



BR0645263



INIS-BR-3984

AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE
DE SÃO PAULO

**AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA A TRAÇÃO DE UM
SISTEMA ADESIVO SELF-ETCHING EM DENTINA
IRRADIADA COM ER: YAG LASER**

ANDRÉA MALLUF DABUL DE MELLO

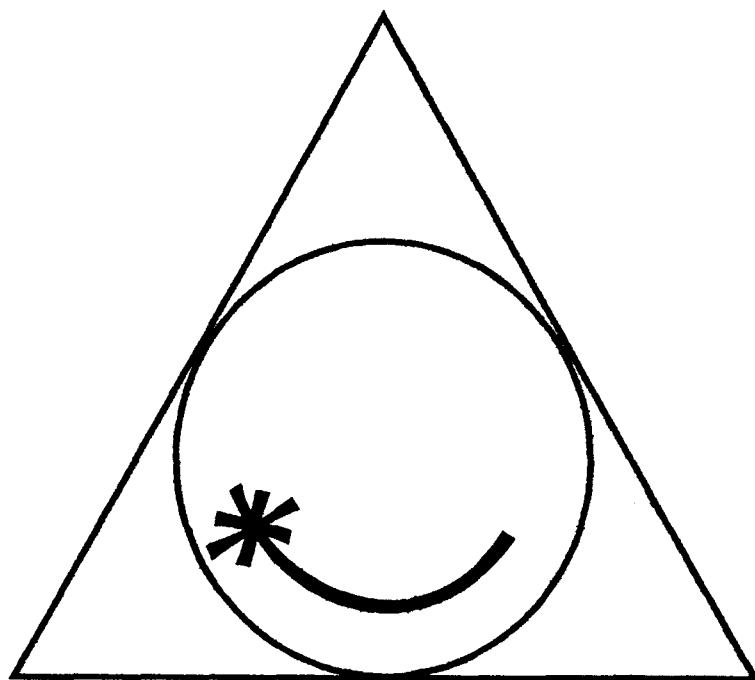
Dissertação apresentada como parte
dos requisitos para obtenção do Grau
de Mestre Profissional na área de Lasers
em Odontologia.

Orientador:
Prof. Dr. Edmir Matson

Co-Orientador:
Prof. Dr. Armando Mirage

**São Paulo
2000**





**MESTRADO PROFISSIONALIZANTE DE LASER EM
ODONTOLOGIA**



AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE
DE SÃO PAULO

**AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA A TRAÇÃO DE UM
SISTEMA ADESIVO SELF-ETCHING EM DENTINA
IRRADIADA COM ER: YAG LASER**

ANDRÉA MALLUF DABUL DE MELLO



Dissertação apresentada como parte dos requisitos para obtenção do Grau de Mestre Profissional na área de Lasers em Odontologia.

Orientador:
Prof. Dr. Edmir Matson

Co-Orientador:
Prof. Dr. Armando Mirage

**São Paulo
2000**



“Dedico este trabalho a Deus, fonte de todo saber; ao meu marido Fabiano, que tanto me auxiliou neste trabalho, e ainda a minha filha Vitória pela espera durante a minha ausência para realização desta etapa profissional.”

“Dedico também aos meus pais Nicolau e Ângela pelo incentivo e dedicação moral e intelectual, meus sinceros agradecimentos; meu sogro Celso e sogra Sandra pelo grande apoio durante esta dura jornada.

“Meus agradecimentos aos professores, que durante o curso, foram buscar todo saber, para compartilhar com o grupo; a meu orientador prof. Dr. Edmir Matson que tanto me auxiliou neste trabalho; e ainda um agradecimento muito especial a prof^a Dr^a. Adriana Bonna Matos, que além do grande auxílio para realização deste trabalho, tornou-se uma grande amiga.”

Índice:

Resumo

Abstract

1-Introdução-----p. 01

2-Revisão da literatura-----p. 06

 2.1- Adesão à Dentina-----p. 06

 2.2- Lasers de Er:YAG-----p. 39

3-Proposição-----p. 60

4-Materiais e Métodos-----p. 61

5-Resultados-----p. 65

6-Discussão-----p. 68

7-Conclusão-----p. 80

8-Refêrencias Bibliográfica-----p. 81

Summary

Lista de Abreviaturas e Siglas

% - Percentagem

μm – Micrômetro

cm – Centímetro

CO₂ – Dióxido de Carbono

Er, Cr:YSGG – Érbio, Cromo: Granada de Ítrio-Escândio-Gálio

Er: YAG – Érbio: Granada de Ítrio Alumínio

Hz – Hertz

J/cm² – Joule por centímetro quadrado

mJ – milijoule

ml/min – Mililitro por minuto

mm – Milímetro

mm/min – Milímetro por minuto

mm/s – Milímetro por segundo

mm² – Milímetro quadrado

MPa – Mega Pascal

Nd:YAG – Neodímio: Granada de Ítrio Alumínio

rpm – rotações por minuto

W – Watt

Lista de Figuras.

Figura 01 – Espécime preparado.....	p.63
Figura 02 – Espécime preparado.....	p.63
Figura 03 - Adesivo.....	p.63
Figura 04 – Máquina Instron.....	p.64
Figura 05 – Máquina Instron.....	p.64

Resumo

Avaliação da Resistência a tração de um sistema adesivo Auto-condicionante em dentina irradiada com Er:YAG laser.

Desde Buonocore (1955), vários pesquisadores vêm procurando o melhor sistema adesivo e o melhor agente condicionante para o esmalte e para a dentina. A utilização do ácido vem sendo vista como uma das melhores técnicas de condicionamento da dentina, pois este promove a remoção da “smear-layer” e exposição da estrutura dentinária, para um melhor embricamento do sistema adesivo. Entretanto, alguns métodos condicionadores vêm surgindo na literatura, para a substituição ou interação com as substâncias ácidas, como o laser. O objetivo deste trabalho é avaliar a resistência à tração de um sistema adesivo auto-condicionante associado à uma resina composta, em superfície dentinária condicionada com o laser de Er:YAG. Para o estudo foram utilizados dentes humanos recém extraídos, dos quais foram utilizadas as superfícies dentinárias que foram tratadas com três lixas de granulações diferentes (120, 400, 600), para haver uma padronização da camada de esfregaço, antes da irradiação do laser e do procedimento restaurador. Após a irradiação do laser de Er: YAG e o procedimento restaurador os espécimes foram estocados em água destilada por 24 horas à

37°C. Em seguida, foram submetidas ao teste de resistência à tração. Após a obtenção dos resultados, pode-se concluir que o uso do laser de Er: YAG, em superfície dentinária, associado à um adesivo auto-condicionante não causa prejuízo da resistência à tração das resinas compostas, quando utilizamos uma energia de preparo. Porém quando utilizamos uma energia de preparo e uma de condicionamento (focada ou desfocada) há uma diminuição na força adesiva, quando utilizamos o sistema auto-condicionante.

Abstract

Evaluation of the tensile bond strength of an adhesive system self-etching in dentin irradiated with Er:YAG laser.

Since Buonocore (1955), several researchers have been seeking for the best adhesive system and treatment for the enamel and dentin surfaces. The use of the acid has been presented as one of the best techniques of dentin conditioning, because this promotes the removal of the "smear layer" and exhibition of dentinal structure, for a best penetration and micro-retention of the adhesive system. However, some conditioning methods have been appearing in the literature, for the substitution or interaction with the acid substances, as the laser. The objective of this work is to evaluate the tensile bond strength of the adhesive system "self-etching" associated to a composed resin, in dentin surfaces conditioned with the Er:YAG laser. For this study, freshly extracted human teeth were used and in each one the dentinal surfaces, which were treated with three sandpapers of different granulations (120, 400, 600), to obtain a standard of the smear layer, before the irradiation of the laser and of the restoring procedure. After these procedures the specimens were storage in distilled water at 37°C for 24 hours. Soon after, they were submitted to the tensile strength test. After analyzing the results, we can concluded that the use of the Er:YAG laser can substitute the drill without the need of conditioning,

when using the adhesive system " self-etching " in the dentinal surfaces because there was a decline in the strength of adhesion in the groups conditioned with the laser.

1-INTRODUÇÃO

Há mais de quatro décadas, pesquisadores vêm tentando melhorar a interface dente-resina, introduzindo várias técnicas de condicionamento e vários sistemas adesivos diferentes. Um dos primeiros pesquisadores que introduziu a técnica de condicionamento ácido foi Buonocore em 1955, onde mostrou que a adesão da resina acrílica ao esmalte era de 85% melhor, usando o condicionamento com ácido fosfórico por 30 segundos. Outros autores afirmaram, mais ou menos na mesma época, que a adesividade da resina ao esmalte consistia em um ataque ácido, seguido da aplicação de uma resina de baixa viscosidade. O condicionamento remove cerca de 10 μ m da superfície do esmalte e cria poros de 5-50 μ m de profundidade (Gwinnett, 1971). Quando uma resina de baixa viscosidade é aplicada, ela penetra nos poros criados e se polimeriza para formar uma adesão micro-mecânica com o esmalte (Gwinnett & Matsui, 1967; Buonocore, Gwinnett & Matsui, 1968).

Para se chegar à um condicionamento ideal, vem sendo utilizadas várias concentrações diferentes de ácidos(32%, 37%, 40%, entre outras) e vários ácidos diferentes (fosfórico, maleico, cítrico), além de outros mecanismos como a microabrasão ou jateamento por óxido de alumínio (descrito pela primeira vez em 1947) e mais recentemente o uso do laser de

Er:YAG e os adesivos auto-condicionantes que já contém ácido na sua composição. O uso do laser de Er:YAG vem sendo estudado por Hibst e Keller desde 1989, não só como agente condicionante, mas, também, como um instrumento no preparo cavitário e remoção de tecido cariado.

O ácido fosfórico por volta de 32% à 40% vem sendo o agente condicionante de escolha. Inicialmente, 60 segundos de permanência do ácido era preconizada para o condicionamento (Young & Others, 1975; Silverstone, 1975). Porém, estudos mostraram que uma redução no tempo de condicionamento para 15 segundos fornecia uma boa adesão do material restaurador ao dente, com o tempo de 60 segundos (Barkmeier, Shaffer & Gwinnett, 1986; Glasspoole & Erickson, 1986). Além do mais, estudos feitos com microscópio de varredura mostraram que o condicionamento ácido, feito com 15 segundos, tinha um padrão similar ao feito com 60 segundos (Nordenvall, Brännstöm & Malmgren, 1980).

Apesar da tentativa de modificação do tipo e das concentrações dos ácidos diferentemente do tradicional ácido fosfórico a 37%, testes de resistência adesiva mostraram uma qualidade de adesão inferior (Ortega, Souza Jr. & Franco, 1997; Swift Jr. & Bryant, 1993).

Os substratos esmalte e dentina, onde o material restaurador se adere, apresentam algumas diferenças em sua composição (esmalte: 95% a 98% de material inorgânico e a dentina: 78% de material inorgânico), por este motivo, os protocolos de adesão devem ser diferentes entre os dois tecidos. A adesão à dentina possui tradicionalmente mais passos que a adesão no esmalte. As várias marcas de adesivo para dentina consistem em

três passos: 1- condicionamento ácido; 2- aplicação do primer (hidrofilico); e 3- aplicação do adesivo (hidrofóbico).

Muitos sistemas adesivos de frasco único recomendam a aplicação em dois passos diferentes à sua solução. O primeiro passo deve servir como primer, para fazer o molhamento da dentina desmineralizada e para promover ou evaporar o excesso de água, enquanto o segundo passo deve servir como agente adesivo, completando o selamento da superfície dentinária (Kanca, 1996).

Uma boa adesão à dentina continua sendo um desafio aos estudiosos em comparação à adesão ao esmalte (Barkmeier, 1994).

O primeiro adesivo para a dentina foi desenvolvido para se aderir quimicamente a alguns componentes da dentina. Entretanto, esta adesão se mostrou fraca devido à presença da "smear layer". Quando é comparada a adesão da resina no esmalte e à dentina, esta possui uma força de adesão muito menor (Burck, 1991; Marshall, 1993).

Os adesivos mais atuais possuem uma propriedade hidrofílica e solventes em sua composição, para aumentar o molhamento da superfície do dente, levando, assim, a uma melhor adesão (Ruyter, 1992). Os adesivos atuais de frasco único, utilizam solventes como acetona em sua composição, que promovem um bom molhamento na superfície dental, levando, assim, a uma boa adesão, ao contrário dos adesivos antigos que possuíam em sua composição moléculas de BIS-GMA (Barkmeier & Cooley, 1992).

O condicionamento ácido ainda é, nos dias de hoje, muito utilizado quando se deseja fazer um bom selamento entre os tecidos dentinários e os

sistemas adesivos, mesmo ele sendo capaz de aumentar a permeabilidade da dentina, através da exposição dos túbulos dentinários, podendo levar a uma infiltração bacteriana ou à sensibilidade pós-operatória, levando, assim, a um fracasso restaurador.

Muitos estudos mostram que a dentina localizada na região cervical é muito difícil de ser condicionada por ácidos, devido ao fato desta dentina ser hipermineralizada (Duke & Lindemuth, 1990; Van Meerbeek, 1992)

Na tentativa de se melhorar a adesão, novos procedimentos surgiram como o jateamento do óxido de alumínio, porém, este não mostrou resultados eficazes em comparação ao sistema condicionante feito com ácido (Saraceni, 1998). Com o aparecimento do laser de Er: YAG, vários pesquisadores vêm estudando o condicionamento feito por ele, a fim de melhorar a adesão.

O laser de Er: YAG apresenta vantagens sobre os outros tipos de laser, pois em 70% dos casos não há a necessidade de anestesia, não há ruído e a geração de calor é muito pequena para causar algum dano ao tecido pulpar.

Vários estudos já verificaram a utilização do laser de Er: YAG como agente condicionante do tecido dentinário, com ou sem a utilização do tratamento químico feito com ácido fosfórico, e utilizando vários sistemas adesivos atuais (Hibst & Keller 1989, 1991, 1993, 1994; Sakakibara et al., 1998; Kataumi et al., 1998; Mozammal et al., 1999). Os resultados encontrados mostraram que o condicionamento feito em parceria com o ácido obteve melhor resultado utilizando os sistemas adesivos atuais. Porém

poucos estudos foram feitos utilizando o laser de Er: YAG e os adesivos auto-condicionantes em superfície dentinária.

Atualmente, os adesivos possuem um sistema auto-condicionante, que conferem uma maior força de adesão à estrutura dental (Chigira et al, 1994; Wang & Nakabayashi, 1991; Watanabe, Nakabayashi & Pashley, 1994).

Estes adesivos auto-condicionantes têm como proposta, simplificar o tratamento da superfície dental, pois estes são compostos por um monômero hidrofílico que possui um radical ácido, capaz de tratar e condicionar a superfície do esmalte e da dentina. Os componentes reativos destes adesivos são esteres provenientes de um álcool bivalente, ácidos metacrílicos e ácidos fosfóricos ou algum derivado. Alguns pesquisadores consideram que os resíduos de fosfato é que fazem o condicionamento do esmalte, enquanto que o componente metacrílico da molécula é capaz de copolimerizar com o agente adesivo e com a resina. Com este processo, não é preciso a remoção dos produtos de reação nem dos resíduos de ácido fosfórico, pois ambos serão polimerizados na camada de adesão. Porém poucos estudos foram publicados mostrando a efetividade da adesão sem o condicionamento ácido convencional (Gordon, Vargas & Cobb, 1997; Perdigão & others, 1997; Schimit & Van Sint Jan, 1997; Hanning, Reinhardt & Bott, 1999)

A proposta deste trabalho, em vitro, é avaliar a resistência à tração do sistema auto-condicionante utilizando o condicionamento da superfície dentinária, com o laser de Er: YAG.

2-Revisão da Literatura.

2.1 – Adesão à dentina

Em 1955, Buonocore desenvolveu um sistema de tratamento da superfície do esmalte para aumentar a adesividade do sistema restaurador ao dente. Utilizando dois tipos de ácido, ácido fosfórico e ácido fosfomolibidílico-oxálico, verificou a adesão ao tecido dental e observou que o ácido fosfórico conferiu uma melhor retenção do material restaurador ao esmalte. Esta descoberta poderia proporcionar a realização de preparos mais conservadores em classe III e V.

Gwinnete; Buonocore (1965) verificaram o uso de várias concentrações de ácido no esmalte (ácido fosfórico à 10%, 20%, 30% e 40%; solução modificada à 50%, líquido de silicato, ácido clorídrico à 40% com fluoreto de sódio à 3%, EDTA e sal tetrassódico do EDTA à 10%). Concluíram, que o esmalte tratado com EDTA possuía uma adesividade menor quando comparado com o esmalte tratado com os ácidos. As soluções de ácido clorídrico causavam condicionamentos mais intensos, sendo que o que obteve melhor desempenho foi a solução modificada de ácido fosfórico. Observou-se ainda que com o aumento na concentração do ácido fosfórico houve uma menor alteração na superfície do esmalte.

Buonocore et al. (1968) estudaram a penetração da resina no esmalte atacado durante um minuto com ácido fosfórico a 50% com adição de 7% de óxido de zinco. Concluíram que a penetração da resina nas retenções provocadas pelo ácido era de 5 μ m. Porém no mesmo estudo foi verificado uma grande infiltração de corante na interface resina-dente nos dentes que não houve ataque ácido, e, praticamente nenhuma, nos dentes com condicionamento da superfície. Este estudo mostrou que um bom condicionamento associado ao uso de resina poderia levar a uma restauração mais bem vedada e resistente à microinfiltração.

Lee et al. (1971) relataram que o ataque ácido produz uma modesta rugosidade no esmalte, melhorando seu umedecimento, pois remove detritos orgânicos, resultando em melhor contato e fluidez da resina com o esmalte.

Retief (1974) estudou o efeito de soluções condicionadoras na resistência de união entre a resina e o esmalte, encontrou um valor de união igual à zero quando o esmalte só foi lixado; e um valor de 9,4MPa quando o esmalte foi condicionado com ácido fosfórico.

Silverstone et al. (1975) verificaram, em microscópio de varredura, os vários padrões de ataque ácido em esmalte, usando ácido fosfórico e ácido láctico. Foram encontrados 3 padrões de desmineralização: tipo 1, o mais encontrado, havia uma dissolução do centro dos prismas de esmalte com a periferia permanecendo íntegra; Tipo 2 apresentou o padrão contrário do tipo 1, com dissolução na periferia e conservação do centro dos prismas; e no tipo 3 houve uma desmineralização que se apresentava como uma mistura dos tipos 1 e 2.

Barnes, em 1977, afirmou que o modo como a resina composta se adapta ao dente depende mais da natureza da superfície dentária do que das propriedades da resina composta.

Fusayama et al. (1979), propuseram o condicionamento total da dentina e do esmalte, com ácido fosfórico 37%, simultaneamente.

Nakabayashi et al. (1982) afirmaram que a adesão poderia ocorrer por retenção micro-mecânica, promovida pela penetração do monômero de resina na superfície dentinária. A partir do embricamento do monômero ao redor do colágeno, este sofreria um processo de polimerização. Esta região de interface adesiva, composta de colágeno e hidróxiapatita envolvido pelo polímero, foi chamada de camada híbrida, considerada insolúvel frente à infiltração de qualquer tipo de material. Neste mesmo artigo, os autores sugeriram o uso de um novo sistema adesivo, que utilizava uma molécula de 4-META (4- metacriloxietiltrimelitato anidro). Foram usados tanto dentes humanos como dentes bovinos, os quais foram lixados com lixas de papel e submetidos ao procedimento adesivo. Os espécimes foram estocados por um dia em água destilada e após isto, foram feitos testes de tração e alguns dentes foram observados no microscópio eletrônico de varredura. Os autores chegaram à conclusão de que a penetração do sistema adesivo nos túbulos dentinários não consiste no principal mecanismo para se obter uma boa adesão, pois os valores ao teste de tração foram iguais ou maiores que 18MPa.

Em 1983, Bowen & Cobb acreditavam que o ataque ácido à dentina requeria cuidados quanto à sua ação no complexo dentina-polpa. Os autores

utilizaram oxalato férrico no tratamento da dentina associado ao NTG-GMA(N-totil glicina e glicidil-metacrilato) e acetona. Obtiveram bons resultados no teste de tração, porém a estocagem dos dentes em água produziu uma queda na resistência adesiva, significativa no que diz respeito à uso clínico.

