FÁBIO RENATO PEREIRA ROBLES

**AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA À TRAÇÃO DA DENTINA
BOVINA IRRADIADA COM LASER DE Er:YAG COMBINADA A
DIFERENTES TRATAMENTOS. ANÁLISE DAS SUPERFÍCIES
PELA MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA**

Área de concentração: **DENTÍSTICA**

Data da defesa: ____/____/____

Banca Examinadora

Prof. Dr. _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof. Dr. _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof. Dr. _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA

**AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA À TRAÇÃO DA DENTINA BOVINA
IRRADIADA COM LASER DE Er:YAG COMBINADA A DIFERENTES
TRATAMENTOS. ANÁLISE DAS SUPERFÍCIES PELA
MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA**

FÁBIO RENATO PEREIRA ROBLES

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, para obter o Título de **Mestre**, pelo Programa de Pós-Graduação em Odontologia.

Área de Concentração: **DENTÍSTICA**

Orientador: Prof. Dr. Carlos de Paula Eduardo

São Paulo

2003

DEDICATÓRIA

A Deus, acima de tudo, que sempre acolhe minhas imperfeições, aflições e angústias e dá forças para prosseguir.

Aos meus pais: Laura, mãe, amiga e companheira e colega, em quem me inspirei na odontologia e me inspiro na vida e **Antonio**, pai exemplo de equilíbrio, sabedoria e bondade, sempre me dirigindo seu olhar terno de incentivo. Minha eterna gratidão e respeito. Ofereço-lhes meu amor tão grande quanto o vosso por mim e meus irmãos.

Aos meus irmãos que amo muito: Fernando, desejo simplesmente uma coisa do fundo do coração: seja feliz ! **Flávia**, companheira e amiga, a nossa princesinha da casa.

À minha avó Ernestina, baluarte das minhas origens, exemplo de como é importante ser amiga para ter amigos. Te amo vó !

À memória de meus antepassados, que sempre torceram com carinho por mim e pelos meus irmãos; meus avós **Américo, Antonio e Antonieta**, minhas tias **Angelina e Luzia**, obrigado pelo exemplo de trabalho e dedicação na vida.

AGRADECIMENTOS

“Agradecer é admitir que houve um momento em que se precisou de alguém, é reconhecer que o homem jamais poderá lograr para si o dom de ser auto suficiente. Ninguém e nada crescem sozinhos, sempre é preciso um olhar de apoio, uma palavra de incentivo, um gesto de compreensão, uma atitude de amor.”

(autor desconhecido)

“O mais importante não é onde se quer chegar, mas sim o caminho percorrido”.

Ao Prof. Dr. Carlos de Paula Eduardo,

meu orientador, líder que congrega: integridade, lealdade, fidelidade, firmeza, motivação, trato, prudência, justiça, competência e dedicação à docência. Obrigado pelos ensinamentos transmitidos e confiança depositada, conduzindo-me ao ingresso à pesquisa científica e vida acadêmica. Tenho orgulho em pertencer à sua equipe.

À Turma 73 da FOU SP, com a qual convivi

os melhores anos da minha vida. Que aquele nosso brilho no olhar incentive-nos a acreditar sempre naqueles ideais de estudantes. Amigos que estão em lugar nobre do meu coração.

Ao **Prof. Dr. Edmir Matson**, pela oportunidade de realizar este curso, na nossa casa, que é a FOUSP.

Aos **professores** do Departamento de Dentística da FOUSP, pelo carinho e ajuda sempre disponível. Especialmente à **Profª. Adriana Bona Matos**, por ajudar-me e emprestar-me seu material mesmo na época em que tinha que se dedicar à sua criança recém nascida.

Aos **funcionários** do Departamento de Dentística, **David, Aldo e Arnaldo**, sempre simpáticos e dispostos.

À **Betinha**, que além da tremenda força e imenso trabalho, ajudou-me por estar ao meu lado nos piores e melhores momentos, demonstrando carinho, companheirismo e cumplicidade.

À **Profª. Drª. Vera Cavalcanti de Araújo**, por ter aberto as portas da Disciplina de Patologia Bucal da FOUSP e incentivado o meu trabalho.

Ao **Prof. Dr. Victor Arana-Chavez** pela amizade e simplicidade, pelo esclarecimento de dúvidas, e pela ajuda na metalização das amostras para a microscopia.

À minha amiga e colega de turma e de pós-graduação **Daniela Furmankiewicz**, pela calma transmitida e lealdade de uma verdadeira companheira.

Ao amigo **Ricardo Navarro**, pela paciência e respeito com que sempre me tratou, explicando-me coisas tão simples,...mas que eu não sabia. Poucos são os que dispensam esta atenção para com os outros.

Ao amigo **Edgar Tanji**, que com esse jeito calado é observador e atencioso, dando respostas a toda e qualquer dúvida, além de ser um amigo para todas as horas.

À amiga e colega **Roberta Xella Barros**, pela amizade, apoio e ajuda nas fotografias.

Aos **colegas** da Disciplina de Dentística Restauradora 2 da FOU SP pela convivência saudável e respeitosa, espírito de equipe e união de todos.

Aos **colegas** do curso da FUNDECTO, **Sheila**, **Flávio**, **Luciane**, **Dani**, **Taís** e **André**, pela força e competência.

Aos funcionários do LELO, **Lili**, **Haroldo** e **Cida**, pelos sorrisos de sempre.

Aos **funcionários** da Biblioteca da FOUSP e SDO, pela atenção e amabilidade.

À madrinha e eterna mestra **Maria Eugênia**, pela revisão, carinho e atenção.

Ao **SESC Odontologia**, por permitir-me a realização deste curso e o estágio didático na disciplina de Dent. Rest. 2. Obrigado ao **Bersan, Cleber, colegas e auxiliares**, com quem passo grande parte do meu tempo e convívio agradável.

Ao **Gilson**, diretor do Amb. Esp. Pq. Sto. Antonio, pela amizade e admiração em mim depositada, com total apoio aos meus estudos.

Ao Cap. Art. **Bertoli**, comandante da BIA CMDO da 1ª BDA AAAé, pelo incentivo e apoio na vida acadêmica, durante meu serviço militar.

A todos que torceram e torcem por mim, e aos alunos da FOUSP, que tem o poder real de mudar o mundo.....obrigado.

SUMÁRIO

RESUMO	p.
1 INTRODUÇÃO.....	01
2 REVISÃO DA LITERATURA.....	03
2.1 Substrato dentinário.....	04
2.2 Adesão.....	05
2.2.1 condicionamento ácido.....	06
2.2.2 camada híbrida.....	12
2.3 Desproteínização com hipoclorito de sódio (NaOCl).....	17
2.4 Laser no tratamento da superfície dentinária.....	22
2.4.1 calibração da distância (laser de Er:YAG).....	
2.5 Testes de adesão.....	
2.5.1 dentes bovinos.....	
3 PROPOSIÇÃO.....	25
4 MATERIAIS E MÉTODOS.....	27
4.1 Materiais.....	28
4.2 Equipamentos.....	30
4.3 Métodos.....	
4.3.1 seleção e preparo das amostras.....	

4.3.1.1 preparo das amostras para o teste de resistência à tração.....	
4.3.2 divisão das grupos.....	
4.3.3 tratamento das superfícies dentinárias.....	
4.3.4 procedimentos adesivos.....	
4.3.5 confecção dos cones de resina composta.....	
4.4 Armazenagem e estocagem das amostras em água destilada.....	
4.5 Testes de resistência à tração.....	
4.6 Preparo das amostras para microscopia eletrônica de varredura (MEV)....	
5 RESULTADOS.....	36
6 DISCUSSÃO.....	42
7 CONCLUSÕES.....	55
ANEXO.....	57
REFERÊNCIAS.....	60

SUMMARY

LISTA DE FIGURAS

Figura 4.1- Incisivo bovino.....

Figura 4.2- Adesivo monocomponente com diluição em acetona Prime & Bond 2.1 (Dentsply).....

Figura 4.3 - Resina composta Filltek Z-250 (3M).....

Figura 4.4- Equipamento de Er:YAG laser, modelo KaVo Key Laser2 (projeto FAPESP – 97/10823-0).....

Figura 4.5- Máquina de ensaio universal Mini-Instron, modelo 4442.....

Figura 4.6- Amostra preparada para o teste de resistência à tração.....

Figura 4.7- Irradiação da superfície dentinária com laser de Er:YAG, utilizando a peça de mão 2051 à distância de 12 mm da amostra.....

Figura 4.8 – Tela do KaVo Key Laser 2 mostrando o parâmetro 60mJ/2Hz...

Figura 4.9 – Procedimentos realizados nos grupos experimentais.....

Figura 4.10 - Dispositivo metálico para a fixação da amostra e da matriz bipartida para confecção dos corpos de prova.....

Figura 4.11 – Cone invertido truncado sobre a superfície dentinária da amostra.....

Figura 4.12 – Máquina de ensaio universal Mini-Instron, modelo 4442 e dispositivo metálico especial para apreensão dos corpos de prova.....

Figura 4.13 – Amostras metalizadas fixadas em suportes porta espécime de alumínio para observação em MEV.....

Figura 5.1 - Gráfico “Box-Plot” dos valores de resistência adesiva (MPa).....

Figura 5.2 - Gráfico de médias da resistência (MPa).....

Figura 5.3 – Eletromicrografias em MEV da amostra 1, na qual houve a padronização da camada de esfregaço com lixas abrasivas 400 MASH/ 1minuto e 600 MASH/ 1 minuto, ambas sob refrigeração. É possível observar as ranhuras produzidas pela abrasão e uma camada de debris depositada sobre a superfície dentinária, sem a identificação de túbulos dentinários, dentina peritubular e intertubular, o que revela a camada de esfregaço (aumento original **A** – 300X; **B** – 1000X).....

Figura 5.4 – **A** - Eletromicrografia em MEV da amostra 2, submetida ao condicionamento com ácido fosfórico a 37%, revela a exposição e abertura dos túbulos dentinários, com a remoção completa da camada de esfregaço (*smear layer* e *smear*

plugs) e alargamento dos túbulos (aumento original de 1000X).....

B - Eletromicrografia em MEV da amostra 3 na qual a superfície dentinária foi condicionada com ácido fosfórico a 37% e posteriormente tratada com a solução de NaOCl a 10% por 1 minuto. É possível verificar a ausência completa da camada de esfregaço e grande degradação da superfície, com porosidades generalizadas (aumento original de 1000X).....

Figura 5.5 – A - Eletromicrografia em MEV da amostra 2, submetida ao condicionamento com ácido fosfórico a 37%, revela a exposição e abertura dos túbulos dentinários, com a remoção completa da camada de esfregaço (*smear layer* e *smear plugs*), alargamento dos túbulos, sem que seja possível a observação nítida da dentina peritubular, devido à sua dissolução superficial. Observa-se colágeno na dentina intertubular e matriz mineralizada intertubular com certa integridade (aumento original de 5000X).....

B - Eletromicrografia em MEV da amostra 3 na qual a superfície dentinária foi condicionada com ácido fosfórico a 37% e posteriormente tratada com a solução de NaOCl a 10% por 1 minuto. É possível verificar a ausência completa da camada de esfregaço, grande degradação da superfície, com

porosidades generalizadas e espículas na região da dentina peritubular e aspecto esponjoso na porção de dentina intertubular (aumento original de 5000X).....

Figura 5.6 – A - Eletromicrografia em MEV da amostra 4 irradiada com laser de Er:YAG (60 mJ / 2 Hz) mostrou padrão morfológico em escamas, com irregularidade superficial, evidenciando a ação da ablação do tecido dentinário, ausência da camada de esfregaço (*smear layer* e *smear plugs*), exposição dos túbulos dentinários (aumento original de 1000X).....

B - Eletromicrografia em MEV da amostra 5 irradiada com laser de Er:YAG a 60 mJ / 2 Hz, seguida do tratamento com solução de NaOCl a 10% por 1 minuto, revela ausência de esfregaço, padrão irregular, semelhante ao aspecto da amostra 4, com leve degradação da superfície dentinária e algumas porosidades (aumento original de 1000X).....

Figura 5.7 – A - Eletromicrografia em MEV da amostra 4 irradiada com laser de Er:YAG (60 mJ / 2 Hz) mostrou padrão morfológico em escamas, com irregularidade superficial, evidenciando a ação da ablação do tecido dentinário, ausência da camada de esfregaço (*smear layer* e *smear plugs*), exposição dos túbulos

dentinários. O aspecto morfológico irregular revela protrusão da dentina peritubular e bordos cortantes na região intertubular, em diferentes níveis sobrepostos (aumento original de 5000X).....

B - Eletromicrografia em MEV da amostra 5 irradiada com laser de Er:YAG a 60 mJ / 2 Hz, seguida do tratamento com solução de NaOCl a 10% por 1 minuto, revela ausência de esfregaço, padrão irregular, semelhante ao aspecto da amostra 4, com leve degradação da superfície dentinária e algumas porosidades (aumento original de 5000X).....

Figura 5.8 – A - Eletromicrografia em MEV da amostra 6, que combinou a irradiação com laser de Er:YAG (60 mJ / 2Hz) ao condicionamento com ácido fosfórico a 37%, mostrou irregularidade em escamas como na amostra 4, mas com maior abertura dos túbulos dentinários (aumento original de 1000X).....

B - Eletromicrografia em MEV da amostra 7 na qual foram realizadas 3 etapas de tratamento: irradiação com laser de Er:YAG (60 mJ / 2Hz), condicionamento com ácido fosfórico a 37% e aplicação de solução de NaOCl a 10% por 1 minuto. Observa-se irregularidade superficial e exposição de túbulos dentinários (aumento original de 1000X).....

Figura 5.9 – A - Eletromicrografia em MEV da amostra 6, que combinou a irradiação com laser de Er:YAG (60 mJ / 2Hz) ao condicionamento com ácido fosfórico a 37%, mostrou irregularidade em escamas como na amostra 4, mas com maior abertura e protrusão dos túbulos dentinários (aumento original de 5000X).....

B - Eletromicrografia em MEV da amostra 7 na qual foram realizadas 3 etapas de tratamento: irradiação com laser de Er:YAG (60 mJ / 2Hz), condicionamento com ácido fosfórico a 37% e aplicação de solução de NaOCl a 10% por 1 minuto. Observa-se protrusão e maior abertura dos túbulos dentinários, aspecto inicial afunilado (asterisco) (aumento original de 5000X).....

LISTA DE TABELAS

Tabela 4.1 - Divisão dos grupos experimentais.....

Tabela 4.2 - Tratamento superficial da dentina bovina.....

Tabela 5.1 - Medidas resumos da resistência (MPa).....

Tabela 5.2 - Níveis descritivos das comparações múltiplas.....

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

Bis-GMA Bis-fenol A – diglicidil éter dimetacrilato

Bis-EMA polietileno glicol dieter dimetracrilato

cm centímetro

cm² centímetro quadrado

°C graus centígrados

Er:YAG Érbio: Ítrio – Alumínio - Granada

FDA sigla em inglês para gerenciamento de alimentos e medicamentos

FOUSP Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo

FOB Faculdade de Odontologia de Bauru

Hz hertz

ICB Instituto de Ciências Biomédicas

J joule

J / cm ²	joule / centímetro quadrado
Kgf	kilograma força
Kgf / cm ²	kilograma força / centímetro quadrado
KV	kilovolts
LASER	acrônimo em inglês para amplificação da luz por emissão estimulada de radiação
LELO	Laboratório Experimental de Laser em Odontologia
Ltda	limitada
MASER	acrônimo em inglês para amplificação de microondas por emissão estimulada de radiação
MASH	unidade de abrasividade
M	Mega
MPa	Mega Pascal
μA	microamperagem
μm	micrômetro
μs	microsegundo
MEV	microscopia eletrônica de varredura
MET	microscopia eletrônica de transmissão

mJ	milijoule
mJ / cm ²	milijoule / centímetro quadrado
ml	mililitro
ml / min	milímetro / minuto
mm	milímetro
mm ²	milímetro quadrado
mm / min	milímetro / minuto
min	minuto
mW	miliwatt
mW / cm ²	miliwatt / centímetro quadrado
nm	nanômetro
N	Newton
N	Normal
Pa	Pascal
PENTA	monofosfato de dipentaeritritol pentacrilato
pH	co-logaritmo de concentração hidrogeniônica
s	segundo

TEGDMA trietileno glicol dimetacrilato

UDMA uretano dimetacrilato

LISTA DE SÍMBOLOS

% sinal matemático indicativo de porcentagem

indicativo de número

NaOCl hipoclorito de sódio

RESUMO

AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA À TRAÇÃO DA DENTINA BOVINA IRRADIADA COM LASER DE Er:YAG COMBINADA A DIFERENTES TRATAMENTOS. ANÁLISE DAS SUPERFÍCIES PELA MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA

Diante dos avanços científicos da odontologia visando o selamento perfeito das cavidades com adesão, desenvolvimento de materiais, técnicas e maior compreensão das características do substrato dental, a tecnologia a laser de Er:YAG (2,94 μm) apresenta-se como recurso eficiente para o tratamento superficial da dentina, isoladamente ou em associação ao condicionamento ácido, em baixa densidade de energia. Para obtenção de uma zona microrretentiva (camada híbrida, *tags* e *microtags*) mais uniforme e evitarem-se aspectos críticos de adesão como o colapso da trama protéica, sua remoção pela desproteinização com hipoclorito de sódio (NaOCl) tem sido proposta. O presente estudo teve por objetivo pesquisar a interação de diferentes tratamentos superficiais em dentina bovina (condicionamento ácido convencional, laser de Er:YAG e desproteinização), avaliar a resistência adesiva à tração utilizando-se um sistema adesivo à

base de acetona, e analisar as superfícies dentinárias submetidas a estes diferentes tratamentos em microscopia eletrônica de varredura (MEV). Verificou-se que o laser de Er:YAG em baixa densidade de energia ($19,29 \text{ J / cm}^2$, a 60 mJ e 2 Hz) pôde influenciar positivamente na resistência adesiva da dentina, comparando-se ao condicionamento ácido convencional. A associação laser e ácido no tratamento de superfície dentinária aumentou a resistência adesiva independente de ter-se realizado ou não a desproteinização. A observação em MEV das superfícies dentinárias tratadas com o laser de Er:YAG seguido da desproteinização com NaOCl revelou aspecto morfológico microrretentivo, embora o comportamento adesivo tenha produzido baixos valores de resistência à tração.

A dentina é um tecido dental mineralizado que possui características únicas; caracteriza-se por matriz orgânica, basicamente colagênica preenchida por cristais de hidroxiapatita, e água, com estrutura formada por numerosos túbulos e canalículos formando uma rede responsável pela permeabilidade deste tecido e distribuição variável, de acordo com a profundidade, além de apresentar metabolismo dinâmico.

Em procedimentos operatórios de remoção de tecido cariado e adequação cavitária para receber uma restauração adesiva, ocorre a formação de uma camada de esfregaço, composta de restos de tecido dental, bactérias, fluidos bucais e componentes oleosos. No tecido dentinário, essa camada oblitera a estrutura dentinária e sua rede de túbulos, formando tampões de partículas na entrada destes.

O condicionamento convencional com ácido fosfórico de 30 a 38% remove totalmente esta camada de esfregaço e desmineraliza superficialmente a estrutura dentinária subjacente, promovendo a dissolução inorgânica desta estrutura, bem como a abertura e alargamento dos túbulos dentinários e na região intertubular, observa-se a ocorrência de uma trama protéica de colágeno.

Para a realização da restauração, o agente adesivo deve penetrar e se difundir por entre esta trama protéica, entrar nos túbulos e canalículos dentinários e posteriormente ser polimerizado formando assim a camada híbrida *tags* e *microtags*, e posteriormente a restauração adesiva será inserida sobre este agente adesivo.

