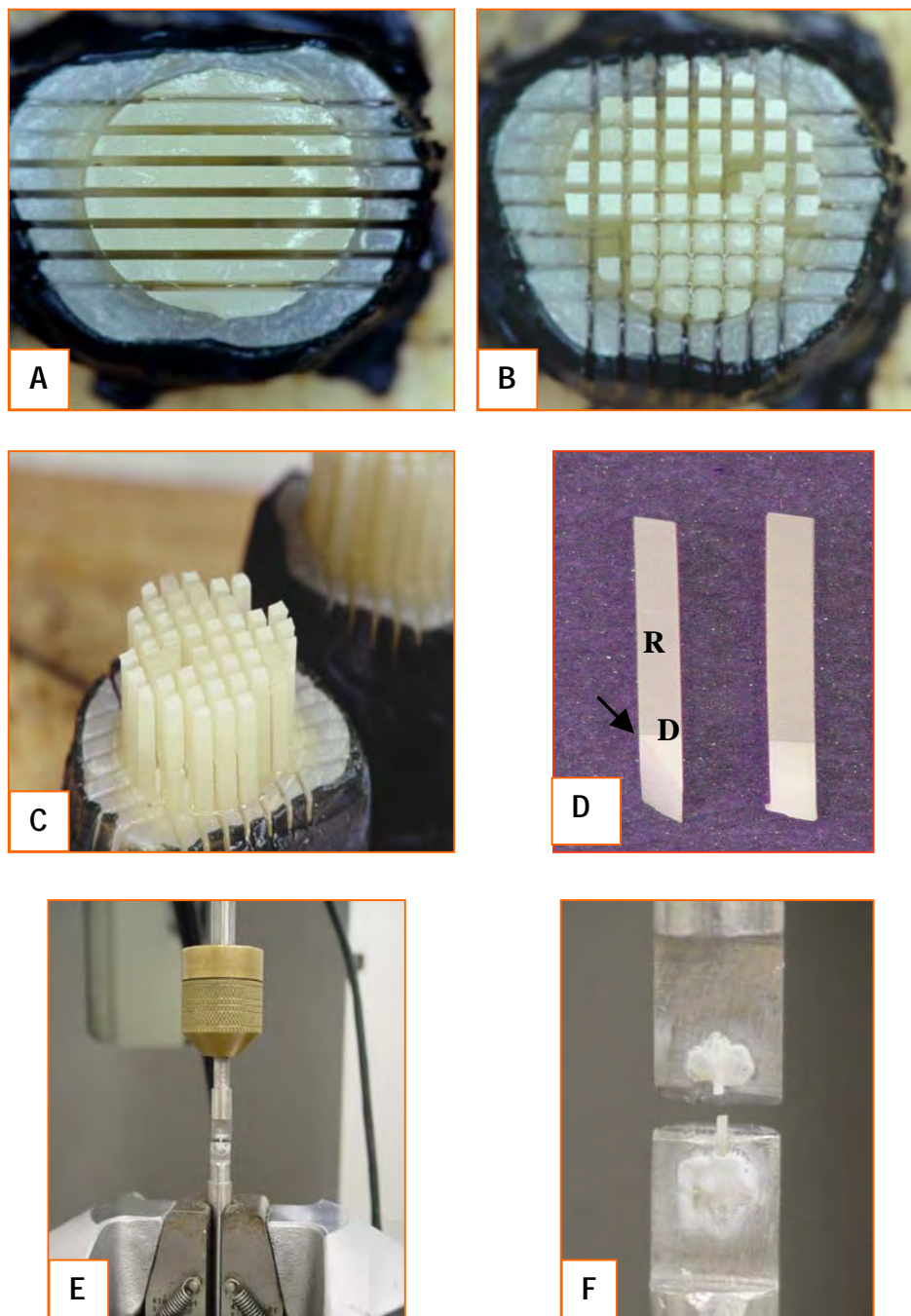


Figura 5 – Preparo dos espécimes para o teste de microtração. A – dente montado sobre bloco de madeira com godiva de baixa fusão e cortado serialmente no sentido méso-distal; B – dente montado sobre bloco de madeira com godiva e cortado serialmente nos sentidos méso-distal e vestibulo-lingual; C – vista lateral da figura anterior; D – aspecto dos palitos. Observa-se que a parte inferior do espécime é constituída por dentina (D) e a parte superior por resina (R), estando estas unidas pela interface adesiva (seta); E – dispositivo de microtração montado na máquina de ensaios mecânicos e com o espécime posicionado sobre ele para ser testado sob tração; F – espécime logo após sua ruptura sob carga de tração

CONCLUSÃO

Com base nas condições experimentais adotadas e nos resultados obtidos neste estudo, pode-se concluir que:

1. A irradiação usando o laser de Nd:YAG aumentou os valores de resistência à microtração quando o adesivo Single Bond foi aplicado sem o condicionamento prévio da dentina com o ácido fosfórico, mas apenas em relação ao grupo em que não foram feitas nem a aplicação do ácido nem a irradiação com laser;
2. Nos grupos em que o condicionamento ácido foi realizado e, em seguida, o adesivo Single Bond foi aplicado, a irradiação com laser não aumentou a resistência à microtração;
3. Para o adesivo Clearfil SE Bond, não houve aumento dos valores de resistência à microtração encontrados devido à irradiação com laser, em relação aos seus controles, independentemente do pré-tratamento ácido do tecido dentinário;
4. As potências empregadas, 0,75 e 1W, exerceram efeitos semelhantes na resistência à microtração, para ambos os adesivos testados;
5. A irradiação da superfície com laser, por si só, não provocou reduções nos valores de resistência à microtração em nenhum dos grupos estudados.

Após os testes, as superfícies de dentina e resina correspondentes à área da adesão foram observadas ao microscópio de luz, em aumento de 40X, para verificação do tipo de falha ocorrida. Considerando a complexidade da união, formada por

duas interfaces, uma entre adesivo e dentina e outra entre adesivo e resina, e por três substratos distintos, adesivo, dentina e resina composta, as fraturas foram inicialmente classificadas em:

1. Adesivas entre sistema adesivo e dentina **(A)**, quando o adesivo se deslocava completamente da superfície dentinária, mas permanecendo sobre a resina;
2. Adesivas entre sistema adesivo e resina composta **(B)**, quando o sistema adesivo se deslocava da superfície de resina composta, mantendo-se sobre a dentina;
3. Coesivas do adesivo **(C)**, quando as duas porções do espécime fraturado estavam cobertas com o sistema adesivo;
4. Coesivas da resina composta **(D)**, quando as duas porções do espécime estavam cobertas com a resina composta;
5. Coesivas da dentina **(E)**, quando as duas porções fraturadas do espécime possuíam remanescentes dentinários;
6. Mistras **(F)**, quando havia a presença de dois ou mais tipos de fratura descritos anteriormente.

Apesar de completa, a classificação descrita acima dificultou a análise e interpretação dos dados obtidos devido à sua complexidade. Assim, os modos de fratura foram ainda classificados, de acordo com o envolvimento da união nos mesmos, em:

1. Exclusivamente da união **(G)**, quando as fraturas eram adesivas, coesivas do adesivo ou a mistura destas;
2. Envolvendo a união **(H)**, quando havia a presença das fraturas da união associadas às fraturas coesivas da resina e da dentina;
3. Fora da união **(I)**, quando as fraturas ocorriam na resina ou na dentina.

E – Preparo dos espécimes para observação ao Microscópio Eletrônico de Varredura (MEV).

A título de ilustração, dois espécimes (palitos) não testados em cada grupo foram selecionados para observação ao MEV, com exceção do grupo 4. Neste grupo, devido à fragilidade das interfaces e, conseqüentemente, ao número reduzido de espécimes obtidos, não foi possível selecionar palitos para observação ao MEV. Diante disto, 1 dente, dos 37 selecionados para este estudo, teve sua superfície dentinária tratada como descrito para o grupo 4. Porém, após a confecção da coroa de resina composta sobre a superfície tratada, o dente não foi cortado serialmente em palitos, mas sim dividido em duas metades, com auxílio da máquina ISOMET 1000® e por meio de um corte paralelo ao seu longo eixo, expondo assim as interfaces a serem observadas no MEV.

Inicialmente, os espécimes selecionados e as duas metades obtidas do dente preparado foram montados em cola poliéster (Milflex Indústria Química LTDA., São Bernardo do Campo – SP), expondo a interface adesiva. A seguir, as superfícies expostas foram desgastadas seqüencialmente com lixas de granulação 600, 1200 e 2000 montadas na politriz e sob refrigeração abundante. Estas foram então desmineralizadas com HCL a 6N por 30s e lavadas com água destilada. Foram depois tratadas com NaOCl a 1% por 10min e novamente lavadas com água destilada. Em seguida, as amostras sofreram desidratação em soluções de 50%, 70%, 95% e 100% de etanol pelos tempos de 10, 10, 10 e 30min, respectivamente em cada solução; foram colocadas no dessecador à vácuo por 12 horas, metalizadas (Balzers SCD 050 Sputter Coater) com película de ouro

de 20nm e as interfaces adesivas observadas ao MEV (Modelo DSM 960, Zeiss, Jena, Alemanha), com aceleração de voltagem de 20kV.

Também a título de ilustração, amostras representativas dos espécimes fraturados, referentes aos diferentes grupos experimentais, foram selecionadas e observadas em MEV. As metades de dentina dos palitos foram montadas em cola de poliéster, deixando as superfícies fraturadas expostas, desidratadas em soluções ascendentes de etanol como descrito, colocadas e mantidas no dessecador, sob vácuo, por 12h, metalizadas e observadas em MEV, com aceleração de voltagem de 20KV.

F – Análise Estatística

De início, os dados de resistência à microtração (RMT) e de secção transversal de união (STU) dos espécimes foram tabulados e testados em relação à normalidade e à homogeneidade de variâncias, para decisão da estatística inferencial a ser usada. Os testes estatísticos de Kolmogorov-Smirnov e Lèvene foram os empregados para este fim, respectivamente para normalidade e homogeneidade de variâncias. Os testes foram feitos considerando separadamente cada adesivo, pois não foi objetivo deste trabalho comparar os diferentes sistemas e sim os tratamentos realizados para cada um deles.

Os valores médios de STU de cada grupo foram comparados entre si pelo teste de Kruskal-Wallis, ao nível de 5% de significância, para que fossem detectadas possíveis diferenças entre os mesmos.

Em relação aos dados de RMT, neste estudo, o condicionamento ácido e aplicação do laser foram consideradas variáveis independentes, que poderiam

influenciar ou não a resistência adesiva, esta última considerada, portanto variável dependente. A variável condicionamento ácido possui dois níveis, com e sem condicionamento, e a variável aplicação do laser três, sem laser, laser 0,75W e laser 1W.

As hipóteses testadas foram:

a) quanto ao condicionamento ácido:

H₀: o condicionamento ácido não influencia a resistência adesiva;

H₁: o condicionamento ácido influencia a resistência adesiva.

b) quanto à aplicação do laser:

H₀: a aplicação do laser não influencia a resistência adesiva;

H₁: a aplicação do laser influencia a resistência adesiva.

c) quanto à interação entre condicionamento ácido e aplicação do laser:

H₀: a interação entre o condicionamento ácido e a aplicação do laser não influencia na resistência adesiva;

H₁: a interação entre o condicionamento ácido e a aplicação do laser influencia na resistência adesiva.

Para testar estas hipóteses, foi utilizado o modelo estatístico de análise de variância, com dois critérios. O teste de Tukey para comparações múltiplas das médias foi aplicado quando a análise de variância detectou diferenças significantes entre os grupos. O nível de significância empregado para todas as análises foi de 5% ($\alpha = 0,05$).

Para se verificar a existência ou não de correlação entre os valores de RMT e os dados de espessura de dentina remanescente (EDR), foi utilizado o teste de Correlação de Pearson (r), também ao nível de 5% de significância.

DISCUSSÃO

Inicialmente, durante o planejamento deste estudo e devido à quantidade limitada de informações na literatura sobre a técnica de irradiação do adesivo aplicado na dentina, usando o laser de neodímio, acreditava-se que esta poderia modificar a composição dos adesivos testados. Por isso, durante o planejamento experimental do estudo, propôs-se a aplicação de uma camada adicional de adesivo sobre a camada anteriormente irradiada, objetivando a saturação da superfície com monômeros resinosos que, supostamente, poderiam ter se perdido, vaporizados pela ação do laser. Porém, recentemente, esta hipótese foi descartada, visto que, em avaliação realizada no Instituto de Física de São Carlos (dados não publicados), testou-se a capacidade de absorção destes adesivos para o comprimento de onda utilizado (1064 nm), observando-se a não ocorrência desta. Partindo-se do princípio que as modificações só ocorrem se houver absorção da luz pela região alvo, os resultados apresentados são discutidos sobre as alterações ocorridas diretamente na dentina, que absorve este comprimento de onda, e indiretamente no adesivo.

Os resultados deste estudo mostraram que a irradiação da camada de adesivo, aplicada sobre a dentina, com o laser de Nd:YAG melhorou o desempenho da interface apenas quando o sistema Single Bond foi aplicado no tecido não condicionado previamente com o ácido fosfórico. Portanto, os Grupos 5 e 6 foram os únicos que apresentaram médias de resistência à microtração superiores ao seu controle (Grupo 4). Em todos os demais grupos experimentais, as médias de resistência à microtração foram

semelhantes em relação às dos seus respectivos controles. Para cada tipo de tratamento e de adesivo, também não foram encontradas diferenças entre as potências empregadas.

Quando o adesivo Single Bond foi aplicado sobre a dentina condicionada com ácido (Grupos 1, 2 e 3), obteve-se valores de resistência adesiva altos e semelhantes aos achados na literatura, independentemente da irradiação com laser^{6,16,20}. Estes resultados são diferentes dos achados de Gonçalves et al.²³ que, utilizando esta técnica, encontraram valores de resistência ao cisalhamento maiores do que aqueles do grupo controle e do que os do grupo em que o laser foi aplicado antes dos procedimentos adesivos. Já os resultados obtidos por Matos et al.³⁵ e Matos et al.³⁶ foram semelhantes aos encontrados aqui. Porém, os primeiros autores discutem que a dentina fundida pela ação do laser poderia aprisionar no seu interior componentes dos sistemas adesivos, reforçando o entrelaçamento entre a resina e a dentina. O aspecto das interfaces observadas neste estudo parece contradizer esta hipótese quando a superfície foi irradiada com laser, pois houve a formação de uma camada híbrida típica, semelhante à que foi encontrada no controle. No futuro, a análise qualitativa destas áreas, com o uso de técnicas como a espectroscopia Raman e a FTIR ("Fourier Transform Infrared"), pode trazer mais informações sobre o assunto.

Quando o adesivo Single Bond foi aplicado sobre a dentina coberta com a "smear layer" (Grupo 4), a resistência adesiva foi menor do que aquela dos grupos em que o ácido fosfórico foi usado previamente à aplicação do adesivo, sendo esta diferença estatisticamente significativa. Por outro lado, quando o adesivo foi aplicado sobre a superfície e irradiado com laser, seja na potência de 0,75W (Grupo 5) ou na de 1W (Grupo 6), a resistência à microtração aumentou e esta diferença também foi

estatisticamente significativa. Porém, os valores de resistência adesiva foram menores nos grupos 5 e 6 em relação aos grupos 1, 2 e 3, o que indica que a irradiação com laser não é capaz de substituir o tratamento com o ácido fosfórico como mecanismo de retenção do adesivo. O aspecto das interfaces (Figura 11) sugere uma interação do Single Bond restrita à "smear layer" no grupo 4, contudo, nos grupos 5 e 6, parece que houve um contato íntimo com o tecido adjacente, já que se observa o que parece ser a impressão negativa em resina adesiva do tecido dentinário, removido pelo tratamento dos espécimes para a observação ao microscópio eletrônico.