Pashley (1984), citou em sua revisão o uso do ácido fosfórico 30% a 65% para o tratamento efetivo da camada de esfragaço, com dissolução da camada peritubular e conseqüente alargamento da luz dos túbulos dentinários.

Munksgaard & Asmussem (1985) sugeriram que a força de adesão dos sistemas adesivos e das resinas compostas no esmalte fossem usadas como parâmetros para a quantificação destas forças na dentina, as quais deveriam ser dadas em porcentagem.

Retief et al. (1986), avaliaram 4 sistemas adesivos na dentina. Os autores concluíram, diante dos resultados, que a adesão na superfície da dentina é imprevisível quando avaliada clinicamente e que estaria sujeita à micro-infiltração devido à contração de polimerização, "stress", devido à diferença de coeficiente de expansão e condutibilidade térmica do dente, do material adesivo e restaurador e força de oclusão funcional.

Meryon et al., 1987, verificaram em seu estudo que o uso do EDTA para tratamento da dentina não era muito indicado, pois este produto causava micro-infiltrações, devido ao aumento excessivo da entrada dos túbulos dentinários.

Em 1989, Yamaguchi et al. testaram a força de tração de 2 sistemas adesivos aplicados em dentina e esmalte. Os substratos usados foram:

dentina não condicionada, dentina condicionada com ácido poliacrílico a 10%, dentina condicionada com ácido fosfórico e agente adesivo pré-polimerizado ou polimerizado junto com a resina composta. Os autores chegaram aos resultados que: 1- a técnica de polimerização e o tempo de estocagem não afetavam a força de adesão; 2- a dentina não atacada foi a que obteve a maior força adesiva. A baixa adesividade na dentina condicionada se deu, segundo os autores, devido ao sistema adesivo utilizado, pois estes foram desenvolvidos para promover adesão química ao cálcio de dentina.

Em 1990, Oilo & Olsson verificaram em 4 sistemas adesivos os seguintes tópicos: 1-diferentes tipos de estocagem; 2- força de tração e 3- localização do substrato dentinário. Os métodos de estocagem comparados foram água destilada a 37°C por 24 horas e termociclagem. A variação do substrato foi entre as faces vestibular e oclusal. Os autores chegaram aos resultados que: a termociclagem afetava negativamente a força de adesão da maior parte dos sistemas utilizados; a força de adesão na superfície vestibular mostrou-se maior que na superfície oclusal.

Em 1991, Phillips conceituou adesão como sendo a força de tração entre as moléculas de substâncias diferentes, quando estas estão em íntimo contato; e se há, por algum motivo (contaminação ou deposição de material) a diminuição da energia do substrato, o agente adesivo não pode escoar sobre a superfície não havendo, assim, uma boa adesão. O autor fala ainda, da longevidade do procedimento adesivo, onde há uma referência sobre as irregularidades na superfície dentinária, provocadas pelo preparo cavitário,

as quais seriam responsáveis pelo aparecimento de bolsas de ar durante a aplicação do agente adesivo e que poderiam levar à uma ruptura da interface adesiva frente às cargas mastigatórias.

Em 1991, Ruse & Smith estudaram, em dentes bovinos, o tratamento da dentina antes da aplicação do agente adesivo. Chegaram aos resultados que a composição da camada de esfregaço era semelhante à da dentina e que o sucesso do sistema adesivo, após o tratamento com ácido, depende da capacidade do adesivo em reagir com os componentes orgânicos da dentina.

Hayakawa & Hori (1992), relataram que o uso do primer no esmalte condicionado com 0.5 M EDTA aumentava muito a força elástica entre o esmalte e a resina composta. A força de adesividade não é afetada quando o esmalte é condicionado com ácido fosfórico a 40%. Este estudo concluiu que o uso do primer aumenta a força de adesão quando o esmalte é condicionado com um ácido fraco, mas quando o esmalte é condicionado com um ácido forte (40% ácido fosfórico) não é afetado pela aplicação do primer.

Baier, em 1992, em sua revisão sobre adesão, afirmou que para entender o mecanismo de ação dos adesivos, é necessário conhecer o fenômeno inter-facial. O autor explica as fases de adesão da seguinte maneira: cada líquido orgânico irá escoar sobre superfícies limpas e de alta energia, sob temperaturas específicas, desde que a sua tensão superficial seja menor que a do sólido. Esta tensão pode ser alterada, apenas pela contaminação que pode converter uma superfície de alta energia em uma de

baixa energia. O autor afirma que as superfícies dentais nunca ficam livres da camada contaminada, não importando como foram limpas. Com relação a esta camada, o autor afirma que, após um preparo cavitário, forma-se uma área imediatamente abaixo da superfície sólida livre, que pode exibir propriedades diferentes das camadas restantes. Esta camada poderia ser responsável pelo fracasso da adesão. Para o autor, os adesivos devem ter como uma propriedade importante, a capacidade de eliminar ou reagir com a água existente na dentina, aumentando, assim, sua capacidade de molhamento e melhor adesão.

Swift & Triolo (1992) estudaram a força de adesão do sistema Scotchbond Multi-Purpose em dentina úmida e esmalte. Os autores acharam que este sistema adesivo conferia à dentina e ao esmalte uma alta força de adesão, quando estas superfícies estavam visivelmente úmidas após o condicionamento. Foi utilizado o ácido maleico a 10% por 15 segundos para condicionar o esmalte e a dentina e em seguida, foi aplicado o primer e o adesivo nos dois tecidos.

Kanca (1992) estudou a força de adesão da resina composta ao esmalte úmido, utilizando como sistema adesivo "All-Etch/ All-Bond system". O autor encontrou uma semelhança na força de adesividade, quando comparou com o esmalte seco e o úmido, utilizando o sistema adesivo "All-Etch".

Erickson (1992) em sua revisão, considera que para que haja a adesão, um líquido adesivo deve estar em íntimo contato com o substrato, para que a penetração molecular seja mais fácil e deve permitir tanto a

adesão química como a micro-mecânica. Para isto, o líquido adesivo deve ter uma tensão superficial menor ou igual à do sólido, para um melhor molhamento da superfície. Algumas características da estrutura dentinária como a orientação, a quantidade e o diâmetro dos túbulos, podem alterar a capacidade de molhamento do agente adesivo.

Davis et al. (1992) avaliaram o efeito da aplicação do ácido poliacrílico à 40% por 60 segundos e do ácido fosfórico à 10% por 15 segundos, para a remoção da "smear layer"; e avaliaram, ainda, a força de adesão da resina composta utilizando estes dois ácidos. Em seus estudos foram utilizados os seguintes sistemas adesivos: Mirage Bond (Chameleon Dental Products), All-Bond (Bisco), Prisma Universal Bond 2 (LD Caulk) e Scotchbond 2 (3M). Para cada sistema adesivo, os dentes foram divididos em 3 grupos diferentes em relação ao tratamento da "smear layer" (condicionamento de acordo com o fabricante de cada sistema, condicionamento com ácido fosfórico e ácido poliacrílico). Quando o condicionamento foi feito, de acordo com o fabricante, a força de tração dos adesivos foi a seguinte: 2.93 MPa (Scotchbond 2); 3.35 MPa (Prisma Universal Bond 2); 10.78 MPa (All-Bond) e 10.86 MPa (Mirage Bond). Por outro lado, usando o ácido fosfórico os resultados foram: 4 MPa (Scotchbond 2); 5 MPa (Prisma Universal Bond 2); 17 MPa (All-Bond) e 14 MPa (Mirage Bond). Após utilizar o ácido poliacrílico, os resultados foram: 1.5 MPa (Scotchbond 2); 2.5 MPa (Prisma Universal Bond 2); 3.5 MPa (All-Bond) e 6.5 MPa (Mirage Bond). Os autores concluíram que as soluções ácidas fortes removem a "smear layer", porém o ácido fosfórico promove uma

melhor adesividade que o ácido poliacrílico. Neste estudo foi determinado que ácidos fracos (Na-EDTA) conferem uma baixa adesividade em relação aos ácidos fosfórico (15 segundos) e poliacrílico (60 segundos). Mostrou-se, ainda no estudo, que o uso do ácido fosfórico conferiu uma melhor adesividade a alguns sistemas adesivos (All-Bond e Prisma Universal Bond 2) do que os tratamentos preconizados pelos fabricantes.

McCabe & Rusby (1992) avaliaram a tração de quatro sistemas adesivos. Foram utilizados dentes hígidos que, após um preparo, foram estocados em água destilada por 4 a 8 semanas. Em seguida foram feitas cavidades de duas profundidades diferentes e após realizou-se o procedimento adesivo e o restaurador. O teste de tração mostrou que as forças de tração são menores em cavidades mais profundas, independentemente das diferenças químicas entre o adesivos.

Pashley (1992) fez uma revisão sobre os efeitos do condicionamento ácido no complexo dentina-polpa, quando o condicionamento ácido é realizado há uma remoção da "smear layer", deixando os túbulos dentinários expostos e a dentina totalmente permeável, qual é responsável pelas infiltrações bacterianas, que levam a uma resposta pulpar após o procedimento restaurador. O autor afirma que o ácido só deve ser usado sobre a dentina se o sistema adesivo for capaz de sela-la corretamente.

Paul & Scharer (1993) afirmam que a dentina superficial e a profunda possuem uma diferença em suas estruturas, a profundidade da dentina usada como substrato para o uso do adesivo parece ser muito importante. A

área ocupada pelos túbulos na dentina decresce de 45.000/mm (próximo à polpa) para 20.000/mm (na junção dentina-esmalte).

Hadavi et al. (1993) relataram a diminuição de 31-44% da força de tração, quando o primer era aplicado no esmalte condicionado e seco, para todos os quatro sistemas adesivos (Gluma Dentin Bond, Scotchbond, Prisma Universal Bond 2 e 3) que foram testados. A influência do primer no esmalte úmido não foi avaliado. As amostras, antes de passarem pelo teste de tração, foram estocadas em água destilada à 37°C por 24 horas.

Gubrand (1993), em seu estudo comparou a resistência de cisalhamento e de tração de quatro sistemas adesivos. Foram utilizados dentes extraídos que sofreram desgastes na superfície vestibular, expondo 4mm de diâmetro de dentina. A estocagem foi feita em água destilada à 37°C por 24 horas (dois grupos) e termociclagem (dois grupos). O autor observou que nos testes de tração e cisalhamento não houve diferença estatística significativa entre os quatro adesivos. Dois grupos apresentaram um aumento na força de adesão após a termociclagem, em consequência do relaxamento do "stress" causado pela contração de polimerização, após a indução de efeitos térmicos e absorção de água. No microscópio eletrônico de varredura, apareceram falhas adesivas e coesivas na dentina, o que mostra que a qualidade e o tipo de adesão podem variar dependendo da área de dentina que receberá o agente adesivo.

Pashley et al., (1993) mostraram que o adesivo infiltra entre a matriz colágena, após a remoção da parte mineral da dentina feita por ácidos, e este processo contribui para uma melhor adesão.

Em 1993, Heymann & Bayne expuseram em sua revisão os fatores que interferem no procedimento adesivo. Fatores relacionados à dentina, como a presença da camada de esfregaço, a densidade, o tamanho e a largura dos túbulos dentinários e a esclerose da dentina. Os autores citam que, a camada de esfregaço é responsável pela redução da vazão de fluido dentinário, devido à sua capacidade tampão, reduzindo, assim, a sensibilidade pós-operatória. Os autores afirmam, ainda, que a baixa adesão na dentina profunda é causada pela menor quantidade de dentina peritubular, em consequência da maior quantidade de túbulos dentinários.

Takemori (1993) em seu estudo avaliou fatores, como: espessura dos espécimes, profundidade do substrato dentinário, embutimento ou não dos dentes em resina epóxica, tempo de estocagem e velocidade das mensurações, que poderiam afetar a força de adesão a dos adesivos à dentina. O teste de embutimento não mostrou diferenças significantes estatisticamente na força adesiva; por este motivo, para os outros testes todas as amostras foram embutidas. Para a avaliação do tempo de estocagem, foram utilizados o tempo de 10 minutos, 3,6, 12 e 24 horas. As velocidades de testes foram: 0,5, 1,0, 3,0, 5,0 mm/min e as espessuras foram de 1, 3, 5, 10mm. Entre estes fatores, o único que apresentou diferença significativa foi a espessura dos espécimes, onde aqueles com 1 mm apresentaram resistência maior de adesão do que aqueles com 10 mm.

Yu et al., (1993) em sua revisão sobre a adesão à dentina, mostraram que há controvérsias entre os autores sobre a remoção ou não da camada de esfregaço, pois alguns autores acham que a camada de esfregaço serve como uma barreira natural frente às infiltrações bacterianas e a linha oposta acredita que a camada de esfregaço se apresenta contaminada e, por isso, deve ser removida. Alguns estudos citados mostram que a adesividade é menor quando o sistema adesivo interage com a camada de esfregaço (de acordo com o fabricante), isto ocorre devido à duas razões: 1- fraca ligação do adesivo com a camada de esfregaço e 2- "stress" promovido pela polimerização dos materiais restauradores que seria maior que a força de adesão entre o adesivo e o esfregaço.

Barkmeir & Erickson, 1994, avaliaram a força da adesividade da resina composta ao esmalte condicionado com o ácido maleico à 10% e com o ácido fosfórico à 37%, com e sem o uso do primer. Os autores acharam que o uso do primer no esmalte condicionado pelo ácido maleico à 10%, diminuiu, significativamente, a adesividade. O uso do primer no esmalte condicionado com o ácido fosfórico à 37% não diminuiu significativamente a adesão.

McGuckin et al., 1994, relataram o efeito do primer na adesividade no esmalte. Os autores encontraram que o efeito do primer no esmalte conferia uma boa adesividade, quando do uso do sistema adesivo/resina Prisma Universal Bond 3/ Prisma APH e XR Bond/ Herculite; não houve, também, nenhum efeito significativo nos sistemas Denthesive/Charisma, Scotchbond

2/Silux e Ternure/Perfection; e no sistema Gluma/Pekalux, a adesividade diminuiu.

Burrow et al., 1994a, avaliaram a credibilidade do teste de tração, apesar destes serem realizados 24 horas após a estocagem dos espécimes, seria relevante a realização precoce deste teste, para que se possa avaliar a formação de fendas entre a restauração e a superfície dentinária. Para comprovarem esta afirmação, foram realizados testes de tração com 1 minuto, 10 minutos e 24 horas de estocagem. Após os procedimentos adesivo e restaurador, alguns espécimes foram, ainda, avaliados no microscópio eletrônico de varredura. Os autores observaram diferenças significativas entre 10 minutos e 24 horas, para alguns sistemas adesivos.

Em 1994b, Burrow et al. avaliaram a resistência à tração de três sistemas adesivos, entre eles o Scotchbond Multi-Purpose, levando em consideração a profundidade e a idade da dentina. Foram utilizados molares recém extraídos de pacientes com idades abaixo de 30 anos e acima de 50 anos, de onde foram obtidos discos de dentina com profundidade rasa e profunda. Os dentes foram lixados com lixa de granulação 600 e, após isto, foi realizado a aplicação do adesivo. Foram estocados em água destilada por 48 horas. Após este tempo, foi realizado o teste de tração. Os resultados encontrados mostraram que os materiais usados apresentam alta resistência à tração e pequena variação com relação à idade e à profundidade da dentina. O Scotchbond Multi-Purpose apresentou a camada híbrida mais espessa.

Thoms et al., 1994, testaram o efeito de quatro sistemas adesivos com primer, em relação à força de elasticidade da adesão no esmalte. Seus resultados demonstraram que o primer promove uma boa força de elasticidade para o adesivo All-Bond 2, porém esta força decaiu para o sistema Scotchbond Multi-Purpose e Optibond. Não houve nenhum efeito significativo sobre o sistema Prisma Universal Bond 3.

Em seu estudo, 1994, Sano et al. testaram a relação entre a área utilizada para adesão e o teste de resistência à tração. Os dentes foram preparados com lixas de granulação 600. Em seguida as amostras foram submetidas à três diferentes sistemas adesivos, entre eles: o Scotchbond Multi-Purpose. A área para a adesão foi de 0,5 x 0,5 mm a 3 x 3 mm e o teste de tração foi realizado com uma velocidade de 1mm/min. A conclusão que os autores chegaram foi que para a realização do teste de tração, a superfície ideal deve ser de 1,6 à 1,8 mm².

Titley et al (1994) afirmaram que o sucesso das restaurações em resina composta depende dos sistemas adesivos que promovem uma adesão duradoura do material restaurador à dentina, com o efetivo selamento dos túbulos dentinários, prevenindo a sensibilidade pós-operatória e a microinfiltração marginal.

Em 1994, Fortin et al realizaram um estudo, in vitro, para verificar a força de adesão de vários sistemas adesivos dentinários em dentina humana, examinando a relação dessas forças de adesão com o grau de microinfiltração ao redor de restaurações de Classe V realizadas no mesmo dente. O objetivo foi testar a hipótese de que o desempenho da

microinfiltração de um dado sistema adesivo é relacionado à sua força de adesão. Os testes de força de adesão e microinfiltração foram realizados nos mesmos dentes, a fim de reduzir a variação comumente encontrada nas investigações sobre adesivos dentinários. Para este estudo, foram utilizados 80 molares extraídos, nos quais foram preparadas cavidades de Classe V. Os preparos foram realizados com a margem oclusal em esmalte e a margem gengival em dentina/cimento. Os dentes foram divididos aleatoriamente em 8 grupos para tratamento com os seguintes sistemas adesivos: All Bond 2; Clearfil Liner Bond; Gluma 2000; Imperva Bond; Optibond; Prisma Universal Bond 3; Scotchbond Multi-Purpose e o grupo controle com o Scotchbond dual cure. Uma resina composta de micropartículas, Silux Plus, foi aplicada em todas as cavidades. Os dentes foram então submetidos aos testes de força adesiva e microinfiltração. Os resultados demonstraram que a maioria das falhas de união foi adesiva para cada um dos materiais testados, revelando uma superfície de dentina tipicamente lisa e limpa, indicando que a fratura ocorre na interface entre a dentina e a resina. Apenas 5 espécimes (2 com Clearfil Liner Bond e 3 com Optibond) tiveram falhas coesivas em dentina. O Clearfil Liner Bond e o Optibond tiveram as mais altas médias de força adesiva. Estas médias no Scotchbond Multi-Purpose, Prisma Universal Bond 3, All Bond 2 e o Imperva Bond não tiveram diferenças estatisticamente significante entre os grupos, porém foram significativamente maior do que a força adesiva do Gluma 2000 ou Scotchbond dual cure. Os resultados do teste de microinfiltração revelaram que nenhuma infiltração foi detectada nas margens de esmalte. A análise

estatística revelou uma significativa diferença na média de microinfiltração, sendo que o Optibond, Clearfil Liner Bond 3 Prisma Universal Bond 3 tiveram a menor microinfiltração nas margens de dentina e cimento. As médias de microinfiltração do Scotchbond Multi-Purpose, All Bond e Gluma 2000 não foram significativamente diferentes do grupo controle e a microinfiltração do Prisma Universal Bond, também não foi significativamente diferente da ocorrida com o Scotchbond Multi-Purpose ou All Bond 2. Por fim, os autores concluíram que não havia correlação significativa entre força adesiva e microinfiltração para os dados colocados ou para os diversos sistemas adesivos testados.

Em 1995, Saraceni et al. avaliaram através, do microscópio eletrônico de varredura, a ação de diversos tipos de tratamentos feitos na dentina. Foram utilizados dentes humanos recém extraídos, de onde foram obtidos discos de dentina, através do uso de pontas diamantadas e brocas carbide, simulando a formação da camada de esfregaço. Após, foram feitos nove tratamentos diferentes nas superfícies dentinárias, entre as substâncias desmineralizantes usadas estão: o ácido fosfórico à 10% e 32%, o ácido maleico à 10% entre outras. Uma amostra de cada grupo foi mantida sem tratamento para avaliação do aspecto da camada de esfregaço. Diante dos resultados, os autores puderam concluir que o esfregaço produzido pela ponta diamantada pareceu menos coeso, mais irregular, quando comparado àquele produzido pela broca carbide e todas as substâncias desmineralizantes que removeram a camada de esfregaço, expondo em maior ou menor grau, a abertura dos túbulos dentinários.