Ocorre que a trama protéica pode condensar-se ou colapsar, diminuindo os espaços entre as fibras colágenas, e assim impedindo a completa difusão do agente adesivo na dentina desmineralizada pelo ácido, deixando áreas desmineralizadas sem a perfusão pelo adesivo, vindo a comprometer a adesão. Um dos recursos para evitar este problema é a técnica da desproteinização, utilizando-se solução de hipoclorito de sódio (NaOCl) que remove o conteúdo orgânico da dentina condicionada e permite uma difusão mais homogênea do agente adesivo nas porosidades da dentina desmineralizada e desproteinizada.

O laser de Er:YAG (2,94 μm), utilizado em baixa densidade de energia, promove a ablação superficial do tecido dentinário, removendo a camada de esfregaço, expondo os túbulos e criando um padrão microrretentivo para este tecido e, assim, ser possível o imbricamento do agente adesivo nas irregularidades produzidas. Contudo, não ocorre desmineralização desta superfície e a porção orgânica é denaturada pela ação deste laser, dificultando a difusibilidade do adesivo nos túbulos e microrretenções mecânicas criadas.

O presente estudo tem como objetivo avaliar o comportamento adesivo, através de ensaio mecânico de tração, de superfícies dentinárias combinando-se o condicionamento ácido convencional, a irradiação com laser de Er:YAG e a desproteinização, com solução de NaOCl, avaliando a interação destes tratamentos superficiais em dentina e observando a

micromorfologia das superfícies tratadas em microscopia eletrônica de varredura (MEV).

Para tanto, deve-se entender cada aspecto, através da literatura.

Os princípios clássicos da dentística restauradora têm sido continuamente substituídos pelos princípios da adesão à estrutura dental, caracterizando a odontologia moderna. No tecido dentinário, esta adesão vem sendo explorada levando-se em consideração as características únicas deste substrato, podendo os materiais restauradores adesivos contactarem-se e relacionarem-se a este substrato por retenções micromecânicas, adesão química e a combinação de ambos os fatores, visando, desta forma, a um selamento hermético.

Em vista das características específicas deste tecido mineralizado e dos diferentes mecanismos de adesão ligados a ele, diversos trabalhos vêm sido publicados na literatura, explorando diversas maneiras de melhorar esta interação através de materiais e técnicas, bem como utilizando-se de novas tecnologias, como o emprego do laser na dentística restauradora.

Diversos fatores podem interferir na adesão dos materiais restauradores na superfície dental, tais como, a especificidade do substrato, o comportamento dos agentes adesivos e materiais restauradores. Para a melhor compreensão do mecanismo adesivo na superfície dentinária, deve-se explorar cada um destes itens.

2.1 Substrato dentinário

A dentina é um tecido mineralizado caracterizado por uma matriz orgânica, basicamente composta por colágeno e preenchida por cristais de hidroxiapatita, que caracteriza o principal componente inorgânico deste tecido. Em percentagens de peso, sua composição é de aproximadamente 70% de substância inorgânica mineral, 20% de substância orgânica e 10% de água (Katchburian & Arana-Chavez, 1999).

É formada por numerosos túbulos e canalículos que constituem uma rede através de toda a sua estrutura, sendo esta responsável pela permeabilidade deste tecido. O diâmetro e densidade dos túbulos variam em relação à sua proximidade ao tecido pulpar, sendo que, próximos à polpa, estão em 45000 túbulos dentinários por mm^2 com diâmetros de 2,5 μm , em sua porção intermediária, 29500 túbulos dentinários por mm^2 com diâmetros de 1,2 μm e, próximos ao esmalte, 20000 túbulos dentinários por mm^2 com diâmetros de 0,9 μm , sem diferenças entre as faixas etárias (Gaberoglio & Brännström, 1976; Mjör & Nordhal, 1996).

Em revisão sobre a microestrutura e caracterização da dentina, Marshall Jr., em 1993, observou tratar-se a dentina de complexo hidratado composto basicamente de quatro elementos: os túbulos dentinários, por onde há um fluxo centrífugo de fluido, rodeado por zona peritubular altamente mineralizada em meio a uma matriz intertubular, na qual existem fibras colágenas tipo I e este colágeno é sustentado por cristais de apatita. Observou também ser a dentina proporcionada, em volume, por 50%

mineral, 30% material orgânico e 20% fluido dentinário. O autor enfatizou o fato de a presença da camada de esfregaço influenciar negativamente na resistência adesiva ao substrato dentinário e destacou, nesta revisão, que os túbulos dentinários variam em quantidade e diâmetro, dependendo da localização da dentina avaliada, fato este que poderia afetar os procedimentos adesivos, e que a variabilidade dos resultados de testes de resistência adesiva em tecido dentinário seria devido a esta variação histológica.

Há grandes diferenças regionais relacionadas à permeabilidade dentinária, sendo menor na porção central devido ao menor número, diâmetro de túbulos por unidade de área e tortuosidade e ao alto conteúdo mineral (Pashley *et al.*, 1987). Por isso, a adesão à dentina profunda (próximo ao tecido pulpar) é menor que à superficial (30 a 40%) (Suzuki & Finger, 1988).

Devido a esta característica dinâmica deste substrato, em relação ao processo adesivo, a dentina pode apresentar diferenças nas resistências adesivas em função da região pela densidade dos túbulos dentinários, sua permeabilidade, concentração de cálcio, presença de dentina secundária e variação na espessura da camada de esfregaço, o que resulta em uma não uniformidade em seu condicionamento ácido e, conseqüentemente, uma não padronização na infiltração dos agentes adesivos e distribuição de cargas de forças. Em dentina superficial, geralmente, os valores de resistência adesiva são maiores do que em dentina profunda, porém a formação de *tags* ocorre

de forma inversa, sendo maior conforme vai se aprofundando. Como a permeabilidade da dentina não é uniforme, o fluxo de saída de fluido dentinário também varia conforme a região, promovendo diferentes comportamentos adesivos (Pashley *et al.*, 1996; Fernandes, 1997).

Relacionando a estrutura dentinária com os processos adesivos, Pashley & Carvalho (1997), salientam a importância de uma adequada penetração do sistema adesivo nos túbulos dentinários e dos espaços criados pelo condicionamento ácido na dentina peritubular e na intertubular para melhor qualidade de adesão e selamento.

Ainda dependendo da profundidade da dentina, a quantidade de dentina peri e intertubular é variável, pois, como a distância entre os túbulos dentinários é maior em região superficial, há um predomínio de área intertubular e, em dentina profunda, devido à proximidade dos túbulos, há menor área intertubular (Pashley *et al.*, 1996).

A maior parte da dentina é formada por sua região intertubular que consiste de numerosas fibrilas colágenas dispostas em uma espécie de malha relacionando-se intimamente com outros componentes não colagênicos deste tecido e, em sua porção intertubular, os cristais de hidroxiapatita depositam-se sobre as fibras colágenas e nas regiões interfibrilares (Andia-Merlin, 2001).

2.2 Adesão

Na odontologia clássica, a restauração de uma estrutura dental perdida com os materiais que não possuíam propriedades de adesão ao elemento dental em questão. A manutenção destas restaurações no elemento dava-se através dos princípios de retenção mecânica destes materiais, pela realização de cavidades retentivas e com certa profundidade, realizando-se o chamado preparo cavitário (Black, 1908).

Por não haver uma efetiva união entre dente e restauração, quando do uso de materiais não adesivos, ocorre um espaço virtual propiciando infiltração marginal e sensibilidade pós-operatória e, conseqüentemente, mais trocas de restaurações devido às recidivas. Com o advento dos materiais adesivos, buscou-se a remoção do tecido comprometido e a posterior restauração desta cavidade, valendo-se apenas de uma adequação cavitária, uma vez que a retenção seria obtida pela própria adesão, obtida pela substituição da apatita previamente removida através de agentes condicionadores, por materiais que se infiltrariam nos espaços formados, promovendo maior vedamento entre dente e restauração, o que acarreta menor taxa de recidiva e trocas de restaurações, caracterizando a odontologia conservadora moderna.

A busca pela adesão ao substrato dental e, em especial, em dentina, tem um histórico de pesquisas a serem exploradas e compreendidas.

Um dos primeiros trabalhos sobre métodos de adesão de materiais acrílicos à superfície de esmalte humano foi descrito por Buonocore (1955)

no qual utilizou diferentes concentrações e ácidos (ácidos fosfomolibidílico a 50%, oxálico a 10% e fosfórico a 85%), partindo do mesmo princípio do tratamento industrial da superfície de metais com ácidos para adesão de tintas e resinas. Os resultados demonstraram um padrão microrretentivo que foi responsável pela melhor interação dos materiais restauradores a esta estrutura, o que poderia proporcionar a realização de preparos conservadores e maior retenção das restaurações de preparos de classes III e V.

Seguindo os estudos, Buonocore *et al.* (1956) observaram também um aumento da resistência adesiva da resina acrílica à dentina cuja superfície foi tratada previamente com ácido clorídrico a 7%.

Os detritos resultantes de partículas de matriz de colágeno mineralizada após o corte da dentina por instrumentos cortantes manuais ou rotatórios, bem como discos de lixa, caracterizam a chamada camada de esfregaço, também conhecida como lama ou magma dentinário, ou *smear layer* (Tao *et al.*, 1988; Pashley, 1984).

Macgehee *et al.* (1956) observaram o acúmulo de detritos após o preparo cavitário sobre a superfície dentinária e preconizaram a remoção desta camada com instrumentos manuais, por acreditarem que poderia interferir negativamente com a restauração.

Em 1961, Scott & O'Neil examinaram *in vitro*, através de microscopia eletrônica de varredura, as superfícies de esmalte e dentina preparadas com instrumentos rotatórios, verificando uma camada amorfa sobre a estrutura

prismática do esmalte e sobre a superfície dentinária, sobre a qual revestia a dentina intertubular e projetava-se para o interior dos túbulos dentinários.

Esta camada de esfregaço oclui a entrada dos túbulos dentinários resultando nos chamados *smear plugs* o que diminui a permeabilidade dentinária em até 86% e forma uma barreira que impossibilita o íntimo contato entre o substrato dentinário e o material adesivo. Estes resíduos além de constituírem-se de restos de estrutura dental (esmalte e dentina), contêm saliva, bactérias e óleos, permanecendo aderidos à superfície por várias forças físico-químicas, e esta camada é totalmente removida através de meios químicos (Brännström, 1984; Tao *et al.*, 1988; Perdigão *et al.*, 1993).

A camada de esfregaço apresenta grande variação em sua espessura (0,05 μm a 10 μm), com formato irregular e composição mineral e de colágeno, e sua morfologia é determinada pelo tipo de instrumento pelo qual ela foi criada e pela região dentinária (Cotton, 1984; Gwinnett, 1984; Suzuki & Finger, 1988; Ruse & Smith, 1991; Pashley, 1992; Pashley *et al.*, 1993). Nos últimos anos, foi constatado que sua espessura varia de 0,5 a 2,0 μm em dentina intertubular e que penetra em até 5 μm nos túbulos dentinários (Pashley, 1992; Pashley *et al.*, 1993; Swift Jr. *et al.*, 1995). Esta espessura depende da condição da dentina onde foi realizado o preparo operatório, da umidade e do tamanho e forma da cavidade realizada, bem como do tipo de instrumento empregado (Pashley, 1984).

Tao *et al.* (1988) compararam a força de adesão ao cisalhamento do Scotch Bond / Silux em esmalte e dentina preparados com brocas de alta e baixa rotação, discos abrasivos (320 ou 600 MASH) e lâminas diamantadas em baixa velocidade. Apesar das diferentes densidades e espessuras do esfregaço dentinário formado, os diferentes meios para sua preparação apresentam similares forças de adesão.

A presença do esfregaço formando os tampões nos túbulos (*smear plugs*) previnem, mas não impedem a passagem de bactérias e toxinas para o interior dos túbulos dentinários, atuando como um selamento biológico da dentina além do qual possui limitada união ao substrato dental. Entretanto, com o condicionamento ácido total, remove-se o esfregaço, aumentando o imbricamento mecânico dos materiais resinosos, porém aumenta-se a permeabilidade dentinária em torno de 10% a 25%, estando susceptível à penetração de bactérias e toxinas pelos túbulos dentinários (Brännström, 1984; Tao & Pashley, 1989; Yu *et al.*, 1993).

No entanto, há, nessa camada, bactérias decorrentes do processo patológico de cárie que deveriam ser removidas, e, inclusive a presença da camada de esfregaço torna-se uma barreira para a adequada penetração do monômero adesivo em estrutura dentinária, interferindo negativamente na adesão (Pashley, 1991; Baier, 1992; Heymann & Bayne, 1993).

2.2.1 Condicionamento ácido

A partir dos estudos de Buonocore (1955) e Bunocore *et al.* (1956), acerca do condicionamento ácido do esmalte e dentina com a finalidade de realizar mudanças morfológicas microrretentivas para um maior imbricamento dos materiais adesivos à estrutura dental, foi também verificado, por outros autores, que o condicionamento ácido, além de induzir mudanças morfológicas e de composição molecular da dentina, também promoveria a remoção da camada de esferição em uma profundidade de 5 a 10 μm , promovendo também uma desmineralização da dentina intertubular e exposição de sua rede de fibras colágenas superficialmente, além de formato afunilado aos túbulos dentinários ampliando a sua luz de 1 μm para 3 μm de diâmetro pelo ataque à porção peritubular da dentina (mais mineralizada). As fibras colágenas expostas pela ação do condicionamento ácido dispõem-se de maneira circular ao longo eixo do túbulo na dentina peritubular e em direção aleatória na dentina intertubular (Pashley *et al.*, 1993; .Swift Jr. *et al.*, 1995; Eliades *et al.*, 1997).

Fusayama *et al.* (1979) introduziram o condicionamento ácido total, simplificando a técnica de condicionamento ácido simultaneamente para esmalte e dentina com ácido fosfórico a 40% por 1 minuto.

Eliades *et al.* (1997), avaliando o efeito do condicionamento ácido em dentina por duas soluções condicionadoras ácidas (ácido fosfórico 30% e ácido maléico 10%), observaram também uma redução de ortofosfatos e carbonatos na composição molecular da dentina além de um aumento de

amida. A estrutura de colágeno, após a ação das soluções ácidas, exibiu características de denaturação protéica.

Marshall Jr. *et al.* (1997) realizaram revisão acerca do substrato dentinário e suas propriedades características relacionadas com os princípios de adesão a este tecido mineralizado. Destacaram as variações morfológicas da dentina, bem como suas especificidades como a umidade, a permeabilidade e a área disponível para a adesão e como estas podem interferir, positiva ou negativamente, no processo adesivo de materiais restauradores. Destacaram a ação dos ácidos condicionadores sobre o tecido dentinário para a remoção da dentina peritubular, desmineralização da dentina intertubular e a manutenção de uma camada frágil de colágeno acima da superfície desmineralizada. Destacaram a necessidade da compreensão das características da dentina, seu comportamento e de sua estrutura histológica para obter-se qualidade nos procedimentos adesivos.

Pashley (1991) recomenda a remoção ou tratamento da camada de esfregaço para a obtenção de sucesso adesivo. Sugere a utilização do ácido fosfórico como um agente químico efetivo para a remoção da camada de esfregaço (Pashley, 1984).

Em 1992, o mesmo autor afirmou que o condicionamento ácido da dentina promove remoção da camada de esfregaço, permitindo maior molhamento e perfusão do agente adesivo às estruturas dentinárias desmineralizadas. A ação deste ácido é tamponada pela presença de cálcio e fosfato, resultando em menor dissolução da dentina peritubular e, portanto,

conformação afunilada da entrada dos túbulos dentinários e menor dissolução da dentina intertubular. Logo, os ácidos têm maior efetividade na dentina superficial e, conforme se difundem, são tamponados, perdendo a sua eficácia.

Abaete *et al.* (1998) observaram que, através do emprego do ácido fosfórico a 35%, havia remoção total da camada de esfregaço, bem como dos *smears plugs*, enquanto, com o ácido maléico a 10%, houve obliteração parcial dos túbulos, sugerindo os autores ser o ácido fosfórico o mais indicado para o condicionamento ácido em superfície dentinária.

2.2.2 Camada híbrida

A formação de pequenos prolongamentos (*tags*) de resina dentro das microporosidades do esmalte é o mecanismo fundamental no imbricamento dos agentes adesivos a esta estrutura previamente condicionada com ácido fosfórico (Gwinnett & Matsui, 1967; Buonocore *et al.*; 1968; Brännström & Noredenvall, 1977).

Nakabayashi *et al.* (1982) define adesão como o resultado da infiltração do monômero resinoso na superfície dentinária desmineralizada pela ação do condicionamento ácido, imbricando-se mecanicamente em volta do colágeno exposto e da hidroxiapatita e, em seguida, polimerizado. Este conjunto de interdifusão entre o colágeno e a hidroxiapatita envolvidos

pelo polímero resinoso infiltrado foi denominado de camada híbrida. Os autores mostraram que o efetivo imbricamento do sistema adesivo estudado à dentina tornaria a penetração do adesivo nos túbulos dentinários em um mecanismo secundário para a obtenção de adesão.

Em revisão sobre adesão dentinária e fatores envolvidos neste processo, Heymann & Bayne (1993) salientam que o fator de retenção micromecânica é superior a uma possível adesão química.

A zona de interdifusão resina-dentina (camada híbrida) foi avaliada por Van Meerbeek *et al.* (1993) através de microscopia eletrônica de transmissão e de varredura e a subdividiram em três porções distintas: uma camada superficial difusa, onde se observava ausência de organização ultraestrutural, na qual a resina infiltrava-se nas fibrilas colágenas denaturadas; uma camada intermediária, na qual as fibrilas colágenas encontram-se parcialmente alteradas com pequenos espaços interfibrilares e recobertas com resíduos da dentina desmineralizada restringindo a infiltração resinosa para as porções mais profundas; e, por fim, uma camada de base, na qual a resina penetra parcialmente na dentina desmineralizada entre os resíduos de cristais de hidroxiapatita separando nitidamente a zona de dentina desmineralizada da dentina profunda intacta.

Em 1995, Sano *et al.*, avaliando a qualidade da camada híbrida, observaram que os condicionadores ácidos desmineralizaram a dentina em uma profundidade de 3 μm a 6 μm para que esta seja perfundida pelos monômeros adesivos em toda extensão da zona de desmineralização,

envolvendo as fibras colágenas expostas e forme adequadamente a camada híbrida. Observaram que ocorre uma diferença entre a quantidade de desmineralização e a penetração do adesivo, com espaços de 20 a 100 nm não preenchidos pelo adesivo (nanoinfiltração) ou que este esteja subpolimerizado, permitindo assim a hidrólise do colágeno não protegido pelo adesivo, resultando em falha adesiva.

Após o condicionamento ácido em dentina, Pashley (1992) constatou uma zona desmineralizada que apresentava profundidade de 5 μm na dentina, ao passo que a infiltração resinosa atingia 4 μm , deixando, na base da camada híbrida, uma zona não infiltrada pelo agente adesivo, com colágeno exposto e desprotegido, susceptível à hidrólise ou ação de enzimas bacterianas e futura infiltração e falha adesiva.

A secagem excessiva da dentina condicionada com jato de ar após a lavagem para a remoção do agente condicionador e da estrutura de mineral atacada por este agente promove o colapso ou condensação das fibras colágenas devido à remoção excessiva de água que estaria ocupando o lugar dos cristais de hidroxiapatita, diminuindo os espaços perifibrilares e o escoamento do agente adesivo por entre esta trama de fibras colágenas, prejudicando a adesão (Pashley *et al.*, 1993).