Os resultados observados no Grupo 4 são semelhantes aos encontrados na literatura para os adesivos de gerações anteriores, que não empregavam o condicionamento ácido ^{42,62}. Como ressaltado, a interação do adesivo se restringe à "smear layer", desta forma, sabendo-se que esta é fracamente aderida ao tecido dentinário, os valores reduzidos de tensão máxima de união (11,88 MPa) eram esperados. Já para os Grupos 5 e 6, o aumento da resistência à microtração em comparação com o Grupo 4, pode estar associado à mudanças diretas na dentina e indiretas no adesivo, provocadas pelo laser.

O comprimento de onda emitido pelo laser de Nd:YAG é absorvido por tecidos pigmentados ^{18,21}, mas como a dentina não é negra (substrato ideal para absorção da radiação no espectro do infravermelho), ela não o absorve bem, assim, apenas parte da energia é aproveitada. Caso esta fosse totalmente absorvida, o laser de Nd:YAG seria uma ferramenta poderosa no preparo de cavidades, pois facilmente provocaria a vaporização do tecido. Porém, pelo seu mau aproveitamento, grande quantidade de energia é necessária para que o tecido seja removido. Lan et al. ³¹ ressaltam que níveis de

energia variando entre 100 e 150mJ são necessários para que ocorra a formação de crateras no tecido. Além disso, a energia que não é absorvida pode ser transmitida ao tecido pulpar, provocando danos. Por esta razão, este laser não é bem indicado para o preparo de cavidades, mas para outros fins, como a limpeza e desinfecção de canais radiculares, dessensibilização dentinária, redução da permeabilidade do tecido etc ^{1,18,19,23,24,33}.

A literatura relata alterações morfológicas como: superfície com aspecto de fusão e conseqüente solidificação, semelhante à lava vulcânica; obliteração parcial ou total dos túbulos dentinários; presença de glóbulos de solidificação; superfície com aspecto esponjoso, apresentando glóbulos ocos devido à vaporização do material no seu interior; erosão; e a presença de dentina alterada pela ação conjunta do calor e do movimento da fibra ótica sobre a superfície (varredura) ^{1,3,19,28,31,33,37,58,72}. Com maior quantidade de energia entregue ao tecido, também são observadas fissuras, rachaduras e crateras ^{1,31,32,34,58}. A presença de dentina alterada e glóbulos de tecido solidificado foi confirmada neste estudo, pela observação ao microscópio eletrônico de varredura da superfície dentinária dos espécimes fraturados (Figuras 13 a 16). Crateras e fissuras não foram vistas nas superfícies irradiadas, talvez pelos baixos níveis de energia utilizados.

Modificações na composição química da dentina também ocorrem pela irradiação com laser de Nd:YAG, como a diminuição ou aumento do conteúdo de determinados elementos no tecido e a formação de cristais de mineral com estrutura diferente da hidroxiapatita dentinária ^{32,54,58}. Armengol et al.⁵, em 2003, verificaram o aumento da energia da superfície de dentina coberta com "smear-layer" e irradiada com laser de Nd:YAP, em comparação com a mesma superfície não irradiada. Todavia, estes

autores notaram que estes valores foram menores do que os encontrados quando a dentina foi condicionada com ácido ou irradiada com o laser de Er:YAG.

Os achados de Armengol et al.⁵ talvez expliquem os resultados obtidos nesta investigação. O aumento das médias de resistência à microtração para os grupos em que o Single Bond foi aplicado e depois irradiado com laser (Grupos 5 e 6) em relação ao grupo em que apenas o adesivo foi aplicado (Grupo 4), ambos sem o condicionamento ácido, pode estar relacionado ao aumento da energia de superfície do tecido irradiado. Isto poderia levar a um melhor molhamento do tecido pelo adesivo, o que promoveria o contato íntimo entre estes e o aumento da resistência adesiva. Ainda, alguns estudos mostram que o tecido irradiado é mais rugoso do que o não irradiado, o que também pode ter contribuído para os resultados encontrados^{3,5,58}.

Outro aspecto importante é que o aumento da temperatura na dentina pode, por transmissão de calor, ocorrer também nas áreas adjacentes, inclusive no adesivo. Existe uma relação inversa entre temperatura e tensão superficial dos líquidos^{10,80}. Entende-se por tensão superficial a tendência que um líquido tem de minimizar sua área de superfície para que a distância entre as moléculas no seu interior seja mínima, formando o máximo de ligações entre elas e minimizando o número de moléculas não balanceadas na superfície, alcançando-se, assim, uma situação de equilíbrio para o sistema^{10,17}. Quanto maior for a força que une as moléculas maior será também a tensão superficial. Líquidos com grande tensão superficial tendem a ser mais viscosos, pois, por estarem fortemente aderidas entre si, as moléculas deste líquido encontram dificuldade em deslizar umas sobre as outras¹⁰. O fornecimento de energia extra ao sistema, no caso, o calor, confere maior mobilidade às moléculas, diminuindo a

viscosidade do líquido e aumentando sua capacidade de molhamento^{10,17}. Desta forma, o aumento da temperatura pode diminuir a viscosidade do adesivo, conseqüentemente, permitindo que este molhe de maneira mais eficaz a superfície, melhorando a adesão. Também não se exclui o efeito do movimento da fibra ótica sobre a superfície, que pode aumentar o molhamento do adesivo.

Estes efeitos, acima descritos, seriam passíveis de ocorrer também nos grupos em que o adesivo Single Bond foi aplicado após o condicionamento ácido. Era de se esperar a somatória entre os efeitos do condicionamento ácido e da aplicação do laser na resistência adesiva, em comparação ao efeito isolado de cada fator. Porém, isto não ocorreu, provavelmente porque a interação da luz laser com as superfícies condicionada e não condicionada é diferente. O ácido fosfórico remove a "smear layer", promovendo a exsudação de fluídos para a superfície, devido a sua hipertonicidade em relação aos fluidos bucais^{42,45,62}. A água, presente em grande quantidade, poderia minimizar a ação do laser sobre a dentina. Em um estudo de Israel et al.³⁰, foi observado que a irradiação da dentina associada à refrigeração com água minimizou os efeitos do laser na superfície, sendo preciso o aumento de 25 a 40% da energia usada para se conseguir os mesmos efeitos encontrados sem uso de refrigeração.

Além disso, existe um limite para que ocorra uma melhor adesão quando se modificam as interações física e química entre o adesivo e o tecido. A princípio, bastaria diminuir a tensão superficial do líquido e aumentar a energia de superfície do sólido ao máximo para que um íntimo contato ocorresse entre estes, o que, necessariamente, não acontece. Asmussem & Uno⁸ relatam que para que ocorra uma excelente impregnação da dentina desmineralizada pelo adesivo, este deve apresentar

interações moleculares e, conseqüentemente, padrão energético semelhante ao da superfície em que será aplicado. Em outras palavras, para que um solvente e um soluto se misturem livremente eles devem ter parâmetros de solubilidade semelhantes. Assim, o adesivo, considerado como um solvente, para molhar adequadamente e penetrar na superfície dentinária, considerada aqui como soluto, deve ter parâmetros de solubilidade semelhantes aos da superfície^{7,8,9,22,38}.

Superfícies tratadas de maneiras diferentes apresentam parâmetros de solubilidade distintos, não podendo ser encaradas da mesma maneira. Este fato talvez explique porque o adesivo Single Bond reagiu de forma distinta quando aplicado na dentina condicionada e na não condicionada com ácido. Este sistema apresenta caráter hidrofílico, ou seja, possui interações moleculares predominantemente não-dispersivas (polares), interagindo muito bem com superfícies de características semelhantes, como a dentina úmida condicionada com ácido fosfórico^{11,42,62}.

O contrário ocorre na dentina não condicionada e coberta com a "smear layer", que tem característica predominantemente hidrofóbica¹¹, e isto poderia explicar porque a irradiação com laser melhorou a resistência adesiva de forma marcante quando o adesivo foi aplicado sobre esta superfície. As modificações da energia de superfície e da tensão superficial, respectivamente para a dentina e para o adesivo, foram decisivas para melhorar a resistência adesiva nestes casos. De modo oposto, nos grupos 2 e 3, mesmo com a aplicação do laser, não houve melhora na resistência adesiva, talvez porque já se tenha alcançado a aproximação dos parâmetros de solubilidade entre adesivo e dentina, após o condicionamento ácido desta. Estes aspectos podem também

justificar o fato de não se ter encontrado diferenças entre as potências de laser estudadas, nos grupos em que a dentina foi ou não condicionada.

Toledano et al.⁷¹, em 2001, avaliaram a resistência ao cisalhamento de três sistemas adesivos à dentina e ao esmalte. Os autores mediram também o ângulo de contato formado entre os "primers" destes sistemas e a dentina. O "primer" do sistema Scotchbond Multi-Purpose Plus formou os menores ângulos de contato com a dentina, superficial e profunda, em comparação aos demais sistemas, porém, os valores de resistência adesiva obtidos foram estatisticamente inferiores aos encontrados para o adesivo Clearfil SE Bond. Obviamente, vários outros fatores podem ter influenciado nos valores de resistência adesiva obtidos neste estudo, tais como composição do adesivo e sua técnica de aplicação, contudo, o efeito da interação energética entre adesivo e dentina parece ser relevante. Miller et al.³⁸ calcularam os valores dos parâmetros de solubilidade da dentina condicionada com EDTA e dos compostos usados rotineiramente nas formulações dos "primers" existentes, comparando-os com os dados de resistência adesiva achados na literatura. Os autores concluíram que existe uma relação direta entre estas variáveis, de modo que, o aumento da capacidade do adesivo em dissolver-se na dentina condicionada e úmida resultou no aumento da resistência adesiva.

Para o adesivo Clearfil SE Bond, como descrito, também não foram observadas diferenças estatísticas entre os grupos em que o laser foi aplicado e seus respectivos controles. Estes resultados estão, até certo ponto, de acordo com os obtidos por Matos et al.³⁶ que observaram igualdade entre as médias de resistência à tração para os grupos em que o sistema Clearfil Liner Bond 2V foi aplicado na dentina, com ou sem irradiação sobre o adesivo. Novamente, os parâmetros de solubilidade do adesivo e da

dentina parecem ter atingido um ponto limite em que não é possível melhorar a adesão. Surpreendentemente, a aplicação do adesivo do sistema (sem o “primer”) resultou em valores de resistência adesiva semelhantes aos obtidos quando este foi aplicado de acordo com seu fabricante (com o “primer”) e maiores do que os encontrados quando o mesmo foi aplicado como recomendado pelo fabricante e irradiado com laser.

Este efeito foi inesperado e é de difícil explicação. O “primer” do sistema Clearfil SE Bond possui baixo pH e age infiltrando-se na “smear layer” e desmineralizando a dentina subjacente. Após aplicação da resina adesiva, um complexo hibridizado é formado pela “smear layer” hibridizada, apresentando cerca de 1,4 μ m de espessura, e a camada híbrida dentinária verdadeira, com aproximadamente 0,5 μ m^{64,68,69}. Este complexo só pode ser visto usando microscopia eletrônica de transmissão, enquanto que a camada híbrida verdadeira é passível de observação ao microscópio eletrônico de varredura. A morfologia e espessura das camadas híbridas verdadeiras observadas neste estudo (Figura 12) vão de encontro ao que é visto na literatura^{51,52,64,68,69}.

É bem estabelecido pela comunidade científica que a camada híbrida é o principal mecanismo de adesão da resina à dentina. Vários fatores podem influenciar na formação e manutenção da camada híbrida como a presença e espessura da “smear layer”, presença de dentina esclerótica, a existência de dentina afetada por cárie, profundidade da cavidade, quantidade de umidade superficial, tipo de adesivo e técnica adesiva empregados, o material restaurador usado etc^{15,27,29,43,45,50,52,62,64,65,66,67,73,76,77,78}. É importante que uma camada híbrida homogênea seja formada em detrimento de sua

espessura, a prova disso são os sistemas auto-condicionantes, que mesmo produzindo camadas híbridas finas, geram altos valores de resistência adesiva ^{6,25,45,56,69,71,77}.

Além da interação micromecânica do adesivo com a dentina, especula-se que poderiam haver ligações físicas, do tipo forças de Van-der-Waals, ligações de hidrogênio e forças de dispersão de London; e químicas, do tipo ligações iônicas, covalentes e metálicas, do adesivo com o tecido ^{7,42}. Contudo, a literatura não conseguiu provar a existência destas ligações. Nos grupos em que apenas a resina adesiva do sistema Clearfil SE Bond foi aplicada na dentina, esperava-se a obtenção de valores de resistência adesiva baixos, devido à não formação da camada híbrida nestas condições. Necessariamente, a formação desta camada depende do condicionamento da dentina, que remove superficialmente a porção mineral do tecido e cria espaço para a penetração do adesivo, que após polimerizado, retém mecanicamente a resina na superfície.

O adesivo deste sistema não condiciona a dentina, portanto não forma camada híbrida, fato este confirmado neste estudo pela observação das interfaces ao microscópio eletrônico de varredura (Figura 12). Com base nisso, pode-se especular que os altos valores de força de união encontrados quando o adesivo foi aplicado sem utilização prévia do "primer" auto-condicionante estão relacionados à formação de ligações químicas e físicas com o substrato. Os parâmetros de solubilidade do adesivo podem também ser semelhantes aos da dentina, o que possibilitaria íntimo contato com o tecido e ótima adesão. Ainda, a espessura fina da "smear layer" formada com o tipo de desgaste da superfície adotado neste trabalho (lixa 600) pode ter contribuído para o adesivo se unir à dentina. Alguns estudos têm demonstrado que "smear layers" espessas podem interferir

na adesão dos sistemas auto-condicionantes à dentina ^{44,69}. Complexos hibridizados de diferentes espessuras são formados nestas condições, apesar de as camadas híbridas verdadeiras apresentarem sempre a mesma espessura ^{64,68,69}. Todos estes aspectos merecem futuras investigações.

Um ponto importante deve ser ressaltado quando se associa o uso do laser de neodímio com a aplicação dos adesivos auto-condicionantes. Este laser, pela elevação da temperatura, poderia eliminar microrganismos presentes na dentina^{12,21,39}. Berkiten et al.¹² verificaram que o mesmo foi capaz de esterilizar 98,5% das secções dentinárias inoculadas com o *Streptococcus Sanguis*, usando a potência de 2,4W. Durante os procedimentos adesivos, a "smear layer" é mantida sobre a dentina quando os sistemas auto-condicionantes são usados. Sabendo que abriga no seu interior bactérias, ela pode servir como uma fonte de disseminação destas e de seus produtos para a polpa, provocando injúria ao tecido. Assim, a irradiação com laser do adesivo aplicado sobre a dentina coberta com a "smear layer" poderia eliminar os possíveis microrganismos presentes ali, protegendo, indiretamente, a polpa.