Benderli & Yücel, 1995, mostraram em seu estudo, utilizando microscópio eletrônico de varredura, que o uso do ácido maleico (60 segundos), fosfórico (15 segundos) e férrico (15 segundos) como agentes condicionantes da dentina, davam à superfície dentinária um aspecto muito semelhante entre eles.

Nakajima et al., 1995, mediram a força da adesão de alguns sistemas adesivos, em dentina normal e dentina cariada. Foram usados os sistemas All-Bond 2 (com base de acetona – em dentina úmida) e Scotchbond Multi-Purpose (base de água – em dentina seca). Os resultados mostraram que a força de adesão na dentina cariada (13.0 ± 3.6 MPa) é menor do que na sadia (26.9 ± 8.8 MPa), utilizando o sistema adesivo All-Bond 2; e utilizando o sistema Scotchbond Multi-Purpose, não houve uma diferença significativa entre a dentina normal (20.3 ± 5.6 MPa) e a cariada (18.5 ± 4.0 MPa). Os autores destacaram, ainda, que os ácidos para condicionamento nos dois sistemas utilizado (All-Bond 2- ácido fosfórico 10% / Scotchbond Multi-Purpose – ácido maleico 10%) não seriam fortes o suficiente para condicionar adequadamente as dentinas esclerótica e cariada.

Em estudo publicado, Gwinnett & Yu, 1995, determinaram os efeitos do tempo de estocagem em água no procedimento adesivo e na integridade marginal de uma resina aderida à dentina utilizando 2 sistemas adesivos diferentes. Foram utilizados dentes humanos extraídos, de onde foram obtidas lâminas de dentina, as quais foram tratadas com uma lixa de granulação 320. Após os procedimentos adesivo e restaurador, alguns

dentes foram estocados por 24 horas em água destilada a 37°C e outros, por 6 meses em água destilada a 37°C. O teste de resistência adesiva mostrou que houve uma queda acentuada, quando os dentes foram estocados por 6 meses (25-50% da força inicial medida em 24 horas). Porém os testes de micro-infiltração não mostraram a presença de qualquer fenda entre o material restaurador e o dente.

Miears et al., 1995, avaliaram o efeito da umidade dentinária e duas diferentes formas de estocagem na resistência a cisalhamento de uma resina composta, usando o sistema adesivo Scotchbond Multi-Purpose. Sessenta discos de dentina foram obtidos de molares humanos e divididos em quatro grupos, onde foram avaliados a presença ou não de umidade e o tempo de estocagem em água destilada 37°C de 24 horas a 90 dias. Os resultados mostraram que não houve diferença significativa entre os grupos mantidos com dentina úmida e seca. O tempo de estocagem pareceu não interferir na resistência adesiva de ambos os grupos.

Miyazaki et al., 1996, testaram a influência do método de aplicação do primer na resistência adesiva de dois sistemas adesivos, entre eles o Scotchbond Multi-Purpose. Para o estudo, foram utilizadas as superfícies vestibulares de molares extraídos, as quais foram preparadas com lixas de granulação 240 e 600 e, após a limpeza com ultra-som e imersão em água destilada, as superfícies foram tratadas com ácido maleico a 10% por 15 segundos e ácido fosfórico por 10 segundos. Para a avaliação do método de aplicação do primer, foi utilizada a aplicação ativa ou passiva do mesmo e,

ainda, avaliou-se o efeito da aplicação do jato de ar, de acordo com o fabricante por 0,5, 10, 20 e 30 segundos, a uma distância de 10 cm da superfície dentinária. Foi feito o teste de cisalhamento para a medição da resistência adesiva. Os autores puderam concluir, frente aos resultados, que a resistência adesiva é maior quando o primer é aplicado de forma ativa, mas não foram observadas diferenças significantes entre os dois modos de aplicação. Outra vantagem encontrada na aplicação ativa, seria o favorecimento da penetração do primer dentro da estrutura dentinária. Quanto ao tempo de aplicação do jato de ar, parece que tempos muito pequenos não seriam suficientes para volatilizar os diluentes do primer e tempos excessivos poderiam desidratar a dentina, levando a uma diminuição da adesividade.

Yoshiyama et al., 1996, mediram a força de adesão do sistema adesivo Clearfil Liner Bond II, nas paredes gengival e oclusal, em preparos feitos artificialmente, simulando um preparo onde haveria cárie e em cavidades cariadas naturais. Para o estudo, foram utilizados dentes humanos que foram extraídos por motivos periodontais. Os autores chegaram ao resultado de que a força de adesão era, significativamente, maior onde as cavidades foram simuladas, em comparação as cavidades naturais. Entretanto, os autores relataram que não houve diferença significativa na força de adesão entre as paredes gengival e oclusal, tanto nas cavidades artificiais como nas cavidades naturais.

Pashley et al., 1996, avaliaram os efeitos, no procedimento adesivo, de variações dentinárias, tais como profundidade, pressão intra-

pulpar e umidade superficial. Os autores afirmaram que mesmo a adesão sendo maior na dentina mais rasa que na profunda, a formação de "tags" ocorre de forma inversa. Nos testes de tração, em uma área de $0,5\text{mm}^2$, os autores obtiveram os seguintes resultados: a força de adesão em dentina cariada é 20% a 40% menor do que a força de adesão em dentina sadia. Pela permeabilidade da dentina não ser uniforme, a velocidade de saída do fluído varia bastante de uma região para outra. Por este motivo ocorreria diferentes tipos de adesão, reagindo adversamente ao procedimento adesivo.

Ferrari et al., 1996, avaliaram o efeito do tempo de aplicação do primer do sistema adesivo Clearfil Liner Bond II, sobre a micro-morfologia da camada de resina infiltrada e a sua capacidade de fazer selamento marginal. Os autores concluíram que um longo tempo de aplicação na superfície dentinária criava uma maior intimidade na junção dente-resina, levando, assim, a um adequado selamento.

Pouco se sabe, ainda, sobre a penetração, na dentina intertubular desmineralizada por qualquer concentração de ácido dos adesivos atuais que tem como base água e acetona. Por este motivo, Kato & Nakabayashi, 1996, estudaram diferentes condicionamentos em dentina úmida e seca. Observou-se que a adesividade da resina na dentina úmida, após o condicionamento com ácido fosfórico 10% por 30 segundos, foi melhor do que na dentina seca. Relataram, ainda, que não houve diferenças significantes na adesividade da resina à dentina seca e úmida, quando o condicionamento foi feito com ácido fosfórico 35% por 30 segundos. Os

autores concluíram que a concentração do ácido fosfórico, como agente condicionante, influencia a permeabilidade da dentina desmineralizada.

Perdigão et al., 1996, realizaram um estudo, em que foi feita uma correlação entre o pH dos ácidos utilizados com agentes condicionantes e a profundidade de desmineralização que estes ácidos promovem na dentina. Os ácidos analisados foram All-tech (ácido fosfórico 10%), Uni-Etch (ácido fosfórico 32%), os quais são espessados com um polímero, e o ácido fosfórico 35% do sistema adesivo Scotchbond Multi-Purpose, o qual é espessado com sílica. Os ácidos fosfóricos espessados com sílica possuem um pH (0.02) maior do que os ácidos espessados com polímero (pH 0.17). Os autores encontraram os seguintes resultados, o ácido All-Etch (fosfórico 10%) e o ácido utilizado no sistema Scotchbond Multi-Purpose (fosfórico 35%) desmineralizaram a dentina em uma profundidade de 3.0 μ m, enquanto o ácido Uni-Etch (fosfórico 32%) desmineralizou a dentina em uma profundidade de 4.0 μ m.

Em 1997, Eliades et al. avaliaram o efeito de alguns ácidos sobre a morfologia e composição molecular da dentina e na conformação do colágeno. Entre as soluções utilizadas, estavam o ácido fosfórico 35% por 15 segundos e o ácido maleico 10%. Foram utilizados molares humanos, dos quais foram obtidos discos de dentina que receberam um acabamento com uma lixa de granulação 600. Após, os discos receberam o tratamento condicionador, com os diferentes ácidos, e em seguida foram feitas as análises. Durante o trabalho, o pH dos ácidos foram medidos, e o ácido

maleico foi o que apresentou maior ph (1.0). Os autores chegaram a conclusão que todos os ácidos condicionadores induziam a uma mudança na morfologia (remoção da camada de esfregaço, túbulos em forma de funil e aumento na rugosidade da dentina inter-tubular), na composição (redução de ortofosfatos e carbonatos e aumento da amida) molecular e na conformação do colágeno (desnaturação das fibras colágenas)

Rinaudo et al. (1997) estudaram o efeito da resistência adesiva de três adesivos, quando aplicados à superfície dentinária. Foram utilizados dentes humanos recém extraídos, dos quais foram obtidos discos de dentina que receberam um tratamento com uma lixa de granulação 600. Em seguida, foram realizados os seguintes tratamentos: 1- controle condicionado; 2- abrasão com óxido de alumínio de 50 μ m, a 120 psi, não condicionado; 3- abrasão a 160 psi, não condicionado; 4- abrasão a 120 psi, condicionado; 5- abrasão a 160 psi, condicionado. O procedimento abrasivo foi realizado a uma distância de 8mm, com uma velocidade de 6,85 mm/s de forma padronizada. Em seguida, os espécimes foram estocados em água destilada por duas semanas e, em seguida, foram realizados os testes de resistência adesiva. Os autores concluíram que o método de abrasão utilizado isoladamente, não elimina o condicionamento antes da aplicação do adesivo. Para a baixa resistência à tração utilizando somente o jateamento, os autores explicam que isto acontece, primeiro pela não remoção da camada de esfregaço criada pelo jato de óxido de alumínio, e segundo pela não penetração do adesivo na dentina, pois os túbulos ficam obliterados pelo

óxido de alumínio, interferindo, assim, na retenção micro-mecânica do adesivo e na sua interação química com a dentina.

Em sua revista, em 1997, Marshall Jr. et al. abordaram os seguintes temas: substrato dentinário, sua estrutura e propriedades relacionadas com a adesão. Os autores afirmam que a estrutura dentinária apresenta variações morfológicas e propriedades peculiares como umidade, permeabilidade e superfície disponível para adesão. Nesta revisão, os autores discutem muito sobre a ação dos agentes condicionantes (ácidos) sobre a dentina, promovendo a remoção da dentina peritubular, desmineralização da dentina inter-tubular e manutenção da camada frágil de colágeno. Na conclusão, os autores dão ênfase à necessidade do conhecimento da estrutura dental e suas características, para que haja uma boa qualidade na utilização dos sistemas adesivos.

Saraceni, 1998, avaliou a resistência à tração de um sistema adesivo associado a uma resina composta, em superfícies dentinárias tratadas de forma convencional (ácido fosfórico a 35% gel), com micro-abrasão por óxido de alumínio (partículas de 50 μ m) e irradiada com laser de Er: YAG (60mJ-2Hz e 100mJ-2Hz), utilizado em substituição ao condicionamento ácido ou associados ao mesmo. Foram utilizados discos de dentina (foram tratados com lixa 600) obtidos de 60 dentes humanos livres de cárie, fraturas e trincas, que receberam seis tipos de tratamento diferentes prévios à aplicação do agente adesivo (Scotchbond Multi-Purpose Plus-foto-polimerizável) e da resina (Z100). Após estocagem (água destilada por 3

meses a 37°C, com trocas a cada 48 horas), as amostras foram submetidas a testes de tração. O autor concluiu, diante dos resultados que o procedimento adesivo realizado de forma convencional e a irradiação laser associada ao ácido foram os tratamentos que apresentaram os melhores resultados e a microabrasão, associada ou não ao ácido, teve o pior resultado.

Barkmeir et al., 1999, realizaram um estudo, em que foi feita uma comparação da resistência à tração da adesão da resina ao esmalte e à dentina utilizando o adesivo Primer & Bond 2.1. Para o estudo, foram utilizados 90 molares humanos divididos em 9 grupos de 10 dentes que são:

- 1.1- esmalte: ácido fosfórico (37%) por 15 segundos, adesivo por 30 segundos, foto-polimerização por 10 segundos, adesivo, polimerização por 10 segundos;
- 1.2- dentina: ácido fosfórico (37%) por 15 segundos, adesivo por 30 segundos, foto-polimerização por 10 segundos, adesivo, foto-polimerização por 10 segundos;
- 1.3- dentina: adesivo por 30 segundos, foto-polimerização por 10 segundos, adesivo, foto-polimerização por 10 segundos;
- 2.1- esmalte: ácido fosfórico (37%) por 15 segundos, adesivo por 20 segundos, foto-polimerização por 10 segundos, adesivo, jato de ar para eliminar o excesso do solvente;
- 2.2- ácido fosfórico (37%) por 15 segundos, adesivo por 20 segundos, foto-polimerização por 10 segundos, adesivo, jato de ar para eliminar o excesso do solvente;
- 2.3- dentina: adesivo 20 segundos, foto-polimerização por 10 segundos, adesivo, jato de ar para eliminar o excesso do solvente
- 3.1- esmalte: ácido fosfórico (37%) por 15 segundos, adesivo por 20 segundos, foto-polimerização;
- 3.2- dentina: ácido

fosfórico (37%) por 15 segundos, adesivo por 20 segundos, fotopolimerização por 10 segundos; 3.3- dentina: adesivo por 20 segundos, fotopolimerização por 10 segundos. Após, os dentes foram estocados em água destilada à 37°C por 24 horas. Em seguida, foi realizada a termociclagem por 24 horas (640 ciclos) e o teste de força da adesividade. Os autores chegaram ao resultado de que o Primer & Bond 2.1 confere uma alta adesividade do material restaurador ao esmalte e à dentina. A adesividade ao esmalte (29.2-29.8MPa) é significativamente, maior do que na dentina (18.6-21.3MPa). O ácido fosfórico não confere à dentina úmida uma maior força de adesão, utilizando o Primer & Bond 2.1. Não há diferença de força de adesão entre os grupos de esmalte e dentina usando três técnicas diferentes de aplicação do adesivo e de fotopolimerização.

Martin et al., 1999, realizaram um estudo, utilizando 100 molares humanos livres de cárie, para verificar a resistência adesiva de 5 adesivos de um só frasco, sobre a simulação de pressão pulpar. Estes dentes foram divididos em 5 grupos de acordo com cada adesivo, são eles: 1- ácido fosfórico (37%) por 15 segundos, adesivo Syntac Single, fotopolimerização por 20 segundos; 2- ácido fosfórico (37%) por 20 segundos, adesivo Primer & Bond 2.0, fotopolimerização por 10 segundos; 3- ácido fosfórico (37%) por 15 segundos, adesivo One Step (duas pinceladas), fotopolimerização por 10 segundos; 4- ácido fosfórico (37%) por 15 segundos, adesivo Single Bond 2 pinceladas, fotopolimerização; 5- ácido fosfórico (37%) por 15 segundos, adesivo Optibond

Solo 1 pincelada, foto-polimerização por 20 segundos. Os dentes foram restaurados com a resina composta Herculite da Kerr. Em seguida, alguns espécimes foram termociclados por uma semana, enquanto outros foram termociclados por 4 semanas. Após, isto, foi feito o teste de resistência à tração. Os resultados obtidos foram que em uma semana de termociclagem, a resistência à tração dos sistemas Optibond Solo e Single Bond era muito superiores que os outros sistemas adesivos. O Syntac Single e Primer & Bond 2.0 não possuíam diferenças significantes entre si e o One Step era melhor que o Syntac Single. Os resultados após quatro semanas mostraram que o Optibond Solo, o Single Bond e o One Step não possuíam diferenças, significativas, e o Syntac Single era o pior entre os 5 sistemas adesivos. Os adesivos que continham solventes à base de acetona ou etanol eram melhores do que os que continham uma base de água. O Single Bond e o Optibond Solo são mais fáceis e mais rápidos de usar. Todos os resultados de resistência à tração foram inferiores àqueles preconizados pelos fabricantes.

Ogata et al., 1999, verificaram o efeito de múltiplas aplicações do primer na força de adesão do sistema adesivo auto-condicionante nas paredes oclusal e gengival de um preparo, em forma de cunha, na região cervical dos dentes (Classe V). Foram utilizados 18 dentes humanos, sem cárie, os quais foram divididos em dois grupos de acordo com o sistema adesivo e dentro de cada grupo houve quatro sub-divisões, são eles: 1- Clearfil Liner Bond II: 1.1- uma aplicação do primer na parede oclusal, 1.2- uma aplicação do primer na parede gengival, 1.3- várias aplicações do

primer na parede oclusal, 1.4- várias aplicações do primer na parede gengival; 2- Imperva Fluoro Bond: 2.1- uma aplicação do primer na parede oclusal, 2.2- uma aplicação do primer na parede gengival, 2.3- várias aplicações do primer na parede oclusal, 2.4- várias aplicações do primer na parede gengival. Em todas as aplicações de todos os sub-grupos, foi esperado o tempo de cura, recomendado pelo fabricante (Clearfil Liner Bond II- 30 segundos; Imperva Fluoro Bond- 10 segundos) e em nenhum dos grupos foi utilizado foto-polimerização. Os autores chegaram à conclusão que, aplicando várias vezes o Clearfil Liner Bond II, havia uma significativa melhora na força de adesão, tanto na parede gengival como na oclusal. Porém, aplicando uma ou várias vezes o Imperva Fluoro Bond, não havia diferença na força de adesão, tanto na parede gengival como na oclusal. Observou-se, ainda, que a força de adesão na parede oclusal é muito superior do que a da parede gengival.

Hanning et al., 1999, tiveram como propostas deste estudo: 1- investigar a resistência à tração da adesão de resinas compostas ao esmalte; 2- analisar a adaptação marginal dos compósitos em restaurações classe II, usando três sistemas adesivos auto-condicionantes em comparação ao procedimento convencional (ácido fosfórico + adesivo). Para a primeira investigação, foram usados 24 incisivos bovinos, divididos em quatro grupos de acordo com o sistema adesivo, são eles: 1- Clearfil Liner Bond 2; 2- Etch & Prime 3.0; 3- Resulcin Aquaprimer Mono-Bond, (nos três primeiros grupos não foi utilizado o ácido fosfórico, os sistemas foram utilizados de acordo com o fabricante); 4- ácido fosfórico (37%) por 45

segundos, lavagem, adesivo Ecusit-Mono, foto-polimerização. Em todos os grupos foi aplicado uma resina composta seguida da sua foto-polimerização, estocagem e teste de tração. Para a segunda pesquisa, foram usados 24 molares humanos, onde foram feitas caixas ocluso-proximais com a parede gengival terminando à 1mm acima da junção cimento-esmalte. O ângulo cavo-superficial recebeu tratamento. Em seguida, os dentes foram divididos em quatro grupos, também, de acordo com o sistema adesivo e a divisão foi igual à da pesquisa número um com dentes bovinos. Depois de aplicado os adesivos, os dentes foram restaurados com uma resina composta híbrida de micro-partículas, esta foi colocada em três incrementos, um na proximal e dois na oclusal, e todos os incrementos foram fotopolimerizados por 40 segundos. Após, isto, foi feito o acabamento com pontas diamantadas, estocagem em água destilada a 37°C por 24 horas e os dentes foram avaliados no microscópio eletrônico de varredura. Os autores chegaram aos seguintes resultados: 1- os adesivos auto-condicionantes podem ser uma boa opção no lugar do condicionamento ácido tradicional na superfície do esmalte, pois proporciona uma durável adesividade da resina ao esmalte e promove um bom selamento marginal; 2- a adesividade da resina nos dentes bovinos foi semelhante, usando tanto o sistema auto-condicionante como usando o sistema convencional ácido + adesivo. E no caso do Resulcin Aquaprimer Mono-Bond, a adesividade foi superior ao ataque ácido convencional; 3- nas cavidades classe II também não houve uma diferença significativa entre a adesividade dos sistemas auto-condicionantes e o sistema ácido + adesivo. Os autores concluíram que os sistemas auto-

condicionantes podem ser usados em esmalte sem condicionamento ácido prévio.