A hidroxiapatita removida pelo condicionamento ácido deve ser completamente substituída pelo agente adesivo, pois a permanência de uma zona de colágeno exposto, e altamente frágil, acarreta degradação na base da camada híbrida e falha adesiva com o tempo e as discrepâncias entre

profundidade de descalcificação e de infiltração do monômero resinoso em dentina condicionada podem ser minimizadas com o uso de agentes condicionantes fracos e tempo reduzido, resultando em menores profundidades de desmineralização dentinária e maior impregnação resinosa (Swift Jr. *et al.*, 1995).

Burrow *et al.* (1996) observaram os efeitos de aplicação do *primer* em superfície dentinária condicionada com ácido fosfórico a 37% através de testes de resistência à tração e microscopia eletrônica de varredura. Os resultados demonstraram que a resistência adesiva do grupo sem *primer* foi menor do que no grupo com *primer* além da observação ultraestrutural de leve infiltração da resina adesiva no substrato dentinário no grupo sem o *primer* e, abaixo desta região, a presença de fibras colágenas desprotegidas e colapsadas. Mesmo no grupo no qual o *primer* foi utilizado foram observadas áreas de fibras colágenas parcialmente envolvidas pelo *primer* e/ou agente adesivo, deixando a base da camada susceptível à degradação hidrolítica e conseqüente falha adesiva.

A técnica de adesão úmida foi sugerida por Kanca III, em 1992, e trata-se de uma maneira de preservar a trama colágena desmineralizada sem que haja o colapso de fibras colágenas. Em 1998, Kanka III & Sandrik demonstraram a eficácia desta técnica através da avaliação de tempos de secagem e distância da aplicação do jato de ar sobre a superfície dentinária condicionada através de métodos *in vitro*.

Van Meerbeek *et al.* (1998) sugeriram que a quantidade de água contida na solução dos *primers* hidrófilos dos sistemas adesivos Scotch Bond Multiuso (3M) e Optibond (Kerr) seria suficiente para reidratar e expandir a trama de fibras colágenas colapsadas em dentina excessivamente seca.

Analizando as diferenças morfológicas da interface adesiva entre as técnicas de adesão em dentina seca e úmida após o condicionamento ácido em microscopia eletrônica de varredura (MEV), Tay *et al.* (1995) verificaram completa infiltração resinosa nos espaços interfibrilares quando da presença de água envolvendo as fibras colágenas, resultando em uma camada híbrida de 5 μm , enquanto, em dentina seca, observaram ausência das bandas colágenas e espaços interfibrilares, revelando uma zona eletrodensa constituída por uma massa amorfa de fibras colágenas denaturadas, resistentes à infiltração resinosa e à formação de uma camada híbrida extremamente delgada, com concentração resinosa na superfície e uma região hibridóide intermediária contendo espaços, falhas, incompleta infiltração resinosa e fibras colágenas expostas colapsadas.

Tay *et al.* (1997) estudaram a influência da reidratação da dentina para formação da camada híbrida em diferentes grupos experimentais, variando-se o tempo de secagem e o modo de reidratação. Os resultados demonstraram que a reidratação pode ser efetiva por devolver parte da estrutura das fibras colágenas, o que facilitaria a penetração dos agentes adesivos.

Avaliando diferenças de comportamento na resistência adesiva em dentina seca e reumedecida com dois agentes umectantes (Gluma Densesitizer - Kulzer e Agua Prep - Bisco) e dois sistemas adesivos (Single Bond – 3M à base de etanol e água e Prime & Bond NT – Dentsply, à base de acetona), Ritter *et al.* (2000) mostraram um aumento da resistência adesiva para um sistema à base de etanol e água (Single Bond – 3M).

Outros autores afirmam que partículas de água remanescentes no substrato após a evaporação do solvente (*overwet*) podem causar a separação do agente resinoso em componentes hidrófobos e hidrófilos havendo prejuízo da infiltração deste agente no substrato dentinário (Van Meerbeek *et al.*, 1993; Tay *et al.*, 1995; Eliades *et al.*, 1999).

A fim de avaliar a influência da camada de colágeno não hibridizada remanescente após o condicionamento ácido na longevidade da adesão à dentina, Kato & Nakabayashi (1998) observaram a resistência adesiva em dentinas bovinas condicionadas com ácido fosfórico a 65%, hibridizadas e mantidas úmidas, tendo sendo construído um cone de resina composta e armazenadas por 1 dia, 1 mês, 6 meses e 1 ano de imersão em água a 37°C. Os resultados revelaram que houve diminuição nos valores de resistência adesiva no decorrer do tempo e, através da observação destas amostras em MEV, foi constatado que a falha adesiva ocorreu na dentina desmineralizada não impregnada pelo adesivo, atribuindo este fato em função da hidrólise das fibras colágenas não hibridizadas pelos monômeros resinosos.

Andia-Merlin (2001), em estudo micromorfológico de dois sistemas adesivos (Scotch Bond Multiuso – 3M, Syntac Single Component - Vivadent) com condicionamento ácido prévio e um autocondicionante (Clearfil Liner Bond 2 - Kuraray) em dentina superficial humana, verificou que os três sistemas foram capazes de infiltrar pela dentina intertubular constituindo a camada híbrida, sendo que, no Scotch Bond Multiuso (3M), esta era uniforme e sem falhas e tinha de 4 μm a 5 μm de espessura, a do Syntac Single Component (Vivadent) exibia falhas e era irregular (3 μm a 7 μm), enquanto que, no Clearfil Liner Bond 2 (Kuraray), era uniforme (1 μm). Em relação à formação de *tags* e *microtags*, observou que, nos sistemas com condicionamento ácido prévio, formaram longos *tags* e numerosos *microtags* interligando-se. No sistema Scotch Bond Multiuso (3M), estes *microtags* apresentaram íntimo contato com fibras colágenas, sugerindo uma adesão química. No sistema autocondicionante, havia *tags* curtos e não apresentava *microtags*, além de exibirem conformações diferentes.

Em relação à permeabilidade dentinária e à adesão a este substrato, Pashley & Carvalho (1997) afirmaram que a falha da infiltração resinosa, na rede colágena desmineralizada, resulta em baixa resistência adesiva e maior susceptibilidade na degradação da fibrila colágena não protegida e, se a resina não penetra e sela adequadamente os túbulos dentinários abertos, ocorre risco de sensibilidade dentinária e irritação pulpar decorrente da infiltração de toxinas bacterianas.

Ainda correlacionando permeabilidade dentinária com irritação pulpar, Kanca III (1990) sugere que o condicionamento dentinário com ácido fosfórico, apesar de aumentar a permeabilidade dentinária, não seria o responsável pelos efeitos adversos causados ao tecido pulpar, mas sim pela falha de selamento que propiciaria a penetração de bactérias e toxinas.

Porém, Pashley (1991) afirma que a ação dos agentes adesivos sobre a polpa seria responsável pelos efeitos adversos sobre o tecido, tendo importância a espessura de dentina remanescente na dissipação destes estímulos.

2.3 Desproteinização com hipoclorito de sódio (NaOCl)

A partir das dificuldades encontradas na manutenção da trama de colágeno sem que haja o colapso das fibras e da identificação dos problemas ligados à nanoinfiltração, tem sido proposta a técnica da desproteinização total ou parcial através da remoção do colágeno da estrutura dentinária. Especula-se que a hibridização do sistema adesivo com os componentes inorgânicos do substrato dentinário produza melhor qualidade de adesão e maior durabilidade.

Os primeiros estudos com a utilização desta técnica iniciaram-se na década de 1990 utilizando soluções ou géis de hipoclorito de sódio.

Sano *et al.* (1994) avaliaram a influência da matriz de colágeno nas propriedades mecânicas da dentina e concluíram que esta matriz de colágeno poderia contribuir com 30% da resistência coesiva total da dentina.

A partir de estudo comparativo da adesão à dentina humana condicionada com ácido fosfórico seguida ou não da desproteinização com NaOCl 10%, Wakabayashi *et al.* (1994) avaliaram resistência adesiva imediata e após termociclagem utilizando o adesivo Clearfill New Bond (Kuraray), bem como os aspectos morfológicos, através de MEV, das características superficiais da dentina após os tratamentos. Os resultados demonstraram maiores valores de resistência adesiva para os grupos onde foi realizada a desproteinização e menores valores para todos os grupos em que foi realizada a termociclagem. A análise morfológica mostrou maior abertura dos túbulos dentinários e maior porosidade da dentina intertubular nas superfícies tratadas com NaOCl 10%, concluindo que a remoção da camada de colágeno exposta pelo condicionamento ácido seria favorável nos procedimentos adesivos.

Uno & Finger (1995) avaliaram a influência da remoção protéica do colágeno em superfícies dentinárias de molares humanos com NaOCl 10% por 60 segundos através de ensaio mecânico de cisalhamento após estocagem em água à 37°C por 24 horas e avaliação morfológica das superfícies tratadas e interface adesiva em MEV. Os autores verificaram não ter havido diferenças estatísticas entre os valores encontrados. A análise em MEV mostrou que as superfícies desproteinizadas apresentaram

características de porosidade e irregularidade e *tags* cônicos com numerosos *microtags* ao longo das paredes dos túbulos e ausência de camada híbrida até então conhecida.

Gwinnett *et al.* (1996) realizaram um estudo *in vitro* avaliando a resistência adesiva em dentina com diferentes tratamentos: condicionamento com ácido fosfórico 10% por 20 segundos e aplicação do adesivo All Bond 2 (Bisco), condicionamento com ácido cítrico a 10% mais cloreto férrico a 3% por 10 segundos e aplicação de sistema adesivo Amalgambond (Parkel), variando-se a aplicação da collagenase do tipo II a 0,1% durante 6 horas antes da aplicação do sistema adesivo. Após a armazenagem em água a 37%, as amostras foram submetidas ao ensaio de cisalhamento. Foi constatado não haver valores estatisticamente diferentes antes ou após a aplicação da collagenase. Os autores questionaram a influência do colágeno como fator indispensável para a hibridização.

Em estudo *in vitro* avaliando a utilização de dois sistemas adesivos (Bond Multiuso – 3M e All Bond 2 – Bisco) aplicados sobre superfície dentinária condicionada com ácido fosfórico 37% por 15 segundos seguido da remoção ou não de colágeno com NaOCl 5% por 2 minutos, Vargas *et al.* (1997). Através de resistência adesiva ao cisalhamento, verificaram valores estatisticamente semelhantes para todos os grupos, concluindo não ser a trama colágena essencial no mecanismo de adesão.

Em estudo *in vivo* acerca do uso clínico da técnica da desproteinização com NaOCl, Vichi *et al.* (1997), avaliaram o selamento

marginal de restaurações em cavidades classe V, de dentes condenados periodontalmente, e logo após a extração, dois meses depois da realização das restaurações, mantidos em solução corante de azul de metileno, incluídos em resina e tendo-se realizados cortes seriados para posterior avaliação de infiltração. Verificaram-se menores infiltrações nos controles, nos quais não foram realizadas a desproteinização.

Avaliando a influência da remoção do colágeno dentinário na adesão dos sistemas adesivos à base de acetona (Prime & Bond 2.1 – Dentisply e One Step - Bisco) e à base de etanol / água (Scotch Bond Multiuso - 3M) e Single Bond - 3M), Inai *et al.* (1998) utilizaram NaOCl 13% durante 2 minutos, antes e após o condicionamento com ácido fosfórico e avaliaram a resistência adesiva ao cisalhamento e aspectos morfológicos em MEV. Os resultados mostraram que, nas superfícies onde foi aplicado o NaOCl, os adesivos que apresentavam diluição em acetona possuíram maiores valores de forças adesivas do que aqueles à base de etanol / água. Os autores explicaram este fato pela presença de grupos fosfatos nos sistemas Prime & Bond 2.1 – Dentisply e One Step – Bisco, sugerindo que estes radicais reagiriam com o cálcio presente na dentina após a desproteinização. Através da MEV foi observado que, no grupo em que houve somente aplicação de NaOCl, os túbulos dentinários estavam completamente obliterados e foi observado aspecto altamente poroso onde foi aplicado o NaOCl após o condicionamento ácido. A interface adesiva dos espécimes em que foi aplicado o adesivo Prime & Bond 2.1 – Dentisply revelou maior ocorrência de *tags* e *microtags*.

Kanca III & Sandrik, em 1998, avaliaram a presença de colágeno exposto e sua influência na força de adesão ao cisalhamento em superfícies dentinárias humanas úmidas e ressecadas sendo aplicado NaOCl à 5,25% por 2 minutos após o condicionamento com ácido fosfórico 37% por 10 segundos, variando-se o tempo e forma de secagem da superfície. Foi utilizado o sistema adesivo One Step (Bisco) para avaliação da resistência adesiva. Os resultados revelaram que os grupos submetidos ao condicionamento ácido foram estatisticamente superiores e que a remoção do colágeno não teve influência na resistência adesiva, independente da superfície dentinária estar seca ou úmida. Nos grupos onde a umidade superficial foi mantida, os resultados foram superiores àqueles onde houve ressecamento da dentina, levando os autores a concluir que a interação do sistema adesivo com a dentina estaria mais relacionada à manutenção da umidade natural do substrato, permitindo a difusibilidade dos monômeros resinosos no substrato dentinário condicionado do que à exposição das fibras colágenas após o condicionamento.

Prati *et al.* (1999) avaliaram a influência, longevidade e durabilidade do colágeno na morfologia da camada híbrida em MEV e na resistência adesiva ao cisalhamento produzidas pelos adesivos Optibond FL (Kerr), Scotch Bond Multiuso (3M), Single Bond (3M) e Prime & Bond 2.0 (Dentisply). Utilizou-se a aplicação de NaOCl 1,5% por 2 minutos com ou sem o condicionamento ácido da superfície dentinária com ácido fosfórico a 37%. Os resultados demonstraram que a solução de NaOCl não afetou o desempenho do Prime & Bond 2.0 (Dentisply) e aumentou o valor para o

Optibond FL (Kerr), considerando os autores que este fato estaria relacionado ao baixo pH (1,5-2,0) dos monômeros presentes nestes adesivos que, por sua vez, poderiam desmineralizar a camada subsuperficial da dentina desproteinizada a uma profundidade não maior que 0,3µm a 0,5µm, aumentando desta forma a eficiência adesiva. Os valores de resistência adesiva a Scotch Bond Multiuso (3M) e Single Bond (3M) nas superfícies tratadas com NaOCl foram menores, relacionando com o maior pH (3,5 - 4,2) e ao alto peso molecular do ácido polialcenóico presente nestes adesivos. A análise morfológica em MEV na interface adesiva demonstrou que as superfícies tratadas com NaOCl estavam completamente ausentes de fibras colágenas observando-se a formação de microporosidades dentro da fase mineral. Notaram-se também túbulos dentinários de maior diâmetro e *tags* resinosos mais longos, sendo esta zona de interdifusão denominada pelos autores de camada híbrida reversa. Concluiu-se que as fibras colágenas não seriam indispensáveis ao mecanismo de adesão, sugerindo-se mais estudos nesta linha.

Com a finalidade de estudar a micromorfologia da dentina superficial e profunda com o ácido fosfórico seguido da desproteinização com NaOCl 5% por 2 minutos sob microscopia de força atômica e MEV, Perdigão *et al.* (1999) observaram que as amostras de dentina superficial desproteinizadas exibiram grande quantidade de canalículos dentinários e anastomoses, além da diminuição da área da dentina intertubular exposta, ao contrário das amostras não desproteinizadas. Foi observada a remoção dos componentes orgânicos da dentina mudando a sua composição e produzindo aumento na

energia de superfície da mesma, aumentando a sua molhabilidade e tornando a sua superfície hidrofílica. Concluíram que a remoção das fibras colágenas poderia facilitar o acesso do adesivo ao substrato dentinário além da ação antimicrobiana do NaOCl, porém destacam que, apesar destas vantagens, é necessária a realização de estudos clínicos antes da indicação do material na prática diária.

Em contrapartida, Frankenberg *et al.* (2000), comparando a resistência adesiva e a microinfiltração de diferentes sistemas adesivos, dentre os quais o Prime & Bond 2.1 (Dentisply), e desproteinização da superfície condicionada com NaOCl 5%, concluíram que o tratamento com NaOCl influiu negativamente na performance dos sistemas adesivos estudados e que não houve correlação entre o tipo de solvente e os valores de resistência obtidos.

Em revisão acerca do processo adesivo, Haller, em 2000, expõe a controvérsia em relação à efetividade dos adesivos monocomponentes em relação aos multipassos. Quanto à importância da camada híbrida no processo adesivo, questionou o fato de haver penetração incompleta da resina na dentina desmineralizada e que a espessura desta camada híbrida não teria relação direta com a resistência adesiva. Em relação ao tratamento com NaOCl após o condicionamento ácido, adesivos com base em acetona reagiriam favoravelmente enquanto os com diluição em água teriam efeito adverso, concluindo que o benefício da desproteinização na adesão

depende do tipo de sistema adesivo utilizado e seu diluente, não devendo este procedimento ser adotado como rotina.

Phrukkanon *et al.* (2000) avaliaram alterações na resistência adesiva e na ultraestrutura da camada híbrida produzida pelos adesivos Single Bond (3M) e One Coat Bond (Coltene), pela aplicação de NaOCl e colagenase tipo I na dentina condicionada. Todos os espécimes tratados com NaOCl e colagenase tipo I apresentaram túbulos dentinários com maior diâmetro e superfícies mais rugosas e valores de resistência adesiva maiores que os controles. A camada híbrida exibiu espessura média de 0,5 μm nos espécimes tratados com NaOCl e colagenase tipo I, não tendo sido observada região não infiltrada por adesivos. Nos controles, a espessura da camada híbrida foi de 2 a 3 μm com Single Bond (3M) e 1 a 2 μm com One Coat Bond (Coltene), tendo sido observadas uma zona ausente da infiltração de adesivos em suas bases. Os autores concluíram que a resistência adesiva não está relacionada com a espessura da camada híbrida e que a desproteinização pode influir positivamente no mecanismo de adesão.

Para avaliar a influência da remoção do colágeno nas forças de cisalhamento de três sistemas adesivos monocomponentes, Castro *et al.* (2000) concluíram que a remoção do colágeno favoreceu a adesão dos adesivos sem carga.

Sabóia *et al.* (2000), avaliando o efeito da remoção de colágeno na força de cisalhamento de dois sistemas adesivos (Prime & Bond 2.1 - Dentsply e Single Bond - 3M) e em MEV, observaram maiores valores de

resistência adesiva para o sistema Prime & Bond 2.1 (Dentsply), à base de acetona, e menores valores para o sistema Single Bond (3M), à base de etanol / água quando associados à desproteinização com NaOCl 10% por 1 minuto. Os autores relacionaram estes valores à maior difusibilidade da acetona quando comparada ao etanol e sua capacidade em deslocar água, o que poderia ter melhorado o contato do adesivo Prime & Bond 2.1 (Dentsply) com a estrutura dentinária irregular exposta ao NaOCl. Não houve formação de camada híbrida nos grupos tratados com NaOCl. A presença de colágeno resultou, na formação de camada híbrida. Verificaram-se valores de adesão similares para os dois sistemas.

A influência da manutenção ou não do colágeno nas técnicas de adesão com a dentina seca e úmida em relação à resistência adesiva à tração foi estudada por Reis *et al.* em 2000 para o sistema adesivo Single Bond (3M). Os autores constataram que o tratamento com hipoclorito de sódio não altera a resistência adesiva, para o sistema adesivo estudado, em substrato dentinário seco ou úmido, enquanto que para a não desproteinização, ou seja, na manutenção da trama colágena, o sistema estudado teve melhor comportamento adesivo quando em dentina úmida. Sugerem que o uso do NaOCl para a desproteinização facilitaria maior padronização do procedimento adesivo, pois permite que o substrato esteja seco, diante das dificuldades na obtenção de uma dentina adequadamente úmida em todo o preparo cavitário.