A análise das fraturas neste estudo revelou que a maior parte delas ocorreu exclusivamente na união, tanto para o adesivo Single Bond (93,18%) quanto para o Clearfil SE Bond (92,97%), confirmando uma característica do teste de microtração. A utilização de espécimes com área de adesão reduzida provoca uma melhor distribuição das tensões durante o teste, o que propicia o aparecimento deste tipo de falha ^{14,47,55,59}. Segundo Van Noort et al.⁷⁴, ensaios como o de cisalhamento e tração são altamente dependentes da geometria dos espécimes. Pashley et al.⁴⁶ descrevem que falhas na dentina começam a aparecer quando os valores de resistência adesiva atingem 15MPa e

chegam a apresentar frequência de 80% quando estes atingem 25MPa, no teste de cisalhamento. Porém, Sano et al.⁵⁶ relataram que a dentina apresenta valores de resistência à microtração em torno de 104MPa . Assim, o aparecimento de falhas no substrato está mais associado a uma distribuição anormal das tensões durante o ensaio do que à capacidade da união em sobrepor a resistência coesiva da dentina. Por isso, o teste de microtração parece oferecer uma avaliação mais realista da adesão do que os outros testes.

Os grupos 4 e 5 apresentaram, respectivamente, 94,12% e 21,74% de falhas adesivas entre o adesivo e a dentina. Este padrão de fraturas pode estar refletindo o comportamento das interfaces, principalmente, no grupo 4, que foi aquele que mostrou os menores valores de resistência adesiva de todos. Os demais grupos não mostraram falhas deste tipo, com exceção do Grupo 9, que apresentou um número reduzido das mesmas (4,55%). De maneira geral, o padrão de falhas para todos os grupos foi complexo, fato este que reflete, até certo ponto, a distribuição desigual das tensões. Diferentes adesivos e técnicas de aplicação podem criar padrões distintos de distribuição das tensões⁴⁶. A presença de fraturas no substrato, mesmo que em pequenas quantidades, denota que as tensões, em alguma extensão, estão distribuídas de maneira heterogênea.

A análise da correlação entre espessura de dentina remanescente e resistência à microtração revelou que esta foi baixa (20%) para ambos os adesivos testados. Quanto mais profunda a cavidade, portanto, quanto menor a espessura de dentina remanescente, maior é o desafio para a adesão. Cavidades profundas apresentam maior umidade e menor área de dentina intertubular disponível para formação

da camada híbrida, devido à maior densidade dos túbulos nesta região^{27,42,45,62}. Desta forma, forte correlação entre estas variáveis poderia ser esperada, o que não ocorreu, provavelmente devido à não simulação da pressão pulpar durante o experimento. Estes resultados concordam com a literatura revista^{15,16,43,55}.

Diante do exposto, a aplicação do laser de Nd:YAG melhorou a resistência adesiva somente quando o adesivo Single Bond foi aplicado sem tratamento prévio da dentina com o ácido fosfórico. Apesar disso, mesmo com a aplicação do laser, as médias de resistência à microtração nestes grupos foram inferiores à do grupo em que o adesivo Single Bond foi aplicado como indicado pelo fabricante. Assim, os resultados obtidos aqui desencorajam o emprego deste tipo de tratamento, porque o mesmo acrescenta um passo clínico e não melhora os valores de resistência adesiva obtidos. Além do que, o custo do aparelho que emite o feixe laser é alto e existe o problema do calor gerado, que pode provocar danos ao tecido pulpar.

A literatura é contraditória no que diz respeito aos efeitos térmicos deste laser na integridade do tecido pulpar. Zach & Cohen⁷⁹, em um estudo clássico, relatam que um aumento da temperatura na polpa acima de 5,5°C pode levar à perda da vitalidade pulpar. Armengol et al.⁴ observaram temperaturas altas quanto 57°C na câmara pulpar após irradiação com laser de Nd:YAP. Goodis et al.²⁴ verificaram o aumento da temperatura intrapulpar, que variou de 6,9 a 29,8°C, quando o laser de Nd:YAG foi empregado na superfície dentinária, elevando-se à medida que se aumentou a potência, a frequência, a energia e o diâmetro da fibra ótica. Türkmen et al.⁷² observaram a temperatura de 28°C dentro da câmara pulpar após irradiação da dentina com laser de neodímio, na potência de 3W e frequência de 20Hz. Em contrapartida, Srimaneepoong et

al.⁶³ relataram aumento de temperatura de apenas 1,31°C com a aplicação deste mesmo laser, também na potência de 3W. White et al.⁷⁵ verificaram, que na presença de 1mm de remanescente dentinário e quando os parâmetros da luz laser não excederem 1W de potência e 10Hz de frequência, a aplicação do laser de Nd:YAG sobre a dentina é segura. A discrepância encontrada entre os estudos pode estar ligada às diferentes configurações dos testes e parâmetros de energia empregados. Além disso, todos os estudos medindo a temperatura intra-pulpar, exceto o de Zach & Cohen⁷⁹, foram realizados "in vitro", em condições muito diferentes das que ocorrem "in vivo". Diante disso, é prudente aguardar que mais estudos sejam realizados até que o laser de neodímio possa ser utilizado com segurança em seres humanos. Parâmetros de energia baixos como os adotados neste estudo podem futuramente ser estudados.

Uma perspectiva muito interessante para utilização deste laser diz respeito à longevidade da união. Estudos têm mostrado que a interface adesiva é susceptível à degradação com o tempo, principalmente pela ação da água, e os sistemas de frasco único, como o adesivo Single Bond, parecem ser mais susceptíveis^{6,20,26,57}. Apesar de não ser absorvido pela água, o laser de Nd:YAG pode vaporizá-la pelo calor gerado na superfície, então, sua aplicação poderia formar interfaces com menor quantidade deste elemento, sendo, assim, mais estáveis.

O laser poderia ainda melhorar a durabilidade da interface pela inibição de proteases humanas existentes na dentina. Tjäderhane et al.⁷⁰ identificaram a presença e a atividade de algumas destas proteínas (MMP-2, MMP-8 e MMP-9), chamadas de metaloproteinases, em lesões dentinárias desmineralizadas. Neste trabalho, as formas purificadas latentes destas enzimas foram ativadas em baixo pH (4,5), seguido de

neutralização, simulando as condições existentes durante a progressão da cárie. Ainda, as enzimas ativadas na saliva degradaram a matriz de colágeno desmineralizada “in vitro”. O mesmo poderia ocorrer durante os procedimentos adesivos.

O condicionamento da dentina com ácido fosfórico ativaria as enzimas latentes na matriz de colágeno, promovendo a destruição da mesma com o tempo. Pashley et al.⁴⁸, em 2004, verificaram que a matriz de colágeno parcialmente desmineralizada foi quase totalmente destruída após 250 dias de armazenamento em saliva artificial. Quando inibidores protéicos foram adicionados ao meio de armazenagem, o mesmo efeito não foi observado. Diante disso, o calor gerado pelo laser poderia provocar a inativação destas enzimas, aumentando a durabilidade da união. Estudos confirmando ou não as hipóteses levantadas sobre a possível influência do laser de Nd:YAG na durabilidade da união adesiva, seja pela inibição da deterioração hidrolítica ou proteolítica, merecem futuras investigações.

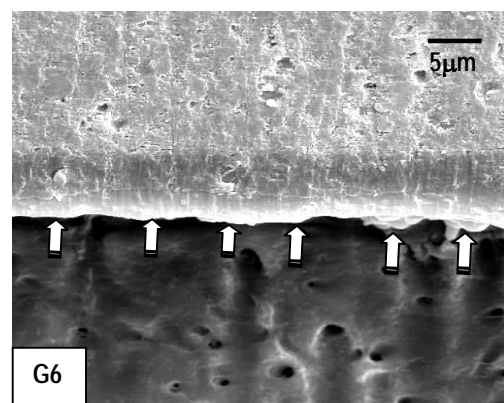
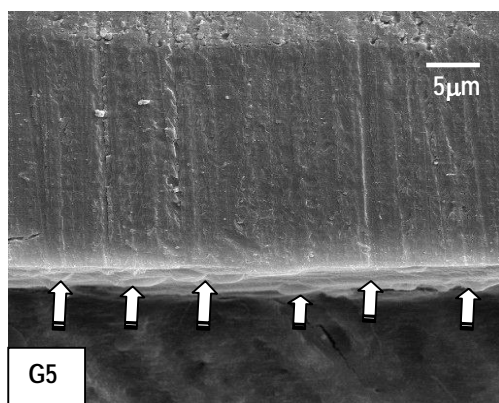
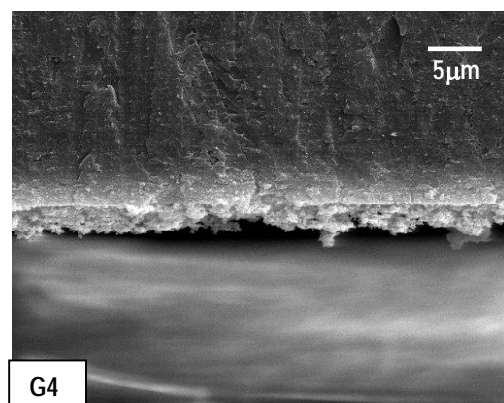
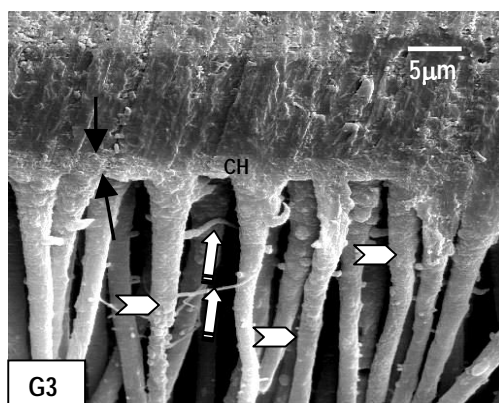
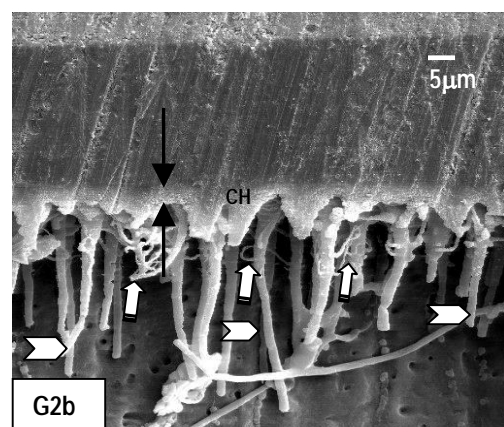
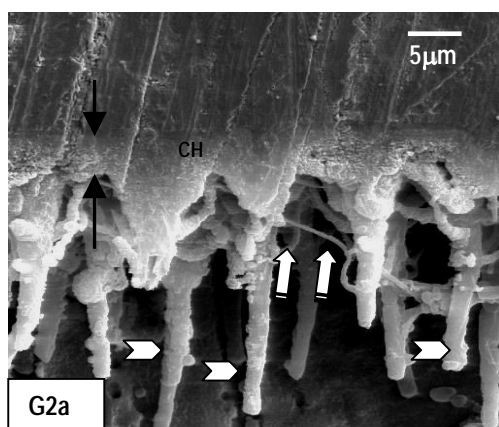
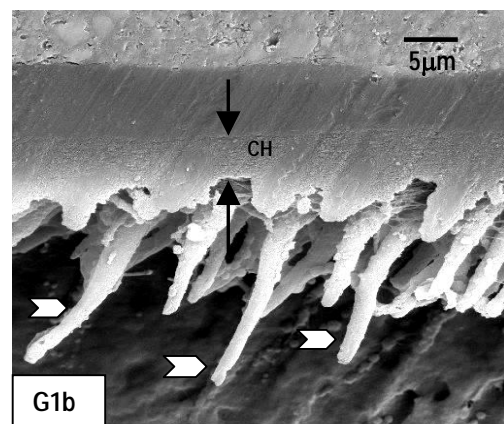
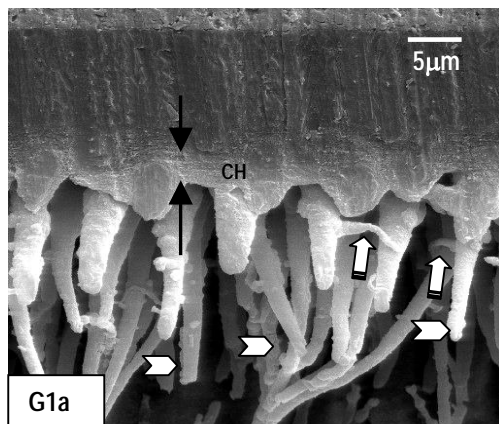


Figura 11 – Fotomicrografias eletrônicas das Interfaces formadas entre o adesivo Single Bond e a dentina.

G1a – Presença de uma camada híbrida típica (CH; entre setas), com aproximadamente 3,5 μ m de espessura, formada quando o adesivo foi aplicado de acordo com seu fabricante. Observa-se a penetração do adesivo dentro dos túbulos, formando os “tags” de resina (setas horizontais), até mesmo nos prolongamentos laterais (canalículos; setas verticais); G1b – Espécime representativo do mesmo grupo anterior, mostrando interface com características semelhantes, porém, com camada híbrida mais espessa, com aproximadamente 4,3 μ m; G2a – Aspecto semelhante ao observado no G1 pode ser visto neste espécime do G2, mesmo que, após a aplicação do adesivo, como indicado pelo fabricante, o laser tenha sido usado, na potência de 0,75W. Há a presença de uma camada híbrida bem definida (CH; entre setas), também com aproximadamente 3,5 μ m de espessura, e dos “tags” (setas horizontais) de resina, formados inclusive pela penetração nos prolongamentos laterais dos túbulos (setas verticais). G2b – Outro espécime também do G2, mostrando as mesmas características observadas na Figura G2a. G3 – espécime representativo do grupo em que o adesivo foi aplicado de acordo com seu fabricante e em seguida o laser foi usado na potência de 1W. Nota-se características similares às já observadas nos outros dois grupos, ou seja, presença de camada híbrida (CH; entre setas), com espessura de aproximadamente 2,1 μ m, e penetração do adesivo dentro dos túbulos, formando os “tags” (setas horizontais), também nos prolongamentos laterais dos mesmos (setas verticais); G4 – Grupo em que apenas o adesivo foi aplicado (sem ácido e laser) mostrando a ausência da camada híbrida e dos “tags”. O aspecto desta interface sugere que a interação da resina adesiva se restringiu à “smear layer”, não atingindo a dentina subjacente; G5 e G6 – Grupos em que o laser foi aplicado, nas potências de 0,75W (G5) e 1W (G6), observando-se que, assim como no G4, não houve formação da camada híbrida. Porém, percebe-se o que parece ser a impressão negativa em resina adesiva da dentina (setas), removida pelo tratamento das amostras para observação ao microscópio eletrônico. Este aspecto sugere que houve uma interação íntima entre adesivo e dentina, diferente do que ocorreu no G4