Manhart et al., 1999, compararam a resistência à tração do composito à dentina, usando o jato de ar e o sistema ácido convencional. Foram usados 260 dentes humanos, divididos em 13 grupos. Foi exposta a dentina oclusal e deixado uma camada de "smear layer". Os grupos foram divididos em: 1- não foi utilizado nada, superfície úmida; 2- não foi utilizado nada, superfície seca; 3- ácido fosfórico (37%) por 20 segundos, superfície úmida; 4- ácido fosfórico (37%) por 20 segundos, superfície seca; 5- jato de óxido de alumínio com partículas de 50 μ m e pressão de 120 psi, superfície úmida; 6- jato de óxido de alumínio com partículas de 50 μ m e pressão de 120 psi, superfície seca; 7- jato de óxido de alumínio com partículas de 50 μ m e pressão se 120 psi + ácido fosfórico (37%) por 20 segundos, superfície úmida; 8- jato de óxido de alumínio com partículas de 50 μ m e pressão de 120 psi + ácido fosfórico (37%) por 20 segundos, superfície seca; 9- jato de óxido de alumínio com partículas de 50 μ m e pressão de 160 psi, superfície úmida; 10- jato de óxido de alumínio com partículas de 50 μ m e pressão de 160 psi, superfície seca; 11- jato de óxido de alumínio com partículas de 50 μ m e pressão de 160 psi + ácido fosfórico (37%) por 20 segundos, superfície úmida; 12- jato de óxido de alumínio com partículas de 50 μ m + ácido fosfórico (37%) por 20 segundos, superfície seca; 13- jato de óxido de alumínio com partículas de 27 μ m e pressão de 160 psi + ácido fosfórico (37%) por 20 segundos, superfície seca. Após o condicionamento, foi

utilizado o sistema adesivo Syntac Single Component e, em seguida, os dentes foram restaurados com a resina composta Tetric, foram estocados em água destilada por 24 horas a 37°C e foram termociclados. Para se fazer os testes de força, foi usada a máquina Universal Testing Machine (0,5mm/min de rotações). Chegaram ao resultado de que a adesividade é muito baixa, não usando condicionamento nenhum: a abrasão com jato de óxido de alumínio é um ótimo condicionamento para ser usado com sistemas adesivos auto-condicionantes, chegando a adesividade ser igual ou maior do que o uso de ácido fosfórico (37%) por 20 segundos. O tamanho da partícula de alumínio não influencia a adesividade. A pressão de 160 psi confere melhor resultado do que a de 120 psi.

Thonemann et al., 1999, tinham como objetivo, no seu trabalho, comparar a integridade marginal, usando procedimento adesivo total e seletivo em um preparo classe II. Foram usados cinco diferentes sistemas adesivos e seus compósitos correspondentes. Foram usados 60 dentes, os quais foram divididos em 10 grupos, sendo que, em 5 grupos, foi utilizado o procedimento total de condicionamento e de sistema adesivo (sem base de ionômero de vidro na paredes axial e pulpar), e nos outros 5 grupos, foi utilizado o sistema seletivo, onde só houve o condicionamento e o procedimento adesivo nas paredes de esmalte e dentina ao redor da cavidade (base de ionômero de vidro nas paredes pulpar e axial). Os sistemas adesivos e suas respectivas resinas utilizados são: 1- Syntac/Tetric; 2- Gluma 2000/ Pekafill; 3- Gluma/Pekafill; 4- Scotchbond Multi-Purpose/Z100; 4- All-Bond II/Bisfil P. Após o procedimento adesivo (usados

de acordo com o fabricante), os dentes foram restaurados com suas resinas correspondentes. Em seguida, os espécimes foram estocados em soro fisiológico por 24 horas, passaram pela termociclagem. Após, os dentes ficaram imersos em uma solução de fucsina 0,5% por 16 horas à 37°C e, por último, foram realizados os testes para avaliar a integridade marginal das cavidades (análise quantitativa SEM). Os autores chegaram ao resultado de que os sistemas adesivos (respectivas resinas) All Bond II e o Scotchbond Multi-Purpose conferem uma melhor adaptação às cavidades, utilizando o preparo total da cavidade, em relação aos outros sistemas adesivos, utilizando tanto o preparo total como o seletivo.

Para Nakajima et al., 2000, o objetivo deste trabalho foi mostrar a resistência à tração de sistemas adesivos de um único frasco, em dentina afetada pela cárie. Para isso, foram usados dentes extraídos, em que havia cáries médias na dentina e dentina sadia, e as superfícies dentinárias foram tratadas com uma lixa de granulação 600. Os dentes foram divididos em quatro grupos, são eles: 1- ácido fosfórico 32% por 15 segundos + Single Bond; 2- ácido fosfórico 10% por 15 segundos + Single Bond; 3- ácido fosfórico 32% por 15 segundos + One-Step; 4- ácido fosfórico 10% por 15 segundos + One-Step. Em seguida os dentes foram restaurados com a resina composta Clearfil AP-X e cada incremento foi foto-polimerizado por 20 segundos. Após, os dentes foram estocados em água por 24 horas a uma temperatura de 37°C: foram feitos, mais ou menos, cinco cortes verticais em cada dente, com 0.7mm de espessura, onde havia áreas com dentina sadia

e áreas com dentina afetada pela cárie. Depois, foram feitos os seguintes testes: teste de força de adesão, análise no microscópio eletrônico e testes de micro-dureza. Os autores observaram que em todos os grupos onde havia dentina sadia, a adesividade foi melhor. No caso da dentina afetada pela cárie, mostrou-se necessário o uso de condicionamento ácido com uma concentração maior, pois esta dentina possui cristais que são mais difíceis de serem desmineralizados, pois repetidos ciclos de desmineralização e remineralização, que ocorrem durante o processo carioso, fazem com que estes cristais apareçam. Os autores concluíram que sempre quando houver a presença de dentina afetada pela cárie (dentina esclerótica) nas cavidades, devemos utilizar um sistema condicionante eficiente para melhorarmos a força de adesão das resinas ao dente.

Frankenberger et al., 2000, tinham como objetivo do seu trabalho, avaliar, a longo e a curto prazo, a força de adesão da resina no tecido dental, quando usamos o primer na presença da contaminação salivar, utilizando diferentes tipos de aplicação. Foram utilizados 600 dentes bovinos, os quais foram divididos em dois grupos, são eles: 1- 300 dentes tiveram o esmalte exposto + ácido fosfórico (32%) por 30 segundos + sistema adesivo com primer; 2- em 300 dentes, foram feitos preparos cavitários + ácido fosfórico (32%) por 30 segundos + sistema adesivo com primer. Após estes procedimentos, foi simulado uma contaminação salivar. Os dentes foram estocados em água destilada a 37°C em 365 dias e, em seguida, foram termociclados. Logo após, foram realizados os testes de tração e de adaptação marginal. Os autores concluíram que os sistemas

adesivos que possuem primer não afetam a adesividade no esmalte, porém se esfregarmos o adesivo no esmalte várias vezes durante a aplicação, com mini-escovas ou pincéis, o condicionamento ácido do esmalte será prejudicado, diminuindo a longo prazo a adesividade. A contaminação pela saliva diminui, significativamente, a força de adesão. Os autores afirmam, ainda, que deve-se evitar passar o primer várias vezes em uma cavidade pequena, pois nestas é impossível aplicá-lo somente na dentina sem passar no esmalte.

Jain & Stewart, 2000, verificaram em, seu estudo, o uso do primer no esmalte seco e no úmido, em relação à resistência à tração. Foram usados 100 dentes humanos, os quais foram divididos em 10 grupos, em todos os grupos foi feito o condicionamento com ácido fosfórico 34-38% por 15 segundos. Os grupos são: 1-Scotchbond Multi-Purpose com primer em superfície úmida; 2- Scotchbond Multi-Purpose com primer em superfície seca; 3- Scotchbond Multi-Purpose sem primer em superfície úmida; 4- Scotchbond Multi-Purpose sem primer em superfície seca; 5- Optibond FL com primer em superfície úmida; 6-Optibond FL com primer em superfície seca; 7- Optibond FL sem primer em superfície úmida; 8- Optibond FL sem primer em superfície seca; 9- Single Bond em superfície úmida; 10- Single Bond em superfície seca. Em seguida, os dentes foram restaurados com a resina Z100, estocados em água destilada por 24 horas a 37°C e depois foram termociclados por 300 ciclos a uma temperatura de 5-55°C. Por último, foram realizados os testes de força de tração e microscópicos. Os

autores chegaram aos resultados de que o primer nos sistemas Scotchbond Multi-Purpose e no Optibond FI não influenciam na força de adesão no esmalte seco, porém, no esmalte úmido com condicionamento, o primer confere uma melhor adesão. O sistema adesivo Single Bond não tem a sua força de adesão afetada no caso do esmalte úmido. Os autores concluíram que é recomendado usar o primer tanto em dentina como em esmalte para obtermos uma melhor força de adesão.

2.2 – Laser de ER:YAG

Albert Einstein, em 1917, começou estudos para a aplicação da luz Laser (Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation – amplificação da luz por emissão estimulada de radiação).

Maiman, em 1960, utilizou um cristal de Rubi na obtenção da emissão estimulada de luz visível, denominada Laser.

Um dos primeiros trabalhos publicados sobre Laser na odontologia foi em 1964, quando Stern & Sognaes, utilizaram o laser de Rubi para a irradiação do tecido dental. Este laser fazia a vaporização deste tecido. Porém os resultados não foram bons, pois o laser de Rubi fundia e vitrificava o esmalte e a dentina apresentava áreas de carbonização.

Em 1966, Gordon Jr. relatou a formação de um material amorfo na superfície do esmalte irradiado com o laser de Rubi.

Adrian et al. (1971) verificaram que grandes doses de irradiação produziam significativa perda de estrutura calcificada do tecido dental, bem

como severa necrose pulpar. Com os resultados obtidos neste trabalho, os autores inviabilizam o uso deste laser para preparos cavitários.

Em 1986, Nelson et al. pesquisaram o uso de um laser pulsado, denominado TEA CO₂. Para a pesquisa, foram utilizados quatro diferentes comprimentos de onda: 9,32µm, 9,57µm, 10,27µm e 10,59µm. Foram analisados, ainda, os efeitos sobre o esmalte e dentina após a irradiação com estes comprimentos de onda, em microscopia eletrônica de varredura e testes de microdureza. O esmalte dental apresentou-se com extensas rugosidades, o mesmo ocorrendo na dentina com o selamento de alguns túbulos dentinários após a irradiação. Quanto à microdureza, os valores foram relacionados à quantidade de mineral, cujos os espécimes irradiados com o laser de TEA CO₂ apresentaram maior resistência à desmineralização.

Hibst & Keller (1989) realizaram os primeiros estudos em tecidos duros, utilizando o laser de Er:YAG, onde foi observada a efetividade da ablação tanto em tecidos sadios como cariados, sem danos térmicos aos tecidos adjacentes.

Keller & Hibst (1989) compararam o efeito da irradiação dos lasers de CO₂ e de Er:YAG sobre o esmalte e a dentina, em microscopia óptica e microscopia eletrônica de varredura. Foram verificadas diferenças como ausência de fusão e trincas nos espécimes irradiados com o laser de ER:YAG, em comparação aos irradiados com o laser de CO₂, em determinadas condições de irradiação.

Hoke et al. (1990) avaliaram as mudanças de temperatura na câmara pulpar de dentes humanos durante o preparo com o laser de Er:YAG , in vitro. Os autores observaram um aumento médio de 2,2°C quando foi utilizado refrigeração à água durante o procedimento e que um fino jato de água aumenta a eficiência da ablação do Er:YAG laser. A análise do microscópio de varredura mostrou túbulos dentinários intactos a uma distância de aproximadamente 10µm da superfície dentária irradiada.

Em 1991, Matsumoto et al. estudaram as alterações morfológicas do esmalte e da dentina após a irradiação com o laser de ER:YAG. Foram utilizados dez dentes extraídos; parte deles foi pigmentado com corante preto, outra parte possuía lesão cariada e o restante era hígido. Os espécimes foram irradiados com 15,9 J/cm² de densidade de energia, com um feixe de 2,0mm de diâmetro. Os autores observaram, na microscopia eletrônica de varredura a efetividade do laser de ER:YAG para remover esmalte e dentina cariados. Segundo os autores, a profundidade das cavidades depende da energia, tempo de exposição e tipo de tecido alvo. Nas amostras pigmentadas com corante preto, foram verificadas margens mais definidas e cavidades mais profundas, em relação às amostras não pigmentadas.

Gross et al., (1992), fizeram um estudo comparativo entre a superfície do esmalte e da dentina após a irradiação do laser de Er:YAG e após o preparo mecânico. Para o estudo, foram utilizados 150 dentes hígidos, nos quais, após o preparo em esmalte e em dentina, aplicou-se diferentes

energias de laser que variaram de 50 a 400 mJ. Metade das amostras foram irradiadas sem refrigeração à água. Devido a este fato, o laser formou uma zona densa de detritos, comparável àquela conseguida após a utilização de refrigeração. As energias de 300mJ na dentina e 400mJ no esmalte promoveram a formação de uma parede cavitária lisa. Comparando estes dados com os preparos realizados de forma convencional, os autores chegaram aos seguintes resultados: 1- no esmalte, observou-se área com detritos e áreas onde houve desintegração de prismas e após a remoção dos fragmentos superficiais, a superfície do esmalte permaneceu rugosa; 2- o laser promoveu um condicionamento adicional, resultando num padrão micro-retentivo; 3- a dentina, tanto após o preparo convencional como após o a laser, mostrou zona coberta de detritos e o túbulos dentinários abaixo desta zona não mostraram alterações; 4- os resultados quanto à estrutura da superfície dentinária foram comparáveis para o grupo tratado com laser e aquele preparado com o tratamento convencional.

Em 1992, Li et al., avaliaram a ablação no esmalte e na dentina, com o laser de Er:YAG. Para o estudo, foram usados molares humanos, o laser, pulsado de 2,94 μ m de comprimento de onda, com duração de pulso de 200 μ s, com a energia variando de 25 a 265mJ e a frequência de 2 a 5 Hz . Os dentes foram seccionados transversalmente e as amostras receberam irradiação laser. Após a irradiação, os espécimes foram avaliados no microscópio eletrônico de varredura. Os resultados mostraram que o laser de Er:YAG remove efetivamente a superfície do esmalte e da dentina. Foram

observadas superfícies irregulares, que sugeriam retenções micromecânicas e que seriam, segundo os autores, possivelmente benéficas para a realização de um procedimento adesivo. Quanto aos efeitos térmicos da aplicação da irradiação, os autores sugerem que, para repetições de 2 a 5 Hz, a densidade de energia deveria girar em torno de 80 J/cm^2 para esmalte e 74 J/cm^2 para a dentina.

Hibst & Keller, (1992^a), avaliaram os efeitos térmicos da irradiação do laser de Er:YAG nos tecidos duros dentais. Segundo os autores, no estado de sub-ablação o decréscimo da temperatura ocorre mais rapidamente no esmalte de que na dentina. Porém, quando o limiar de ablação é excedido, o efeito térmico é mais pronunciado no esmalte. No caso de sub-ablação, a energia do laser é completamente convertida em calor, ao passo que ultrapassando o limiar de ablação a energia térmica na dentina aumenta levemente com o aumento da energia radiante.

Hibst & Keller (1992b), avaliaram a influência da água na superfície dental durante a irradiação do laser de Er:YAG, em relação ao aumento de temperatura e a eficiência de ablação. Foi observado que a camada de água era evaporada pela parte inicial do pulso de laser e a maior parte da energia era consumida no processo de ablação. Também verificaram que o filme de água reduziu o efeito térmico, tanto para pulsos simples como para múltiplos pulsos.

Wright, McConnell & Keller, (1993), realizaram um estudo piloto, para verificar a microinfiltração em uma cavidade Classe V, utilizando os métodos convencionais (broca e ataque ácido) e utilizando o laser de Er:YAG para o

preparo e para o condicionamento. Foram utilizados 15 molares extraídos, que foram estocados em água; estes dentes foram divididos em 3 grupos, onde foram feitas as cavidades Classe V com uma profundidade de 1mm em dentina. O grupo 1 foi preparado com brocas e o condicionamento foi feito com ácido fosfórico 37%; o grupo 2 foi preparado com brocas e o ângulo cavo-superficial foi tratado com o laser de ER:YAG; o grupo 3 foi preparado e condicionado com o laser de ER:YAG. Todos os espécimes foram restaurados com Prismafil (LD Caulk-Milford, DE). Em seguida, os dentes foram estocados em água destilada por 90 dias, havendo trocas de 24 ou 48 horas. Após este procedimento, os dentes foram imersos em uma solução de nitrato de prata a 50% por 24 horas, foram seccionados em pedaços de 0.1mm no sentido horizontal seguindo o plano oclusal e depois os espécimes foram estocados em água destilada. Todas as amostras foram avaliadas com os seguintes critérios: 0- sem infiltração, 1- infiltração presente somente no esmalte não ultrapassando a junção amelo-dentinária, 2- infiltração na dentina, mas não atingindo a parede pulpar e axial, 3- infiltração na dentina atingindo a parede pulpar ou a axial. Os resultados mostraram que não houve diferenças significantes entre os grupos, porém em cada grupo houve um espécime que apresentou infiltração. O ângulo cavo-superficial tratado com o laser de ER:YAG mostra-se totalmente aplainado em comparação à margem de esmalte produzida pelo instrumento cortante. Em consequência disso, os espaços para as microinfiltrações estão presentes tanto quando se usa o laser, quando se usa a broca para o preparo e para o condicionamento. Por outro lado, o laser deixa a superfície

mais áspera, podendo aumentar o embricamento mecânico da resina ao dente. Os autores chegaram à conclusão, de acordo com os resultados, que o laser de Er:YAG pode substituir os instrumentos cortantes rotatórios, porém outros estudos devem ser realizados para confirmar este estudo.

Hibst & Keller (1993a) avaliaram a ação do laser de ER:YAG no condicionamento de superfícies dentinárias para posterior procedimento adesivo. Foram obtidas superfícies de esmalte e dentina de dentes humanos, que receberam diferentes condições de irradiação com o laser. Em seguida, alguns espécimes receberam a aplicação do adesivo e outros não, e, então, foram restaurados com resina composta. Para a avaliação da força adesiva, foram realizados testes de tração. As superfícies apresentaram um padrão retentivo, com rugosidades produzidas pela micro-explosão decorrente do processo de ablação. Para as energias baixas, não foram detectadas alterações estruturais ou superficiais.

Hibst & Keller (1993b) verificaram o mecanismo de ablação nos tecidos duros dentais, observando a formação de crateras com considerável consumo de energia e baixos efeitos térmicos. Segundo os autores, este fato se explica pelo aquecimento de fragmentos secundários, provavelmente pela absorção da hidroxiapatita.

Em 1994, Gimble et al. realizaram um estudo clínico, para verificar a eficácia do laser de Er:YAG em tecidos duros, em comparação com o tratamento convencional, utilizando teste de tração e microscópio eletrônico de varredura. Para o estudo, foram realizados os seguintes procedimentos: tratamento de fissuras, remoção de cárie (nível de energia mais efetivo foi 50

mJ) condicionamento (43 segundos e 110 mJ) e preparo cavitário (o limiar de energia para a dentina sadia foi 50 mJ e para o esmalte sadio 80 mJ). As análises em microscopia eletrônica de varredura mostraram uma superfície dentinária rugosa e com túbulos abertos. No teste de força de tração, as amostras que sofreram procedimento adesivo após o condicionamento com laser mostraram uma força de 12 MPa e os espécimes que foram condicionados com laser e ácido mostraram uma força de 31 Mpa.

Kumazaki (1994) afirmou, em seu estudo sobre o preparo cavitário com o laser de Er:YAG, que este laser parece ser eficaz para o preparo, pois induz eficientemente a evaporação instantânea da água dos tecidos duros. Os pulsos curtos do laser parecem converter a água contida nos tecidos em vapor, produzindo pressão suficiente que permite ao dentista cortar o dente facilmente.