Para a avaliação da resistência de união com microtração para dentinas humanas superficial e profunda que receberam o tratamento com NaOCl por 60 segundos, Uceda *et al.* (2002) verificaram que, apesar de os valores terem sido maiores em dentina superficial, a desproteinização influiu negativamente na resistência adesiva, utilizando-se o sistema adesivo One Step (Bisco).

Ao verificar a influência do tratamento da dentina pela técnica da desproteinização com NaOCl 10%, Pioch *et al.*, em 2001, através de nitrato de prata, avaliaram a nanoinfiltração em MEV, não tendo sido observada nos espécimes tratados com NaOCl, revelando a formação de uma camada híbrida mais íntegra.

Sabóia *et al.* (2002) avaliaram o efeito da remoção protéica na microinfiltração de restaurações em resina composta com os sistemas adesivos Single Bond (3M) e Prime & Bond 2.1 (Dentsply), verificando menor infiltração para os dois sistemas quando realizada a desproteinização em relação à não desproteinização.

Ainda em relação à microinfiltração, em 2002, Torres *et al.* utilizaram solução de NaOCl 10% por 1 minuto em dentina de 180 incisivos bovinos, que receberam preparo classe V na junção amelo-cementária, foram condicionados com ácido e receberam aplicação do adesivo Single Bond (3M). Nos grupos em que houve a desproteinização, foi observada menor infiltração.

Em 2002, Silva verificou que a desproteinização por NaOCl aumentou a resistência adesiva ao cisalhamento nos adesivos Gluma One Bond (Heraeus-Kulzer), à base de acetona e do Single Bond (3M), à base de etanol / água, e que as camadas híbridas produzidas nos espécimes tratados com ácido fosfórico e NaOCl apresentaram aspecto mais regular e de maior densidade.

2.4 Laser no tratamento da superfície dentinária

Einsten (1917) desenvolveu o princípio dos estudos de interação entre luz e matéria a partir da hipótese que, sob determinadas condições, a incidência de luz na matéria poderia causar uma emissão adicional de luz, o que seria uma emissão estimulada.

Schawlow & Townes (1958) propuseram a aplicação do princípio do MASER (*microwave amplified by stimulated emission of radiation* – amplificação de microondas por emissão estimulada de radiação) por Gordon et al. (1955) para regiões do espectro eletromagnético situadas no visível e infravermelho, o que seria basicamente um prenúncio da teoria do laser.

Através da estimulação de um cristal de rubi, Maiman (1960) obteve a primeira emissão estimulada da luz visível, que passou a ser chamada de

LASER (*light amplification by the stimulated emission of radiation* - amplificação da luz por emissão estimulada de radiação).

Em odontologia, os primeiros estudos de utilização do laser foram publicados por Goldman *et al.* (1964) analisando os componentes inorgânicos de tecidos calcificados após irradiação com laser de rubi. Stern & Sognnaes (1964) relataram e descreveram as alterações no esmalte como a fusão e vitrificação e em dentina verificaram a formação de crateras mais definidas e indícios de carbonização, devido ao seu alto conteúdo orgânico após a irradiação com laser.

Taylor *et al.* (1965) avaliaram a ação do laser de rubi na polpa dental de *hamsters* sírios e verificaram o alto poder destrutivo resultante do aquecimento provocado durante a irradiação deste laser sobre a superfície de esmalte, provocando injúrias irreversíveis ao tecido pulpar. Através de estudo clássico de avaliação *in vivo* em macacos *Rhesus*, Zach & Cohen (1965) observaram as respostas histológicas pulpare sob ação de estímulos térmicos e constataram que elevações na temperatura superiores a 5,5°C provocariam danos irreversíveis à vitalidade deste tecido.

Utilizando laser de rubi em dentes de cães, Adrian *et al.* (1971) verificaram que grandes doses de irradiação produziram significativa perda da estrutura calcificada do tecido dental, assim como severa necrose pulpar, o que inviabilizaria o uso deste laser para preparos cavitários.

A partir de revisão de literatura, descrevendo os efeitos do laser nos tecidos duros dentais, Stern & Sognnaes (1964) mostraram que o laser não

necessariamente promoveria a cavitação ou extensa remoção de tecido dental, mas também promoveria alterações na microestrutura do esmalte com mínimas alterações macroscópicas, sem causar injúrias ao tecido pulpar, tornando o esmalte irradiado resistente à desmineralização, abrindo perspectivas para novos estudos relacionados à prevenção à cárie.

O laser de Er:YAG foi descoberto em 1965 por pesquisadores soviéticos, e consiste em um laser em estado sólido, cujo meio ativo é um cristal de YAG (YTTRIUM, ALUMINUM, GARNET – Ítrio, Alumínio, Granada) e emite comprimento de onda de 2,94 μm (radiação infravermelha da porção invisível do espectro eletromagnético). Este laser recebeu autorização para o uso clínico e mercado em maio de 1997 pela FDA (*Food and Drug Administration*) nos EUA (Cozean *et al.*, 1997), sendo parâmetro para o resto do mundo. Os princípios de utilização do laser de Er:YAG em odontologia foram demonstrados por Hibst *et al.* (1988) como sendo um sistema promissor na remoção da estrutura dental mineralizada, por emitir um comprimento de onda de 2,94 μm , que coincidia com o pico máximo de absorção da água e dos radicais hidroxila presentes na hidroxiapatita dos tecidos minerais, havendo grande absorção deste laser em tecidos biológicos.

Em 1989, Hibst & Keller avaliaram a eficiência da remoção de esmalte e dentina, em dentes sadios e cariados, observando, em microscopia óptica, o diâmetro e profundidade das cavidades produzidas, bem como a elevação da temperatura. Observaram que, além de absorção efetiva pelos tecidos

mineralizados dentais, houve um aquecimento rápido, superficial e em pequeno volume, provocando a remoção tecidual pelo processo de ablação termomecânica, pela vaporização da água e aumento da pressão intratecidual, ocorrendo a expansão e fragmentação deste tecido, expulsando o material aprisionado através de microexplosões. O limiar de ablação do esmalte é superior ao da dentina, tendo sido observado que, sob a mesma energia de irradiação, as cavidades produzidas no esmalte eram menores que as da dentina.

Ainda em 1989, Keller & Hibst analisaram, em microscopia óptica e em MEV, as alterações morfológicas causadas pelo laser de Er:YAG, verificando remoção do tecido e, nas margens da cavidade e nos tecidos adjacentes à região irradiada, mínima ou nenhuma alteração, como carbonização, trincas, derretimento ou vitrificação. Sugeriram que o processo de remoção ocorreria através de explosões e a maior parte da energia, tendo sido consumida pelo processo de ablação, resultaria em pequena fração de energia térmica que aqueceria os tecidos adjacentes.

Burkes *et al.* (1992), em estudo para avaliar o efeito da elevação da temperatura pulpar pela irradiação do laser de Er:YAG com e sem refrigeração a *spray* ar / água e alterações morfológicas na estrutura dental em MEV, observaram que, sem refrigeração, houve mínima ablação do esmalte, fraturas e ondulações e uma elevação da temperatura intrapulpar maior que 27°C. Com refrigeração, o tecido dental foi eficientemente

removido pela ablação sem efeitos nas estruturas circunjacentes e elevação intrapulpar de 4°C, observando ablação mais efetiva em dentina.

Ainda sobre o efeito da variação de temperatura em dentina irradiada com o laser de Er:YAG em densidade de energia de 80,24 J / cm², Tanji (2002) observou que o aumento da temperatura na região da polpa não provocaria danos irreversíveis quando utiliza-se refrigeração por *spray* ar / água e que morfologicamente não ocorre efeito deletério em dentina como trincas ou zonas de carbonização.

O primeiro estudo clínico com o laser de Er:YAG (KaVo KEY) foi realizado por Keller & Hibst (1992), comparando remoção de cárie e preparo cavitário a laser e com alta e baixa rotação, restaurando as cavidades com resina composta. Através de preservação clínica, verificaram que nenhum dente perdeu a vitalidade e nem houve sensibilidade à percussão, além da preferência pelos pacientes ao laser devido a menor sensibilidade dolorosa. Concluíram que o laser de Er:YAG é viável na prática clínica diária para remoção de tecido cariado e preparo cavitário, com grande aceitação pelos pacientes.

Kumazaki (1992), utilizando o laser de Er:YAG com energias de pulso de 100 a 1000 mJ e taxa de repetição de 10 Hz em superfície de esmalte, avaliou, através de testes de tração, a resistência adesiva quando associada ou não ao condicionamento ácido. Os resultados demonstraram que o condicionamento exclusivo com 600 mJ apresentaram resultados similares ao ácido fosfórico.

Avaliando a resistência adesiva com testes de tração após o condicionamento da superfície do esmalte com o laser de Er:YAG e as alterações morfológicas produzidas, Keller & Hibst (1993) observaram um padrão microrretentivo para os materiais adesivos e o modo desfocado resultou em áreas de pouca rugosidade superficial alternando com áreas não irradiadas e reduzida penetração do agente adesivo, verificando baixos valores de adesão. Associando o modo desfocado ao focalizado, os valores de adesão foram maiores e o padrão de condicionamento mais homogêneo. O condicionamento exclusivo com laser de Er:YAG representou 92,5% dos valores de adesão com o condicionamento ácido convencional.

Levy & Rizioiu (1994), através da observação em microscopia óptica e em MEV das alterações morfológicas causadas pelo laser de Er:YAG, verificaram ausência de trincas, carbonização, derretimento e vitrificação dos tecidos irradiados, ausência da camada de esfregaço e preservação de estrutura prismática e em esmalte com aspecto de corte mecânico dos prismas sem alterações térmicas, além de alguns debris de esmalte fragmentado na superfície irradiada.

Comparando a morfologia e o tamanho das cavidades preparadas com o laser de Er:YAG em 50, 100 e 150 mJ em dentes bovinos, Sakakibara *et al.* (1994) observaram, em dentina, a ausência da camada de esfregaço, escavações na dentina intertubular e elevações da peritubular, provavelmente devido à diferença de mineralização entre estes tipos

Schilke & Geurtsen (1994) observaram em MEV as alterações morfológicas na estrutura dental irradiada com laser de Er:YAG com diferentes energias por pulso, taxas de repetição e a presença ou não de refrigeração com *spray* ar / água. Verificaram que, em dentina, a superfície se mostrou rugosa e irregular e a dentina peritubular foi mais resistente à irradiação que a intertubular. A não utilização de refrigeração levou à formação de uma massa amorfa, não homogênea e parcialmente aderida à superfície dental.

Visuri *et al.* (1995) avaliaram os efeitos do tratamento superficial com o laser de Er:YAG na adesão à dentina humana utilizando 350 mJ/ 6 Hz, comparados a brocas carbide em alta rotação a um fluxo de *spray* de ar / água como refrigeração em vazão de água a 24 ml por minuto em ambos os tratamentos. Observaram rugosidade superficial semelhante com rugosímetro; a resistência adesiva ao cisalhamento com laser foi superior à alta rotação, sem o condicionamento ácido. A análise superficial em MEV revelou irregularidade superficial, com ranhuras e camada de esfregaço produzida pela alta rotação, enquanto que, com o laser, a superfície produzida revelou ausência da camada de esfregaço, abertura dos túbulos dentinários, remoção da dentina intertubular e superfície irregular semelhante a escamas.

Em 1996, Tanji *et al.* avaliaram a utilização do laser como técnica alternativa para condicionamento de dentina humana utilizando 60 mJ a uma densidade de energia de 8 J / cm², 80 mJ e densidade de energia de 11,29 J

/ cm² e 100 mJ com densidade de energia de 14,11 J / cm², pelo modo desfocado a 20 mm de distância, realizando o condicionamento ácido de um espécime por grupo. Em MEV, foi observado que o condicionamento ácido após as irradiações promoveu padrão similar ao grupo controle (somente condicionamento ácido).

Através de análise morfológica em MEV e resistência adesiva ao cisalhamento, Eduardo *et al.* (1996) avaliaram a superfície de esmalte dental humano após irradiação com o laser de Er:YAG focalizado, a 140 e 300 mJ e 1 Hz, sob refrigeração ar / água, com ou sem a associação com ácido fosfórico 37%. Verificaram maiores valores de adesão quando associados ao ácido do que exclusivamente com laser, sem ter havido diferenças entre as energias utilizadas e a análise em MEV, revelou irregularidade superficial no esmalte semelhante a escamas ou flocos, bem como a exposição dos prismas em favos de mel.

Kataumi *et al.* (1996) avaliaram os efeitos da irradiação a laser no substrato dentinário bovino em MEV e através de teste de resistência a tração, utilizando de forma focalizada em 50, 125 e 200 mJ a 10 Hz, seguidas ou não do condicionamento com ácido fosfórico, aplicação do sistema adesivo Photobond (Kuraray) ou utilizando o *primer* autocondicionante Clearfil Liner Bond 2 (Kuraray). Verificaram maior resistência adesiva nas superfícies condicionadas com ácido (11 MPa) do que com o *primer* autocondicionante (8 MPa), e maiores valores quando associou-se este ao laser em menor energia/pulso (50 mJ). Em MEV,

observou-se que o ácido removeu a camada dentinária modificada pelo laser.

Oudhof *et al.* (1996) estudaram os efeitos da dentina bovina condicionada com ácido após a utilização da broca de carbide em alta rotação ou laser de Er:YAG com ou sem refrigeração, variando a energia/pulso de 60 a 250 mJ, através da resistência adesiva ao cisalhamento. O uso de refrigeração e condicionamento ácido não influenciaram na resistência adesiva da superfície irradiada com laser.

Tanji *et al.* (1997) avaliaram através de MEV a morfologia do substrato dentinário irradiado com o laser de Er:YAG associado ou não ao posterior condicionamento com ácido fosfórico a 37% de modo desfocado (20 mm de distância) e 60, 80 e 100 mJ a 2 Hz em relação a um controle condicionado somente com ácido fosfórico. Observaram um padrão microrretentivo favorável para a adesão de materiais adesivos e um melhor padrão de ablação a 100 mJ, além de áreas ácido-resistentes na dentina irradiada com laser seguida do condicionamento ácido.

Na avaliação da dentina irradiada com o laser de Er:YAG (79,61; 89,57; 99,52 J / cm²) através de fluorescência de raios X, Zezell *et al.* (1997) verificaram não ter havido alterações nas concentrações de cálcio, fósforo e oxigênio antes e depois da irradiação a laser. O padrão superficial obtido em MEV apresenta-se adequado para a microrretenção de materiais adesivos.

Tanji (1998) observou alterações morfológicas em MEV de superfície dentinária irradiada com o laser de Er:YAG em 128,38; 144,43 e 160,48 J /

cm² com túbulos dentinários abertos e verificou, através de fluorescência de raios X, diminuição na quantidade de cálcio a 128,38 J / cm² e aumento na quantidade de fósforo a 144,43 J / cm² e não foi observado diferença na quantidade de oxigênio nas três densidades de energia estudadas.

Em estudo *in vitro* Kataumi *et al.* (1998) avaliaram a resistência adesiva de um sistema adesivo à base de etanol (Clearfil Photobond – Kuraray) em superfícies dentinárias tratadas com ácido fosfórico a 37%, irradiação por laser de Er:YAG com energia de 126 mJ / 10 Hz e a associação de laser e ácido seguida da análise em MEV. Os resultados demonstraram que não houve diferença entre os grupos convencional e o ácido associado ao laser, porém o grupo que recebeu exclusivamente irradiação com laser apresentou menores valores de força de adesão. Morfologicamente (MEV), as superfícies irradiadas com laser apresentaram-se sem a camada de esfregaço permitindo a visualização dos túbulos e com aspecto irregular. Trincas foram observadas na camada mais superficial, sendo afetadas pelo laser em uma profundidade de 20 µm, com penetração do sistema adesivo nestas e nos túbulos dentinários, não sendo observada a presença de camada híbrida.

Sakakibara *et al.* (1998) analisaram as superfícies dentinárias bovinas irradiadas com laser de Er:YAG a 150 mJ / 5 Hz, sendo então submetidas ao teste de tração com 3 sistemas adesivos. Verificaram que os *primers* acidificados não foram eficientes em proporcionar uma boa adesão, ao

contrário dos *primers* de pH mais alto, com os quais os valores de resistência adesiva foram maiores.

Ainda em 1998, também avaliando a resistência adesiva à tração de um sistema adesivo (Scotch Bond Multiuso – 3M) em superfícies dentinárias que receberam diferentes tratamentos, dentre os quais a irradiação por laser de Er:YAG (desfocado a 20 mm, 60 e 100 mJ a 2 Hz e fluxo de água de 24 ml / min) associada ou não ao condicionamento ácido, Saraceni observou que os melhores resultados foram encontrados quando o procedimento adesivo foi realizado de forma convencional ou da associação laser e ácido.

Latta *et al.* (1999) estudaram em MEV a interface dentina / resina de dois sistemas adesivos (Prime & Bond 2.1 – Dentisply e Single Bond – 3M) em superfícies dentinárias tratadas com ácido e/ou laser de Er:YAG. Os resultados mostraram pouca penetração do agente adesivo nos túbulos dentinários e camada híbrida pouco definida nos espécimes tratados com laser, sugerindo que este poderia afetar negativamente na adesão.

Em estudo utilizando dentes bovinos, Takamizu *et al.* (1999) irradiaram as superfícies dentinárias com laser de Er:YAG a 150 mJ / 5 Hz e aplicaram três sistemas adesivos, dentre os quais um sistema adesivo de solvente aquoso e submeteram os espécimes a teste de resistência adesiva à tração e MEV. Quanto às forças de adesão, o sistema supra citado proporcionou maiores valores. Houve formação de uma camada protéica denaturada com espessura de 15 a 20 μm e onde houve infiltração do adesivo não havia esta camada. Concluem os autores que este sistema

adesivo aquoso proporcionou maiores valores de adesão devido à maior penetração na superfície dentinária.

Burnett *et al.* (2001) avaliaram *in vitro* a resistência à tração do sistema adesivo Single Bond (3M) em superfícies dentinárias preparadas com instrumentos cortantes rotatórios, abrasão por ar e laser de Er:YAG. Em seguida, as amostras foram submetidas ao condicionamento ácido e / ou aplicação de laser no modo focado a 15 mm de distância com energia de 400 mJ a 2 Hz (densidade de energia de $144,44 \text{ J / cm}^2$). Não houve diferenças estatisticamente significantes entre os grupos avaliados, sugerindo os autores que a utilização do laser de Er:YAG poderia ser uma alternativa para o tratamento e preparo das superfícies dentinárias.

Através da análise de microinfiltração e MEV, Ceballos *et al.* (2001) verificaram que, quando se utiliza o laser de Er:YAG a 250 mJ / 2Hz em dentina, havia maior microinfiltração, especialmente na margem oclusal da restauração. Em MEV, observou-se superfície irregular com exposição de túbulos, porém sem seu alargamento, sugerindo que o laser não promoveria uma desmineralização das dentinas peri e intertubular. Verificaram a formação de *tags*, mas não de camada híbrida, aventando a hipótese de que esta não seria de fundamental importância no processo adesivo.

Chimello *et al.* (2001) avaliaram a resistência do sistema Single Bond (3M) à tração, quando aplicado em superfícies dentinárias tratadas com laser de Er:YAG (80 mJ / 2 Hz) associado ou não ao ácido fosfórico,

comparando-se com somente o ácido. Os resultados mostraram maiores valores de adesão nas amostras condicionadas com ácido.