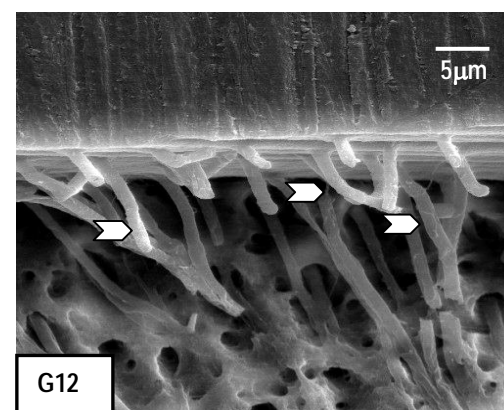
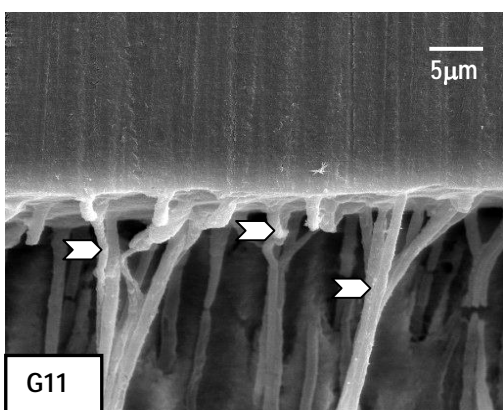
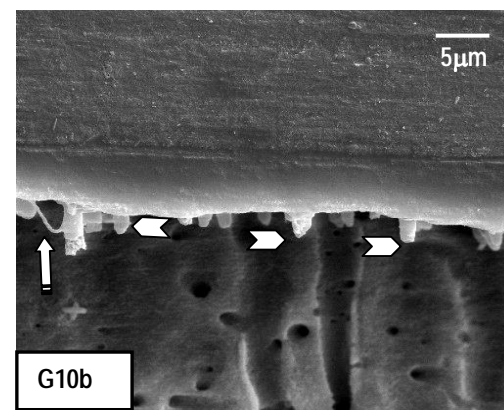
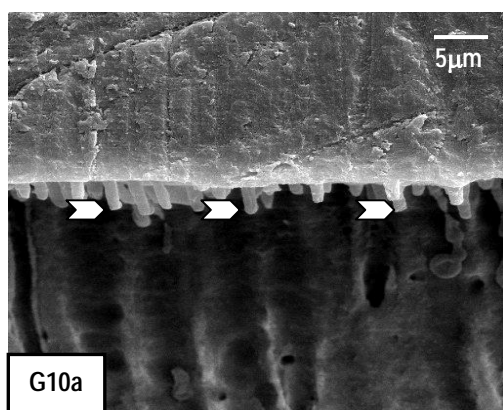
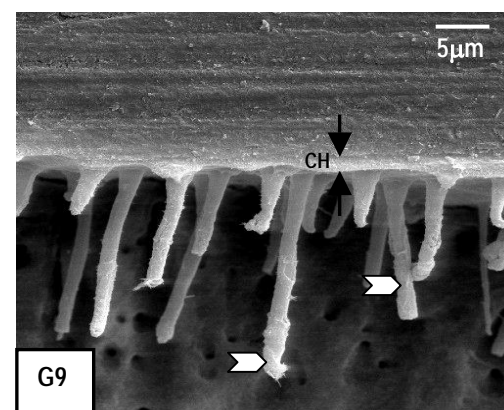
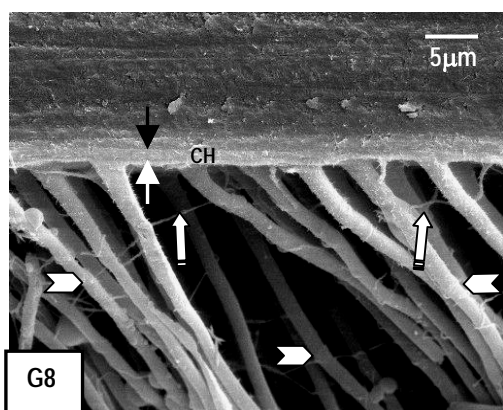
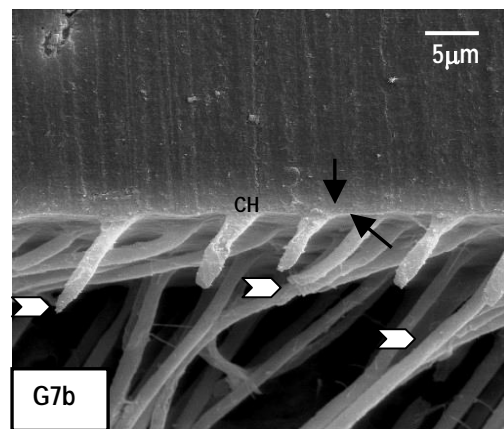
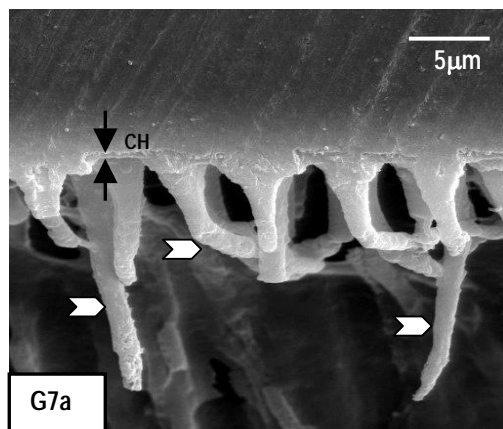


Figura 12 – Fotomicrografias eletrônicas das Interfaces formadas entre o adesivo Clearfil SE Bond e a dentina. G7a – Grupo em que o sistema foi aplicado de acordo com seu fabricante. Observa-se a presença de uma camada híbrida fina (CH; entre setas), com espessura aproximada de $0,7\mu\text{m}$, e dos “tags” de adesivo (setas horizontais); G7b – Espécime também do grupo 7. Os mesmos aspectos da figura anterior podem ser vistos. G8 – Espécime que recebeu aplicação do adesivo, seguindo instruções do fabricante, mas que depois foi irradiado com laser na potência de $0,75\text{W}$. Há a presença da camada híbrida (CH; entre setas) e dos “tags” de adesivo (setas horizontais), semelhante ao observado no grupo anterior, porém, esta se mostra mais espessa, com cerca de $1,07\mu\text{m}$. Observa-se também a presença de “tags” (setas horizontais) resultantes do preenchimento dos prolongamentos laterais dos túbulos. G9 – espécime representativo do grupo que recebeu aplicação do adesivo como descrito e depois foi irradiado com laser na potência de 1W . Observa-se a camada híbrida bem definida (CH; entre setas), também com espessura aproximada de $1,07\mu\text{m}$, e os “tags” (setas horizontais) de adesivo, características similares aos grupos anteriores; G10a – Nenhuma evidência de formação da camada híbrida pôde ser encontrada neste grupo onde apenas o adesivo do sistema foi empregado (sem “primer” e sem laser). Há a presença dos “tags” de resina adesiva (setas horizontais), porém, estes possuem menor comprimento em relação àqueles observados nos grupos anteriores. G10b – Outro espécime do grupo que não recebeu aplicação do “primer” do sistema e nem irradiação com laser. As características da interface são semelhantes às observadas na figura anterior, porém, os “tags” (setas horizontais) estão em menor número. Notar a presença de um “tag” (seta vertical) criado devido ao preenchimento do prolongamento lateral do túbulo. G11 – espécime do grupo que recebeu aplicação do adesivo (sem “primer”) e, em seguida, foi irradiado com laser na potência de $0,75\text{W}$. Não há a presença da camada híbrida, porém, o adesivo penetrou nos túbulos, preenchendo-os e formando os “tags” (setas horizontais), muitos com extensão maior do que as daqueles encontrados no grupo em que apenas o adesivo foi aplicado (G10; sem “primer” e sem laser); G12 – espécime do grupo em que o adesivo foi aplicado (sem “primer”) e, em seguida, a superfície foi irradiada com laser na potência de 1W . O aspecto da interface é semelhante aos G10 e G11, ou seja, ausência de camada híbrida e penetração do adesivo nos túbulos, formando os “tags” (setas horizontais), porém, da mesma forma que o G11 e diferentemente do G10, vários destes, devido à maior penetração do adesivo, são mais extensos

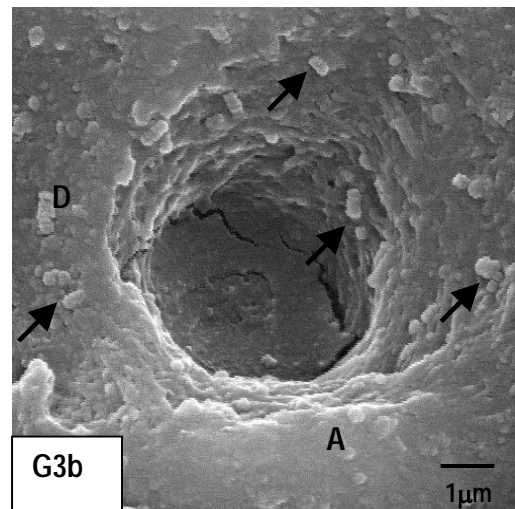
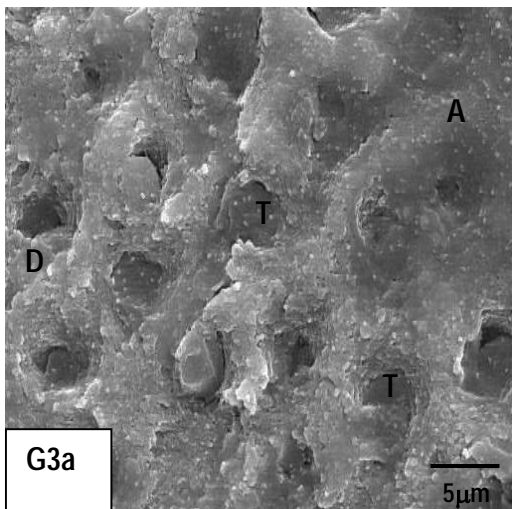
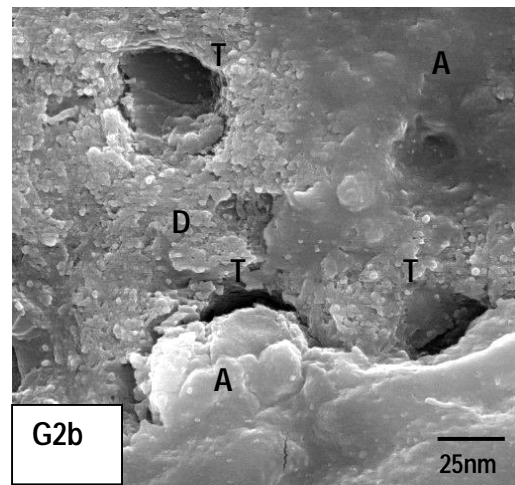
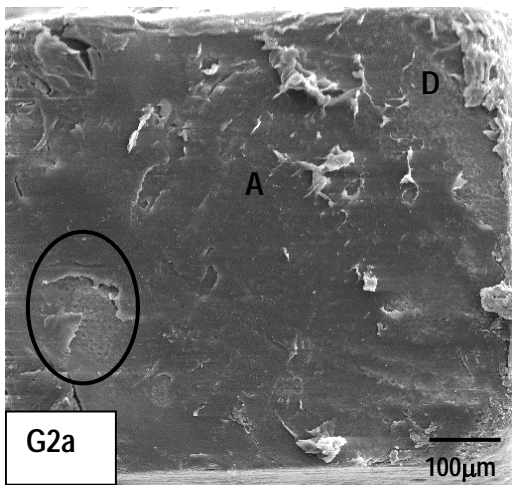
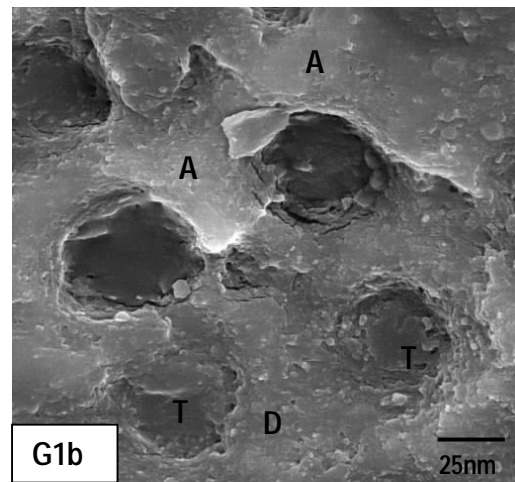
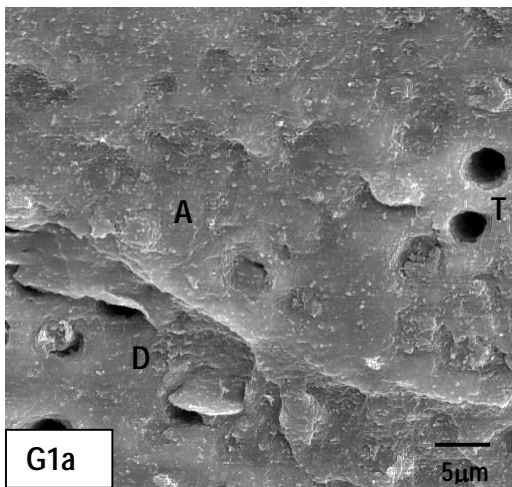


Figura 13 – Superfícies dos espécimes fraturados nos grupos em que o adesivo Single Bond foi aplicado de acordo com o fabricante. G1a – espécime do grupo em que apenas o adesivo foi utilizado (sem laser). Observa-se uma fratura mista, com o adesivo (A) cobrindo parcialmente a dentina (D). Há a presença de túbulos expostos (T); G1b – Outro espécime do grupo em que o laser não foi empregado. O aspecto é semelhante ao da figura anterior, porém, os túbulos dentinários (T) encontram-se obliterados pelo adesivo; G2a- Espécime do grupo em que o adesivo foi aplicado e, a seguir, a superfície foi irradiada com laser na potência de 0,75W. Nota-se uma fratura mista, com o adesivo (A) cobrindo quase que totalmente a superfície, deixando apenas alguns locais de dentina exposta (D); G2b – Maior aumento da figura anterior (área circulada), mostrando os aspectos ressaltados anteriormente. O adesivo (A) cobre parte da superfície, entretanto, há túbulos (T) presentes, parcialmente ou totalmente expostos. A superfície de dentina mostra-se irregular, alterada, diferente do que foi visto nas figuras G1a e G1b.; G3a – Espécime que, após aplicação do adesivo, foi irradiado com laser na potência de 1W. O sistema adesivo (A) está cobrindo parcialmente o tecido dentinário (D) e os túbulos (T) estão quase totalmente obliterados. A dentina apresenta-se morfológicamente semelhante ao que foi observado na figura G2b; G3b – Maior aumento da figura anterior. Nota-se um túbulo dentinário parcialmente ocluído com material amorfo e circundado pela dentina (D), esta que só em uma pequena porção está coberta com adesivo (A). Há a existência de massas globulares (glóbulos de solidificação) de dentina sobre a superfície e na parede do túbulo (setas)