Sakakibara et al.,1995, avaliaram em seu estudo, as diferenças de tamanho e a morfologia das cavidades formadas por um único pulso do laser de ER:YAG. Foram utilizados dentes bovinos recém extraídos, onde a superfície vestibular foi lixada com uma lixa de granulação 1000. O laser de ER:YAG utilizado é fabricado pela companhia japonesa Osada Electric Corporation Limited, a máxima densidade de energia por pulso é de 250mJ. Para o estudo, foram utilizadas as energias de 50mJ, 100mJ e 150mJ, a uma distância do tecido de 1mm, com ou sem água, e foi utilizado um único pulso (200 μ segundos). O diâmetro e a profundidade da cavidade em três espécimes de cada grupo foram medidas por um microscópio óptico convencional (confocal scanning laser microscope- 1LM-21/ Lasertec

Corporation in Japan) e o uso ou não de água durante a irradiação do laser foi avaliada em um microscópio eletrônico de varredura. Os resultados quanto ao diâmetro e a profundidade foram os seguintes: 1- o maior diâmetro encontrado no esmalte foi com o uso de água e com uma energia de 150mJ e com 50mJ não houve diferença de diâmetro usando ou não água durante a irradiação; 2- o maior diâmetro encontrado na dentina foi sem o uso de água e uma energia de 150mJ; a energia de 50mJ sem o uso de água na irradiação foi o que apresentou menor diâmetro; 3- a maior profundidade encontrada no esmalte foi com uma energia de 150mJ com ou sem água e a menor foi com a energia de 50mJ com ou sem água, a única diferença do uso da água ou não foi com a energia de 100mJ, em que a profundidade foi maior quando a água não foi utilizada; 4- a maior profundidade encontrada na dentina foi com uma energia de 150mJ com o uso de água e a menor profundidade foi com uma energia de 50mJ com o uso de água e com a energia de 100mJ a profundidade foi igual usando ou não a água. Os resultados quanto à aparência da cavidade, usando ou não água, foram que com energias de 50mJ com água os tecidos mostravam-se quase sem nenhuma mudança e somente a área central estava escamada. Porém com 100mJ e com 150mJ com água, a área escamada era maior. Os autores concluíram que o uso da água durante a irradiação é melhor, especialmente na dentina, os danos à polpa podem ser evitados, quando as cavidades são feitas mais rápido, utilizando energias mais altas (esta afirmação necessita de mais estudos) e que a morfologia da superfície

interna das cavidades, sem a "smear layer" devem estar tratadas satisfatoriamente para receber o adesivo.

Sekine et al, 1995, avaliaram a resposta pulpar, através de histopatologia, utilizando o laser de Er:YAG em preparos cavitários. Para esta pesquisa foram utilizados 20 cães, os quais foram anestesiados e neles foram feitos preparos cavitários classe V com o diâmetro de 2mm, com sistemas de alta rotação convencionais (grupo controle) e com o laser de ER: YAG com o uso de spray de água. Os grupos de dentes escolhidos foram os terceiros incisivos, caninos e terceiros e quartos pré-molares nos maxilares. O laser utilizado foi da empresa Hoya, que possui uma fibra de fluoreto e uma ponta óptica de contato de 0,6mm de diâmetro. As energias utilizadas foram 100mJ, 150mJ, 200mJ com uma frequência de 10Hz e uma densidade de energia de 35.4J/cm²-para 100mJ, 53.1J/cm²-para 150mJ e 70.8J/cm²-para 200mJ. Depois de feita todas as cavidades, estas foram preenchidas com ionômero de vidro. Os animais foram sacrificados com 1,2,4,7 e 28 dias depois de restaurados os dentes e os dentes foram conservados em formalina neutra 13%. Cada espécime foi descalcificado, embutido em parafina, seccionado em lâminas de 0,5µm de espessura que foram embebidas em uma solução de hematoxilina e eosina e, por último, as lâminas foram observadas em microscópio. Para a análise dos resultados, as lamina foram divididas em 2 grupos de acordo com a quantidade de dentina remanescente(1- cavidades profundas/ \leq 500µm de dentina remanescente; 2- cavidades rasas/ >500µm de dentina remanescente). As

reações da polpa foram avaliadas e analisadas a respeito de hemorragias, mudanças na morfologia dos odontoblastos, infiltração de células inflamatórias e deslocamento dos núcleos dos odontoblastos ou a presença de células sanguíneas nos túbulos dentinários. Os autores chegaram aos seguintes resultados, para os dois grupos: no grupo 1, a avaliação feita em 1,2,4 e 7 dias mostrou que usando o laser e usando a broca o tecido pulpar mostrou deslocamento dos odontoblastos, infiltrado inflamatório e hemorragia abaixo do preparo. A aspiração dos odontoblastos e a presença de células do sangue foram encontradas, com mais frequência, quando o preparo foi feito com laser. A análise feita após 28 dias mostrou que nenhuma inflamação severa estava presente, porém alguns sinais remanescentes de inflamação foram encontrados nos grupos com laser e com broca. A dentina reparativa foi encontrada somente em algumas amostras; no grupo 2, a avaliação feita após 1,2,4 e 7 dias mostrou que o dano pulpar era moderado em relação ao grupo 1, as mudanças histopatológicas estavam limitadas a uma área restrita de dentes abaixo da cavidade, usando tanto o laser como a broca. A análise, após 28 dias, mostrou que o tecido pulpar estava quase normal, não havia diferença histopatológica entre o uso da broca e do laser e a dentina reparativa não foi observada em nenhuma amostra. Diante dos resultados, os autores concluíram que o preparo cavitário feito com o laser de Er:YAG é tão seguro quanto o uso da broca. Este laser tem vantagem frente aos outros lasers, pois o dano térmico é muito menor e a sua eficiência de corte é aceitável comparando com a broca. Porém, os autores salientam que mais estudos

deveriam ser feitos para avaliar a eficiência do laser e a sua segurança em relação aos danos pulpare.

Wigdor et al., 1995, avaliaram a eficiência do Er:YAG laser na ablação do amálgama e o efeito da água no processo de ablação. Para este estudo foram utilizados amostras de amálgama em forma cilíndrica de 6.5mm de diâmetro, os quais foram cortados em lascas de 1mm. Para avaliar a eficiência da ablação foi verificado a quantidade de massa que foi eliminada antes de qualquer avaliação, todas as amostras foram secas e pesadas em uma balança digital. Então, as amostras foram irradiadas com 10 pulsos de laser a uma frequência de 2Hz cada, energias que variaram de 100-250mJ, um spot de 0.6 mm de diâmetro e presença de um jato de água de 4.0 e 6.9 ml/min. Para o estudo térmico, as amostras utilizadas foram mais espessas (4.5-6mm). Nestas amostras foi acoplado um termo-par na superfície oposta da superfície irradiada. As amostras foram fixadas um controle de trasdução de um computador (X-Y). A outra extremidade do termo-par foi acoplada à um oscilador digital para registrar a temperatura versus a medida do tempo. Este computador/trasdutor foi programado para criar uma tabela com linhas e colunas, cujas as informações seriam cruzadas. O laser foi usado com uma frequência de 6Hz, com duas energias diferentes, 390 e 155mJ, e sem nenhum fluxo de água durante a irradiação. Os autores concluíram, frente aos resultados, que o laser de Er:YAG é capaz de remover o amálgama e que a água possui um efeito mínimo no processo de ablação não interferindo em mais de 30% na remoção do material. A remoção do amálgama está intimamente ligada à energia utilizada. Sobre os estudos térmicos,

concluíram que a água é essencial para a refrigeração, entretanto, o aumento de temperatura foi menor do que se esperava, se for levado em conta a condutibilidade térmica do amálgama. Para uma energia de 155mJ levou-se quase 30 segundos para que a temperatura aumentasse 5°C.

Tanji, Matsumoto & Eduardo, em 1996, avaliaram o aspecto micromorfológico da superfície dentinária irradiada com o laser de Er:YAG com três diferentes energias. Foram utilizados 35 dentes recém-extraídos, incluídos em sete grupos. Os grupos 1 e 2 foram irradiados com energia de 60 mJ (densidade de energia de 8,46 J/cm²), do modo desfocado a 20mm de distância do tecido, com uma duração de pulso de 500ms e refrigeração à água. Os grupos 3 e 4 foram irradiados com uma energia de 80mJ (densidade de energia de 11,29J/cm²), os grupos 5 e 6 foram irradiados com 100 mJ (densidade de energia de 14,11J/cm²) e o grupo 7 foi o grupo controle que só recebeu o condicionamento com o ácido fosfórico a 35%. Os grupos 2, 4 e 6, após irradiados, foram também condicionados com ácido. Os autores observaram, em microscopia eletrônica de varredura, que a energia de 100 mJ produziu maiores áreas de ablação, e que o condicionamento ácido, após as irradiações, provocaram o aspecto similar ao grupo controle, apenas em áreas onde a dentina foi removida pela ablação. A irradiação com o laser de Er:YAG foi capaz de remover a camada de esfregaço, expondo os túbulos dentinários.

Groth et al. (1996) realizaram um estudo comparativo da resistência adesiva de uma resina composta à superfície do esmalte tratado com o laser de Er:YAG, laser e ácido fosfórico e ácido fosfórico isoladamente. Foram

utilizados dentes humanos recém-extraídos, os quais foram irradiados com o laser a uma energia de 60 mJ e frequência de 10 Hz. O grupo controle recebeu condicionamento com ácido fosfórico e outro grupo que recebeu tratamento associado, laser e ácido, foi o que mostrou melhores resultados. O tratamento somente com o laser mostrou baixos valores de adesão. Através da análise de microscopia eletrônica, pôde-se observar mudanças estruturais no esmalte.

Em 1996, Moritz et al. avaliaram a eficácia de diversos métodos de condicionamento de esmalte na resistência adesiva do sistema Scotchbond Multi-Purpose, através de teste de tração. Foram utilizados, neste experimento, 280 dentes humanos extraídos que receberam tratamento com laser de CO₂, laser de Nd:YAG, laser de Er:YAG e microabrasão. O laser de Er:YAG foi utilizado nas energias de 60 mJ, 180 mJ e 250 mJ, com frequências consecutivas de 4, 2 e 2 Hz por um tempo de 15 segundos. O procedimento de microabrasão foi realizado com partículas de 27 a 50 µm. Após o teste de tração, as amostras foram observadas em microscopia eletrônica de varredura. Com os resultados, os autores concluíram que os lasers de Nd:YAG e de Er:YAG possuíam valores muito próximos do grupo com condicionamento ácido. A microabrasão, também, apresentou valores próximos ao ácido. Os autores ressaltaram que estes métodos alternativos teriam validade na medida em que fossem utilizados para a realização de preparo cavitário, eliminando, assim, passos clínicos, uma vez que o condicionamento ocorreria simultaneamente. Entretanto, se o preparo

cavitário for realizado com instrumentos rotatórios, o condicionamento ácido ainda seria considerado pelos autores como tratamento de eleição.

Ramos et al. (1996) estudaram a microinfiltração em cavidades Classe V, preparadas com 200 mJ de energia do laser de Er:YAG e condicionadas com 60 mJ de energia no cavo-superficial. O grupo controle (preparado e restaurado convencionalmente) e um grupo de laser (preparado e condicionado com o laser de Er:YAG) receberam condicionamento ácido. No último grupo, não foi usado o ácido após o preparo e condicionamento com o laser. Os resultados não apresentaram diferenças significantes entre os grupos na análise da microinfiltração.

Tanji et al. (1997) estudaram o aspecto da superfície dentinária condicionada com o laser de Er:YAG. Observaram em microscopia eletrônica de varredura a exposição dos túbulos dentinários e a criação de um padrão micro-retentivo de materiais restauradores.

Dostálova et al., em 1997, realizaram um estudo, in vitro, para determinar o efeito do laser de Er:YAG no tecido dentinário. Foram utilizados pré-molares, com indicação ortodôntica, para a extração, onde cavidades foram preparadas nas superfícies vestibulares como laser de Er:YAG, previamente a suas extrações. Os parâmetros utilizados foram 150 pulsos, energia de 345 mJ e frequência de 2 Hz. Após as extrações, os dentes foram preparados para a análise histológica das alterações dentinárias e pulpares que eventualmente pudessem ter ocorrido. Para todos os dentes avaliados, foram observados reduções nas camadas de dentina, descalcificações no esmalte e exposição de túbulos dentinários. A

vascularização da polpa permaneceu normal. Um aspecto considerado importante pelos autores foi o aumento de temperatura gerado no interior da câmara pulpar, que produziu valores abaixo de 5°C.

Cozean et al. (1997) realizaram um levantamento clínico sobre a efetividade do laser de Er:YAG para a remoção de tecido cariado e preparos cavitários em dentina e esmalte. O estudo foi dividido em dois grupos; em um deles foi feita a irradiação dos dentes e estes foram extraídos (indicação ortodôntica) e analisados histologicamente. No segundo grupo, os dentes foram irradiados e acompanhados quanto à vitalidade pulpar. O grupo controle recebeu o tratamento convencional. Os autores chegaram à conclusão de que não houve alterações significantes histologicamente no tecido pulpar nos dentes irradiados com o laser em relação ao grupo controle, e que o laser de Er:YAG é efetivo para a remoção de tecido cariado e preparos cavitários em esmalte e dentina.

Kataumi et al. (1998) verificaram a resistência adesiva da resina composta à dentina irradiada com o laser de Er:YAG, utilizando o adesivo Clearfil Photo Bond. Foi utilizado um teste de micro-tração para verificar a resistência adesiva e para investigar a adesão na interface restauração-dente e as mudanças morfológicas na dentina irradiada com ou sem o uso do ácido foi utilizada, também, a microscopia eletrônica de varredura. O laser foi utilizado com uma energia de 162 mJ por pulso, com uma fibra de contato, com jato de água e uma frequência de 10 Hz. Foram utilizados 42 molares humanos, onde o esmalte foi removido da superfície oclusal, para expor o tecido dentinário e a camada a ser trabalhada foi preparada com

uma lixa de granulação 600. Os dentes foram, então, divididos em dois grupos e dentro de cada um deles houve uma subdivisão em três grupos que são: 1- ácido + adesivo + resina; 2- laser + ácido + adesivo + resina; 3- laser + adesivo + resina. Em um grupo, foi realizado o teste de micro-tração e no segundo grupo, os dentes foram preparados com ácido fosfórico 10% e cloreto de sódio 5%, para a realização do teste de microscopia. Os autores chegaram à conclusão de que não há diferença significativa na força de adesão entre a dentina irradiada com o laser e a dentina preparada com broca, quando o Clearfil Photo Bond é utilizado. A camada superficial da dentina irradiada mostrou-se irregular. Os autores afirmaram, ainda, que o laser de Er:YAG deixa a dentina mais ácido resistente, principalmente a dentina peritubular.

Zennyu & Kumazaki, em 1998, avaliaram a influência das direções da irradiação do laser de Er:YAG nas alterações das características morfológicas do esmalte e da dentina. Foi utilizada a energia de 180 mJ, 10 Hz e duração de 10 segundos para o esmalte e 2 segundos na dentina. As direções de irradiação foram: 1- perpendicular aos prismas de esmalte; 2- paralelo aos prismas de esmalte; 3- perpendicular aos túbulos dentinários; 4- paralelo aos túbulos dentinários. A aparência do esmalte no microscópio eletrônico de varredura foi de uma "flor", quando este foi irradiado perpendicularmente. A quantidade de água ao redor dos prismas de esmalte é maior. Com a ablação seletiva da água executada com o laser de Er:YAG, a destruição ao redor dos prismas de esmalte é maior o que cria a aparência de "flor". A irradiação paralela aos primas de esmalte cria a

aparência de que os prismas tenham sido raspados. Tal fato é facilmente previsto, pois a irradiação perpendicular aos primas atinge uma superfície de contato maior desses prismas. Em relação à dentina, as mudanças morfológicas não foram encontradas, criou-se uma "smear layer" e a embocadura dos túbulos ficaram mais abertas do que quando comparadas com o procedimento com instrumentos rotatórios.

Em 1998, Sakakibara et al. avaliaram o efeito de três sistemas adesivos na resistência à tração da dentina irradiada com o laser Er: YAG. As superfícies dentinárias foram delimitadas em uma área de 8 mm x 8 mm, a energia foi de 150 mJ, 5 pulsos por segundo por 320 segundos. Os adesivos usados foram: Scotchbond Multi-Purpose (3M), Photo Bond e Liner Bond II (ambos da Kuraray), com e sem três primers experimentais, 5% MDP, 10% MDP OU 5% Phenyl-P em 35% de solução aquosa de HEMA. Os grupos controles receberam sistema adesivo na dentina não irradiada. Os grupos com Liner Bond II e com Scotchbond Multi-Purpose irradiados com laser mostraram menor resistência à tração do que quando comparados aos respectivos grupos controle. Porém, dois grupos, um com o primer com 35% de HEMA e outro com 5% MDP, mostraram uma resistência à tração significativamente alta quando comparados aos grupos controle. Todos os grupos irradiados com laser e tratados com Photo Bond demonstraram maior resistência à tração quando comparados ao grupo controle. Entretanto, os primers experimentais não aumentaram a resistência à tração nas superfícies irradiadas com o laser nos grupos tratados com Photo Bond. Os autores concluíram que o adesivo, aplicado em dentina irradiada com o

laser, que possui primer ácido, não tem uma atuação significativa no aumento da adesão como o esperado quando a dentina não é irradiada com o laser.

Hansen, em 1998, avaliou a eficiência do laser de Er:YAG para a remoção de cáries e preparo cavitário em esmalte e dentina em comparação com os instrumentos rotatórios (grupo controle). Aproximadamente 1/3 dos dentes tratados com o laser foram extraídos imediatamente; um outro terço foi extraído 2 dias depois da irradiação e o último terço foi extraído um mês e um ano após o tratamento. Uma avaliação histológica da polpa e das mudanças de tecido dentinário induzidas pelo laser e pela alta rotação foi realizada sobre os dentes extraídos, imediatamente após o procedimento dental em vários intervalos de tempo, até um ano após o tratamento. A análise dos resultados indicou que não havia diferença estatisticamente significativa entre os grupos do laser e alta rotação neste estudo.

Em 1998, Eduardo et al., apresentaram um estudo clínico sobre o uso do laser de Er:YAG para o preparo cavitário, relatando que esta técnica demonstra ser efetiva para o preparo de cavidades conservadoras, com a eliminação do desconforto produzido pelo ruído do instrumento de alta rotação e por, na maioria dos casos, não haver necessidade do uso de anestesia durante o procedimento.

Em 1999, Mozammal et al., determinaram os parâmetros de ablação e avaliaram as mudanças morfológicas do esmalte e da dentina (estereomicroscopia e microscopia eletrônica de varredura) utilizando o laser de Er:YAG, com e sem “névoa” de água. Foram utilizados incisivos e

molares para o estudo e para a irradiação do laser, foram utilizadas energias de 100 a 400 mJ, com um "spot" de 0.63 mm, com e sem água e com uma frequência de 2 Hz por 5 segundos. Os resultados encontrados mostraram que a profundidade de ablação está linearmente ligada à quantidade de energia utilizada, tanto em dentina quanto em esmalte. A ablação com uma "névoa" de água diminui a eficácia do processo, porém esta diminuição é mínima quando comparado à ablação sem água. As mudanças morfológicas encontradas mostram que a irradiação com o laser de Er:YAG com "névoa" de água pode produzir cavidades sem causar danos térmicos aos tecidos duros dentais e as camadas adjacentes a estes tecidos. Diante dos resultados, os autores concluíram que a adição de um fino jato de água não diminui a eficiência da ablação do laser, e não causa carbonização nem um "melting" dos tecidos duros dentais.