Com a finalidade de observar a microinfiltração em cavidades classe V preparadas com o laser de Er:YAG através de MEV e de análise por energia dispersiva de raios X na qual procurou-se identificar o material traçador (nitrato de prata) na interface dente / restauração após a termociclagem, Robles *et al.* (2000) verificaram que o condicionamento ácido é fundamental tanto em preparos convencionais com alta rotação quanto naqueles realizados com laser de Er:YAG para reduzir a microinfiltração.

Hossain *et al.* (2001), visando encontrar um substituto à utilização do ácido como agente condicionador, avaliaram a rugosidade superficial do esmalte e da dentina produzida pelo laser de Er:YAG (33,9 J / cm²) e pelo ácido em MEV. Observaram superfície rugosa livre de camada de esfregaço em esmalte e dentina e, nesta última, houve exposição dos túbulos, com ablação da dentina intertubular maior que a da peritubular, mostrando uma protrusão dos túbulos, concluindo que este tratamento seria uma alternativa ao ácido.

Em 2001, Navarro avaliou *in vitro* a resistência adesiva de um sistema autocondicionante a dentinas humanas irradiadas com laser de Er:YAG a 60 mJ a 2 Hz (densidade de energia de 19,29 J / cm²) e 100 mJ a 2 Hz (densidade de energia de 32,15 J / cm²), tendo encontrado maiores valores de resistência adesiva para a menor densidade de energia (19,29 J / cm² -

60 mJ a 2 Hz), verificando em MEV que o laser altera a micromorfologia da superfície e cria um padrão microrretentivo.

Em estudo verificando a diluição dos *primers* em relação à resistência adesiva em superfícies dentinárias irradiadas com laser de Er:YAG (em energias de 90 e 220 mJ a 10 Hz), Yamamoto & Ikemi (2001) constataram que o *primer* diluído em acetona produziu melhores resultados que o diluído em água.

Ao avaliar a influência da energia do laser de Er:YAG no condicionamento dentinário, Ramos *et al.* (2002) verificaram que energias acima de 80 mJ, em taxas de repetição de 2 Hz, produziram diminuição da resistência adesiva, utilizando-se o modo desfocado.

Barreto *et al.* (2002) verificaram que o laser de Er:YAG associado ao condicionamento ácido em dentina superficial de dentes decíduos humanos em energias mais baixas (80 mJ / 2 Hz) produziu uma interface adesiva mais uniforme, ao utilizar-se o adesivo Single Bond (3M) semelhante ao do grupo controle, condicionado exclusivamente com ácido.

Contra-indicando o uso do laser como alternativo para o condicionamento ácido, em 2002, Ceballos *et al.*, em estudo *in vitro*, irradiaram a superfície de dentina com laser de Er:YAG (180 mJ / 2 Hz) associando ou não ao uso de ácido fosfórico e observaram menores valores para o tratamento com laser isolado ou em associação ao ácido.

Em 2002, Ramos utilizou dois sistemas adesivos (Single Bond – 3M e o Clearfil Liner Bond SE – Kuraray) em dentina irradiada com laser de Er:YAG de modo focado e desfocado com energias de 400 mJ / 4 Hz; 250 mJ / 2 Hz; 60 mJ / 10 Hz, utilizando o ácido fosfórico previamente ao adesivo Single Bond (3M) e avaliou as alterações morfológicas em MEV e microscopia eletrônica de transmissão (MET), além da avaliação da resistência adesiva à tração. Quando utilizado o ácido em associação ao laser no sistema Single Bond (3M), foi observada uma camada superficial degradada proveniente da denaturação do colágeno, impedindo a penetração ideal do adesivo e resultando na formação de uma camada híbrida irregular. Em relação ao teste de resistência adesiva, não houve diferenças, porém, quando não foi realizado o condicionamento ácido, o adesivo Single Bond (3M) apresentou valores menores se comparados ao outro sistema, que é autocondicionante.

No mesmo ano, Saraceni associou o tratamento a laser de Er:YAG de forma focada a uma distância de 12 mm e velocidade de saída de água para refrigeração de 24 ml/min com energia de 80 mJ a uma frequência de 2 Hz (densidade de energia de $25 \text{ J} / \text{cm}^2$) em superfície dentinária à técnica da desproteinização com solução de NaOCl a 10% e os sistemas adesivos Single Bond (3M) e Prime & Bond 2.1 (Dentsply), tendo verificado que o sistema Prime & Bond 2.1 (Dentsply) exibiu melhor comportamento adesivo à tração quando associado à técnica de desproteinização sem laser e que em associação à irradiação a laser sem o ácido, não exibiu comportamento diferente do que quando se associou ao laser e desproteinização. O sistema

Single Bond (3M), quando realizada a desproteinização dentinária em seguida ao condicionamento ácido, exibiu menores valores de resistência adesiva. O condicionamento com ácido, associado ou não ao hipoclorito, promoveu melhores resultados de resistência adesiva do que o condicionamento com o laser de Er:YAG, para os dois sistemas utilizados.

2.4.1 Calibração da distância (laser de Er:YAG)

Para os trabalhos com laser de Er:YAG de modo não contato e padronização da irradiação, têm sido propostas, na literatura recente, algumas maneiras de fixar a distância da lente ao tecido alvo, para que não haja variação no foco estabelecido e conseqüente mudança da densidade de energia empregada, o que levaria a resultados duvidosos e dificuldade na reprodução científica do experimento e obtenção dos mesmos resultados por outro pesquisador. O modo visual, através do foco determinado pelo laser visível vermelho de 632 nm de comprimento de onda (feixe guia), que é coincidente com o foco do laser de Er:YAG, é subjetivo, variando não só de operador para operador, como também para o mesmo operador.

Puricelli *et al.* (2000) desenvolveram um regulador de distância para a utilização em pesquisa de Er:YAG sem contato, adaptável à ponta 2051 do KaVo KEY Laser (KaVo), que se trata de um cabeçote e haste padrão construídos com alumínio fundido e encaixe dentado em sua região superior

de conformação, projetada a não interferir na emissão do feixe laser e no sistema de refrigeração. Com a troca das hastes padrão pode-se variar a distância entre a superfície externa da lente e a superfície do tecido alvo de 8 a 20 mm em intervalo de 2 mm (7 hastes padrão em sistema que permite a troca rápida das mesmas).

Ainda em 2000, Bispo desenvolveu um suporte de madeira com duas canaletas onde seria possível repousar a ponta 2051 do KaVo KEY Laser 2 (KaVo) de modo a guardar distâncias de 12 e 20 mm da lente ao tecido alvo.

Navarro, em 2001, padronizou a distância de irradiação da ponta 2051 do KaVo KEY laser (KaVo) acoplando a esta uma lima endodôntica tipo K # 30 à distância de 12 mm.

Em 2002, Ramos em sua tese de doutorado utilizou o suporte XYZ (Optron, Campinas, SP, Brasil), fixando a ponta 2051 do KaVo KEY Laser 2 (KaVo) a um cursor que poderia variar as distância nos três eixos dimensionais com um parafuso milimetrado em escala de 1 mm que, ao ser girado manualmente, movimenta as bandejas no sentido vertical e horizontal.

Em estudo *in vitro* avaliando as diferenças morfológicas das superfícies de esmalte e cimento dental após irradiação com laser de Er:YAG, em diferentes angulações, Tannous *et al.* (2002) verificaram que esta diferença do ângulo de irradiação, em relação ao tecido alvo, resultou em alterações morfológicas, constituindo-se em um parâmetro

extremamente relevante na descrição técnica de protocolos de aplicação do laser de Er:YAG.

2.5 Testes de adesão

Os testes de adesão visam avaliar a efetividade do procedimento adesivo a ser testado.

Williams & Svare (1985) avaliaram o efeito do tempo de armazenamento de molares humanos previamente à realização do procedimento adesivo na resistência ao cisalhamento das resinas compostas ao esmalte, não tendo encontrado diferença estatística entre os períodos de 24 horas, 3 meses e 5 anos.

Mitchem & Gronas (1986) e Takemori (1993) verificaram também não ter havido diferença estatística na resistência adesiva nos dentes extraídos, considerando-se tempo de estocagem.

Stackhouse *et al.* (1986) não observaram diferenças estatisticamente significantes na força de adesão do agente adesivo dentinário nos diferentes tempos pós-extração (2 horas e 672 horas) e profundidades dentinárias avaliadas.

Contrapondo-se aos trabalhos anteriores, Burrow *et al.* (1994) encontraram diferenças nas resistências à tração para alguns sistemas

adesivos, considerando-se que quanto maior o tempo de estocagem, menor a força de tração.

Marshall Jr. (1993) considerou que outros fatores relacionados a trabalhos de adesão à dentina influenciariam nesta variabilidade de resultados, como os métodos de estocagem e desinfecção das amostras.

Em 1992, Fowler *et al.* realizaram um estudo experimental com a finalidade de verificar se havia diferença ou correlação entre os testes de resistência adesiva de tração e de cisalhamento e concluíram que ambos os testes têm a capacidade de avaliar a resistência adesiva, não havendo diferença estatisticamente significativa entre eles.

Ainda avaliando a resistência adesiva de quatro sistemas com testes de tração e de cisalhamento, Gudbrand & Austrheim (1993) não observaram diferenças estatisticamente significantes entre os dois tipos de teste e afirmaram que ambos podem ser utilizados para avaliar a qualidade da adesão.

Para a padronização do plano de desgaste, deve-se levar em consideração a orientação e padronização dos túbulos dentinários.

Considerando a orientação dos túbulos dentinários em relação às paredes cavitárias, Schüpbach *et al.* (1997) realizaram um experimento a partir de 10 dentes humanos nos quais se realizou um preparo cavitário na região do limite amelo-cementário e um sistema adesivo autocondicionante foi empregado para posterior análise da interface adesiva em microscopia

eletrônica de transmissão. Os autores observaram que, nas interfaces adesivas em que os túbulos estavam perpendiculares às paredes cavitárias ou que formavam ângulos com estas paredes, a camada híbrida era mais espessa e havia formação efetiva de *tags* nos túbulos, ao passo que, quando os túbulos encontravam-se paralelos às paredes cavitárias, a camada híbrida observada na interface adesiva era delgada, além de não ter sido observada a penetração de adesivo nos túbulos e a formação de *tags*. Concluem que a formação de uma camada híbrida espessa e a presença de *tags* podem contribuir positivamente para uma força de adesão satisfatória quando a orientação dos túbulos dentinários é paralela à parede cavitária.

Pashley & Carvalho (1997), em revisão sobre estruturas dentinárias e processos adesivos, destacam que a força coesiva da dentina varia entre 54 e 138 MPa, e que qualquer fratura coesiva de dentina observada com valores inferiores a estes, possivelmente poderia ser explicada pela má distribuição de forças geradas pelos testes aplicados.

Em 2002, Garone Filho afirmou que testes de resistência adesiva à dentina condicionada convencionalmente a um adesivo, em realidade representa a avaliação da união de diferentes estruturas: adesivo, camada híbrida, fibras colágenas não recobertas e dentina íntegra, sendo as fibras colágenas a estrutura menos resistente, e em condições ideais, romper-se-iam a 30 MPa.

2.5.1 Dentes bovinos

Em trabalho clássico sobre camada híbrida e adesão, Nakabayashi *et al.* (1982) utilizaram dentes humanos e bovinos obtendo valores de adesão semelhantes.

Nakamichi *et al.* (1983) realizaram trabalho com a finalidade de utilização de dentes bovinos como possíveis substitutos em testes de adesão, através da utilização de diversos materiais aplicados em estrutura dental humana e bovina, submetidos a ensaio de tração. Concluíram que os dentes bovinos foram úteis nos testes de adesão e substitutos aos dentes humanos quando usados em esmalte e dentina superficial.

Fowler *et al.* (1992) compararam, em testes de resistência adesiva e cisalhamento, a utilização de dentes bovinos e humanos e constataram, entre os tipos de dentes estudados, nenhuma diferença estatisticamente significativa, tendo encontrado maiores falhas adesivas na dentina em relação ao esmalte, em ambos os grupos de dentes.

Sano *et al.* (1994), avaliando a influência da matriz de colágeno nas propriedades mecânicas da dentina, não observaram diferenças estatísticas entre os valores apresentados, quando comparadas as dentinas humana e bovina, dentro de cada condição experimental.

Contudo, Bonfim *et al.* (2001) em estudo comparativo micromorfológico entre dentina humana e dentina bovina, questionaram o uso do substrato bovino como alternativo ao humano e o estabelecimento de

correlação entre os dois (humano e bovino) de maneira aleatória, sem critério, tendo-se observado em MEV uma distribuição não uniforme da dentina intertubular bovina ao longo do dente, dependendo da região. Sugerem futuros estudos para complementar e discutir-se esta controvérsia.

Com base na literatura estudada, e pela importância dos assuntos, surgiu a necessidade de se esclarecer através do presente estudo a interação entre o tratamento da superfície com laser de Er:YAG à técnica da desproteinização através de teste de resistência adesiva à tração e avaliação morfológica em MEV da superfície dentinária sob diferentes tratamentos.

O presente trabalho tem como objetivo estudar *in vitro* a resistência adesiva à tração de superfícies dentinárias irradiadas a laser de Er:YAG, seguidas ou não de condicionamento ácido (ácido fosfórico a 37%) combinadas à técnica da desproteinização com hipoclorito de sódio (NaOCl). Pretende-se avaliar os principais aspectos morfológicos das superfícies dentinárias tratadas em microscopia eletrônica de varredura (MEV).

4 MATERIAIS E MÉTODOS

Para o desenvolvimento desta pesquisa, foram necessários materiais e seqüência de procedimentos adequados para cada etapa.

4.1 Materiais

- 97 dentes incisivos bovinos hígidos¹ (Figura 4.1)

Figura 4.1- Incisivo bovino.

¹ Obtidos através da Faculdade de Odontologia de Bauru – USP (FOB-USP), provenientes do Frigorífico Vangelio Mondelli Ltda. em Bauru - SP.

- Ácido Fosfórico a 37% (Dentispaly, Petrópolis, RJ, Brasil – Número do Lote: 5862).
- Adesivo monocomponente Prime & Bond 2.1 (Dentispaly, Petrópolis, RJ, Brasil) (Figura 4.2).
 - a) Composição: UDMA, PENTA, R5-62-1 resina, BPDM, 4-etyldimetilaminobenzoato, hidrofluoreto de cetilamina, acetona, PI.
 - b) Número do Lote: 4021.

Figura 4.2- Adesivo monocomponente com diluição em acetona Prime & Bond 2.1 (Dentsply)

- Água destilada (Laboratório Mesquita, São Paulo, SP, Brasil).

- Algodão hidrófilo branco (Dimaci Material Cirúrgico Ltda., PR, Brasil).
- Discos de diamante (Extec, Enfield, CT, EUA).
- Discos de lixas abrasivas com as granulações 120, 240, 400 e 600 MASH (Buehler, Lake Bluff, IL, EUA).
- Escovas tipo Robinson (KG Sorensen, Barueri, SP, Brasil).
- Esmalte de unha incolor (Colorama, CEIL, São Paulo, SP, Brasil).
- Espátula condensadora antiaderente para compósitos Thompson # 6 (American Eagle, Dental MFG, CO, EUA).
- Fita adesiva transparente (3M, Sumaré, SP, Brasil).
- Instrumento de Hollenback número 3 (SS White, Rio de Janeiro, RJ, Brasil).
- Lâminas de cera utilidade (Dentisply, Petrópolis, RJ, Brasil).
- Lapiseira grafite Pentel P205 com grafite 0,5 mm (Torrance, CA, EUA).
- Lima endodôntica tipo K # 40 (Maillefer, Ballaigues, Suíça).
- Matrizes plásticas desmontáveis Sample – Kwick (Buehler, Lake Bluff, IL, EUA).
- Papel filtro (Casa Americana, São Paulo, SP, Brasil).
- Pedra-pomes (SS White, Rio de Janeiro, RJ, Brasil).

- Pincéis aplicadores descartáveis Microbrush (KG Sorensen, Barueri, SP, Brasil).
- Resina Composta Fotopolimerizável Filtek Z-250 (3M, St. Paul, MN, EUA) (Figura 4.3).

a) Composição:

- Matriz Orgânica: Bis-fenol A - diglicidil éter dimetacrilato (Bis-GMA 6), Bis-fenol A – polietileno glicol diéter dimetacrilato (Bis-EMA), Uretano dimetacrilato (UDMA), Trietileno glicol dimetacrilato (TEGDMA).
- Matriz Inorgânica : Zircônia / Sílica (60% em volume e tamanho médio de partícula de 0,6 μm).

b) Cor - A3.

c) Número do lote: 2XX – 2005 – 09.

- Resina de poliéster insaturada ortoftálica UCEFLEX UC 2120 (Redelease, São Paulo, SP, Brasil).
- Solução de Hipoclorito de Sódio a 10% (Fórmula & Ação, São Paulo, SP, Brasil).
- Solução fixadora de Glutaraldeído a 2,5% (SPI – CHEN – Spi Supplies, PA, EUA) tamponado com 0,1 Molar de cacodilato de sódio – pH 7,4 (Sigma, St. Louis, MO, EUA).

Figura 4.3 - Resina composta Filltek Z-250 (3M)

- Soluções de álcool etílico em concentrações de: 25%, 50%, 75%, 90% e 100% (Casa Americana, São Paulo, SP, Brasil).
- Soro fisiológico - solução salina a 0,9% (Laboratório Mesquita, São Paulo, SP, Brasil).
- Suportes porta espécime de alumínio (Electron Microscopy Sciences, EUA).
- Taças de borracha (KG Sorensen, Barueri, SP, Brasil).
- Vaselina Sólida (Laboratório Mesquita, São Paulo, SP, Brasil).

4.2 Equipamentos

- Aparelho de metalização BalTec SCD 050 pertencente ao Laboratório de Biologia dos Tecidos Mineralizados do Departamento de Histologia do ICB/USP.
- Aparelho de ponto crítico Balzers, pertencente ao Departamento de Anatomia do ICB/USP.
- Aparelho de ultra-som odontológico Ceramic II (Dabi Atlante, Ribeirão Preto, SP, Brasil).
- Aparelho fotopolimerizador XL 3000 (3M, St. Paul, MN, EUA), com intensidade de luz emitida acima de $400 \text{ mW} / \text{cm}^2$.
- Câmara de vácuo Pelco 2251, EUA, pertencente ao Laboratório de Microscopia Eletrônica da Disciplina de Patologia Bucal do Departamento de Estomatologia da FOUSP.
- Conjunto de peças metálicas que formam um dispositivo apropriado para apreensão dos corpos de prova e que se adapta à máquina de ensaio universal Mini-Instron (modelo 4442) para o teste de tração. Dispositivo desenvolvido no Houston Biomaterials Research Center – Dental Branch, Universidade do Texas, Houston, EUA.
- Contra-ângulo com micromotor em baixa rotação (Dabi Atlante, Ribeirão Preto, SP, Brasil).