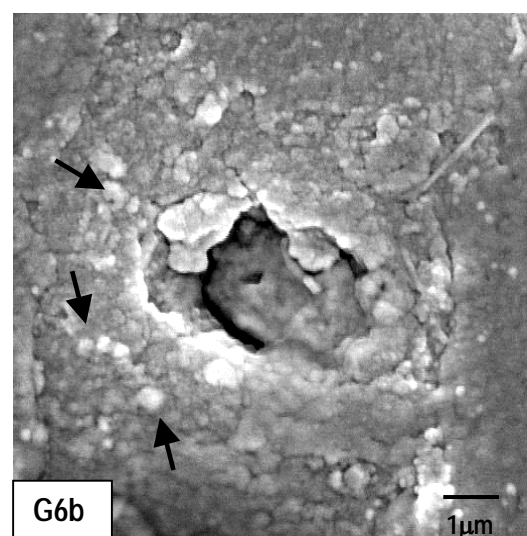
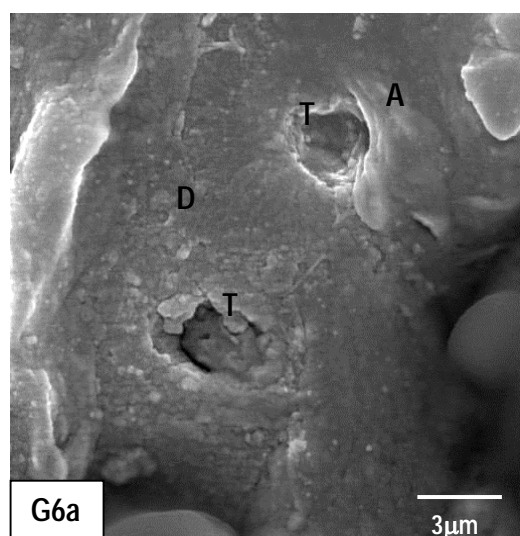
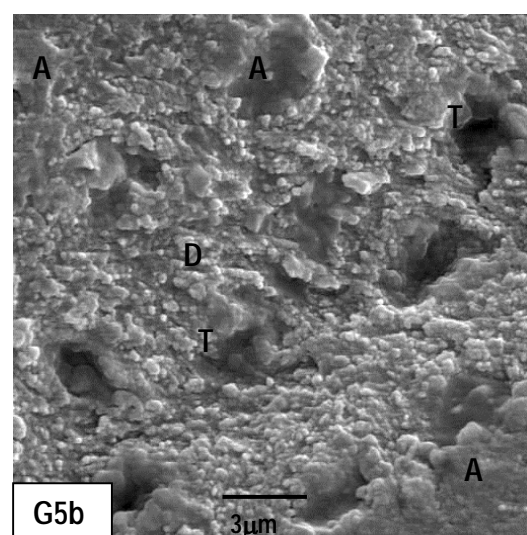
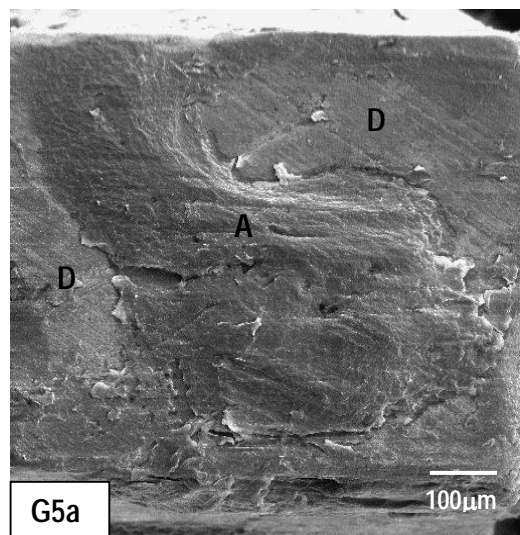
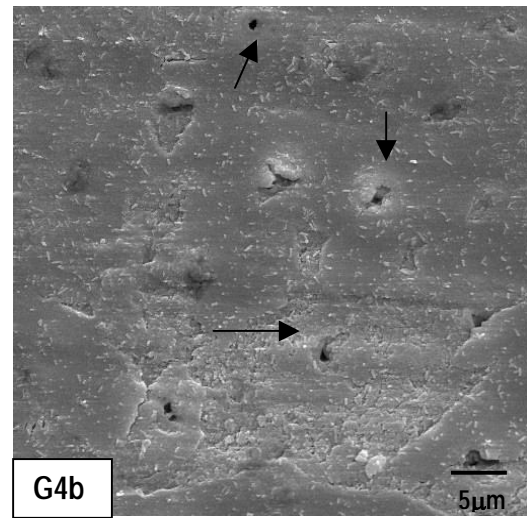
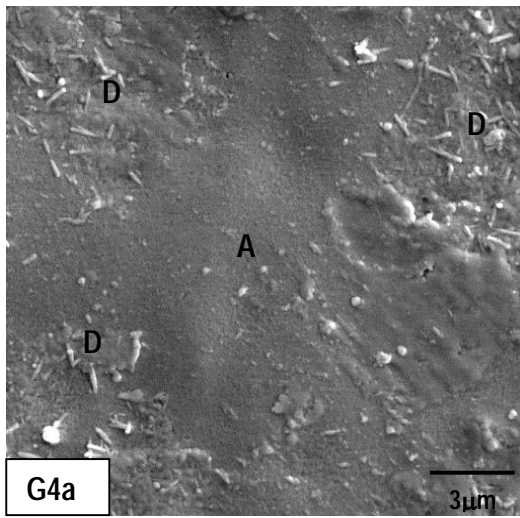


Figura 14 – Fotomicrografias eletrônicas das superfícies fraturadas dos espécimes em que o Single Bond foi aplicado sem o condicionamento prévio da dentina. G4a – espécime representativo do grupo em que o laser não foi usado (sem ácido e sem laser). O adesivo foi deslocado da dentina (D) em alguns locais (fratura adesiva), deixando esta coberta com a “smear layer”, porém, o mesmo permanece na maior parte da superfície (A), devido ao rompimento coesivo; G4b – outro espécime do grupo em que o laser não foi empregado. Observa-se a superfície dentinária coberta com a “smear layer” devido à fratura puramente adesiva e alguns túbulos dentinários encontram-se expostos (setas); G5a – espécime do grupo em que o laser foi usado, na potência de 0,75W. Há a presença do adesivo (A) cobrindo parcialmente a superfície da dentina (D), caracterizando uma fratura mista. G5b – Maior aumento da figura G5a. Há adesivo (A) na superfície e a dentina (D) possui massas globulares cobrindo-a. Os túbulos (T) estão parcialmente obliterados com material amorfo; G6a - espécime que recebeu aplicação do adesivo e depois foi irradiado com laser na potência de 1W. Nota-se uma fratura mista, com presença do adesivo (A), que se rompeu coesivamente, sobre a superfície de dentina (D), esta, por sua vez, está exposta devido ao rompimento adesivo. Os túbulos (T) encontram-se parcialmente obliterados com material amorfo. G6b – maior aumento da figura anterior, mostrando a região do túbulo dentinário. Observa-se uma dentina com massas globulares (setas) sobre sua superfície, entretanto, este aspecto globular é menos evidente do que o visto na figura G5b. O túbulo encontra-se parcialmente ocluído com material amorfo

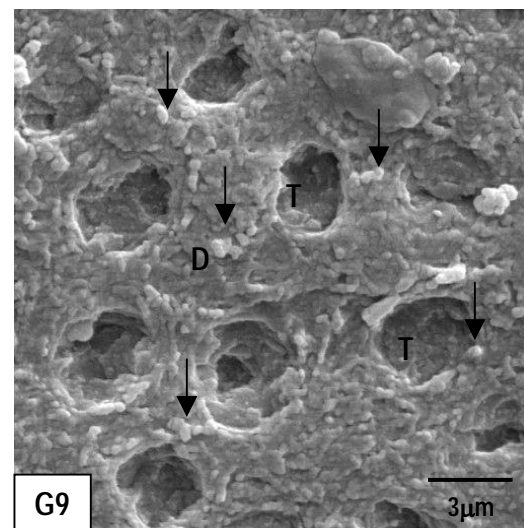
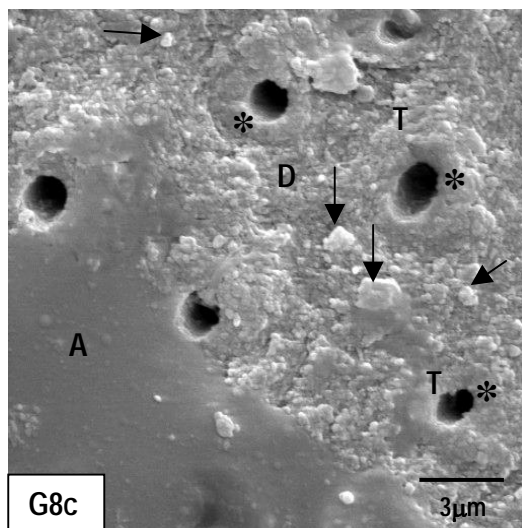
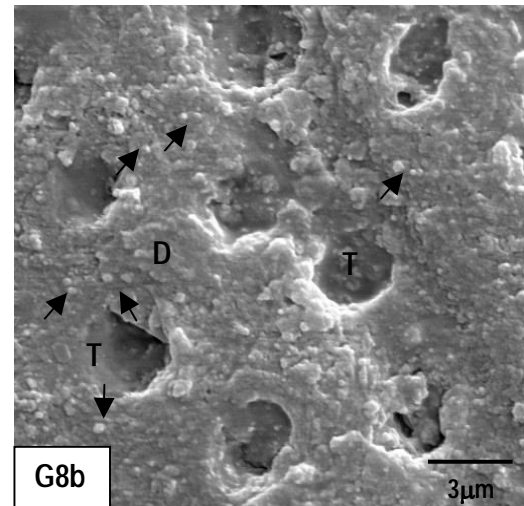
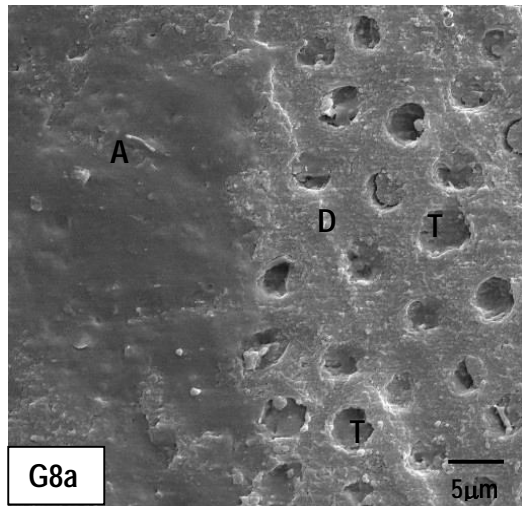


Figura 15 – Fotomicrografias eletrônicas das superfícies dos espécimes fraturados nos grupos em que o adesivo Clearfil SE Bond foi aplicado de acordo com seu fabricante. G8a – espécime do grupo em que a superfície foi irradiada com laser (0,75W), mostrando uma fratura mista. O adesivo (A) se deslocou da superfície em parte do espécime, deixando a dentina exposta(D). Os túbulos dentinários(T) encontram-se parcialmente obliterados por material amorfo. G8b – maior aumento da figura anterior. A dentina apresenta-se irregular, alterada e possui glóbulos de tecido solidificado(setas) sobre sua superfície, semelhante ao observado nos espécimes dos grupos 5 e 6, cujo laser também foi usado. G8c – outro espécime também do grupo em que o laser foi aplicado na potência de 0,75W. O aspecto da superfície é semelhante ao já observado no espécime anterior, ou seja, presença de fratura mista, com o adesivo(A) cobrindo parte do espécime, estando a dentina(D) parcialmente exposta, irregular e apresentando massas globulares de tecido (setas) na superfície. Porém, nesta amostra, os túbulos dentinários (T) encontram-se abertos e com bordos definidos, evidenciando a presença da dentina peritubular (asteriscos); G9 – Superfície de dentina que ficou exposta devido a uma fratura adesiva em parte do espécime. Neste grupo, o laser foi aplicado na potência de 1W. A dentina mostra-se irregular, alterada e possui glóbulos de solidificação (setas) sobre sua superfície. Este aspecto irregular e globular do tecido é mais evidente nesta fotomicrografia do que aqueles mostrados nas figuras G8a, G8b e G8c. Os túbulos dentinários(T) encontram-se parcialmente ou totalmente ocluídos com material amorfo

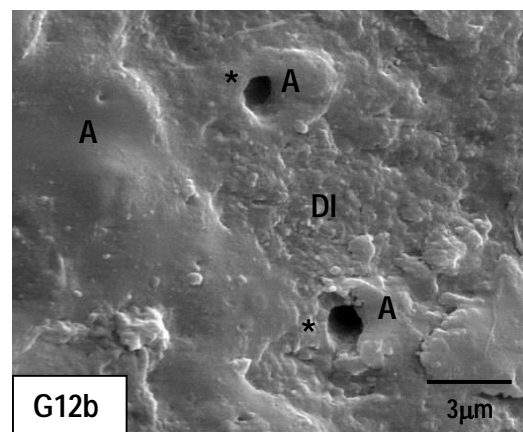
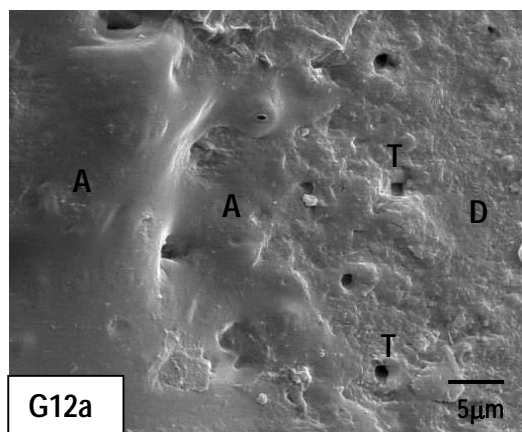
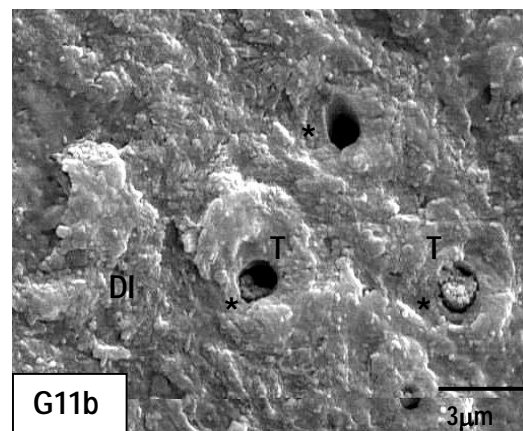
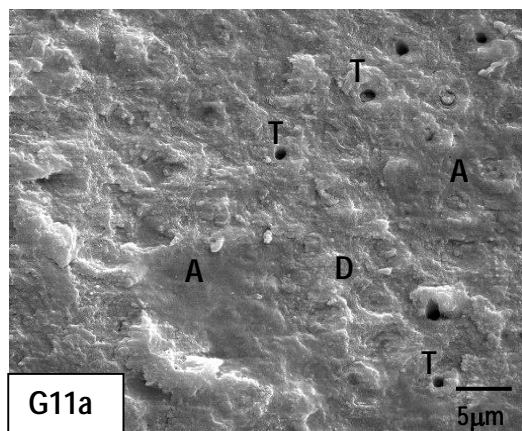
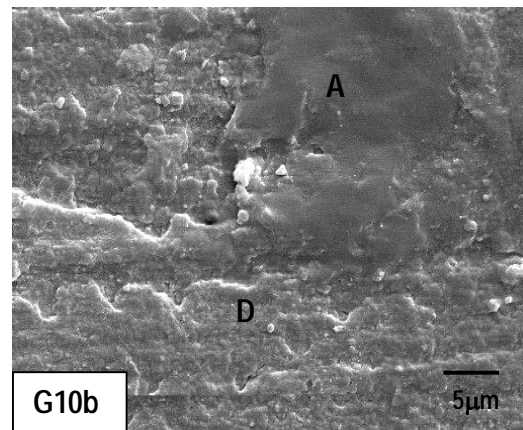
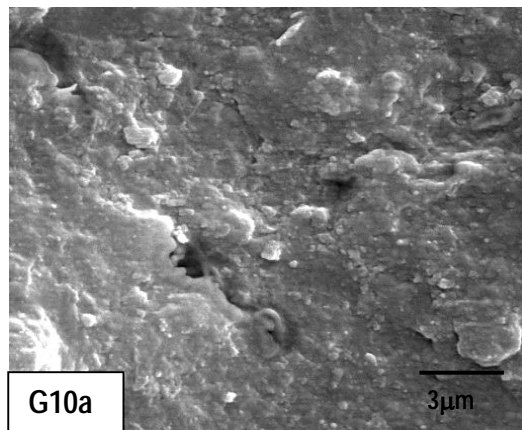