Mozammal et al. (1999) tiveram como objetivos do trabalho determinar quantitativamente os parâmetros da ablação e avaliar o esmalte e a dentina humana, usando o laser Er,Cr:YSGG com e sem jato de água. Foram utilizados 40 dentes extraídos (20 incisivos para esmalte e 20 molares para a dentina). O laser utilizado foi o da companhia Biolase™ Technology Inc. (San Clemente, CA), com um comprimento de onda de 2.78 μm , com uma duração de pulso de 140 a 200 μs , uma frequência de 10 Hz, uma potência que pode variar de 0 a 6 W (para o estudo a potência variou de 3 a 6 W), com o "spot" de 0.442 mm^2 , com jato de água e com uma fibra de 750 μm a uma distância do tecido de 2-3 mm. A ablação foi medida com

e sem jato de água e com as diferentes energias (3 e 6 W para esmalte e 3 e 5 W para a dentina), e as diferenças morfológicas no tecido foram observadas no microscópio eletrônico de varredura e no estereoscópio. Os autores chegaram aos resultados de que a ablação com jato de água proporcionava uma melhor ablação em comparação ao uso de uma névoa de água; mudanças morfológicas mostradas no microscópio eletrônico de varredura indicaram que sem jato de água, havia zonas de carbonização com cores preta e marrom na dentina e no esmalte respectivamente e que algumas cavidades apareceram com um aspecto fundido como “lava de vulcão” e com estrutura irregular com vários micro-buracos na dentina. Os autores concluíram, frente aos resultados, que durante a irradiação do laser de Er,Cr:YSGG o jato de água tem um papel importante no processo de ablação do tecidos duros, sendo um iniciador da ablação.

3-Proposição

Este trabalho tem como proposta avaliar a resistência à tração de um sistema adesivo auto-condicionante com o uso do laser de ER:YAG com três diferentes modos de aplicação em superfície dentinária, pois muitos trabalhos mostram somente a aplicação deste sistema adesivo sem a associação do laser utilizando, principalmente, a superfície de esmalte.

4-Materiais e Métodos

Para ser feita esta pesquisa foram utilizados 20 molares humanos recém extraídos, livres de cárie, fraturas e trincas. Depois de extraídos, foi feita a profilaxia destes dentes com Profiflex da Kavo. Esses dentes foram mantidos em água destilada, que foi trocada diariamente para ser mantida a hidratação dos dentes antes de ser iniciado o trabalho.

Esses dentes foram cortados ao meio, no sentido méso-distal com um disco de Carborundum, para se obter duas metades, de onde foram utilizadas as superfícies vestibular e lingual ou palatina para se fazer o trabalho. Após isto, as metades foram incluídas em resina acrílica (Clássico – Jet), cujas as faces vestibular e lingual ou palatina estão viradas para baixo e fixas em uma superfície com cera utilidade, para se então fazer a inclusão, que tem uma forma cilíndrica. Após feita as inclusões, foram feitos desgastes nessas superfícies com lixas de granulação 400 e 600, com a utilização de água e 400 rpm (Ecomet 3- Buehler, diâmetro externo do disco de 4 polegadas) até a exposição de uma superfície de dentina superficial de aproximadamente 4mm de diâmetro.

O preparo com lixa de granulação 600 por 1 minuto tem como objetivo padronizar a camada de esfregaço.(Tao & Pashley, 1989; Burrow et

al. 1994^a; Burrow, 1994b; Los & Barkmeir, 1994; Sano et al. 1994; Berry III & Ward, 1995; Eliades et al., 1997; Matos et al. 1997; Rinaldo et al. 1997).

Três grupos foram irradiados com o laser de Er:YAG (Kavo Key Laser), que é um laser de alta potência com comprimento de onda de 2,94 μ m, está localizado na faixa do infravermelho e é classificado como um laser de classe 4. O meio ativo é um cristal YAG (Ítrio, Alumínio, Granada) dopado com Érbio. Possui ainda um laser guia, cujo meio ativo é um diodo, que está localizado na faixa do visível e que possui um comprimento de onda de 635 nm. O laser foi utilizado focado (para a simulação do preparo cavitário e para o condicionamento), a uma distância de 15mm da superfície dentinária e desfocado (condicionamento), a uma distância de 20mm da superfície dentinária, em uma área de 4mm de diâmetro, com a energia e a frequência descritas nos grupos um, dois e três e com uma saída de água de 2,4ml/min. Em seguida foi feita a aplicação do sistema adesivo. Depois os grupos receberam a aplicação de resina composta Z100. Para ser feita uma padronização na inserção da resina foi utilizada uma matriz de teflon, em forma de anel, que proporciona o formato tronco-cônico invertido ao final da inserção, formato este necessário para a posterior realização do teste de resistência adesiva à tração (Barakat & Powers, 1986). A aplicação da resina foi feita através da técnica incremental, com incrementos de 2mm de espessura e polimerização por 40 segundos cada incremento e com um total de dois incrementos para preencher a cavidade. Depois de feito todos estes preparos, descritos acima, os espécimes foram divididos em quatro grupos, descritos a seguir:

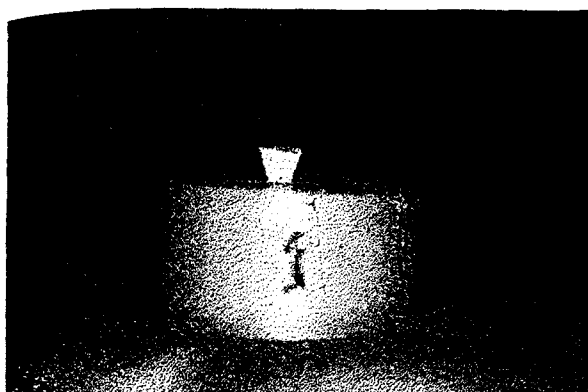


Figura 1-vista lateral do espécime

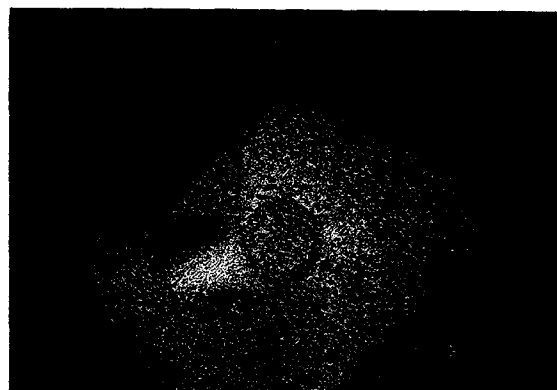


Figura 2 – vista superior do espécime



Figura 3 adesivo utilizado na adesão

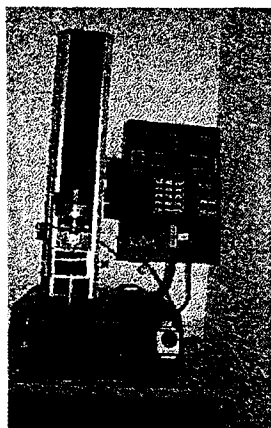
Grupo 1: adesivo Clearfil SE Bond + resina composta Z100.

Grupo 2: Er:YAG laser (250mJ/2Hz-usado para simular o preparo cavitário) + adesivo Clearfil SE Bond + resina composta Z100.

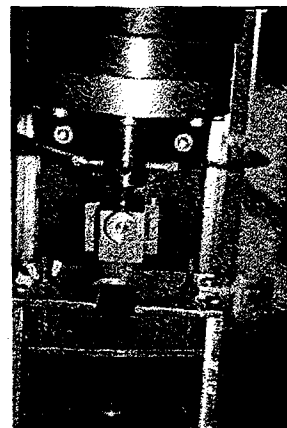
Grupo 3: Er:YAG laser (250mJ/2Hz – focado para simular o preparo e 60 mJ/2Hz focado para condicionamento) + adesivo Clearfil SE Bond + resina composta Z100

Grupo 4: Er:YAG laser (250mJ/2Hz para simular o preparo e 180 mJ/2Hz desfocado para condicionamento) + adesivo Clearfil SE Bond + resina composta Z100.

Após a inserção da resina os dentes os espécimes ficaram estocados em água destilada por 24 horas, em seguida as amostras foram submetidas ao teste de resistência à tração (Bowen & Cobb, 1983; Yamaguchi et al., 1989; The Dental Advisor, 1991; Li et al., 1992; Gudbrand & Austiheim, 1993; Hibst & Keller, 1993; Takemori, 1993; Pashley et al., 1996; Groth, 1997; Saraceni, 1998; Barkmeier et al., 1999, Manhart et al., Jain & Stewart, 2000, Nakajima et al., 2000) em uma máquina Instron – Model 4442 – Canton MA – USA. Com uma velocidade de tração de 0,5mm/min, será utilizado um dispositivo especial dos corpos que foi desenvolvido no Centro Houston Biomaterials Research – University of Texas – Houston – USA (Barakat & Powers, 1986).



Figuras 4 e 5 Máquina Instron



Após todos estes procedimentos descritos acima, foi feita uma análise estatística dos resultados, através da análise de variância.

5- Resultados

De posse dos resultados nos, preocupamos em saber se as médias dos valores das forças de tração dos diferentes grupos, quando aplicado o laser, eram ou não diferentes entre si, de acordo com as condições experimentais utilizadas. Assim, convencionamos o nível de significância de 1% como critério de confiança depositada nos resultados da pesquisa. De acordo com estas condições, o teste estatístico conhecido como análise de variância permite tomar uma única decisão, geral, quanto à presença de uma diferença significativa entre três ou mais médias que buscamos comparar. A tabela I mostra a análise de variância para as médias das forças de tração dos diferentes grupos quando aplicado laser e o teste F ao nível de 99% de confiança.

Tabela I - Análise de variância para as médias dos valores das forças de tração dos diferentes grupos quando aplicado laser e o teste F ao nível de 99% de confiança.

Fonte de variação	Graus de liberdade	Quadrado médio	F
Irradiação laser	3	103,83	4,79*
Resíduo	36	21,67	
Total	39		

Pela análise da tabela I podemos verificar que o efeito principal denominado irradiação laser foi significativo ao nível de 99% de confiança. Assim, podemos afirmar com 99% de certeza que existe diferenças entre as médias obtidas nos resultados, entretanto não podemos saber qual ou quais médias diferem entre si. Em seguida aplicamos o teste de Tukey ,ao nível de 99% de confiança para saber quais médias diferem entre si.

Na tabela II, temos as médias dos resultados das forças de tração em MPA dos diferentes grupos e a probabilidade obtida pelo teste de Tukey

Tabela II - Médias dos resultados das forças de tração em MPa dos diferentes grupos quando aplicado laser e a probabilidade obtida pelo teste de Tukey.

Forças de tração	Grupo 1	Grupo 2	Grupo 3	Grupo 4
Médias	(17,90)	(16,82)	(11,65)	(12,02)
Grupo 1		0,95	0,01*	0,01*
Grupo 2			0,08	0,16
Grupo 3				0,99

Pela análise da tabela II, podemos verificar que existe diferença estatisticamente significativa entre as médias das forças de tração dos grupos onde o laser foi aplicado com uma energia de preparo e uma de condicionamento. Desta forma, concluímos que a força de tração do grupo 1

(17,90) foi maior que a força de tração do Grupo 3 (11,65), e, também, maior que o grupo 4 (12,02).

Analisando a tabela II não podemos afirmar que existe diferença estatisticamente significativa entre o grupo 1 (17,90) e o grupo 2 (16,82). Podemos afirmar que existe diferença estatisticamente significativa entre os grupos 2 (16,82) e os grupos 3 (11,65) e 4 (12,02); da mesma forma não podemos afirmar que existe diferença entre os grupos 3 (11,65) e o grupo 4 (12,02).

Pela análise da tabela II podemos verificar que existe diferença estatística significativa entre os grupos 1 e 3 e 1 e 4. Ou seja grupo 1 mostrou os maiores valores de resistência a tração quando comparado ao 3 e 4.

6-Discussão

Até alguns anos atrás, um dos maiores desafios para a dentística era a adesão dos materiais restauradores aos tecidos dentais. Nas últimas três décadas, pesquisadores direcionaram suas pesquisas para o desenvolvimento de sistemas adesivos a fim de melhorar a interface dentina/resina, com a mesma eficácia com que esta resina se adere ao esmalte. Porém, para que se consiga chegar a um resultado adequado, faz-se necessário o estudo de alguns fatores relacionados à dentina, como: sua estrutura e localização, a presença ou não da camada de esfregaço, a composição e o tipo de sistema adesivo e os sistemas condicionantes utilizados.

Ao contrário do esmalte, que é constituído de 96% de minerais, a dentina possui uma estrutura basicamente tubular, que é constituída de 70% de hidroxiapatita, 18% de colágeno e 12% de água. Devido a estas diferenças, o mecanismo de adesão à estrutura dentinária se torna mais difícil quando comparado ao esmalte.

A partir do momento que a dentina começou a ser estudada com mais ênfase (McCabe e Rusby, 1992; Erickson, 1992; Marshall Jr., 1993; Takemori, 1993; Perdigão et al, 1994; Pashley e Carvalho, 1997), notou-se a

importância do conhecimento de sua estrutura para o desenvolvimento de sistemas adesivos. As características próprias do tecido dentinário, são: a permeabilidade decorrente da presença de túbulos dentinários; a umidade proveniente da constante saída do fluido dentinário pelos túbulos e a vitalidade proveniente dos prolongamentos dos odontoblastos dentro dos tecidos (Christensen, 1992; Marshall Jr., 1993; Pashley e Carvalho, 1997). Além destas características, os estudos de Garberoglio e Brannstrom, 1976; Olsson et al, 1993; Watanabe et al, 1996, são claros em afirmar a importância da profundidade da dentina nos estudos de adesão e estabelecem os padrões de densidade, diâmetro e orientação dos túbulos dentinários em função da profundidade nas diferentes regiões da dentina: na dentina superficial existem 20 mil túbulos/mm² de 0,9µm de diâmetro, na dentina média existem 29 mil túbulos/mm² de 1,2µm de diâmetro e na dentina profunda existem 45 mil túbulos/mm² de 2,5µm de diâmetro. A dentina na face oclusal mostra uma maior variação no número, tamanho e orientação dos túbulos, variação esta que aumenta com a profundidade. Em contrapartida, a face vestibular exibe menor variação no padrão dos túbulos, podendo oferecer melhores condições de padronização nas pesquisas.

A dentina superficial é ocupada em sua maior parte por dentina intertubular (96%), que oferece uma rica trama colágena, fundamental para a formação da camada híbrida e uma pequena parte de dentina peritubular (3%) mais mineralizada e de maior dificuldade de penetração dos monômeros adesivos e ainda apresenta 1% de fluido dentinário. Enquanto

que na dentina profunda, esta situação muda sendo 66% de dentina peritubular, 12% de dentina intertubular e 22% de fluido dentinário (Van Meerbeek et al, 1992).

Gwinnett et al (1996), Yoshiama et al (1996) afirmam, ainda que em profundidade, os tags resinosos são mais numerosos e longos, devido a menor mineralização dessa dentina e maior quantidade e largura dos túbulos, sendo assim maior a espessura da camada híbrida. Porém esta espessura não torna a união melhor, pois o embricamento mecânico na dentina intertubular, mesmo que com pouca espessura, é o grande responsável pelo sucesso da adesão.

Por estes motivos, optou-se, neste trabalho, pela utilização da dentina vestibular e superficial.

Outro fator a ser considerado é a "smear layer", a qual gera controvérsias entre os autores. Autores que afirmam que esta camada deve ser removida, como Pashley et al (1993) e Perdigão et al (1996), justificam a afirmação, dizendo que a "smear layer" diminui a energia da superfície dentinária, levando à diminuição da reatividade superficial, diminui, também, os valores de resistência adesiva, tornando os sistemas adesivos que se ligam a ela vulneráveis à microinfiltração; alegam, ainda, que esta camada de esfregação denatura com o tempo e pode ter microrganismos viáveis no seu interior, podendo levar a uma irritação pulpar. Outros autores como Baier (1992); Erickson (1992), Ruyter (1992), afirmam ainda que para que haja uma boa adesão o adesivo deve ficar em íntimo contato com a superfície dentinária, por este motivo a "smear layer deve ser removida.

Estes autores afirmam ainda que a remoção da "smear layer" torna a superfície dentinária fisicamente forte e quimicamente viável à ação dos adesivos. Por outro lado os autores que preconizam a não remoção da camada de esfregaço, afirmam que esta funcionaria como uma barreira natural, impedindo a saída do fluído dentinário e diminuindo a permeabilidade dentinária (Tao & Pashley, 1989; Yu et al, 1993).

Para obtermos uma superfície livre de "smear layer", utiliza-se a técnica do condicionamento ácido introduzida por Buonocore em 1955, o qual afirmou que este condicionamento melhoraria o selamento marginal em restaurações de resina composta. Raadal(1979) e Retief et al.,(1982), relataram que seria possível eliminar a infiltração marginal, quando existisse uma espessura de esmalte suficiente para ser condicionada. Além da técnica do condicionamento ácido, Buonocore foi um dos primeiros pesquisadores a tentar unir resinas compostas à dentina, condicionando-a com ácido hidrocloreídrico à 7% por um minuto. Além da remoção da camada de esfregaço, os ácidos promovem um alargamento da entrada dos túbulos dentinários pela desmineralização da dentina peritubular. Por outro lado o condicionamento ácido possui algumas desvantagens como o aumento da permeabilidade e conseguinte umidade superficial da dentina, aumento do potencial de denaturação colágena e/ ou redução das porosidades da matriz desmineralizada por precipitação dos íons cálcio e fósforo, aumento do potencial de irritação pulpar por infiltração de produtos microbianos ou pela criação da zona de fragilidade, causada pela diferença entre o potencial de desmineralização e penetração dos adesivo (Gonçalves, 1997). Para se

tentar melhorar o condicionamento da dentina e diminuir os efeitos maléficos do condicionamento tem-se utilizado várias soluções como : EDTA18%, ácido poliacrílico, solução aquosa de ácido maleico e HEMA, ácido nítrico 2,5%, ésteres de ácido fosfórico e cítrico associados a cloretos e soluções ácidas puramente (ácido fosfórico 10 e 37%). Além destas soluções, pesquisadores como Berry III & Ward (1995); Nikaido et al (1996), Rinoudo et al (1997), Saraceni (1998), utilizaram o jato de óxido de alumínio para o preparo e condicionamento das superfícies dentais, porém os testes de adesão afirmam que o jato de óxido de alumínio, utilizado isoladamente, não confere um aumento na resistência adesiva. Um outro artefato que vem sendo utilizado e pesquisado são os sistemas lasers, para preparo e condicionamento dos tecidos dentais. Neste trabalho foi dado ênfase ao laser de Er:YAG baseado nos benefícios trazidos por ele encontrados na literatura.

Hibst & Keller (1989), descreveram o processo responsável pela remoção do tecido dental pelo laser de Er:YAG, o qual é denominado de ablação. Este processo faz com que a água da dentina seja vaporizada, levando a micro-explosões e ejeção do tecido, sem que ocorra a fusão e a recristalização do tecido e sem causar danos térmicos à polpa. Quando os tecidos irradiados foram observados em microscopia óptica e eletrônica de varredura, os pesquisadores observaram que os tecidos circundantes à área irradiada mostraram mínima ou nenhuma alteração mesmo para energias radiantes grandes como $100\text{J}/\text{cm}^2$. Este dano mínimo é atribuído ao fato que no processo de ablação maior parte da energia incidente é consumida no

processo de ablação, onde uma pequena parte desta energia se transforma em calor.

Para que a ablação da dentina seja eficiente pelo laser de Er:YAG devemos levar em conta fatores como os efeitos térmicos na polpa e nos tecidos subjacentes e a absorção da luz laser pelo tecido a ser irradiado. No caso da dentina o laser de Er:YAG possui uma alta absorção pelos seus principais componentes, a água e a hidroxiapatita.

Um estudo, utilizando o laser de Er:YAG avaliou as mudanças de temperatura na câmara pulpar (in vitro) durante o preparo cavitário. Assim, chegou-se ao resultado de uma alteração de 2,2°C, utilizando irrigação durante a irradiação (Hoke et al, 1990), sendo que danos térmicos à polpa ocorrem quando há uma mudança de temperatura acima de 5°C (Silzer et al, 1973). Li et al(1992) afirmaram que o laser de Er:YAG pode ser utilizado sem causar danos térmicos à polpa com freqüências de 2Hz a 5Hz.

Para um bom tratamento a laser é necessário utilizar energias acima de 200 mJ. Energias por volta de 100 mJ são utilizadas para condicionamento e energias acima de 500 mJ e repetições entre 8Hz podem causar danos irreversíveis à polpa (Hibst & Keller, 1989; Hibst & Keller, 1994; Ishikawa et al, 1995).

Dostalová et al (1997) afirmaram que os pacientes submetidos ao tratamento laser, relataram que mesmo que o tempo de preparo seja maior do que o da broca, era preferível o laser devido ao conforto do tratamento.