- Dispositivo metálico para fixação da amostra e da matriz bipartida para a confecção dos corpos de prova para o ensaio mecânico de tração. Desenvolvido no Houston Biomaterials Research Center – Dental Branch, Universidade do Texas, Houston, EUA.
- Laser de Er:YAG (Figura 4.4) – equipamento pertencente ao Centro de Pesquisa, Ensino e Clínica de Laser em Odontologia - Laboratório Experimental de Laser em Odontologia da Faculdade de Odontologia da USP (LELO – FOUSP) pelo projeto FAPESP – 97/10823-0, modelo KaVo KEY Laser 2 (KaVo, Bilberach, Alemanha). O érbio (Er) é um elemento químico pertencente ao grupo dos metais e da família das terras raras, cujo íon (Er^{3+}) atua como dopante em uma matriz composta dos elementos químicos ítrio, alumínio e granada (YAG), formando um cristal, emitindo o feixe laser sob o estímulo de uma lâmpada *flash*, dentro de um ressonador. Emite luz laser a um comprimento de onda de $2,94\text{ }\mu\text{m}$, o que a insere na região do infra-vermelho próximo do espectro eletromagnético ($1,5\text{ a }3,0\text{ }\mu\text{m}$), não visível. Foi utilizada a ponta 2051, semelhante a um contra-ângulo, com um sistema de refrigeração através de um *spray* de ar / água tendo a velocidade de fluxo de vazão de água regulável através de válvula localizada na base de encaixe desta ponta. Para o uso, como atua da forma não-contato há um laser de diodo visível vermelho com comprimento de onda de 635 nm que atua como feixe – guia, cujo foco é coincidente com o laser de Er:YAG sendo o diâmetro do feixe do laser de Er:YAG na região de focalização de $0,63\text{ mm}$ (o foco ideal é estabelecido de $12\text{ a }15\text{ mm}$ de distância da lente de saída ao tecido-alvo a ser

irradiado). A energia deste equipamento é regulável de 60 a 500 mJ por pulso e a taxa de repetição destes variam entre 1 e 15 Hz e a duração de cada um dos pulsos entre 250 e 500 μ s. Foram utilizados óculos de proteção com densidade óptica adequada para o comprimento de onda do laser utilizado.

Figura 4.4- Equipamento de Er:YAG laser, modelo KaVo Key Laser 2 (projeto FAPESP – 97/10823-0).

- Máquina de Ensaio Universal Mini-Instron, modelo 4442 (Canton, MA, EUA), operando a velocidade constante de 0,5 mm / min, com célula de carga de 500 N (Figura 4.5).

Figura 4.5- Máquina de ensaio universal Mini-Instron, modelo 4442.

- Máquina de seccionamento Labcut 1010 (Exttec, Enfield, CT, EUA).
- Máquina politriz Ecomet 3 (Buehler Ltd., Lake Bluff, IL, EUA).

- Matriz bipartida de polietrafluoretileno, cujas duas partes unidas formam uma cavidade em formato de cone truncado invertido, tendo altura de 3 mm, maior diâmetro de 5,6 mm e menor diâmetro de 3 mm (este menor diâmetro, voltado para a superfície adesiva determinará a área adesiva).
- Microscópio Eletrônico de Varredura LEO 430 i (Zeiss – Leica, Cambridge, Reino Unido), pertencente ao Laboratório de Microscopia Eletrônica da Disciplina de Patologia Bucal do Departamento de Estomatologia da FOU SP.
- Radiômetro analógico de alta precisão Demetron (Kerr, CT, EUA).
- Sugador de alta potência (KaVo, Joinville, SC, Brasil).

4.3 Métodos

4.3.1 Seleção e preparo das amostras

Para a execução deste trabalho experimental *in vitro*, foram utilizados 97 incisivos bovinos obtidos imediatamente após o abate do animal (*Bos taurus indicus* – zebuino, nelore, com idade média de 18 meses). Optou-se por empregar dentes bovinos com base na pesquisa de Nakamishi *et al.*, (1983), pela similaridade com dentes humanos, quanto à resistência adesiva do esmalte e dentina, além da dificuldade de obter-se dentes humanos extraídos hígidos e na quantidade necessária, bem como questões de ordem

ética ligadas a pesquisa com tecidos humanos. Os dentes bovinos foram limpos de resíduos orgânicos, cálculo e película adquirida com instrumento de Hollenback número 3 (SS White), submetidos à profilaxia com ultra-som Ceramic II (Dabi Atlante) e mistura pastosa de pedra-pomes (SS White) e água aplicada com escovas tipo Robinson (KG Sorensen) e taças de borracha (KG Sorensen) em baixa rotação (Dabi Atlante). Estes dentes bovinos tiveram suas raízes separadas das coroas ao nível da junção amelo – dentinária, com discos de diamante (Extec), sob refrigeração com água na máquina de seccionamento Labcut 1010 (Extec). As coroas foram então armazenadas imersas em soro fisiológico a 0,9% com a finalidade de manterem-se hidratadas, sob refrigeração a 4°C por período inferior a 6 meses (Williams & Svare, 1985; Mitchen & Gronas, 1986; Stackhouse *et al.*, 1986; Williams *et al.*, 1988).

4.3.1.1 Preparo das amostras para o teste de resistência à tração

Os procedimentos de preparo das amostras foram realizados no Laboratório Prof. Lincoln Steagall do Departamento de Dentística da Faculdade de Odontologia da USP – São Paulo.

Noventa coroas de dentes bovinos foram fixadas com cera utilidade (Dentisply) com suas superfícies vestibulares voltadas para baixo nas bases de matrizes plásticas desmontáveis Sample – Kwick (Buehler) previamente

isoladas com vaselina sólida (Laboratório Mesquita), tendo o cuidado de deixar a porção média mais plana da face vestibular de cada dente paralela à base plástica, a fim de padronizar a orientação do plano de desgaste a ser realizado posteriormente. As coroas foram então incluídas em resina de poliéster insaturada ortoftálica (Redelease) e, após a polimerização da resina, as superfícies vestibulares foram aplainadas e desgastadas com discos de lixas abrasivas de carboneto de silício de granulação 120 e 240 MASH (Buehler) em alta velocidade, refrigeradas com água corrente, adaptadas em máquina politriz Ecomet 3 (Buehler) até a exposição de uma camada superficial de dentina bovina com um diâmetro aproximado de 4 a 5mm para realizar o tratamento nesta dentina superficial (Silva, 2002) (Figura 4.6).

Figura 4.6- Amostra preparada para o teste de resistência à tração.

Para a padronização da camada de esfregaço, as superfícies dentinárias foram preparadas com lixa de granulação 400 MASH por 1 minuto e 600 MASH por 1 minuto, ambas sob refrigeração, sendo submetidas aos diferentes tratamentos de superfície, conforme os grupos experimentais, logo em seguida a este preparo (Barakat & Powers, 1986; Mitchen & Gronas, 1986; Suzuki & Finger, 1988; Tao *et al.*, 1988; Tao & Pashley, 1989; Saraceni, 1998; Williams *et al.*, 1988; Bispo, 2000; Navarro, 2001; Ramos, 2002; Saraceni, 2002; Silva, 2002).

4.3.2 Divisão dos grupos

Após o preparo das superfícies dentinárias, as amostras foram aleatoriamente divididas em 6 grupos de 15 dentes cada, de acordo com o tratamento superficial a ser realizado:

- Grupos Ácido (GA) – Controles:
 - a) Grupo Ácido sem desproteinização (GA1): Ácido Fosfórico a 37%.
 - b) Grupo Ácido com desproteinização (GA2): Ácido Fosfórico a 37% + Hipoclorito de Sódio a 10%.

- Grupos Laser (GL):
 - a) Grupo Laser sem desproteinização (GL1): Laser de Er:YAG (60 mJ / 2Hz).
 - b) Grupo Laser com desproteinização (GL2): Laser de Er:YAG (60 mJ / 2Hz) + Hipoclorito de Sódio a 10%.
- Grupos Laser + Ácido (GLA):
 - a) Grupo Laser + Ácido sem desproteinização (GLA1): Laser de Er:YAG (60 mJ / 2Hz) + Ácido Fosfórico a 37%.
 - b) Grupo Laser + Ácido com desproteinização (GLA1): Laser de Er:YAG (60 mJ / 2Hz) + Ácido Fosfórico a 37% + Hipoclorito de Sódio a 10%.

Tabela 4.1 – Divisão dos grupos experimentais

TRATAMENTO SUPERFICIAL		
GRUPOS	Sem Desproteinização	Com Desproteinização
GA (ÁCIDO)	GA1	GA2
GL (LASER)	GL1	GL2
GLA (LASER + ÁCIDO)	GLA1	GLA2

4.3.3 Tratamento das superfícies dentinárias

Para o tratamento das superfícies dentinárias e posterior procedimento adesivo e inserção de resina composta para ensaio mecânico para o teste de resistência à tração, foram utilizadas as dependências e equipamentos do Centro de Pesquisa, Ensino e Clínica de Laser em Odontologia - Laboratório Experimental de Laser em Odontologia – LELO – FOU SP. Para a utilização do laser, as Normas Internacionais de Segurança foram rigorosamente respeitadas durante todo o experimento, sendo observados procedimentos tais como o uso de óculos de proteção com densidade óptica apropriada e sugador de alta potência (KaVo) para remoção do excesso de água de refrigeração, pluma de ablação e redução de potenciais agentes contaminantes e patógenos.

As etapas de tratamento superficial descritas a seguir para as amostras de cada grupo precederam procedimentos adesivos, e foram realizadas de maneira não seqüencial, ou seja, cada amostra foi preparada, tratada a superfície, recebeu a aplicação do sistema adesivo e foi inserida a resina, seguindo-se criteriosamente cada fase.

➤ As amostras do **GA1** receberam aplicação de ácido fosfórico a 37% (Dentispaly) por 15 segundos e, em seguida, lavagem com água pelo mesmo tempo de aplicação (15 segundos) e secagem leve com bolinha de algodão.

➤ No **GA2**, as amostras receberam os mesmos procedimentos realizados no GA1 seguido de aplicação de solução de

hipoclorito de sódio a 10% (Fórmula & Ação) por 60 segundos, lavagem por 30 segundos e secagem leve com bolinha de algodão.

➤ O **GL1** teve suas amostras irradiadas com laser de Er:YAG – 2,94 μm (KaVo), utilizado de forma focada, a uma distância calibrada de 12mm da dentina (Eduardo *et al.*; 1996; Groth, 1997; Bispo, 2000; Saraceni, 2002), com o auxílio de uma lima endodôntica K # 40 (Maillefer) adaptada à ponta 2051 com fita adesiva (3M), conforme realizado por Navarro (2001) (Figura 4.7). A área de dentina irradiada foi delimitada em 4 x 4 mm com lapiseira grafite (Pentel) (Saraceni, 1998; Saraceni, 2002), sob refrigeração com *spray* de ar / água tendo a velocidade vazão de água regulada a 24 ml/min (Visuri *et al.*, 1996; Glockner *et al.*, 1998; Saraceni, 1998; Bispo, 2000; Navarro, 2001; Saraceni, 2002). A energia de irradiação utilizada foi de 60 mJ por pulso a uma frequência ou taxa de repetição de 2 Hz (Figura 4.8) em varredura no sentido transversal e longitudinal à superfície irradiada, gerando uma densidade de energia de 19,29 J / cm^2 (Navarro, 2001). Ao término da irradiação a laser, foi realizada secagem leve da superfície da amostra com bolinha de algodão.

➤ As amostras do **GL2** receberam os mesmos procedimentos do GL1 seguidos de aplicação da solução de hipoclorito de sódio a 10% (Fórmula & Ação) por 60 segundos, lavagem por 30 segundos e secagem leve com bolinha de algodão nas amostras deste grupo.

Figura 4.7- Irradiação da superfície dentinária com laser de Er:YAG, utilizando a peça de mão 2051 à distância de 12 mm da amostra.

Figura 4.8 – Tela do KaVo Key Laser 2 mostrando o parâmetro 60mJ/2Hz.

➤ O **GLA1** combinou os procedimentos de irradiação da superfície com laser de Er:YAG (60 mJ / 2HZ), conforme descrito no GL1 e, após a secagem leve com bolinha de algodão, seguiu-se o condicionamento ácido da superfície irradiada como no GA1 e secagem leve com bolinha de algodão nas amostras do grupo.

➤ No **GLA2**, as amostras foram submetidas aos mesmos procedimentos do GLA1 e, após os mesmos, as amostras receberam aplicação da solução de hipoclorito de sódio a 10% (Fórmula & Ação) por 60 segundos, lavagem por 30 segundos e secagem leve com bolinha de algodão.

Tabela 4.2 – Tratamento superficial da dentina bovina.

GRUPOS	TRATAMENTO SUPERFICIAL
GA 1	Ác. Fosfórico a 37%
GA2	Ác. Fosfórico a 37% + Hipoclorito de Sódio a 10%
GL1	Laser Er:YAG (60 mJ / 2 Hz)
GL2	Laser Er:YAG (60 mJ / 2 Hz) + Hipoclorito de Sódio a 10%
GLA1	Laser Er:YAG (60 mJ / 2 Hz) + Ácido Fosfórico a 37%
GLA2	Laser Er:YAG (60 mJ / 2 Hz) + Ácido Fosfórico a 37%+ Hipoclorito de Sódio a 10%

4.3.4 Procedimento adesivo

Em todos os 6 grupos, o mesmo procedimento adesivo foi empregado, logo após cada tratamento da superfície dentinária de forma não seqüencial, em cada uma das amostras de cada grupo.

O aparelho fotopolimerizador (3M) foi aferido com o radiômetro analógico (Kerr), verificando-se que a intensidade de luz emitida estava acima de 400 mW / cm².

De acordo com as orientações do fabricante, o adesivo Prime & Bond 2.1 (Dentisply) foi aplicado da seguinte forma: aplicação de uma camada de adesivo com pincéis aplicadores descartáveis Microbrush (KG Sorensen), aguardo por 30 segundos; aplicação de jato de ar com intensidade leve a distância aproximada de 10 cm e fotopolimerização por 10 segundos; aplicação de uma nova camada de adesivo seguida de leve jato de ar e fotopolimerização por 10 segundos.

Figura 4.9 – Procedimentos realizados nos grupos experimentais

4.3.5 Confeção dos cones de resina composta

Após a execução do tratamento superficial de cada amostra conforme seus respectivos grupos, e logo após a aplicação do sistema adesivo, foi realizada a inserção de resina composta microhíbrida Filtek Z 250 – Cor A3 conforme será descrito a seguir.

Para o teste de resistência à tração a ser realizado posteriormente, fez-se necessária a construção de um cone invertido sobre a superfície de cada amostra. Para tanto, foi utilizada uma matriz de polietrafluoretileno constituída de duas partes que, unidas, formam uma cavidade que tem o formato de cone truncado invertido, com a base menor posicionada em contato com o centro da face de dentina superficial bovina previamente tratada. Esta matriz foi adaptada em dispositivo metálico, bem como os discos de resina nos quais estavam incluídas as coroas dentais bovinas preparadas, cujas dentinas superficiais foram tratadas superficialmente e o sistema adesivo foi aplicado e fotopolimerizado. Este dispositivo teve a finalidade de manter a matriz em íntimo contato, fixando e padronizando este procedimento para todas as amostras (Figura 4.10).

A inserção da resina foi realizada pela técnica incremental, em porções de 1mm de espessura com instrumento condensador antiaderente para compósitos Thompson # 6 (American Eagle) e polimerização por 20 segundos de cada incremento, conforme instruções do fabricante (Figura 4.11).

Figura 4.10 - Dispositivo metálico para a fixação da amostra e da matriz bipartida para confecção dos corpos de prova.

Figura 4.11 – Cone invertido truncado sobre a superfície dentinária da amostra.

4.4 Armazenagem e estocagem das amostras em água destilada

Após a confecção dos corpos de prova em resina composta, estes foram imersos em água destilada (Laboratório Mesquita) e armazenados a 37°C, durante 24 horas para posterior realização do teste de resistência à tração (Barakat & Powers, 1986; Mitchen & Gronas, 1986; Stackhouse *et. al.*, 1986; Tao *et. al.*, 1988; Tao & Pashley, 1989; Saraceni, 1998; Bispo, 2000; Navarro, 2001; Ramos, 2002; Saraceni, 2002).

4.5 Teste de resistência à tração

Este teste foi realizado nas dependências do Departamento de Dentística da FOUSP.

Após o período de armazenagem e estocagem das amostras, os corpos de prova foram posicionados na máquina universal de ensaio Mini-Instron modelo 4442 através de um dispositivo metálico especial para apreensão destes corpos de prova, desenvolvido pelo Houston Biomaterials Research Center, Dental Branch, Houston, Universidade do Texas, EUA, conforme descrito por Barakat & Powers (1986) (Figura 4.12). O ensaio mecânico de tração foi realizado utilizando-se velocidade constante de tração de 0,5 mm / min e célula de carga de 500 N.

Figura 4.12 – Máquina de ensaio universal Mini-Instron, modelo 4442 e dispositivo metálico especial para apreensão dos corpos de prova.

Foram obtidos resultados em unidade de força Newton (N), sendo convertidos para unidade de pressão Mega Pascal (MPa), na qual se leva em conta a área adesiva, através da multiplicação pelo fator de conversão 0,1386, fator este deduzido através das seguintes conversões de medidas e operações matemáticas (Inmetro, 2003):

Diâmetro da superfície adesiva = 3 mm	1 Mega (M) = 10^6
Raio = 1,5 mm = 0,15 cm	1 Pa = 10^6 MPa
Área adesiva = $\pi \times (\text{raio})^2 = 0,0706858 \text{ cm}^2$	1 MPa = 0,000001 Pa

1 Kgf = 9,807 N	1 Kgf/cm ² = 98066,5 Pa
1 N = 0,101968 Kgf = aprox. 0,1020 Kgf	98065,5 Pa = aprox. 0,0981 MPa

Resistência à tração (Kgf/cm ²) = $\frac{\{ \text{valor em N} \} \times 0,1020}{\text{área adesiva em cm}^2}$

Resistência à tração (MPa) = Resistência à tração (Kgf/cm ²) X 0,0981

Resistência à tração (MPa) = valor em N X fator de conversão 0,1386

4.6 Preparo das amostras para Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV)

Sete coroas de dentes incisivos bovinos foram utilizadas para análise em Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV). Estas coroas foram cortadas em paralelepípedos, sob refrigeração à água, com disco de diamante (Extec) em máquina de seccionamento Labcut 1010 (Extec) com as dimensões compatíveis para posterior fixação em suportes porta espécime de alumínio (Electron Microscopy Sciences), tendo o cuidado de manter a porção central da coroa, descartando-se as aparas em excesso.

A face vestibular de cada coroa foi então desgastada e aplainada com discos de lixas de carboneto de silício de granulação 120 e 240 MASH (Buehler) em alta velocidade, refrigeradas com água corrente, adaptadas em máquina politriz Ecomet 3 (Buehler) até a exposição de uma camada superficial de dentina bovina para a realização dos diferentes tratamentos superficiais.

Após a obtenção dos paralelepípedos de dente bovino com a região superficial da dentina aplainada, foram realizados os seguintes tratamentos (seguindo a mesma metodologia de tratamento superficial das amostras submetidas ao ensaio de tração):

- **Amostra 1** : preparo com lixas de carboneto de silício com granulação 400 MASH por 1 minuto e 600 MASH por 1 minuto, ambas sob refrigeração, para a padronização da camada de esfregaço.

- **Amostra 2** : preparo como na amostra 1, seguido de aplicação de ácido fosfórico a 37% por 15 segundos, lavagem por 15 segundos e secagem leve com bolinha de algodão.

- **Amostra 3** : preparo descrito para amostra 2, seguido de aplicação de solução de hipoclorito de sódio a 10% por 1 minuto, lavagem por 30 segundos e secagem leve com bolinha de algodão.

- **Amostra 4** : preparo descrito para amostra 1, seguido de irradiação com laser de Er:YAG a 60 mJ / 2 Hz com distância calibrada em 12 mm com lima endodôntica fixada na ponta 2051 com fita adesiva (Navarro, 2001) em varredura no sentido transversal e longitudinal à superfície dentinária irradiada e secagem leve com bolinha de algodão.

- **Amostra 5** : preparo descrito para amostra 4, seguido de aplicação de solução de hipoclorito de sódio a 10% por 1 minuto, lavagem por 30 segundos e secagem leve com bolinha de algodão.