Figura 16 – Fotomicrografias eletrônicas das superfícies dos espécimes fraturados nas quais o sistema Clearfil SE Bond foi aplicado sem uso do “primer” auto-condicionante. G10a- Espécime do grupo que não recebeu aplicação do laser. Houve rompimento adesivo no local e este foi deslocado da superfície dentinária, deixando a mesma coberta com a “smear layer”; G10b- Outro espécime do grupo em que o laser não foi aplicado. O adesivo(A) foi quase todo deslocado do tecido, deixando a dentina(D) coberta com a “smear layer” (rompimento adesivo entre adesivo e dentina + coesivo do adesivo); G11a – espécime do grupo em que o laser foi utilizado na potência de 0,75W. A dentina(D) está irregular e parcialmente coberta com a “smear layer”, com vários túbulos dentinários (T) expostos. Remanescentes de adesivo(A) permaneceram na superfície; G11b – maior aumento da figura anterior. A dentina intertubular (DI) apresenta-se coberta com uma “smear layer” irregular, alterada. Alguns túbulos(T) estão parcialmente obliterados com o que, provavelmente, são remanescentes dos “tags” de adesivo. Os bordos dos túbulos apresentam-se bem definidos, caracterizando a presença da dentina peritubular (asteriscos); G12a – espécime do grupo em que o laser foi aplicado na potência de 1W. O adesivo(A) cobre parcialmente a superfície, havendo dentina (D) e túbulos(T) expostos; G12b – maior aumento da figura G12a. Observa-se o adesivo (A) cobrindo toda a superfície à esquerda e também a dentina peritubular(asteriscos) à direita. Os túbulos dentinários observados estão abertos e a dentina intertubular (DI) possui aspecto irregular. Os bordos dos túbulos apresentam-se definidos

Referências Bibliográficas *

1. ANIC, I. et al. Permeability, morphologic and temperature changes of canal dentine walls induced by Nd:YAG, CO₂ and argon lasers. **Int.Endod.J.**, Oxford, v.29, n.1, p.13-22, Jan. 1996.
2. ANIC, I. et al. Scanning electron microscopy study of dentin lased with argon, CO₂ and Nd:YAG laser. **J.Endod.**, Baltimore, v.24, n.2, p.77-81, Feb. 1998.
3. 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. **Dent.Mater.**, Copenhagen, v.15, n.4, p.223-228, July 1999.
4. ARMENGOL, V.; MARION, D. Temperature rise during Er:YAG and Nd:YAP laser ablation of dentin. **J.Endod.**, Baltimore, v.26, n.3, p.138-141, Mar. 2000.
5. ARMENGOL, V. et al. Effects of Er:YAG and Nd:YAP laser irradiation on the surface roughness and free surface energy of enamel and dentin: an in vitro study. **Oper.Dent.**, Seattle, v.28, n.1, p.67-74, Jan-Feb 2003.
6. ARMSTRONG, S.R. et al. Microtensile bond strength of a total-etch 3-step, total-etch 2-step, self-etch 2-step, and a self-etch 1-step dentin bonding system through 15-month water storage. **J.Adhes.Dent.**, New Maldin, v.5, n.1, p.47-56, 2003.
7. ASMUSSEN, E.; UNO, S. Adhesion of restorative resins to dentin: chemical and physicochemical aspects. **Oper.Dent.**, Seattle, Suppl. 5, p.68-74, 1992.
8. ASMUSSEN, E.; UNO, S. Solubility parameters, fractional polarities, and bond
*ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **NBR6023: informação e documentação - referências - elaboração**. Rio de Janeiro, 2000.
9. ASMUSSEN, E.; FRINGSSEN, E.R.; ESTERLEED, A. Influence of the solubility parameter of intermediary resin on the effectiveness of the Gluma bonding system. **J.Dent.Res.**, Washington, D.C., v.70, n.9, p.1290-1293, Sept. 1991.
10. ATKINS, P.; JONES, L. **Princípios de química : questionando a vida moderna e o meio ambiente**. Porto Alegre: ARTMED. 1999. 873p
11. ATTAL, J.P.; ASMUSSEN, E.; DEGRANGE, M. Effects of surface treatment on the free surface energy of dentin. **Dent.Mater.**, Copenhagen, v.10, n.4, p.259-264, July 1994.
12. BERKITTEN, M.; BERKITTEN, R.; OKAR, I. Comparative evaluation of antibacterial effects of Nd:YAG laser irradiation in root canals and dentinal tubules. **J.Endod.**, Baltimore, v.26, n.5, p.268-270, May 2000.
13. BUONOCORE, M.G. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. **J.Dent.Res.**, Washington, DC, v.34, n.6, p.849-853, Dec. 1955.
14. CARVALHO, R.M. et al. Determinação da resistência adesiva a dentina através de um dispositivo de micro-tração. **Rev. Fac. Odontol. Bauru**, Bauru, v.2, n.3, p.77-82, Jul/Set. 1994.
15. CARVALHO, R.M. et al. A review of polymerization contraction: the influence of stress development versus stress relief. **Oper.Dent.**, Seattle, v.21, n.1, p.17-24, Jan./Feb.1996.
16. CASTRO, F.L.A. et al. Effect of 2% chlorhexidine on microtensile bond strength of composite to dentin. **J.Adhes.Dent.**, New Maldin, v.5, n.2, p.1-10, 2003.

17. DARVELL, B.W. **Materials science for dentistry**. 7.ed. Hong Kong: Brian Darvell, 2002. 600p.
18. DEDERICH, D.N. Laser/tissue interaction: what happens to laser light when it strikes tissue?. **J. Am.Dent.Assoc.**, Chicago, v.124, n.2, p.57-61, Feb. 1993.
19. DEDERICH, D.; ZAKARIASEN, K.L.; TULIP, J. Scanning electron microscopic analysis of canal wall dentin following neodymium-yttrium-aluminum-garnet laser irradiation. **J.Endod.**, Baltimore, v.10, n.9, p.428-431, Sep. 1984.
20. DE MUNCK, J. et al. Four-year water degradation of total-etch adhesives bonded to dentin. **J.Dent.Res.**, Washington, D.C., v.82, n.2, p.136-140, Feb. 2003.
21. EDUARDO, C.P.; GOUW-SOARES, S.; HAYPEK, P. Utilização clínica dos lasers. In: CARDOSO, R.J.A.; GONÇALVES, E.A.N. **Dentística – Laser**. São Paulo: Artes Médicas, 2001. cap. 23, p.441-460.
22. FINGER, W.J.; INOUE, M.; ASMUSSEN, E. Effect of wettability of adhesive resins on bonding to dentin. **Am.J.Dent.**, San Antonio, v.7, n.1, p.35-38, Feb. 1994.
23. GONÇALVES, S.E.P.; ARAÚJO, M.A.M.; DAMIÃO, A.J. Dentin bond strength: influence of laser irradiation, acid etching and hypermineralization. **J.Clin. Laser. Med. Surg.**, New York, v.17, n.2, p.77-85, Apr.1999.
24. GOODIS, H.E. et al. Effects of Nd: and Ho: Yttrium-Aluminium-Garnet lasers on human dentine fluid flow and dental pulp-chamber temperature in vitro. **Archs. Oral Biol.**, Oxford, v.42, n.12, p.845-854, Dec. 1997.
25. HARADA, N. et al. Tensile bond strength of a newly developed one-bottle self-etching resin bonding system to various dental substrates. **Dent. Jpn.Tokyo**, Tokyo, v.36, p.47-53, 2000.
26. HASHIMOTO, M. et al. In vitro degradation of resin-dentin bond analyzed by microtensile bond test, scanning and transmission electron microscopy. **Biomaterials**, Guildford, v.24, n.21, p.3795-3803, Sep. 2003
27. HEYMANN, H.O.; BAYNE, S.C. Current concepts in dentin bonding: focusing on dentinal adhesion factors. **J.Am.Dent.Assoc.**, Chicago, v.124, n.5, p.26-36, May 1993.
28. HOSSAIN, M. et al. Effect of pulsed Nd:YAG laser irradiation on acid demineralization of enamel and dentin. **J.Clin.Laser Med. Surg.**, New York, v.19, n.2, p.105-108, Apr. 2001.
29. INOUE, H. et al. Microtensile bond strength of two single-step adhesive systems to bur-prepared dentin. **J.Adhes.Dent.**, New Maldin, v.3, n.2, p.129-136, Summer 2001.
30. ISRAEL, M. et al. The effects of CO₂, Nd:YAG and Er:YAG lasers with and without surface coolant on tooth root surfaces. **J.Clin.Peridontol.**, Copenhagen, v.24, n.9, p.595-602, Sep. 1997.
31. LAN, W.H. et al. A comparison of the morphological changes after Nd-YAG and CO₂ laser irradiation of dentin surfaces. **J.Endod.**, Baltimore, v.26, n.8, p.450-453, Aug. 2000.
32. LIN, C.P. et al. Phase, compositional, and morphological changes of human dentin after Nd:YAG laser treatment. **J.Endod.**, Baltimore, v.27, n.6, p.389-393, June 2001.
33. LIU, H.C; LIN, C.P.; LAN, W.H. Sealing depth of Nd:YAG laser on human dentinal tubules. **J.Endod.**, Baltimore, v.23, n.11, p.691-693, Nov. 1997.

34. McDONALD, A. et al. The effect of Nd:YAG radiation at nanosecond pulse duration on dentine crater depth. **Biomaterials**, Guildford, v.23, n.1, p.51-58, Jan. 2002.
35. MATOS, A.B. et al. Nd:YAG laser influence on sound dentin bond strength. **J.Clin.Laser Med. Surg.**, New York, v.17, n.4, p.165-169, 1999.
36. MATOS, A.B. et al. Nd:YAG laser influence on tensile bond strength of self-etching adhesive systems. **J.Clin.Laser Med. Surg.**, New York, v.18, n.5, p.253-257, Oct. 2000.
37. MATSUMOTO, K. et al. SEM and TEM findings of human dentin irradiated by Nd:YAG laser. **J.Oral Laser Appl.**, New York, v.1, n.3, p.195-199, 2001.
38. MILLER, R.G. et al. Application of solubility parameter theory to dentin-bonding systems and adhesive strength correlations. **J. Biomed. Mater. Res.**, New York, v.41, n.2, p.237-243, Aug.1998.
39. MORITZ, A. et al. The bactericidal effect of Nd:YAG, Ho:YAG, and Er:YAG laser irradiation in the root canal: An in vitro comparison. **J.Clin.Laser Med. Surg.**, New York, v.17, n.4, p.161-164, 1999.
40. MUNRO, J. et al. Effect of lasing on dentin-composite bond strengths. **J.Dent.Res.**, Washington, DC, v.73, n.4, sp.iss., p.847, 1994. Abstract 482.
41. NAKABAYASHI, N.; KOJUMA, K.; MASUHARA, E. The promotion of adhesion by infiltration of monomers into tooth substrates. **J.Biomed.Mater.Res.**, New York, v.16, n.3, p.265-273, May 1982.
42. NAKABAYASHI, N.; PASHLEY, D.H. **Hybridization of dental hard tissues**. Tokyo: Quintessence, 1998. 129p.
43. NAKAJIMA, M. et al. Tensile bond strength and SEM evaluation of caries affected dentin using dentin adhesives. **J.Dent.Res**, Washington, DC, v.74, n.10, p.1679-1688, Oct. 1995.
44. OLIVEIRA, S.S.A. et al. The influence of the dentin smear layer on adhesion: a self-etching primer vs. a total-etch system. **Dent.Mater.**, Copenhagen, v.19, n.8, p.758-767, Dec. 2003.
45. PASHLEY, D.H.; CARVALHO, R.M. Dentine permeability and dentine adhesion. **J. Dent.**, Guildford, v.25, n.5, p.355-372, Sept. 1997.
46. PASHLEY, D.H. et al. Adhesion testing of dentin bonding agents: a review. **Dent.Mater.**, Copenhagen, v.11, n.2, p.117-25, Mar. 1995.
47. PASHLEY, D.H. et al. The microtensile bond test: a review. **J.Adhes.Dent.**, New Maldin, v.1, n.4, p.299-309, Winter 1999.
48. PASHLEY, D.H. et al. Collagen degradation by host-derived enzymes during aging. **J.Dent.Res.**, Washington, D.C., v.83, n.3, p.216-221, 2004.
49. PAUL, S.J. et al. Nanoleakage at the dentin adhesive interface vs. μ -tensile bond strength. **Oper.Dent.**, Seattle, v.24, n.3, p.181-188, May/June 1999.
50. PEREIRA, P.N.R. et al. Effect of intrinsic wetness and regional difference on dentin bond strength. **Dent. Mater.**, Copenhagen, v.15, n.1, p.46-53, Jan. 1999.
51. PRATI, C. et al. Resin-infiltrated dentin layer formation of new bonding systems. **Oper.Dent.**, Seattle, v.23, n.4, p.185-94, July/Aug. 1998.
52. PRATI, C. et al. Thickness and morphology of resin-infiltrated dentin layer in young, old, and sclerotic dentin. **Oper.Dent.**, Seattle, v.24, n.2, p.66-72, Mar./Apr. 1999.
53. RETIEF, H. Standardizing laboratory adhesion tests. **Am.J.Dent.**, San Antonio, v.4, n.5, p.231-236, Oct. 1991.