Os autores relataram ainda que o parâmetro recomendado para o tratamento laser em dentina é de 250 mJ e 2Hz.

Cozean et al (1997) relataram que os pesquisadores em geral têm dito que se a temperatura pulpar aumentar menos que 5.5 °C, os procedimentos utilizando o laser de Er:YAG, são seguros e não causarão danos histológicos irreversíveis à polpa. Os autores concluíram que o laser de Er:YAG, além de ser seguro, é eficiente na remoção do tecido cariado, preparo cavitário e condicionamento do tecido dental. Menos de 2% dos pacientes requisitaram anestesia durante a irradiação. Este estudo clínico demonstrou que o laser é equivalente a broca na remoção do tecido cariado e preparo cavitário.

Hossaim et al (1999) utilizaram, em seu estudo, energias, variando de 100mJ a 400mJ e 2Hz de freqüência. Concluíram que a relação entre a ablação do tecido e a energia utilizada é quase linear, tanto na dentina quanto no esmalte, onde a eficiência de ablação é maior no tecido dentinário. Relataram ainda que a adição de um fino jato de água durante o processo de ablação não prejudica este processo, não causa carbonização dos tecidos dentais.

Sakakibara et al (1994) afirmaram, em seu estudo, que as superfícies dentinárias irradiadas pelo laser de Er:YAG com jato de água mantém a morfologia original dos túbulos dentinários e da dentina peritubular.

Para que haja uma melhora na adesão à dentina, não só os sistemas condicionantes vêm evoluindo, como os sistemas adesivos também.

Os primeiros sistemas adesivos que foram utilizados para aderir os compósitos ao tecido dental eram compostos de uma solução ácida (ácido cítrico) e um agente resinoso de união à dentina (NPG-GMA), desenvolvido por Bowen em 1965. Porém este sistema não obteve bons resultados, pois o ácido removia a camada de esfregaço, abrindo a embocadura dos túbulos dentinários e aumentando a umidade superficial da dentina, o que tornava esta superfície incompatível com o agente de união que era hidrofóbico.

Para resolver os problemas causados pelos adesivos de primeira geração, foram desenvolvidos os adesivos de segunda geração que se aderiam à "smear layer". Estes adesivos eram compostos de fosfato polimerizáveis (hidrofóbicos) adicionados de moléculas de BIS-GMA (hidrofílicas) e onde o condicionador ácido não era utilizado. Como resultado do emprego deste sistema, a adesão era praticamente feita só com a "smear layer" e não com a dentina. Pashley (1992), afirmou que estes sistemas alcançavam resultados que se limitavam à resistência coesiva da "smear layer", que era relativamente baixa.

Devido aos pobres resultados obtidos com o adesivos de segunda geração, foram desenvolvidos os sistemas de terceira geração, que de certa forma atuavam sobre a "smear layer" removendo, modificando ou substituindo-a de acordo com o sistema utilizado, para que a penetração do monômero hidrofílico fosse facilitada antes da aplicação do agente de união. Este sistema era composto de "primers", associados a condicionadores ácidos.

Em seguida, surgiram os adesivos de quarta geração que vieram para aprimorar os de terceira geração. Os adesivos de quarta geração são para fins de classificação como aqueles que inicialmente removem a “smear layer”, descalcificam superficialmente a dentina inter e peritubular e expõem a rede de fibras colágenas para posterior impregnação dos monômeros hidrofícos. Este adesivos além do ácido apresentavam dois frascos, um com primer e o outro com o adesivo.

Para facilitar e agilizar a utilização dos adesivos surgiram os adesivos de frasco único, que podem ser chamados de quarta geração simplificada ou quinta geração dependendo do autor. Após estes sistemas, surgiram no mercado os adesivos chamados de auto-condicionantes, onde a solução ácida esta adicionada ao primer e que possuem o mesmo objetivo. Estes adesivos são chamados de quinta ou sexta geração dependendo do autor. Outro objetivo do sistema auto-condicionante é conseguir, simultaneamente, a desmineralização e a penetração do primer e melhor penetração do adesivo, diminuindo o espaço sem adesivo causado pela diferença de desmineralização (10 μ m) e de penetração do adesivo (5 μ m) dos sistemas adesivos atuais.

Este trabalho optou pelo uso do adesivo auto-condicionante e do laser de Er:YAG, por serem os mecanismos mais novos utilizados na adesão à dentina, onde poucos estudos foram realizados.

O grupo controle, onde foi somente utilizado o adesivo auto-condicionante, obteve um resultado satisfatório (17,90Mpa), o que está de acordo com os resultados obtidos por Yamada et al (1999) que encontraram

resultados de força de tração de 19.2 Mpa para um sistema auto-condicionante. Estudos de Hayakawa et al (1999), utilizando dois sistemas auto-condicionante, os autores concluíram que a força de adesão destes adesivos é satisfatória tanto no esmalte quanto na dentina polida; e também no estudo de Sano et al (1999), obtiveram resultados entre 19 Mpa para o teste de tração, variando o tempo em que os espécimes foram estocados (um dia, seis meses e um ano). Pode ser que os resultados satisfatórios conseguidos sejam devido ao fato da pequena desmineralização e da característica auto-condicionante deste sistema adesivo, o que pode promover uma melhor penetração da resina na superfície dentinária.

Otsuki et al. (1999) e Blunk et al. (1999) afirmaram em seus estudos que os adesivos tipo auto-condicionantes mostram uma alta força de adesão a dentina.

O grupo 2 onde foi utilizado o laser com uma energia de preparo de 250mJ e 2Hz o adesivo auto-condicionante apresentou resultados similares ao grupo controle. Este resultado satisfatório foi observado por Kataumi et al (1996) que mostraram não ter havido diferença estatística entre os grupos irradiados com o laser, utilizando o auto-condicionante e o grupo que utilizou ácido. Este resultado está de acordo com os estudos realizados por Dostalová et al (1997) e Hossaim et al (1999), que utilizaram parâmetros similares. Oudhof et al (1996) afirmaram, ainda, que o laser de Er:YAG confere uma aceitável microrretenção para o material restaurador e que a energia de 160mJ é suficiente para conferir uma boa resistência à tração,

sendo o condicionamento e o ataque ácido supérfluos, após a aplicação do laser.

Nos dois últimos grupos, em que foi utilizada a energia de preparo e uma energia condicionadora (60mJ-focado e 180mJ-desfocado), os resultados foram significativamente menores que o grupo controle. Este resultado pode ter ocorrido por aquecimento do tecido dentinário ou pelo fato de nós já estarmos trabalhando em dentina média após a energia de preparo. Outro fato que deve ser considerado no grupo em que o laser foi utilizado desfocado é a energia, pois Tanji et al (1997) afirmaram, em seu estudo, que uma energia de 100mJ desfocada promovia um bom padrão de microrretenção mecânica para os materiais restauradores. Entretanto, Bispo (2000) afirmou que mais estudos devem ser realizados com a irradiação do Er:YAG laser no modo desfocado, com uma distância de 20mm da superfície dental até a lente de saída do laser para o meio externo, aumentando-se a energia e procurando, "in vitro", o desenvolvimento de um artifício técnico para a distribuição uniforme dos pulsos entregues à superfície demarcada, para se conseguir um condicionamento mais uniforme da superfície.

Mesmo obtendo valores baixos nos grupos condicionados com laser em relação ao controle, estes foram maiores que os resultados obtidos por Sakakibara et al (1998), os quais encontraram valores por volta de 7.6 Mpa para diferentes sistemas adesivos, e Saraceni (1998), que obteve resultados em torno de 7 Mpa para os grupos irradiados com o laser. Diante disso, estes baixos valores podem estar ligados à superfície dentinária utilizada (oclusal) e à profundidade da dentina, pois em uma superfície oclusal

difícilmente se consegue trabalhar em dentina superficial. Entretanto o grupo irradiado com laser e condicionado com ácido obteve um bom resultado (20.01Mpa), porém este resultado deve-se ao fato da utilização da solução ácida estar associado ao laser como já relatou Ramos (1997), em sua análise em MEV de preparos classe V.

Sakakibara et al (1994), afirmaram ainda, em seu estudo, que os grupos de dentina irradiados com o laser onde somente foram aplicados agentes adesivos sem agentes condicionantes, mostraram baixos valores de resistência à tração que o grupo controle (sem laser, sem agente condicionante e adesivo). Estes baixos resultados podem ter ocorrido, pois o adesivo utilizado não apresentava, na composição do primer, o agente condicionante, como o sistema auto-condicionante utilizado neste estudo. Porém não houve diferença significativa entre o grupo laser associado com agente condicionante (MDP) e o grupo controle (sem laser, agente condicionante, adesivo). Isto se dá ao fato da associação com o ácido, como já foi relatado acima.

A frequência utilizada neste estudo de 2Hz, foi usada acatando a afirmação de Li et al, (1992) que quanto menor a frequência utilizada, menor a velocidade de ablação e menor dano térmico, também acatando Jelínkova et al (1997) e Mozammal et al (1999) que utilizaram a mesma frequência. Em contrapartida Bispo (2000) afirmou que de acordo com os parâmetros utilizados no estudo, altas frequências demonstraram um padrão menos homogêneo de condicionamento pela dificuldade de controle na aplicação dos pulsos numa pequena área.

7-Conclusão

Após a análise dos resultados, este trabalho pode concluir que:

7.1 Ao utilizarmos o sistema adesivo do tipo auto condicionante, podemos preparar a superfície dentinária de maneira convencional ou irradiá-la com o laser de Er:YAG, utilizando energia de preparo (250mJ e 2 Hz), sem prejuízo da resistência a tração das resinas compostas.

7.2 Quando for utilizado o laser com uma energia de preparo não há necessidade de utilizar uma energia de condicionamento(focada ou desfocada), pois este procedimento faz com que a força adesiva diminua, quando utilizado o sistema auto-condicionante em superfície dentinária.

8-Referência Bibliográfica

1. ADRIAN, J.C.; BERNIER, J.L.; SPRAGUE, W.G. Laser and the dental pulp. **J Am Dent Assoc**, v.83, n.1, p.113-117, July 1971.
2. BAIER, R.E. Principles of adhesion. **Oper Dent**, p.1-9, 1992. Suplemento.
3. BARGHI, N.; KNIGHT, G.T.; BERRY, T.G. Comparing two methods of moisture control in bonding to enamel: a clinical study. **Operative Dentistry** v.16, n.4, p.130-135, 1991.
4. BARKMEIER, W.W.; COOLEY, R.L. Resin adhesive system: in vitro evaluation of dentin bond strength and marginal microleakage. **Journal of Esthetic Dentistry**, v.1, p.67-72, 1989.
5. BARKMEIER, W.W.; COOLEY, R.L. Laboratory evaluation of adhesive systems. **Operative Dentistry Supplement**, v.5, p.50-61, 1992.

6. BARKMEIER, W.W.; ERICKSON, R.L. Shear bond strength of composite to enamel and dentin using Scotchbond Multi-Purpose. **American Journal of Dentistry**, v.7, n.3, p.175-179, 1994.
7. BARKMEIER, W.W.; HAMMESFAHR, P.D.; LATTA, M.A. Bond strength of composite to enamel and dentin using Primer & Bond 2.1. **Operative Dentistry**, v.24, p.52-56. 1999.
8. BARKMEIER, W.W.; SHAFFER, S.E.; GWINNETT, A.J. Effects of 15 vs 60 second enamel acid conditioning on adhesion and morphology. **Operative Dentistry**, v.11, p.111-116, 1986.
9. BARNES, I.E. The adaptation of composite resin to tooth structure. Part 4 Study 4: The influence of cavity wall instrumentation upon the adaptation of composite resins and discussion. **British Dental Journal**, v.142, p.319-326. 1977.
10. BISPO, L. B. Condicionamento do esmalte com Er:YAG laser e ácido fosfórico: Resistência a tração em microscopia eletrônica de varredura. **Dissertação apresentada a FOU SP para título de mestre pelo curso de pós-graduação em odontologia**, 2000.
11. BOWEN, R.L.; COBB, E.N. A method for bonding to dentin and enamel. **J Am Dent Assoc**, v.107, n.5, p.734-736, Nov. 1983.

12. BOWEN, R.L.; EIKE, J.D.; HENDERSON, D.A. Smear layer: removal and bonding considerations. **Operative Dentistry**, p.30-34, 1984. Suplemento.
13. BRÄNNSTROM, M. Smear layer: pathological and treatment considerations. **Operative Dentistry**, p.35-42, 1984. Suplemento 3.
14. BUONOCORE, M.G. A simple of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. **J Dent Res**, v.34, n.6, p.349-353. 1955.
15. BUONOCORE, M.G.; MATSUI, A.; GWINNETT, A.J. Penetration of resin dental materials into enamel surfaces with reference to enamel and dentin. **Journal of Prosthodontics**, v.4, n.1, p.28-32. 1968.
16. BURROW, M.F.; TAGAMI, J.; NIKAIDO, T.; HOSODA, H. Early Tensile bond strenght of several enamel and dentin bonding systems. **J Dent Res**, v.73, n.2, p.522-528. February, 1994a.
17. BURROW, M.F.; TAKAKAURA, H.; NAKAJIMA, M.; INAI, N.; TAGAMI, J.; TAKATSU, T. The influence of age and depth of

- dentin on bonding. **Dent Mater**, v.10, n.4, p.241-246. July, 1994b.
18. CHIGIRA, H.; YUKITANI, W.; HASEGAWA, T.; MANABE, A.; ITOH, K.; HAYAKAWA, T.; DEBARI, K.; WAKUMOTO, S.; HISAMITSU, H. Self-etching dentin primers containing phenyl-P. **Journal of Dental Research**, v.73, p.1088-1095.
19. COTTON, R.W. Introduction. **Operative Dentistry**, p.1-2, 1984. Suplemento.
20. COZEAN, C.; ARCORIA, C.J.; PELAGALLI, J.; POWEL, L. Dentistry for the 21st Century ? Er:YAG laser for teeth. **J Am Dent Assoc**, v.128, p.1080-1086, Aug. 1997.
21. DEL NERO, M.O.; LA MACORRA, J.C. Sealing and dentin bond strength of adhesive systems. **Operative Dentistry**, v.24, p. 1194-202. 1999.
22. DOSTÁLOVÁ, T.; JELÍNKOVÁ, H.; KREJA, O.; HAMAL, K.; KUBELKA, J.; PROCHÁZKA, S.; HIMMLOVÁ, L. Dentin and pulp reponse to Er:YAG Laser ablation: a preliminary evaluation of human teeth. **J Clin Laser Med Surg**, v.15, n.3, p.117-121. 1997.

23. DUKE, E.S.; LINDEMUTH, J. Polymeric adhesion to dentin: contrasting substrates. **American Journal of Dentistry**, v.2, p.264-270. 1990.
24. DUKE, E.S.; LINDEMUTH, J. Variability of clinical dentin substrate. **American Journal of Dentistry**, v.4, p.241-246. 1991
25. EDUARDO, C.P.; RAMOS, A.C.B.; EDUARDO, C.P. The use of the Er:YAG laser in cavity preparation – clinical cases. In: **INTERNACIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY**, 1998, Maui. Proceedings... Hawaii, Maui: International Society of Laser in Dentistry, 1998, p. 202-205.
26. EIKE, J.D.; COBB, C.M.; CHAPPELL,R.P.; SPENCER, P.; ROBINSON, S.J. The dentinal surface: its influence on dentinal adhesion. Part I. **Quintessence International**, v.22, p.967-977. 1991.
27. EIKE, J.D.; ROBINSON, S.J.; CHAPPELL, R.P.; COBB, C.M.; SPENCER, P. The dentinal surface: its influence on dentinal adhesion. Part III. **Quintessence International**, v. 24, p. 571-582. 1993.

28. EIKE, J.D.; ROBINSON, S.J.; COBB, C.M.; CHAPPELL, R.P.; SPENCER, P. The dentinal surface: its influence on dentinal adhesion. Part II. **Quintessence International**, v.23, p.43-51. 1992.
29. ELIADES, G.; PALAGHIAS, G.; VOUGIOUKLAKIS, G. Effect of acid conditioners of dentin morphology, molecular composition and collagen conformation in situ. **Dent Mater**, v.13, n.1, p.24-33, Jan. 1997.
30. ERICKSON, R.L. Surface interaction of dentin adhesive materials. **Operative Dentistry**, p.81-94, 1992. Suplemento 5.
31. FERRARI, M.; CAGIDIACO, M.C.; KUGEL, G.; DAVIDSON, C.L. Dentin infiltration by tree adhesive systems in clinical and laboratory conditions. **American Journal of Dentistry**, v.9, p.240-244. 1996.
32. FINGER, W.J.; MANABE, A.; ALKER, B. Dentin surface roughness vs bond strength of dentin adhesives. **Dental Materials**, v.5, p.319-323. 1989.

33. FORTIN, D.; SWIFT JR., E.J.; DENEHY, G.E.; REINHARDT, J.W.
Bond strength and microleakage of current dentin adhesives.
Dent Mater, v.10, n.4, p.253-258. July, 1994.
34. FRANKENBERGER, R.; KRÄMER, N.; PETSCHERT,A. Long-term
effect of dentin primers on enamel bond strength and marginal
adaptation. **Operative Dentistry**, v.25, p.11-19. 2000.
35. FUSAYAMA,T.; NAKAMURA, M.; KUROSAKI, N.; IWAKU, M. Non-
pressure adhesion of a new adhesive restorative resin. **Journal
of a Dental Research**, v.58, p.1364-1370. 1979.
36. GIMBLE, C.; HANSEN, R.; SWETT, D.W.; PELAGALLI, J.; COZEAN,
C. Er:YAG clinical studies for hard tissue applications. In:
INTERNATIONAL CONGRESS OF LASER IN DENTISTRY,
1994, Singapore. Proceeding... s.1.: International Society of
Lasers in Dentistry, 1994. p.267-270.
37. GLASSPOOLE, E.A.; ERICKSON, R. L. Effect of acid etching and
rising times on composite to enamel bond strength. **Journal of
Dental Research**, v.65. Abstract of Papers, n.1046, p.285. 1986.
38. GROSS, D.; RAAD, W.H.M.; KELLER, U.; HIBST, R. Surface
morphology of dental hard tissues after Er:YAG laser treatment.

Inc: **INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY**, 1992, Salt Lake City. Proceeding... s.1.: International Society of Lasers in Dentistry, 1992. p.133-134.

39. GROTH, E.; TANJI, E.Y.; ZECELL, D.; MATSON, E.; EDUARDO, C.P.
The pre-treatment of enamel surface in vitro Er:YAG laser for bonding composite resin..(**Apresentado no 5th Congress of International Society for Laser in Dentistry. Jerusalem-Israel, Maio, 1996**).
40. GUDBRAND, O.; AUSTRHEIM, E.K. In vitro quality testing of dentin adhesives. **Acta Odontol Scand**, v.51, n.4, p.263-269, 1993.
41. GWINNETT, A.J. Histologic changes in human enamel following treatment with acidic adhesive conditioning agents. **Archives of Oral Biology**, v.16, p.731-738. 1971.
42. GWINNETT, A.J. Moist versus dry dentin: its effect on shear bond strength. **American Journal of Dentistry**, v.5, p.127-129. 1992.
43. GWINNETT, A.J.; KANCA, J.A 3rd. Micromorphology of the bonded dentin interface and its relationship to bond strength. **American Journal of Dentistry**, v.5, p.73-77. 1992

44. GWINNETT, A.J.; MATSUI, A. A study of enamel adhesives. The physical relationship between enamel and adhesive. **Archives of Oral Biology**, v.12, p.1615-1620. 1967.
45. GWINNETT, A.; YU, S. Effect of long-term water storage on dentin bonding. **Am J Dent**, v.8, n.2, p.109-112. April, 1995.
46. HADAVI, F.; HEY, J.H.; AMBROSE E.R.; LOUIE, P.W.; SHINKEEWSKI, D.J.; The effect of dentin primer on the shear bond strength between composite resin and enamel. **Operative Dentistry**, v.18, p.61-64. 1993.
47. HANNING, M.; REINHARDT, K.J.; BOTT, B. Self-etching primers vs phosphoric acid: an alternative concept for composite-to-enamel bonding. **Operative Dentistry**, v.24, p.172-180. 1999.
48. HANSEN, R. Er:YAG clinical results on hard tissues: Phase I. Inc: **INTERNATIONAL CONGRESS OF LASER IN DENTISTRY**, 1998, Maui. Resumos...Maui: International Society of Laser in Dentistry, 1998, p.63.
49. HAYAKAWA, T.; HORIE, K. Effect of water-soluble photoinitiator on the adhesion between composite and tooth substrate. **Dental Materials**, v.8, p.351-353. 1992.