- **Amostra 6** : preparo descrito para amostra 4, seguido de aplicação de ácido fosfórico a 37% por 15 segundos, lavagem por 15 segundos e secagem leve com bolinha de algodão.

- **Amostra 7** : preparo descrito para amostra 6, seguido de aplicação de solução de hipoclorito de sódio a 10% por 1 minuto, lavagem por 30 segundos e secagem leve com bolinha de algodão

Logo após cada tratamento superficial acima descrito, as amostras foram imersas em solução fixadora de glutaraldeído a 2,5%, tamponado com

cacodilato de sódio a 0,1 Molar (pH 7,4), durante 12 horas a 4°C. Em seguida, estas amostras foram lavadas com água destilada, tamponadas com cacodilato de sódio a 0,1 Molar (pH 7,4) por 1 hora, com 3 trocas de água destilada a cada 20 minutos e desidratadas em seqüência de soluções de álcool etílico em concentrações crescentes: 25% / 20 minutos, 50% / 20 minutos, 75% / 20 minutos, 90% por 30 minutos e 100% / 60 minutos, conforme protocolo já estabelecido no Laboratório de Microscopia Eletrônica da Disciplina de Patologia Bucal do Departamento de Estomatologia da FOUSP.

Posteriormente à desidratação, as amostras foram secas em aparelho de ponto crítico (Balzers), nas dependências do Departamento de Anatomia do Instituto de Ciências Biomédicas da USP (ICB/USP) e deixadas em capela com sistema exaustor por 12 horas, para promover completa dessecação. Em seguida, as amostras foram montadas com esmalte de unha em suportes porta espécime de alumínio (Electron Microscopy Sciences) apropriados, tendo o cuidado de deixar a superfície dentinária paralela à base metálica do suporte com o auxílio de calços confeccionados com papel alumínio embaixo das amostras. As amostras montadas em seus suportes receberam metalização em ouro com espessura aproximada de 25 nm no aparelho BalTec SCD 050, pertencente ao Laboratório de Biologia dos Tecidos Mineralizados do Departamento de Histologia do ICB/USP.

As amostras metalizadas (Figura 4.13) foram mantidas em câmara de vácuo (Pelco–2251) do Laboratório de Microscopia Eletrônica da Disciplina

de Patologia Bucal da FOUSP, a fim de evitar a oxidação das superfícies metalizadas antes da observação e análise morfológica no microscópio eletrônico de varredura.

Figura 4.13 – Amostras metalizadas fixadas em suportes porta espécime de alumínio para observação em MEV.

As amostras metalizadas foram então examinadas e fotografadas em microscópio eletrônico de varredura LEO 430 i do Laboratório de Microscopia Eletrônica da Disciplina de Patologia Bucal da FOUSP, operando a 15 kV e 300 μ A.

5.1 Resistência adesiva às forças de tração

Após o teste de resistência adesiva à tração entre resina composta e dentina superficial bovina com diferentes tratamentos superficiais, aplicação de sistema adesivo monocomponente e obtenção dos valores em MPa (Anexo), os dados foram submetidos à análise estatística.

Foi utilizado, como ferramenta estatística, o programa de computador Minitab for Windows, versão 13.3. Primeiramente, realizou-se o diagnóstico da amostra ou análise dos resíduos, o que mostrou tratar-se de amostras independentes, com distribuição normal e homoestaticidade. Para a normalidade, foi usado o teste Ryan-Joiner (modificação do teste de Shapiro-Wilk), sendo o nível descritivo maior que 10%. Para testar a homocedasticidade (variâncias iguais e constantes), 2 testes foram utilizados: Bartlett (supõe que a variável tem distribuição normal / $p=0,301$) e Levene (qualquer distribuição contínua / $p=0,157$) *apud* Neter *et al.* (1996).

Nos box-plots (Magalhães & Lima, 2002) apresentados na Figura 5.1 observamos que o grupo GL2 possui alguns valores representados por asteriscos que se distanciam da massa central de dados. Esses valores destacados devem ser averiguados.

Figura 5.1 - Gráfico “Box-Plot” dos valores de resistência adesiva (MPa).

Na Tabela 5.1 estão apresentadas as medidas resumos da resistência (MPa) por grupo.

Tabela 5.1 - Medidas resumos da resistência (MPa).

Grupo	GA1	GA2	GL1	GL2	GLA1	GLA2
n	15	15	15	15	15	15
Média	16,5	20,5	16,4	12,8	19,0	19,7
Desvio Padrão	3,4	3,0	2,1	2,1	2,2	2,6
Mínimo	11,9	16,2	13,2	8,9	13,7	16,2
1º Quartil	14,1	18,1	14,4	12,4	18,2	17,3
Mediana	16,0	19,8	16,3	12,9	19,1	19,3
3º Quartil	18,2	22,8	18,0	13,1	20,7	21,8
Máximo	24,0	25,5	20,2	17,2	21,9	24,8

Para comparar as resistências médias dos 6 grupos, foi adotado um modelo de análise de variância (Neter *et al.*, 1996), com um fator fixo referente aos grupos (GA1, GA2, GL1, GL2, GLA1 e GLA2). A variável possui distribuição normal e variância constante, suposições associadas ao modelo. A um nível de significância de 5%, as médias dos 6 grupos não foram consideradas todas iguais ($p < 0,001$).

A fim de localizar quais diferenças médias entre os grupos são significativas, foram realizadas comparações múltiplas e o nível de confiança global de 90% foi controlado pelo método de “Tukey” (Neter *et al.*, 1996).

Os níveis descritivos ajustados pelo método de Tukey estão apresentados na Tabela 5.2. Analisando os resultados obtidos na tabela, juntamente com o gráfico de médias da Figura 5.2, tem-se que:

- As médias de resistência adesiva à tração dos grupos GA2, GLA1 e GLA2 foram consideradas estatisticamente semelhantes a 19,7 ($\pm 0,4$ erro padrão) MPa;

- As médias de resistência adesiva à tração dos grupos GA1 e GL1 foram estatisticamente semelhante a $16,5 (\pm 0,5)$ MPa;
- A média de resistência adesiva à tração do grupo GL2 foi igual a $12,8 (\pm 0,7)$ MPa.

Tabela 5.2 - Níveis descritivos das comparações múltiplas.

Grupo	GA1	GA2	GL1	GL2	GLA1
GA2	0,001				
GL1	1,000	0,001			
GL2	0,003	0,000	0,004		
GLA1	0,095	0,625	0,079	0,000	
GLA2	0,017	0,944	0,013	0,000	0,986

Figura 5.2 - Gráfico de médias da resistência (MPa).

Através do modelo final obtido, podemos ainda dizer que as médias de resistência adesiva à tração:

- dos grupos GA2, GLA1 e GLA2 é 3,3 ($\pm 0,6$) MPa maior que a dos grupos GA1 e GL1;
- dos grupos GA1 e GL1 é 3,6 ($\pm 0,8$) MPa maior que a dos grupos GL2;
- dos grupos GA2, GLA1 e GLA2 é 6,9 ($\pm 0,8$) MPa maior que a do grupo GL2.

A partir destes resultados, e avaliando as comparações obtidas, constata-se que, analisando os Grupos Ácido (GA), os Grupos Laser (GL) e os Grupos Laser + Ácido (GLA), em relação ao tratamento de superfície com ou sem a solução de NaOCl a 10% por 1 minuto, ou seja, com e sem desproteinização; nos GA, quando houve a desproteinização (GA2), este tratamento influenciou positivamente na resistência adesiva do sistema adesivo utilizado neste estudo (Prime & Bond 2.1 – Dentispaly) em relação ao GA1 (sem desproteinização); nos GL, a desproteinização (GL2) interferiu negativamente nos valores de resistência adesiva, quando comparados com os do GL1 (sem desproteinização) e, nos GLA, não houve diferença entre os grupos em relação ao tratamento com ou sem a desproteinização (GLA2 e GLA1).

Observa-se também que quando se leva em consideração o condicionamento da superfície com ácido ou com laser, sem a

desproteínização (GA1 e GL1), não houve diferença estatística significativa entre os grupos, sendo que o condicionamento exclusivo com laser ou exclusivo com ácido não representou mudanças na resistência adesiva destes grupos.

O tratamento de superfície com a solução de NaOCl a 10% por 1 minuto associado ao condicionamento com laser (GL2) produziu os menores resultados de resistência adesiva em relação a todos os demais grupos (GA1, GA2, GL2, GLA1, GLA2), verificando que a desproteínização interferiu negativamente na adesão quando associada ao condicionamento com laser.

A combinação Laser + Ácido, com e sem o tratamento de superfície com a solução de NaOCl a 10% por 1 minuto (GLA1 e GLA2), mostrou valores de resistência adesiva estatisticamente semelhantes ao condicionamento com ácido e desproteínização (GA2), que foram os maiores valores do estudo, o que revela que, ao associar-se o condicionamento ácido após a irradiação a laser da superfície dentinária bovina, a desproteínização não interferiu negativamente como no caso do laser sem o ácido e com o tratamento com NaOCl a 10% por 1 min (comparando-se GLA2 com GL2); e a associação Laser + Ácido, tanto para GLA1 como para GLA2, mostrou-se melhor do que GA1 (ácido sem desproteínização) e GL1 (laser sem desproteínização).

5.2 Análise da superfície dentinária tratada em MEV

As imagens fotografadas da análise em MEV (eletromicrografias) das superfícies dentinárias bovinas tratadas, conforme descrito anteriormente, (Capítulo 4 – item 4.6) permitem a observação e destaque de diversas características morfológicas de interesse ao estudo e estão, a seguir, representadas.

Figura 5.3 – Eletromicrografias em MEV da amostra 1, na qual houve a padronização da camada de esfregaço com lixas abrasivas 400 MASH/ 1minuto e 600 MASH/ 1 minuto, ambas sob refrigeração. É possível observar as ranhuras produzidas pela abrasão e uma camada de debris depositada sobre a superfície dentinária, sem a identificação de túbulos dentinários, dentina peritubular e intertubular, o que revela a camada de esfregaço (aumento original **A** – 300X; **B** – 1000X).

Figura 5.4 – A - Eletromicrografia em MEV da amostra 2, submetida ao condicionamento com ácido fosfórico a 37%, revela a exposição e abertura dos túbulos dentinários, com a remoção completa da camada de esfregaço (*smear layer* e *smear plugs*) e alargamento dos túbulos (aumento original de 1000X).

B - Eletromicrografia em MEV da amostra 3 na qual a superfície dentinária foi condicionada com ácido fosfórico a 37% e posteriormente tratada com a solução de NaOCl a 10% por 1 minuto. É possível verificar a ausência completa da camada de esfregaço e grande degradação da superfície, com porosidades generalizadas (aumento original de 1000X).

Figura 5.5 – A - Eletromicrografia em MEV da amostra 2, submetida ao condicionamento com ácido fosfórico a 37%, revela a exposição e abertura dos túbulos dentinários, com a remoção completa da camada de esfregaço (*smear layer* e *smear plugs*), alargamento dos túbulos, sem que seja possível a observação nítida da dentina peritubular, devido à sua dissolução superficial. Observa-se colágeno na dentina intertubular e matriz mineralizada intertubular com certa integridade (aumento original de 5000X).

B - Eletromicrografia em MEV da amostra 3 na qual a superfície dentinária foi condicionada com ácido fosfórico a 37% e posteriormente tratada com a solução de NaOCl a 10% por 1 minuto. É possível verificar a ausência completa da camada de esfregaço, grande degradação da superfície, com porosidades generalizadas e espículas na região da dentina peritubular e aspecto esponjoso na porção de dentina intertubular (aumento original de 5000X).

Figura 5.6 – A - Eletromicrografia em MEV da amostra 4 irradiada com laser de Er:YAG (60 mJ / 2 Hz) mostrou padrão morfológico em escamas, com irregularidade superficial, evidenciando a ação da ablação do tecido dentinário, ausência da camada de esfregaço (*smear layer* e *smear plugs*), exposição dos túbulos dentinários (aumento original de 1000X).

B - Eletromicrografia em MEV da amostra 5 irradiada com laser de Er:YAG a 60 mJ / 2 Hz, seguida do tratamento com solução de NaOCl a 10% por 1 minuto, revela ausência de esfregaço, padrão irregular, semelhante ao aspecto da amostra 4, com leve degradação da superfície dentinária e algumas porosidades (aumento original de 1000X).

Figura 5.7 – A - Eletromicrografia em MEV da amostra 4 irradiada com laser de Er:YAG (60 mJ / 2 Hz) mostrou padrão morfológico em escamas, com irregularidade superficial, evidenciando a ação da ablação do tecido dentinário, ausência da camada de esfregaço (*smear layer* e *smear plugs*), exposição dos túbulos dentinários. O aspecto morfológico irregular revela protrusão da dentina peritubular e bordos cortantes na região intertubular, em diferentes níveis sobrepostos (aumento original de 5000X).

B - Eletromicrografia em MEV da amostra 5 irradiada com laser de Er:YAG a 60 mJ / 2 Hz, seguida do tratamento com solução de NaOCl a 10% por 1 minuto, revela ausência de esfregaço, padrão irregular, semelhante ao aspecto da amostra 4, com leve degradação da superfície dentinária e algumas porosidades (aumento original de 5000X).

Figura 5.8 – A - Eletromicrografia em MEV da amostra 6, que combinou a irradiação com laser de Er:YAG (60 mJ / 2Hz) ao condicionamento com ácido fosfórico a 37%, mostrou irregularidade em escamas como na amostra 4, mas com maior abertura dos túbulos dentinários (aumento original de 1000X).

B - Eletromicrografia em MEV da amostra 7 na qual foram realizadas 3 etapas de tratamento: irradiação com laser de Er:YAG (60 mJ / 2Hz), condicionamento com ácido fosfórico a 37% e aplicação de solução de NaOCl a 10% por 1 minuto. Observa-se irregularidade superficial e exposição de túbulos dentinários (aumento original de 1000X).

Figura 5.9 – A - Eletromicrografia em MEV da amostra 6, que combinou a irradiação com laser de Er:YAG (60 mJ / 2Hz) ao condicionamento com ácido fosfórico a 37%, mostrou irregularidade em escamas como na amostra 4, mas com maior abertura e protrusão dos túbulos dentinários (aumento original de 5000X).

B - Eletromicrografia em MEV da amostra 7 na qual foram realizadas 3 etapas de tratamento: irradiação com laser de Er:YAG (60 mJ / 2Hz), condicionamento com ácido fosfórico a 37% e aplicação de solução de NaOCl a 10% por 1 minuto. Observa-se protrusão e maior abertura dos túbulos dentinários, aspecto inicial afunilado (asterisco) (aumento original de 5000X).

A busca da odontologia moderna em direção à prevenção e intervenções operatórias restritas à área afetada, além do selamento perfeito de uma cavidade através da restauração, vem estimulando o desenvolvimento de novos materiais e tecnologias, bem como maior conhecimento da estrutura dental, a fim de explorar suas características e superar as limitações inerentes ao substrato dental. Para tanto, esforço e pesquisa pelo melhor tratamento deste substrato e pelo material que irá promover o melhor selamento desta estrutura, a fim de proteger o remanescente com eficácia e longevidade satisfatórias, têm sido perseguidos.

Diversas técnicas têm demonstrado vantagens sob determinadas circunstâncias e parâmetros, ao longo da literatura. O presente estudo teve a pretensão de combinar diversas características positivas de diferentes técnicas e substrato dental com a finalidade de observar o comportamento da adesão à dentina e às características morfológicas em MEV das superfícies submetidas a diferentes tratamentos.

Por tratar-se de estrutura mineral com porosidades, e ser o substrato dentinário, composto de 70% substância orgânica mineral (basicamente hidroxiapatita), 20% substância orgânica (basicamente protéica: colágeno do tipo I) e 10% de água, estrutura tubular (com dentina intertubular e peritubular) que varia em relação à região (superficial e profunda), além de ter comportamento metabólico dinâmico e complexo, torna-o não uniforme, com permeabilidade e concentração de cálcio

variáveis, presença de esclerose dentinária, dentina reacional, além da variação na espessura da camada de esfregaço, quando preparada por procedimentos operatórios e, assim, resultando em qualidade adesiva não uniforme (Gaberoglio & Brännström, 1976; Pashley *et al.*, 1987; Suzuki & Finger, 1988; Marshall Jr, 1993; Mjör & Nordhal, 1996; Pashley *et al.*, 1996; Fernandes, 1997; Katchburian & Arana-Chavez, 1999; Andia-Merlin, 2001).

A procura pela adesão a este substrato tão complexo tem sido através da remoção total ou parcial da camada de esfregaço produzida durante os procedimentos operatórios ou sua modificação e da obtenção de retenções micromecânicas, penetração do agente adesivo nos túbulos dentinários e dos espaços criados pelo condicionamento da superfície para melhor qualidade de adesão e selamento (Buonocore *et al.*, 1956; Pashley & Carvalho, 1997).

Muitos autores recomendam a utilização de ácidos para o condicionamento da superfície dentinária com a finalidade de remoção completa da camada de esfregaço, aumento da energia de superfície e desmineralização da dentina subjacente com abertura dos túbulos dentinários através da dissolução da parte superficial da dentina peritubular e intertubular e expondo uma densa trama de fibras colágenas (Brännström, 1984; Tao *et al.*, 1988; Pashley, 1991; Baier, 1992; Fusayama, 1992; Heymann & Bayne, 1993; Perdigão *et al.*, 1993; Pashley *et al.*, 1993; Swift Jr. *et al.*, 1995; Eliades *et al.*, 1997; Marshall Jr. *et al.*, 1997).

O condicionamento ácido permite maior molhamento e perfusão do agente adesivo às estruturas dentinárias mineralizadas, ao redor das fibras colágenas expostas e na rede de túbulos e canalículos dentinários, formando uma zona microrretentiva (camada híbrida, *tags* e *microtags*) que garantirá a união da estrutura dentinária ao material restaurador através da interação com o adesivo (Nakabayashi *et al.*, 1992; Pashley, 1992; Heymann & Bayne, 1993).

Contudo, esta zona de interdifusão dentina / adesivo mostrou não ser contínua, pois a desmineralização do substrato dentinário causada pelo condicionamento ácido era mais profunda que a infiltração do agente adesivo, o que permitia a degradação das estruturas desmineralizadas não protegidas, ao longo do tempo, comprometendo o selamento e a longevidade da restauração (Pashley, 1992; Pashley *et al.*, 1993; Van Meerbeek *et al.*, 1993; Sano *et al.*, 1995; Swift Jr. *et al.*, 1995; Pashley & Carvalho, 1997; Kato & Nakabayashi, 1998).

Dentre outros aspectos inerentes à molhabilidade dos sistemas adesivos, este problema foi também atribuído a possíveis barreiras na região superficial do substrato condicionado com o ácido por ocasião do colapso ou condensação das fibras colágenas expostas, as quais dificultariam a perfusão e o escoamento do agente resinoso em regiões desmineralizadas mais profundas; e este colapso das fibras colágenas seria em virtude da secagem excessiva do substrato condicionado e remoção da água que antes ocupava o lugar dos cristais de hidroxiapatita removidos pela ação do ácido;

e, assim, provocando a diminuição dos espaços perifibrilares, impediria a passagem do adesivo por entre esta trama protéica, sendo recomendada portanto a manutenção de uma umidade relativa para o maior sucesso dos procedimentos adesivos em dentina (Kanca III, 1992; Pashley *et al.*, 1993; Tay *et al.*, 1997; Burrow *et al.*, 1996). Para solucionar este problema crítico em relação à secagem excessiva da dentina condicionada com ácido, diversos autores sugeriram que a água contida na solução dos *primers* seria suficiente para reidratar e reexpandir a trama de fibras colágenas colapsadas, ou até que agentes reidratantes poderiam devolver parte da estrutura não colagênica sem a condensação promovida pela secagem (Tay *et al.*, 1997; Van Meerbeek *et al.*, 1998; Ritter *et al.*, 2000). Destaca-se também o fato de que a permanência de partículas de água no substrato dentinário, remanescentes do solvente do adesivo empregado, poderia interferir negativamente na adesão (Van Meerbeek *et al.*, 1993; Tay *et al.*, 1995; Eliades *et al.*, 1999).