54. ROHANIZADEH, R. et al. Ultrastructural properties of laser-irradiated and heat-treated dentin. **J.Dent.Res.**, Washington, D.C., v.78, n.12, p.1829-1835, Dec. 1999.
55. SANO, H. et al. Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength – evaluation of a micro-tensile bond test. **Dent.Mater.**, Copenhagen, v.10, n.4, p.236-240, July 1994.
56. SANO, H. et al. Tensile properties of mineralized and demineralized human and bovine dentin. **J.Dent.Res.**, Washington, D.C., v.73, n.4, p.1205-1211, July 1994.
57. SANO, H. et al. Long-term durability of dentin bonds mad with a self-etching primer, in vivo. **J.Dent.Res.**, Washington, D.C., v.78, n.4, p.906-911, Apr.1999.
58. SAZAK, H; TÜRKMEN, C.; GÜNDAY, M. Effects of Nd:YAG laser, air-abrasion and acid-etching on human enamel and dentin. **Oper.Dent.**, Seattle, v.26, n.5, p.476-481, Sept./Oct. 2001.
59. SCHREINER, R.F. et al. Microtensile testing of dentin adhesives. **Dent.Mater.**, Copenhagen, v.14, n.3, p.194-201, June 1998.
60. SHAW, P.R. et al. Effect of a Nd:YAG laser treatment on dentin-resin shear bond. **J.Dent.Res.**, Washington, DC, v.72, sp.iss., p.131, 1993. Abstract 222.
61. SHONO, Y. et al. Regional measurement of resin-dentin bonding as an array. **J.Dent.Res.**, Washington, DC, v.78, n.2, p.699-705, Feb. 1999.
62. SILVA E SOUZA Jr., M.H. Adesivos Dentinários, evolução, estágio atual e considerações clínicas para sua utilização. **Maxi-Odonto: Dentística**, Bauru, v.1, n.1, p.1-19, Jan./Fev. 1995.
63. SRIMANEEPONG, V.; PALAMARA, J.E.A.; WILSON, P.R. Pulpal space pressure and temperature changes from Nd:YAG laser irradiation of dentin. **J.Dent.**, Guildford, v.30, n.7-8, p.291-296, Sep./Nov. 2002.
64. TAY, F.R.; PASHLEY, D.H. Aggressiveness of contemporary self-etching systems. I: depth of penetration beyond dentin smear layers. **Dent.Mater.**, Copenhagen, v.17, n.4, p.296-308, July 2001.
65. TAY, F.R; GWINNETT, J.A.; WEI, S.H.Y. Micromorphological spectrum from overdrying to overwetting acid-conditioned dentin in water-free, acetone-based, single-bottle primer/adhesives. **Dent.Mater.**, Copenhagen, v.12, n.4, p.236-244, July 1996.
66. TAY, F.R.; GWINNETT, J.A.; WEI, S.H.Y. The overwet phenomenon: a transmission electron microscopic study of surface moisture in the acid-conditioned, resin-dentin interface. **Am.J.Dent.**, San Antonio, v.9, n.4, p.161-166, Aug. 1996.
67. TAY, F.R.; GWINNETT, J.A.; WEI, S.H.Y. Micromorphological spectrum of acid-conditioned dentin following the application of a water-based adhesive. **Dent. Mater.**, Copenhagen, v.14, n.5, p.329-338, Sept. 1998.
68. TAY, F.R. et al. An ultrastructural study of the influence of acidity of self-etching primers and smear layer thickness on bonding to intact dentin. **J.Adhes.Dent.**, New Maldin, v.2, n.2, p.83-98, Summer 2000.
69. TAY, F.R. et al. Effect of smear layers on the dentin bonding of a self-etching primer to dentin. **J.Adhes.Dent.**, New Maldin, v.2, n.2, p.99-116, Summer 2000.
70. TJÄDERHANE, L. et al. The activation and function of host matrix metalloproteinases in dentin matrix breakdown in caries lesions. **J.Dent.Res.**, Washington, D.C., v.77, n.8, p.1622-1629, Aug. 1998.
71. TOLEDANO, M. et al. Influence of self-etching primer on the resin adhesion to enamel and dentin. **Am.J.Dent.**, San Antonio, v.14, n.4, p.205-210, Aug. 2001.

72. TÜRKMEN, C. et al. Effect of CO₂, Nd:YAG, and ArF excimer lasers on dentin morphology and pulp chamber temperature: an in vitro study. **J.Endod.**, Baltimore, v.26, n.11, p.644-648, Nov. 2000.
73. VAN MEERBEEK, B. et al. A TEM study of two water-based adhesive systems bonded to dry and wet dentin. **J.Dent.Res**, Washington, DC, v.77, n.1, p.50-59, Jan. 1998.
74. VAN NOORT, R. et al. The effect of local interfacial geometry on the measurement of the tensile bond strength to dentin. **J.Dent.Res.**, Washington, DC, v.70, n.5, p.889-893, May 1991.
75. WHITE, J.M.; FAGAN, M.C.; GOODIS, H.E. Intrapulpal temperature during pulsed Nd:YAG laser treatment of dentin, in vitro. **J.Periodontol.**, Chicago, v.65, n.3, p.255-259, Mar. 1994.
76. YOSHIYAMA, M. et al. Regional strengths of bonding agents to cervical sclerotic root dentin. **J.Dent.Res.**, Washington, DC, v.75, n.6, p.1404-1413, June 1996.
77. YOSHIYAMA, M. et al. Regional bond strengths of self/etching/self-priming adhesive systems. **J. Dent.**, Guildford, v.26, n.7, p.609-616, Sept. 1998.
78. YOSHIKAWA, T. et al. Effects of dentin depth and cavity configuration on bond strength. **J.Dent.Res.**, Washington, DC, v.78, n.4, p.898-905, Apr. 1999.
79. ZACH, L.; COHEN, G. Pulp response to externally applied heat. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.**, St. Lois, v.19, n.4, p.515-530, Apr. 1965.
80. ZEMANSKY, M.W.; DITTMAN, R.H. **Heat and thermodynamics – International student edition**. Auckland: McGraw-Hill, 1981. 543p.

CASTRO, F.L.A. **Resistência de união da resina composta à dentina irradiada com laser de Nd:YAG, utilizando o teste de microtração.** 2004. 191p. Tese (Doutorado em Dentística Restauradora) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araraquara.

Resumo:

Este estudo avaliou, por meio do teste de microtração, a resistência de união da resina composta à dentina, verificando a influência da irradiação do tecido com laser de Nd:YAG, realizada após a aplicação do adesivo, e associada ou não ao pré-tratamento ácido do mesmo. Superfícies dentinárias planas foram criadas em 37 terceiros molares humanos extraídos, dos quais, 36 foram selecionados para teste. Os adesivos Single Bond (SB) e Clearfil SE Bond (CSEB) foram aplicados, com ou sem o condicionamento da dentina (ácido fosfórico para o SB e "primer" auto-condicionante para o CSEB). Após aplicação dos adesivos e antes de sua fotopolimerização, as superfícies foram irradiadas com laser, exceto para os controles, testando-se duas potências, 0,75 e 1W. No total, 12 grupos foram criados, 6 para cada sistema. Coroas de resina composta foram construídas e os dentes armazenados a 37°C por 24h. Depois, os mesmos foram cortados serialmente, resultando em espécimes com secção transversal de união aproximada de 0,49mm², que foram, em seguida, testados sob tração. Espécimes fraturados, representativos dos diferentes grupos, tiveram suas superfícies dentinárias observadas ao microscópio eletrônico de varredura (MEV). As interfaces adesivas de 2 espécimes não testados em cada grupo também foram observadas ao MEV. O sistema SB foi aplicado na superfície do dente remanescente (sem ácido e sem laser), a coroa de resina construída e o

conjunto seccionado em duas metades, para observação da interface ao MEV. Os resultados mostraram que a aplicação do laser aumentou a resistência à microtração apenas quando o SB foi aplicado sem o condicionamento ácido prévio e em relação ao grupo em que só o adesivo foi aplicado (SB / sem ácido/ sem laser). Entretanto, estes valores foram inferiores aos obtidos quando o SB foi aplicado após a dentina ter sido condicionada, com e sem irradiação. Para o adesivo CSEB, não houve aumento dos valores de resistência à microtração devido à irradiação com laser, em relação aos seus controles, independentemente do pré-tratamento ácido da dentina. Não foram observadas, para ambos os adesivos, diferenças entre as potências de laser empregadas. A MEV revelou que quando a dentina foi condicionada com ácido houve a formação da camada híbrida, com morfologia e espessura semelhantes nas superfícies irradiadas ou não, dependendo do adesivo empregado. As superfícies de dentina observadas ao MEV apresentaram-se alteradas e com glóbulos de solidificação. Concluiu-se com esta investigação que a irradiação com laser de Nd:YAG não ofereceu vantagens quando comparada às técnicas convencionais de aplicação dos adesivos investigados, no que diz respeito à resistência à microtração.

Palavras-chave: Adesivos dentinários; lasers; dentina; resistência à tração.

CASTRO, F.L.A. **Micro-tensile bond strength of composite to Nd:YAG laser irradiated dentin.** 2004. 191p. Tese (Doutorado em Dentística Restauradora), Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araraquara.

ABSTRACT:

This study evaluated if the irradiation of dentin through the adhesive applied on it affected micro-tensile bond strength of composite to this tissue. Flat dentin surfaces were created in 37 extracted human third molars. Thirty-six teeth were selected and received surface treatments. Single Bond (SB) and Clearfil SE Bond (CSEB) systems were individually applied after dentin had been acid-etched or not, with phosphoric acid for SB or self-etching primer for CSEB. Immediately after adhesives application and before light curing, surfaces were lased, except for controls, using two power settings, 0.75 and 1W. So, 12 groups were designed, 6 for each bonding system. After that, composite crowns were built-up over the treated surfaces and the teeth were stored in distilled water, at 37°C, for 24h. The teeth were serially sectioned in beams with cross-sectional area of approximately 0,49mm², and the specimens were stressed to failure under tension using a testing machine. Representative fractured specimens were selected and had their dentin surfaces observed under scanning electron microscopy (SEM). Interfaces of two untested beams were also observed under SEM. Moreover, the dentin surface of one additional tooth received SB application (with neither acid etching nor laser irradiation), a composite crown was built-up on it and the tooth was cut longitudinally in two halves, which had their dentin/resin interfaces observed under SEM. This study showed that laser irradiation increased micro-tensile bond strength only in Groups 5 and 6, where SB was applied without previous dentin acid etching, in comparison to the group where this adhesive was used alone (Group 4 - no etching / no laser). However, these values were lower than those found when dentin was etched. There was not an improvement in bond strength due to laser

irradiation in CSEB groups, compared to their controls, irrespectively if the dentin was etched or not. For both adhesives tested, differences among power settings could not be seen between experimental groups. Hybrid layers could be observed under SEM only in the specimens where dentin surfaces were etched before adhesives application, with or without laser irradiation. Moreover, hybrid layers created in irradiated and non-irradiated groups presented similar morphology and thickness, but varying accordingly to the adhesive employed. Dentin surfaces in fractured beams appeared morphologically altered and showed dentin solidification globules. In conclusion, irradiation of the tested adhesives when applied over the dentin did not seem to be advantageous at reaching higher microtensile bond strength in comparison to conventional techniques.

Key words: Dentin adhesives; lasers; dentin; tensile bond strength.

APÊNDICES

LISTA DE TERMOS TÉCNICOS

Bis-GMA	Bisfenol-glicidil metacrilato
Bis-EMA	Bisfenol-etil metacrilato
HEMA	Hidroxietil metacrilato
MDP	10-Metacriloxidecil dihidrogênio fosfato
TEGDMA	Trietileno glicol dimetacrilato
UDMA	Uretana Di-metacrilato

CÁLCULO DOS VALORES DE DENSIDADE E INTENSIDADE DE ENERGIA

Grandezas empregadas e suas unidades

P= potência (Watts - W)

E= energia por pulso (Joules - J)

f = frequência (Hz)

F = fluência ou densidade de energia (J/cm²)

I = intensidade de energia (W/cm²)

A = área do "spot" da fibra ótica (cm²)

Cálculos e fórmulas usadas

f = 10Hz

Diâmetro da fibra = 320µm ou 0,032cm então Raio da fibra = 160µm ou 0,016 cm

$$A = \pi \cdot r^2$$

$$F = E / A$$

$$I = F / f$$

Para a potência de 0,75W:	Para a potência de 1W:
E por pulso(J)= Pmédia (W)/frequência (Hz)	Epor pulso(J): Pmédia(W)/frequência(Hz)
Epp = 0,75/10 Epp = 0,075 J	Epp= 1/10 Epp= 0,1J
A = 3,14 x (0,016) ² A = 80,32 x10 ⁻⁵ cm ²	A= 80,32 x10 ⁻⁵ cm ²
F = 0,075 / 80,32 x 10 ⁻⁵ F = 93,30 W/cm²	F= 0,1 / 80,32 x10 ⁻⁵ F = 124,40 J/cm²
I = 93,30 / 10 I = 9,33 W/cm²	I = 124,40 / 10 I = 12,44 W/cm²

Tabela A1- Valores de Secção Transversal de União (STU) obtidos para cada um dos espécimes nos diferentes grupos experimentais e expressos em mm²

Espécim e	G1	G2	G3	G4	G5	G6	G7	G8	G9	G10	G11	G12
1	0,47	0,48	0,48	0,46	0,48	0,53	0,44	0,52	0,48	0,46	0,48	0,53
2	0,52	0,46	0,53	0,46	0,44	0,53	0,49	0,54	0,51	0,47	0,45	0,45
3	0,47	0,52	0,41	0,46	0,44	0,48	0,46	0,54	0,48	0,45	0,48	0,40
4	0,41	0,50	0,46	0,44	0,48	0,41	0,50	0,51	0,44	0,47	0,47	0,47
5	0,47	0,47	0,49	0,46	0,48	0,43	0,60	0,54	0,48	0,46	0,48	0,42
6	0,53	0,44	0,53	0,44	0,52	0,51	0,44	0,48	0,53	0,49	0,48	0,50
7	0,56	0,54	0,49	0,45	0,50	0,49	0,39	0,46	0,41	0,43	0,43	0,47
8	0,54	0,51	0,44	0,45	0,47	0,48	0,48	0,52	0,51	0,53	0,46	0,44
9	0,57	0,51	0,48	0,43	0,50	0,46	0,40	0,45	0,51	0,43	0,45	0,48
10	0,52	0,40	0,49	0,46	0,52	0,53	0,45	0,50	0,57	0,43	0,50	0,42
11	0,53	0,48	0,50	0,46	0,53	0,54	0,45	0,49	0,40	0,50	0,50	0,50
12	0,52	0,47	0,41	0,44	0,52	0,56	0,40	0,42	0,49	0,44	0,48	0,44
13	0,55	0,57	0,59	0,48	0,43	0,46	0,49	0,48	0,44	0,44	0,45	0,53
14	0,48	0,49	0,44	0,50	0,54	0,42	0,55	0,44	0,49	0,46	0,48	0,42
15	0,42	0,47	0,59	0,46	0,42	0,48	0,44	0,48	0,43	0,57	0,46	0,50

16	0,46	0,44	0,57	0,48	0,45	0,47	0,48	0,49	0,46	0,45	0,44	0,50
17	0,44	0,50	0,50	0,49	0,41	0,52	0,46	0,52	0,52	0,43	0,45	0,54
18	0,42	0,48	0,52	0,46	0,42	0,42	0,45	0,49	0,53	0,45	0,44	0,53
19	0,42	0,44	0,52		0,43	0,49	0,51	0,50	0,51	0,47	0,44	0,50
20	0,47	0,45	0,52		0,46	0,46	0,47	0,44	0,50	0,49	0,44	0,50
21	0,44	0,55	0,39		0,47	0,46	0,44	0,48	0,48			0,45
22	0,46	0,49	0,44		0,41	0,44	0,51	0,48	0,50			0,47
23		0,48			0,42	0,50	0,48		0,48			0,52
24		0,46			0,42	0,50	0,51					0,51

Tabela A2- Valores de Espessura de Dentina Remanescente (EDR) obtidos para cada um dos espécimes nos diferentes grupos experimentais e expressos em mm

Espécim e	G1	G2	G3	G4	G5	G6	G7	G8	G9	G10	G11	G12
1	3,12	2,03	2,95	2,71	2,37	3,20	2,75	2,19	3,56	2,92	1,15	1,28
2	2,66	1,77	3,82	0,86	4,73	2,61	1,81	1,68	1,30	1,66	1,64	1,21
3	3,12	1,39	3,97	1,45	3,47	0,59	3,29	1,50	2,42	1,24	1,12	5,14
4	2,95	2,21	3,81	2,13	3,17	1,78	2,47	1,65	3,44	1,83	4,25	1,04
5	3,31	1,81	5,00	2,86	2,49	3,23	2,85	1,97	2,29	2,35	0,67	1,56
6	2,83	2,75	2,66	2,59	2,22	2,24	3,17	3,52	1,58	1,86	1,83	1,87