50. HIBST, R.; KELLER, U. Dental Er:YAG laser application: effect of water spray on ablation. In: **INTERNATIONAL CONGRESS OF LASER IN DENTISTRY**, 1992a, Salt Lake City. Proceeding... Salt Lake City: International Society of Laser in Dentistry, 1992, p.229-230.
51. HIBST, R.; KELLER, U. Dental Er:YAG laser application: evaluation of thermal side effects. In: **INTERNATIONAL CONGRESS OF LASER IN DENTISTRY**, 1992b, Salt Lake City. Proceeding... Salt Lake City: International Society of Laser in Dentistry, 1992, p.231-232.
52. HIBST, R.; KELLER, U. Experimental studies application of the Er:YAG laser on dental hard tissues: I. Light microscopic and SEM investigation. **Laser Surg Med**, v.9, n.4, p.338-344. 1989.
53. HIBST, R.; KELLER, U. Laser etching of dental hard substances. **Am Soc Laser Med Surg**, p.17, 1993a [Resumo n.71].
54. HIBST, R.; KELLER, U. The mechanism of Er:YAG laser induces ablation of hard substances. In: **Lasers in Dentistry**. Proceeding... s.l. The Society of Optical Engineering, p.134-139, 1993b.

55. HOKE, J.; BURKES, E.; GOMES, E.; WOLBARSH, M.L. Erbium-YAG (2,94 μm) laser effects on dental tissues. **J Laser Appl** p.661-65, Summer/Fall, 1990.
56. HORMATI, A.A.; FULLER, J.L.; DENEHY, G.E. Effectes of contamination and mechanical disturbance on the quality of acid-etched enamel. **Journal of American Dental Association**, v.100, p.34-38. 1980.
57. HOSSAIN, M.; NAKAMURA, Y.; YAMADA, Y.; KIMURA, Y.; NAKAMURA, G.; MATSUMOTO, K. Ablation depths and morphological changes in human enamel and dentin after Er:YAG laser irradiation with or without water mist. **Journal of Clinical Laser Medicine & Surgery**, v.17, n.3, p105-109, 1999.
58. HOSSAIN, M.; NAKAMURA, Y.; YAMADA, Y.; KIMURA, Y.; MATSUMOTO, N.; MATSUMOTO, K. Effect of Er,Cr:YSGG laser irradiation in human enamel and dentin: ablation and morphological studies. **Journal of Clinical laser Medicine & Surgery**, v.17, n.4, p.155-159, 1999.
59. HUGET, E.F.; DENNISTON, J.C.; VILCA, J.M. Dentin adhesives: a perspective. **Military Medicine**, v.144, p.619-620. 1979.

60. JAIN, P.; STEWART, G.P. Effect of dentin primer on shear bond strength of composite resin to moist and dry enamel. **Operative Dentistry**, v.25, p.51-58. 2000.
61. KANCA, J 3rd. Effect of resin primer solvents and surface wetness on resin composite bond strength to dentin. **American Journal of Dentistry**, v.5, p.213-215. 1992.
62. KANCA, J 3rd. Resin bonding wet substances. II. Bonding to enamel. **Quintessence International**, v.23, p.625-627. 1992.
63. KANCA, J 3rd. Wet bonding: effect of drying time and distance. **American Journal of Dentistry**, v.9, p.273-276. 1996.
64. KATAUMI, M.; NAKAJIMA, .; YAMADA, T.; TAGAMI, J. Tensile bond strength and SEM evaluation of Er:YAG laser irradiated dentin using dentin adhesive. **Dental Materials Journal**, v.17, n.2, p.125-138, 1998.
65. KATO, G.; NAKABAYASHI, N. Effect of phosphoric acid concentration on wet-bonding to etched dentin. **Dental Materials**, v.12, p.250-255.

66. KELLER, U.; HIBST, R. Experimental studies of the application of the Er:YAG laser on dental hard substances: II. Light microscopic and SEM investigations. **Laser Surg Med**, v.9, n.4, p.345-351, 1989.
67. KELLER, U.; HIBST, R. Laser in dentistry – clinical application: today and tomorrow. **Dental applications of Lasers**. Spie v.2080, p.50-54
68. KUSAKA, T.; ISHIMARU, K.; TAKAMIZU, M.; KOHNO, A. Microleakage of cavities prepared by Er:YAG laser. In: **INTERNATIONAL CONGRESS OF LASER IN DENTISTRY**, 1998, Maui. Proceeding... Hawaii, Maui: International Society of Laser in Dentistry, 1998, p.187-188.
69. LI, Z.; CODE, J.E.; VAN DE MERWE, W.P. Er:YAG laser ablation of enamel and dentin of human teeth: determination of ablation rates at various fluences and pulse repetition rates. **Lasers Surg Med**, v.12, p.625-630, 1992.
70. LUCENA-MARTIN, C.; GONZÁLEZ-RODRÍGUES, M.P.; FERRER-LUQUE, C.M.; ROBLES-GIJÓN, V.; NAVAJAS, J.M. Study of the shear bond strength of five One-Component adhesives under simulated pulpal pressure. **Operative dentistry**, v.24, p.73-80. 1999.

71. McCABE, J.F.; RUSBY, S. Dentin bonding agents – characteristic bond strength as a function of dentin depth. **J Dent**, v.20, n.4, p.225-230, Aug.1992.
72. McGUICKIN, R.S.; POWERS, J.M.; LI, L. Bond strengths of dentinal bonding system to enamel and dentin. **Quintessence International**, v.25, n.11, p.791-796. 1994.
73. MANHART, J.; MEHL, A.; SCHROETER, R.; OBSTER, B.; HICKEL, R. Bond strength of composite to dentin treated by air abrasion. **Operative Dentistry**, v.24, p.223-232. 1999.
74. MARSHALL, G.W. Jr. Dentin: microstructure and characterization. **Quintessence International**, v.24, p.606-617. 1993.
75. MARSHALL, Jr., G.W.; MARSHALL, G.W.; KINNEY, J.H.; BALOOCH, M. The dentin substrate: structure and properties related to bonding. **J Dent**, v.25, n.6, p.441-458, 1997.
76. MATSUMOTO, K.; NAKAMU, Y.; WAKABAYASHI, H. A morphological study on the cavity preparation by Er:YAG laser. **J Japan Soc Conserv Dent**, v.34, n.3, p.729-733, June, 1991.

77. MERYON, S.D.; TOBIAS, R.S.; JAKEMAN, K.J. Smear removal agents: a quantitative study in vivo and in vitro. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v.57, p.174-179. 1987.
78. MIEARS, J.R.; CHARLTON, D.G.; HERMESCH, C.B. Effect of dentin moisture and storage time on resin bonding. **Am J Dent**, v.8, n.2, p.80-83, Apr.1995.
79. MIYAZAKI, M.; PLATT, J.A.; ONOSE, H.; MOORE, B.K. Influence of dentin primer application methods on dentin bond strength. **Operative Dentistry**, v.21, n.4,p.167-172, July/Ago. 1996.
80. MILIA, E.; LALLAI, M.R.; GODOY, F.G. In vitro effect of self-etching primer on dentin. **Am J Dent**, v.12, p.167-171, 1999.
81. MORITZ, A.; GUTKNECHT, N.; SCHOOP, M.D.; GOHARDKHAY, M.D.; WERNISCH, J.; SPERR, W. Alternatives in enamel conditioning: a comparison of conventional and innovative methods. **J Clin Laser Med Surg**, v.14, n.3, p.133-136, 1996.
82. MUNKSGAARD, E.C.; ASMUSSEN, E. Dentin-polymer bond mediated by glutaraldehyde/HEMA. **Journal of Dental Research**, v.93, p.463-466. 1985.

83. NAKABAYASHI, N. Resin reinforce dentine due to infiltration of monomers into the dentine at the adhesive interface. **Japanese Journal of Dental Materials**, v.5, p.54-64. 1982.
84. NAKABAYASHI, N.; KOJIMA, K.; MASUHARA, E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomer into tooth substrate. **Journal of Biomedical Materials Research**, v.16, p.265-273. 1982.
85. NAKAJIMA, M.; SANO, H.; URABE, I.; TAGAMI, J.; PASHLEY, D.H. Bond strengths of single-bottle dentin adhesives to caries-affected dentin. **Operative Dentistry**, v.25, p.2-10. 2000.
86. NELSON, D.G.A.; JONGEBLOED, W.L.; FEATHERSON, J.D.B. Laser resistance of human dental enamel by laser irradiation. **Caries Res**, v.24, n.2, p.86-92, Mar/Apr., 1990.
87. OGATA, M.; NAKAJIMA, M.; SANO, H.; TAGAMI, J. Effect of dentin primer application on regional bond strength to cervical wedge-shaped cavity walls. **Operative Dentistry**, v.24, n.2, p.81-88, 1999.

88. OILO, G.; OLSSON, S. Tensile bond strength of dentin adhesives: a comparison of materials and methods. **Dent Mater**, v.6, p.138-144, Apr. 1990.
89. PASHLEY, D.H. The effects of acid etching on the pulpodentin complex. **Operative Dentistry**, v.17, n.6, p.229-242, Nov/Dec.1992.
90. PASHLEY, D.H. Smear layer: physiological consideration. **Operative Dentistry**, p.13-29, 1984. Suplemento 3.
91. PASHLEY, D.H.; CIUCCHI, B.; SANO, H.; HORNER, J.A. Permeability of dentin to adhesive agent. **Quintessence International**, v.24, p.618-631. 1993.
92. PASHLEY, D.H.; SANO, H.; YOSHIMA, M.; CIUCCHI, B.; CARVALHO, R.M. Dentin variables on resin adhesion. **Quintessence International**, v.12, n.4, p.24-43, Mar.1996.
93. PAUL, S.J.; SCHARER, P. Factores en la adhesión dentinaria. Parte I: Revisión de la morfología y fisiología de la dentina humana. **Journal of Esthetic Dentistry** (Edición Española), v.3, p.5-9. 1993.

94. PERDIGÃO, J.; LAMBRECHTS, P.; VAN MEERBEEK, B.; TOMÉ A.R.; VANHERLE, G.; LOPES, A.B. Morphological field emission-SEM study of the effect of six phosphoric acid etching agents on human dentin. **Dental Materials**, v.12, n.4, p.262-271.
95. PHILLIPS, R.W. Science of dental materials.9.ed. **Philadelphia**: 1991. p.22-28.
96. POWERS, J.M.; FINGER, W.J.; XIE, J. Bonding of composite resin to contaminated human enamel and dentin. **Journal of Prosthodontics**, v.4, n.1, p.28-32. 1995.
97. RAMOS, A.C.B.; EDUARDO, C.P.; TANJI, C.P.; ZECELL, D.M. Microleakage in class V restoration prepared with the Er:YAG laser. An in vitro study. In: **INTERNATIONAL LASER CONGRESS**, 1996, Athens. Proceedings... Bologna: Monduzzi, 1996. P.257-261.
98. RINAUDO, P.J.; COCHRAN, M.A.; MOORE, B.K. The effect of air abrasion on shear bond strength to dentin with dental adhesives. **Operative Dentistry**, v.22, n.6, p.254-270, Nov./Dec. 1997.
99. RUSE, N.D.; SMITH, D.C. Adhesion to bovine dentin – surface characterization. **J Dent Res**, v.70, n.6, p.1002-1008, June.1991.

100. RUYTER, I.E. The chemistry of adhesive agents. **Operative Dentistry**, v.5. Suplemento, p.32-43. 1992.
101. SAKAKIBARA, Y.; ISHIMARU, K.; ASANO, S.; TAKAMIZU, M.; GOTOH, S.; KOHNO, A. Morphological change of tooth surface irradiated by Er:YAG laser. In: **INTERNATIONAL CONGRESS ON LASER IN DENTISTRY**, 1994, Singapore. Proceedings... Bologna: Monduzzi, 1994. P.163-166.
102. SAKAKIBARA, Y.; ISHIMARU, K.; TAKAMIZU, M.; KOHNO, A. Effect of experimental conditioners on tensile bond strength to dentin irradiated by Er:YAG laser. In: **INTERNATIONAL CONGRESS ON LASER IN DENTISTRY**, 1998, Maui. Proceeding... Hawaii, Maui: International Society for Lasers in Dentistry, 1998, p.81-182.
103. SAKAKIBARA, Y.; ISHIMARU, K.; ASANO, S.; TAKAMIZU, M.; GOTOH, S.; KOHNO, A. Morphological change of tooth surface irradiated by Er:YAG laser. **Spie**, v.1984, p.168-189, 1995.
104. SARACENI, C.H.C.; MATOS, A.B.; MATSON, E.; CARVALHO, R.C.R.; PINTO Jr., D.S. Estudo in vitro de diversos agentes

- utilizados para limpeza de superfície dentinária. **RPG**, v.2, n.2, p.37-44. Abr./Maio/Jun.1995.
105. SEKINE, Y.; EBIHARA, A.; TAKEDA, A.; SUDA, H. Pulpal reaction in dog following cavity preparation. **Spie**, v.1984, p.159-167, 1995.
106. SILVERSTONE, L.M.; DOGON, I.L. The acid etch technique: in vitro studies with special reference to the enamel surface and the enamel-resin interface. In: **INTERNATIONAL SYMPOSIUM ON THE ACID ETCH TECHNIQUE**, 1975, St. Paul. Proceedings... MN, St. Paul: North Central Publishing Co, p.13-39.
107. SOETOPO BEECH, D.R.; HARDWICK, J.L. Mechanism of adhesion of polymers to acid-etched enamel. Effect of acid concentration and washing on bond strength. **Journal of Oral Rehabilitation**, v.5, n.1, p.69-80. 1978.
108. SOLOMON, A.; BEECH, D.R. Bond strengths of composite to dentin using primers. **Journal of Dental Research**, v.62. Abstract of Papers, p.677. Abstract, n.253.
109. SWIFT Jr, E.J.; TRIOLO Jr, P.T. Bond strengths of Scotchbond Multi-Purpose to moist dentin and enamel. **American Journal of Dentistry**, v.5, n.6, p.318-320. 1992.

110. TANJI, E.Y.; MATSUMOTO, K.; EDUARDO, C.P. Estudo do condicionamento da superfície dentinária com o Er:YAG laser. [Apresentado na XIII Reunião Científica da **SBPqO**. Águas de São Pedro, Set. 1996 a.]
111. TAKEMORI, T. Factors affecting tensile bond strength of composite to dentin. **Dent Mater**, v.8, p.136-138, 1993.
112. THONEMANN, B.; FEDERLIN, M.; SCHMALZ, G.; GRUNDLER, W. Total bonding vs selective bonding: marginal adaptation of class 2 composite restorations. **Operative Dentistry**, v.24, p.261-271, 1999.
113. TITLEY, K.; CHERNECKY, R.; MARIE, B.; SMITH, D.C. Penetration of a dentin bonding agent into dentin. **Am J Dent**, v.7, n.4, p.190-194, Aug. 1994.
114. VAN MEERBEEK, B.; INOKOSHI, S.; BRAEM, M.; LAMBRECHTS, P.; VANHERLE, G. Morphological aspects of the resin-dentin interdiffusion zone with different dentin adhesive system. **Journal of Dental Research**, v.71, p.1530-1540, 1992.

115. WANG, T.; NAKABAYASHI, N. Effect of 2 – (methacryloxy)ethyl phenyl hydrogen phosphate on adhesion do dentin. **Journal of Dental Research**, v.70, p.59-66. 1991.
116. WATANABE, I.; NAKABAYASHI, N.; PASHLEY, D.H. Bonding to ground dentin by a phenyl-P self-etching primer. **Journal of dental Research**, v.73, p.1212-1220, 1994.
117. WIDGOR, H.; VISURI, S.R.; WALSH Jr., J.T. Amalgam ablation with the Er:YAG laser. **Spie**, v,1984, p.95-101, 1995.
118. WORONKO, G.A.; St. GERMAIN Jr., H.A.; MEIERS, J.C. Effect of dentin primer on the shear bond strength between composite resin and enamel. **Operative Dentistry**, v.21, n.3, p.116-121, 1996.
119. WRIGTH, G.Z.; McCONNELL, R.J.; KELLER, U. Microleakege of class V composite restoration conventionally with those prepared with on Er:YAG laser: a pilot study. **Pediatric Dentistry**, v.15, n.6, p.425-426, Nov./Dec.1993.

120. YAMAGUCHI, R.; POWERS, J.M.; DENNISON, J.B. Parameters affecting in vitro bond strength of composite to enamel and dentin. **Dent Mater**, v.5, n.3, p.153-156, May, 1989.
121. YOSHIYAMA, M.; SANO, H.; EBISU, S.; TAGAMI, J.; CIUCCHI, B.; CARVALHO, R.M.; JOHNSON, M.H.; PASHLEY, D.H. Regional strengths of bonding agents to cervical sclerotic root dentin. **Journal of Dental Research**, v.75, p.1404-1413, 1996.
122. YOUNG, K.C.; HUSSEY, M.; GILLESPIE, F.C.; STEPHEN, K.E. In vitro studies of physical factors affecting adhesion of fissure sealant to enamel. In: **INTERNATIONAL SYMPOSIUM ON THE ACID ETCHED TECHNIQUE**, St. Paul. Proceeding...MN, St. Paul: North Central Publishing Co, 1975, p.50-62.
123. XIE, J.; POWERS, J.M.; MCGUCKIN, R.S. In vitro bond strength of two adhesives to enamel and dentin under normal and contaminated conditions. **Dental Materials**, v.9, n.5, p.295-299, 1993.
124. ZENNYU, K.; SHIRAISHI, M.; INOUE, M.; INOUE, M.; KUMAZAKI, M. Influences of irradiating directions of Er:YAG laser on morphology of hard dental tissues. In: **INTERNATIONAL**

CONGRESS ON LASER IN DENTISTRY, 1998, Maui.
Proceedings... Hawaii, Maui: International Society of Laser in
Dentistry, 1998, p.197-198.

SUMMARY

Evaluation of the tensile bond strength of an adhesive system self-etching in dentin irradiated with Er:YAG laser.

Since Buonocore (1955), several researchers have been seeking for the best adhesive system and treatment for the enamel and dentin surfaces. The use of the acid has been presented as one of the best techniques of dentin conditioning, because this promotes the removal of the "smear layer" and exhibition of dentinal structure, for a best penetration and micro-retention of the adhesive system. However, some conditioning methods have been appearing in the literature, for the substitution or interaction with the acid substances, as the laser. The objective of this work is to evaluate the tensile bond strength of the adhesive system "self-etching" associated to a composed resin, in dentin surfaces conditioned with the Er:YAG laser. For this study, freshly extracted human teeth were used and in each one the dentinal surfaces, which were treated with three sandpapers of different granulations (120, 400, 600), to obtain a standard of the smear layer, before the irradiation of the laser and of the restoring procedure. After these procedures the specimens were storage in distilled water at 37°C for 24 hours. Soon after, they were submitted to the tensile strength test. After analyzing the results, we can concluded that the use of the Er:YAG laser can substitute the drill without the need of conditioning,

when using the adhesive system " self-etching " in the dentinal surfaces because there was a decline in the strength of adhesion in the groups conditioned with the laser.



M22073



instituto de pesquisas energéticas e nucleares

Travessa "R", nº 400 - Cidade Universitária - Butantã

São Paulo - CEP. 05508-900

Tel.: (011) 3816-9000 - Fax. (011) 212-3546

<http://www.ipen.br>

O ipen é uma autarquia vinculada à Secretaria de Ciência, Tecnologia e Desenvolvimento Econômico do Estado de São Paulo, gerida técnica, administrativa e financeiramente pela Comissão Nacional de Energia Nuclear e associada à Universidade de São Paulo para fins de ensino de Pós-Graduação.