7	2,72	0,75	2,37	2,60	2,02	1,31	1,97	3,23	2,54	1,43	1,78	1,99
8	2,41	5,37	2,52	3,47	3,00	2,21	3,37	1,34	2,47	1,19	1,99	2,06
9	3,74	1,75	1,65	2,29	3,41	3,02	2,20	2,61	2,54	1,17	2,43	1,88
10	2,57	4,84	2,46	1,44	2,98	3,29	1,22	3,98	1,67	2,49	2,50	1,88
11	3,25	5,08	1,35	2,00	2,62	2,75	1,92	2,61	2,27	3,67	2,67	1,17
12	1,84	1,33	3,69	0,42	1,94	4,56	4,20	1,95	2,83	2,38	0,90	1,72
13	1,72	2,29	3,68	3,64	3,41	2,77	1,02	2,48	2,45	1,99	0,77	3,10
14	3,12	3,27	2,27	1,34	3,29	1,78	1,85	1,20	2,28	2,00	1,70	2,19
15	2,66	1,91	1,35	3,48	3,83	3,18	1,26	2,29	2,76	3,57	2,05	1,54
16	2,24	2,31	4,74	1,99	3,42	2,75	1,74	2,90	2,19	3,37	2,17	2,01
17	3,30	3,31	2,02	1,60	2,57	1,31	2,22	4,13	2,46	2,23	1,95	2,49
18	4,35	2,02	2,51	2,11	2,60	2,08	2,48	3,48	2,87	1,45	2,51	3,91
19	2,65	3,17	2,45		3,27	2,50	2,30	3,41	2,90	1,80	2,48	5,09
20	2,15	2,38	1,48		3,65	1,76	3,01	2,43	2,84	1,98	4,97	2,92
21	2,72	4,48	2,74		1,50	2,43	2,43	2,97	1,35			2,87
22	1,33	4,45	1,88		2,68	2,20	2,16	2,18	2,32			2,36
23		2,05			4,04	2,43	2,20		1,70			0,91
24		1,86			2,80	3,65	1,48					2,40

Tabela A3- Valores de Tensão ou Resistência à Microtração (RMT) obtidos para cada um dos espécimes nos diferentes grupos experimentais, expressos em MPa

Espécim e	G1	G2	G3	G4	G5	G6	G7	G8	G9	G10	G11	G12
1	26,85	30,88	44,33	21,17	13,94	38,47	61,98	46,00	41,85	51,04	30,33	41,08
2	22,73	33,54	43,45	9,13	38,25	32,45	49,31	30,59	46,84	46,57	47,56	40,49
3	47,36	29,48	58,34	0,00	45,91	49,67	59,13	43,93	41,63	41,71	56,15	65,98
4	41,56	34,80	51,30	16,39	29,02	35,56	63,88	32,61	52,02	63,57	62,91	45,51
5	38,19	42,26	41,90	7,02	16,65	32,79	73,48	27,31	43,90	19,15	22,54	80,07
6	35,43	60,80	31,60	17,00	10,56	46,63	65,05	48,77	35,11	56,90	47,35	49,62
7	39,20	31,76	25,67	5,44	7,88	38,73	63,72	45,17	32,78	44,63	42,12	64,81
8	51,06	54,82	61,50	9,24	35,81	41,19	60,65	46,67	35,31	45,42	45,98	71,55
9	44,58	40,84	69,25	7,49	12,46	57,76	18,05	25,13	25,25	37,16	63,11	58,48
10	58,94	62,75	65,31	0,00	23,44	25,55	41,42	26,38	20,44	42,42	52,66	54,31
11	50,08	55,54	64,56	19,80	22,94	31,87	53,89	50,06	36,15	36,64	57,26	34,94
12	61,94	52,43	73,12	0,00	30,90	27,21	41,98	31,88	37,31	47,95	53,10	67,89
13	61,35	39,75	51,03	12,15	28,60	19,33	30,37	45,65	20,25	51,75	44,67	42,00
14	57,23	37,88	58,39	6,88	27,35	12,64	33,05	12,93	15,76	30,15	64,56	71,95
15	70,00	50,64	28,24	9,37	46,76	44,75	16,57	19,60	42,00	36,60	51,67	40,54

16	61,04	46,64	43,77	13,88	48,69	27,74	27,33	31,33	40,09	74,44	85,16	53,88
17	51,23	29,26	38,84	38,08	26,39	29,04	48,33	37,08	28,73	86,14	73,56	58,37
18	61,17	49,44	38,87	20,72	25,36	38,21	21,31	20,73	54,49	62,29	63,05	73,15
19	71,52	36,02	53,60		42,44	14,80	52,18	37,86	53,14	51,66	65,86	64,60
20	52,47	59,36	37,29		44,80	34,02	41,43	42,57	47,98	70,55	84,07	47,36
21	53,09	35,58	52,15		39,53	37,78	43,48	33,73	58,00			61,11
22	42,76	45,94	66,39		29,32	28,82	47,35	40,10	53,74			59,70
23		49,04			41,81	21,78	56,23		57,21			37,17
24		41,52			34,57	21,04	38,98					62,78

Tabela A4- Modos de fratura da interface adesiva obtidos para os espécimes de cada grupo experimental

Espécim e	G1	G2	G3	G4	G5	G6	G7	G8	G9	G10	G11	G12
1	C	C	D	A	A	F	F	C	F	F	C	C
2	C	C	C	F	F	F	C	C	A	C	F	C
3	C	C	E	A	C	F	F	C	F	F	F	C
4	C	B	C	A	C	C	C	F	(*)	C	C	C
5	F	B	D	A	A	C	F	C	C	F	F	C
6	F	F	F	A	A	C	D	C	C	C	C	E
7	C	C	C	A	A	C	F	C	F	F	C	E

8	F	C	C	A	F	C	C	C	C	C	C	C
9	C	C	F	A	F	F	C	C	C	(*)	C	F
10	C	F	F	A	F	F	F	C	F	F	F	E
11	C	F	C	A	A	F	(*)	C	F	C	C	C
12	B	F	C	A	C	C	C	F	F	C	F	C
13	C	C	C	A	C	C	F	C	C	C	C	C
14	C	C	F	(*)	F	C	F	C	C	C	(*)	C
15	C	C	F	A	C	E	F	F	C	C	F	C
16	C	C	F	A	C	C	F	F	F	F	F	F
17	C	C	C	A	(*)	C	C	C	F	E	C	C
18	C	C	C	A	C	C	C	C	F	E	C	F
19	C	C	F		C	C	F	C	F	E	C	C
20	C	C	C		C	C	C	F	C	C	C	F
21	C	D	C		C	C	F	C	C			C
22	F	C	E		C	C	F		F			C
23		F			F	C	C		F			C
24		F			C	C	C					C

* A – Adesiva entre adesivo e dentina; B – adesiva entre adesivo e resina; C – coesiva do adesivo; D – coesiva da resina; E – coesiva da dentina; F – mista.

(*) Espécimes danificados ou perdidos no momento da remoção do dispositivo de microtração, não sendo, portanto, possível avaliar seu modo de fratura

Tabela A5 – Modos de fratura obtidos para os espécimes do Grupo 1

Amostra	Exclusivamente da União	Envolvendo a União	Fora da União
1	C		
2	C		
3	C		
4	C		
5	A + B + C		
6	B + C		
7	C		
8	A + C		
9	C		
10	C		
11	C		
12	B		
13	C		
14			E
15	C		
16	C		
17	C		
18	C		
19	C		
20	C		
21	C		
22	B + C		

*A – adesiva entre o adesivo e a dentina; B – adesiva entre a resina e o adesivo;
 C – coesiva do adesivo; D – Coesiva da resina; E – coesiva da dentina

Tabela A6 – Modos de fratura obtidos para os espécimes do Grupo 2

Amostra	Exclusivamente da união	Envolvendo a União	Fora da União
1	C		
2	C		
3	C		
4	B		
5	B		
6		C + E	
7	C		
8	C		
9	C		
10	B + C		
11	B + C		
12	B + C		
13	C		
14	C		
15	C		
16	C		
17	C		
18	C		
19	C		
20	C		
21			D
22	C		
23	B + C		
24	B + C		

* A – adesiva entre a dentina e o adesivo; B – adesiva entre o adesivo e a resina;
C – coesiva do adesivo; D – coesiva da resina; E – coesiva da dentina

Tabela A7 – Modos de fratura obtidos para os espécimes do Grupo 3

Amostra	Exclusivamente da união	Envolvendo a União	Fora da União
1			D
2	C		
3			E
4	C		
5			D
6	B + C		
7			E
8	C		
9	B + C		
10	B + C		
11	C		
12	C		
13	C		
14	B + C		
15	A + B + C		
16	A + C		
17	C		
18	C		
19	A + C		
20	C		
21	C		
22			E

A – adesiva entre a dentina e o adesivo; B – adesiva entre o adesivo e a resina;
 C – coesiva do adesivo; D – coesiva da resina; E – coesiva da dentina

Tabela A8 – Modos de fratura obtidos para os espécimes do Grupo 4

Amostra	Exclusivamente da união	Envolvendo a União	Fora da União
1	A		
2	A + C		
3	A		
4	A		
5	A		
6	A		
7	A		
8	A		
9	A		
10	A		
11	A		
12	A		
13	A		
14	(*)		
15	A		
16	A		
17	A		
18	A		

A – adesiva entre a dentina e o adesivo; B – adesiva entre o adesivo e a resina;
 C – coesiva do adesivo; D – coesiva da resina; E – coesiva da dentina

(*) Espécimes danificados ou perdidos no momento da remoção do dispositivo de microtração, não sendo, portanto, possível avaliar seu modo de fratura

Tabela A9 – Modos de fratura obtidos para os espécimes do Grupo 5

Amostra	Exclusivamente da união	Envolvendo a União	Fora da União
1	A		
2	A + C		
3	C		
4	C		
5	A		
6	A		
7	A		
8	A + C		
9	A + C		
10	A + C		
11	A		
12	C		
13	C		
14	A + C		
15	C		
16	C		
17	(*)		
18	C		
19	C		
20	C		
21	C		
22	C		
23	A + C		
24	C		

A – adesiva entre o adesivo e a dentina; B – adesiva entre o adesivo e a resina;
 C – coesiva do adesivo; D – coesiva da resina; E – coesiva da dentina

(*) Espécimes danificados ou perdidos durante a remoção do dispositivo de microtração,
 não sendo, portanto, possível avaliar seu modo de fratura

Tabela A9 – Modos de fratura obtidos para os espécimes do grupo 6

Amostra	Exclusivamente da união	Envolvendo a União	Fora da União
1	A + C		
2	A + C		
3	A + C		
4	C		
5	C		
6	C		
7	C		
8	C		
9	A + C		
10		C + E	
11	A + C		
12	C		
13	C		
14	C		
15			E
16	C		
17	C		
18	C		
19	C		
20	C		
21	C		
22	C		
23	C		
24	C		

* A – adesiva entre a dentina e o adesivo; B – adesiva entre o adesivo e a resina;
C – coesiva do adesivo; D – coesiva da resina; E – coesiva da dentina

Tabela A11–Modos de fratura obtidos para os espécimes do Grupo 7

Amostra	Exclusivamente da união	Envolvendo a União	Fora da União
1	A + C		
2	C		
3	A + C		
4	C		
5	A + C		
6			D
7	A + C		
8	C		
9	C		
10	C		
11	(*)		
12	C		
13	A + C		
14	A + C		
15	A + C		
16	A + C		
17	C		
18	C		
19	A + C		
20	C		
21	A + C		
22	A + B + C		
23	C		
24	C		

A – adesiva entre o adesivo e a dentina; B – adesiva entre o adesivo e a resina;
 C – coesiva do adesivo; D – coesiva da resina; E – coesiva da dentina

(*) Espécimes danificados ou perdidos no momento da remoção do dispositivo de microtração, não sendo, portanto, possível avaliar seu modo de fratura

Tabela A12 – Modos de fratura obtidos para os espécimes do Grupo 8

Amostra	Exclusivamente da união	Envolvendo a União	Fora da União
1	C		
2	C		
3	C		
4	A + C		
5	(*)		
6	C		
7	C		
8	C		
9	C		
10	C		
11	C		
12	C		
13	A + C		
14	C		
15	C		
16	A + C		
17	A + C		
18	C		
19	C		
20	C		
21	A + C		
22	C		

A – adesiva entre o adesivo e a dentina; B – adesiva entre o adesivo e a resina;
C – coesiva do adesivo; D – coesiva da resina; E – coesiva da dentina

(*) Espécimes danificados ou perdidos no momento da remoção do dispositivo de microtração, não sendo, portanto, possível avaliar seu modo de fratura.

Tabela A13 – Modos de fratura para os espécimes do Grupo 9

Amostra	Exclusivamente da união	Envolvendo a União	Fora da União
1	A + C		
2	A		
3	A + C		
4	(*)		
5	C		
6	C		
7	A + C		
8	C		
9	C		
10		A + C + E	
11	A + C		
12	A + C		
13	C		
14	C		
15	C		
16	A + C		
17	A + C		
18	A + C		
19	A + C		
20	C		
21	C		
22	A + C		
23	A + C		

A – adesiva entre o adesivo e a dentina; B – adesiva entre o adesivo e a resina;

C – coesiva do adesivo; D – coesiva da resina; E – coesiva da dentina

(*) Espécimes danificados ou perdidos no momento da remoção do dispositivo de microtração, não sendo, portanto, possível avaliar seu modo de fratura.

Tabela A14 – Modos de fratura obtidos para os espécimes do grupo 10

Amostra	Exclusivamente da união	Envolvendo a União	Fora da União
1	A + C		
2	C		
3	A + C		
4	C		
5	A + C		
6	C		
7	A + C		
8	C		
9	(*)		
10	A + C		
11	C		
12	C		
13	C		
14	C		
15	C		
16	A + C		
17			E
18			E
19			E
20	C		

A – adesiva entre o adesivo e a dentina; B – adesiva entre o adesivo e a resina;

C – coesiva do adesivo; D – coesiva da resina; E – coesiva da dentina

(*) Espécimes danificados ou perdidos no momento da remoção do dispositivo de microtração, não sendo, portanto, possível avaliar seu modo de fratura.

Tabela A15 – Modos de fratura obtidos para os espécimes do Grupo 11

Amostra	Exclusivamente da união	Envolvendo a União	Fora da União
1	C		
2	A + C		
3	A + B + C		
4	C		
5	A + C		
6	C		
7	C		
8	C		
9	C		
10	A + C		
11	C		
12	A + C		
13	C		
14	(*)		
15	A + C		
16	A + C		
17	C		
18	C		
19	C		
20	C		

A – adesiva entre o adesivo e a dentina; B – adesiva entre o adesivo e a resina;

C – coesiva do adesivo; D – coesiva da resina; E – coesiva da dentina

(*) Espécimes danificados ou perdidos no momento da remoção do dispositivo de microtração, não sendo, portanto, possível avaliar seu modo de fratura

Tabela A16 – Modos de fratura obtidos para os espécimes do Grupo 12

Amostra	Exclusivamente da união	Envolvendo a União	Fora da União
1	C		
2	C		
3	C		
4	C		
5	C		
6			E
7			E
8	C		
9	A + C		
10			E
11	C		
12	C		
13	C		
14	C		
15	C		
16	A + C		
17	C		
18		B + C + D	
19	A + C		
20	A + B + C		
21	C		
22	C		
23	C		
24	C		

A – adesiva entre o adesivo e a dentina; B – adesiva entre o adesivo e a resina;
 C – coesiva do adesivo; D – coesiva da resina; E – coesiva da dentina

(*) Espécimes danificados ou perdidos no momento da remoção do dispositivo de microtração, não sendo, portanto, possível avaliar seu modo de fratura