Frente a estas dificuldades, estudos questionando os benefícios da manutenção desta trama de colágeno na superfície dentinária condicionada levaram à proposição da técnica de desproteinização, basicamente a partir do uso de soluções de hipoclorito de sódio (NaOCl) em diferentes tempos de aplicação e concentrações. Nesta técnica, ocorre a remoção do colágeno pela ação do NaOCl na degradação de material orgânico, deixando o substrato desmineralizado pelo condicionamento ácido e livre de matéria orgânica, padronizando-o somente com sua estrutura mineral.

A influência da trama de colágeno nas propriedades mecânicas da dentina hibridizada com o agente adesivo representa pouca porcentagem na resistência adesiva (Sano *et al.*, 1994; Garone Filho, 2002). Autores, questionando a influência do colágeno como fator indispensável para a adesão, realizaram diversos experimentos neste sentido, verificando a eficácia da desproteinização com diferentes soluções (Gwinnett *et al.*, 1996; Vargas *et al.*, 1997; Prati *et al.*, 1999). A remoção protéica com solução de NaOCl promove maior abertura dos túbulos dentinários e porosidade na dentina intertubular, favorecendo os procedimentos adesivos através da formação de uma camada híbrida peculiar entre tecido mineralizado e adesivo, sem falhas (Wakabayashi *et al.*, 1994; Uno & Finger, 1995, Perdigão *et al.*, 1999; Prati *et al.*, 1999; Phrukkanon *et al.*, 2000; Pioch *et al.*, 2001; Silva, 2002).

Quanto à padronização do procedimento adesivo, bem como a dificuldade em obter-se um substrato ideal e úmido pela técnica convencional, constata-se que, através da desproteinização, este aspecto não é tão crítico, permitindo-se a difusão do agente adesivo no substrato dentinário mesmo em condições de dentina seca (Kanka III & Sandrik, 1998; Reis, 2000).

Entre os estudos com a técnica da desproteinização, foi observado melhor comportamento adesivo quando utilizados sistemas à base de acetona como diluente, com a presença de grupos fosfato (Prime & Bond 2.1 – Dentisply e One Step – Bisco), que reagiriam melhor com o cálcio quando

da dentina desproteinizada (Inai *et al.*, 1998) ou quando utilizados adesivos com baixo pH (Prime & Bond 2.0 – Dentisply e Optibond FL - Kerr), que poderiam desmineralizar a camada subsuperficial de dentina desproteinizada, aumentando assim a resistência adesiva (Prati *et al.*, 1999); e a utilização de adesivos sem carga foi favorecida pela técnica da desproteinização dentinária (Castro *et al.*, 2000). Outros trabalhos corroboram na verificação do melhor comportamento de adesivos à base de acetona em associação à desproteinização em dentina condicionada (Frankeberg *et al.*, 2000; Haller, 2000; Sabóia *et al.*, 2000; Saraceni, 2002; Silva, 2002).

A utilização da irradiação a laser de Er:YAG na superfície dentinária, como alternativa ao condicionamento ácido convencional, vem sendo estudada, através do efeito deste laser em promover irregularidades superficiais que produzam um padrão microrretentivo, além de propriedades inerentes à ablação dentinária como a remoção da camada de esfregaço e abertura dos túbulos dentinários para a difusão do agente adesivo, e propiciando a redução bacteriana. Esta técnica visa substituir ou melhorar a qualidade da adesão em relação à técnica convencional.

Diversos autores verificaram que a irradiação a laser de Er:YAG em diferentes densidades de energia produziu resultados similares aos produzidos pelo condicionamento ácido quanto à resistência adesiva, podendo ser um substituto ao condicionamento ácido no substrato dentinário (Kumazaki, 1992; Keller & Hibst, 1993; Oudhof *et al.*, 1996; Burnett *et al.*,

2001). Entretanto, diversas outras pesquisas mostraram efetividade do laser de Er:YAG em superfície dentinária quando associado ao condicionamento ácido semelhantes à efetividade do condicionamento ácido convencional, quando comparadas em testes de adesão de resistência adesiva ou de microinfiltração (Kataumi *et al.*, 1996; Kataumi *et al.*, 1998; Saraceni, 1998; Robles *et al.*, 2000).

Em análise morfológica da superfície dentinária irradiada com laser de Er:YAG para o tratamento prévio ao procedimento adesivo, diversos autores descreveram um padrão irregular microrretentivo semelhante, propício para a adesão, com aspecto em escamas, ausência da camada de esfregaço, abertura dos túbulos dentinários, sem o aspecto afunilado da dentina peritubular, maior ablação da dentina intertubular e protrusão dos túbulos dentinários (Keller & Hibst, 1993; Sakakivara *et al.*, 1994; Visuri, *et al.*, 1995; Eduardo *et al.*, 1996; Tanji *et al.*, 1996; Kataumi *et al.*, 1996; Tanji *et al.*, 1997; Kataumi *et al.*, 1998; Ceballos *et al.*, 2001; Hossain *et al.*, 2001; Navarro, 2001; Ramos, 2002; Saraceni, 2002).

A interface adesiva da dentina irradiada com laser de Er:YAG / adesivo revela pouca penetração do agente adesivo nos túbulos dentinários e a não definição de camada híbrida (Latta *et al.*, 1999; Ceballos *et al.*, 2001, Barreto *et al.*, 2002).

A composição da dentina irradiada com laser de Er:YAG, ao contrário da dentina condicionada com ácido, não apresenta desmineralização (Zezell

et al., 1997), mas maior mineralização e conseqüente ácido-resistência (Tanji, 1998).

O laser de Er:YAG produz melhor padrão de tratamento de superfície dentinária para a adesão quando utilizado em menores densidades de energia (Kataumi *et al.*, 1996; Chimello *et al.*, 2001; Navarro, 2001; Barreto *et al.*, 2002; Ceballos *et al.*, 2002; Ramos *et al.*, 2002). A refrigeração deve ser utilizada sempre para melhores resultados e mitigação do calor (Schilke & Geursten, 1994; Visuri *et al.*, 1995; Tanji, 2002) e não causar elevação da temperatura pulpar além de 5,5°C, resultando assim em danos irreversíveis à vitalidade deste tecido (Zach & Cohen, 1965).

Em relação ao tipo de adesivo utilizado em superfície dentinária irradiada com laser de Er:YAG, Yamamoto & Ikemi (2001) verificaram que um *primer* com diluição em acetona produziu melhor resultado que um diluído em água; e Sakakibara *et al.* (1998) observaram que os *primers* acidificados não foram eficientes quanto à adesão em relação a *primers* de pH mais elevado. Saraceni (2002) verificou que o sistema adesivo Prime & Bond 2.1 – Dentispaly, à base de acetona, aplicado em dentina irradiada com laser de Er:YAG a 80 mJ e 2 Hz teve melhores resultados em relação à resistência adesiva ($17,90 \pm 4,00$ MPa) do que quando comparado com o sistema Single Bond – 3M, à base de etanol / água ($11,43 \pm 2,89$ MPa).

Com relação à porção orgânica da dentina e a irradiação a laser de Er:YAG para tratamento de superfície, constata-se que, após a aplicação do laser, ocorre uma camada superficial degradada de proteína colagênica

denaturada pela ação do laser, que pode impedir a penetração ideal do agente adesivo e, assim, resultar em uma camada híbrida irregular (Takamizu *et al.*, 1999; Ramos, 2002; Saraceni, 2002).

O presente estudo procurou então avaliar o comportamento adesivo da dentina em relação a diferentes tratamentos, baseado na literatura pesquisada.

Foram utilizados dentes bovinos baseando-se no trabalho clássico de Nakamichi *et al.*, 1983, que propuseram este substrato como possível substituto à utilização de dentes humanos em testes de adesão, além de inúmeros trabalhos na literatura que seguiram esta metodologia, bem como a facilidade de obtenção de dentes bovinos, padronização da idade dos dentes e tipo, e também aspectos éticos ligados à pesquisa com tecidos humanos.

A idéia deste experimento consistiu em verificar qual seria o comportamento adesivo da associação entre irradiação a laser de Er:YAG em parâmetros de energia baixa para dentina, a fim de realizar um possível substituto ao condicionamento ácido e a desproteinização e a avaliação morfológica superficial, e associando as combinações laser e ácido com e sem a desproteinização. Esta curiosidade partiu dos estudos que discutiram a influência negativa de uma possível camada superficial de proteína colagênica denaturada pela ação do laser em permitir a ideal difusão do agente adesivo por entre as microrretenções produzidas e para o interior dos túbulos dentinários, formando os *tags* resinosos (Takamizu *et al.*, 1999;

Ramos, 2002; Saraceni, 2002). Surgiu então a hipótese que se essa camada protéica pudesse ser removida através da técnica da desproteínização, poder-se-ia obter melhores resultados quanto à resistência adesiva do que somente com o laser de Er:YAG, uma vez que as proteínas denaturadas, que dificultariam a molhabilidade e difusão da superfície tratada com este laser, seriam removidas.

O presente estudo (ensaio mecânico e análise morfológica) teve a preocupação de ser realizado em dentina superficial bovina (mais uniforme e com maior área intertubular, mais propícia à adesão), sendo a região mais semelhante à dentina humana, a fim de evitar-se características micromorfológicas variáveis em dentina bovina de profundidade aleatória, como foi levantado por Bonfim *et al.* (2001).

Uma concentração comumente utilizada em estudos com hipoclorito de sódio para a técnica da desproteínização (solução a 10%) e tempo de aplicação (60 segundos), foram estabelecidas as condições da metodologia experimental e também foi utilizado, neste estudo, um parâmetro de irradiação com laser de Er:YAG para dentina em baixa densidade de energia ($19,29 \text{ J / cm}^2 - 60 \text{ mJ / 2 Hz}$ a uma distância de 12 mm com o KaVo KEY Laser 2 – KaVo), utilizado por Navarro, em 2001, tendo o autor obtido padrão microrretentivo na superfície dentinária, além de valores satisfatórios de resistência adesiva ($18,98 \pm 2,85 \text{ MPa}$) nestas condições.

Além disso, padronizou-se o agente adesivo para todas as combinações de tratamento superficial da dentina bovina, para avaliação do

comportamento adesivo destas variações. Para tanto, o Prime & Bond 2.1 – Dentisply foi eleito o agente adesivo a ser empregado na pesquisa por tratar-se de sistema adesivo com diluição em acetona, que mostrou ter tido bons resultados na literatura pesquisada, tanto em associação à técnica da desproteinização (Inai *et al.*, 1998; Frankenberger *et al.*, 2000; Haller, 2000; Sabóia *et al.*, 2000; Saraceni, 2002; Silva, 2002), quanto à técnica com irradiação a laser de Er:YAG em dentina (Yamamoto & Ikemi, 2001; Saraceni, 2002).

Portanto, buscou-se características positivas a fim de verificar seu comportamento em associação, relacionando adesivo com resultados satisfatórios, parâmetro de laser de Er:YAG em baixa densidade de energia e concentração e tempo de aplicação já conhecida na literatura científica.

Neste estudo, realizaram-se todas as combinações possíveis entre a irradiação a laser de Er:YAG, desproteinização com NaOCl 10% / 1 minuto e condicionamento ácido convencional (ácido fosfórico 37% por 15 segundos) prévios à aplicação do agente adesivo à base de acetona (Prime & Bond 2.1 – Dentisply), conforme instruções do fabricante.

A avaliação morfológica foi realizada em MEV, comparando-se em mesmo tamanho original de ampliação, as características das superfícies de dentina com os tratamentos ácido, laser ou associação laser e ácido com ou sem os procedimentos de desproteinização com NaOCl.

Teve-se a preocupação em padronizar a distância de aplicação do laser de Er:YAG como Navarro (2001), a fim de diminuir o erro e

homogeneizar este tratamento em todas as amostras que o receberam. De acordo com Puricelli *et al.* (2000), quando se utiliza o laser de Er:YAG na forma não contato, como foi utilizado no presente trabalho, a sensação física proprioceptiva de toque é inexistente e, através da determinação da distância de trabalho unicamente pelo foco visual do feixe guia (vermelho visível a 632 nm), que coincide com o laser de Er:YAG (infravermelho invisível a 2,94 μm), torna o critério de determinação deste foco unicamente subjetivo, variando de operador para operador e no mesmo operador. Utilizou-se portanto o artifício proposto por Navarro (2001), com uma lima endodôntica acoplada à peça de mão 2051 do equipamento KaVo Key Laser 2 utilizado, calibrada a 12 mm do tecido alvo, aplicada de modo perpendicular à superfície (Tannous, 2002), em varredura horizontal e vertical na área irradiada, a fim de homogeneizar esta superfície com o tratamento a laser, sob refrigeração.

Com todos os cuidados citados e tendo-se estabelecido os critérios, ao término da realização do experimento e tratamento estatístico dos resultados obtidos do teste de resistência adesiva à tração, foi possível estabelecer algumas relações entre os grupos experimentais, agrupando-se as características estatisticamente semelhantes e observar as diferenças estatísticas entre os grupos.

O presente estudo demonstrou semelhança entre os grupos GA2 (ácido seguido de desproteinização) ($20,5 \pm 3,0$ MPa), GLA1 (laser de Er:YAG mais ácido) ($19,0 \pm 2,2$ MPa) e GLA2 (laser de Er:YAG mais ácido

seguido de desproteinização) ($19,7 \pm 2,6$ MPa); e tendo estes grupos mostrado valores mais elevados que os demais, leva a especular que a desproteinização elevou a resistência adesiva quando combinada ao condicionamento ácido (Wakabayashi *et al.*, 1994; Uno & Finger, 1995; Gwinnett *et al.*, 1996; Vargas *et al.*, 1997; Prati *et al.*, 1999; Perdigão *et al.*, 1999; Phrukkanon *et al.*, 2000; Pioch *et al.*, 2001; Silva, 2002); mas quando houve a associação laser e ácido, os valores foram tão bons quanto o GA2, independente se foi ou não realizada a desproteinização, e juntamente com o GA2, melhores que com os demais tratamentos, sugerindo que o laser associado ao ácido não necessitaria da desproteinização para resultar bons valores de resistência adesiva.

Houve semelhança entre o GA1 (condicionamento ácido convencional) ($16,5 \pm 3,4$ MPa) e o GL1 (irradiação a laser de Er:YAG) ($16,4 \pm 2,1$ MPa), evidenciando o fato de que o laser pode ser tão eficiente ao tratamento superficial para a resistência adesiva quanto o condicionamento ácido, sem a desproteinização para ambos (Kumazaki, 1992; Keller & Hibst, 1993; Oudhof *et al.*, 1996; Burnett *et al.*, 2001).

Quando se associou a desproteinização ao tratamento superficial da dentina com laser de Er:YAG, obtiveram-se os menores valores do estudo (GL2: $12,8 \pm 2,1$ MPa), diferente de todos os demais tratamentos. Este resultado mostra que o tratamento com a solução de NaOCl 10% por 1 minuto após a irradiação a laser de Er:YAG a $19,29 \text{ J / cm}^2$ (60 mJ / 2 Hz) influiu negativamente na resistência adesiva.

Saraceni, em 2002, realizou em sua tese de doutorado, um trabalho experimental semelhante ao estudo apresentado, a partir da mesma hipótese de que a desproteínização poderia influir positivamente em dentina humana após a irradiação a laser de Er:YAG (80 mJ / 2 Hz – densidade de energia de 25 J / cm²) quanto à resistência adesiva em teste de tração. Neste mesmo estudo, a autora procurou comparar o comportamento adesivo de dois sistemas após a associação laser e a desproteínização comparando-se com controles convencionalmente condicionados com o ácido fosfórico, sem ter realizado a associação laser e ácido com e sem a desproteínização, em seu experimento. Seus resultados mostraram melhores valores para o adesivo à base de acetona (Prime & Bond 2.1 – Dentisply) e em relação ao outro sistema à base de etanol / água (Single Bond – 3M) quando realizada a desproteínização após o condicionamento ácido convencional e após a irradiação a laser de Er:YAG, uma das razões pela escolha em utilizar o sistema à base de acetona no presente estudo. Observou que variando-se o tratamento com NaOCl nos grupos irradiados com laser, não houve influência da desproteínização nem positiva, como seria esperado, nem negativamente, para o sistema à base de acetona. Utilizando-se este adesivo (Prime & Bond 2.1 – Dentisply) e comparando-se quando realizou-se o tratamento com ácido e quando se realizou a irradiação a laser, não foram observadas diferenças entre os grupos, para a autora.

Os resultados de Saraceni (2002), comparados com os encontrados no presente estudo diferem quanto à utilização do NaOCl após o condicionamento ácido em dentina, pois foi verificado neste estudo um

aumento dos valores de resistência adesiva quando utilizada esta técnica, tendo sido a média mais alta em relação aos demais outros grupos experimentais (GA2: $20,5 \pm 3,0$ MPa). Em relação à associação do laser e a técnica da desproteinização em dentina (GL2), ao contrário de Saraceni (2002), que não observou diferenças, o presente estudo verificou que o tratamento com NaOCl após a irradiação a laser de Er:YAG influenciou negativamente na resistência adesiva, tendo sido a média mais baixa em relação aos demais grupos experimentais (GL2: $12,8 \pm 2,1$ MPa) e diferente estatisticamente destes outros grupos.

Na análise morfológica em MEV das superfícies de dentina bovina com os diferentes tipos de tratamento, constatou-se que houve a remoção da camada de esfregaço em todos os tipos de tratamento superficial.

O tratamento superficial com ácido, mostrou a remoção total da camada de esfregaço, sendo esta camada evidenciada nas Figuras 5.3 - A e B, da amostra 1 na qual foi realizada a padronização do esfregaço. Quando do condicionamento ácido convencional, observou-se exposição dos túbulos dentinários e alargamento dos mesmos, sem, no entanto ter sido possível observar-se a diferença entre dentina intertubular e peritubular, provavelmente pela dissolução inicial da peritubular na entrada dos túbulos dentinários (Figuras 5.4 – A e 5.5 – A) (Pashley, 1984; Eliades *et al.*, 1997; Prati *et al.*, 1999; Perdigão & Lopes, 2001, Saraceni, 2002).

O tratamento superficial da dentina com ácido, seguido da desproteinização com NaOCl (Figuras 5.4 – B e 5.5 – B), além da remoção

da camada de esfregaço, exposição dos túbulos e maior alargamento destes, mostrou uma superfície repleta de porosidades e espículas, tanto na porção intertubular, como por entre os túbulos dentinários, mostrando grande degradação superficial pela remoção da porção protética da dentina. Este aspecto sugere que aumentou consideravelmente a superfície a ser perfundida com o adesivo, bem como sua característica microrretentiva, relacionando-se esta morfologia ao aumento da resistência adesiva encontrado no teste de resistência adesiva (Perdigão *et al.*, 1999; Prati *et al.*, 1999; Pioch *et al.*, 2001; Sabóia *et al.*, 2002; Saraceni, 2002).

A superfície irradiada com laser de Er:YAG (Figuras 5.6 – A e 5.7 – A) mostrou padrão característico de ablação, com remoção da camada de esfregaço, abertura e exposição dos túbulos dentinários, contudo sem o alargamento dos mesmos; maior ablação da porção dentinária intertubular, e protrusão dos túbulos, juntamente com a dentina peritubular, facilmente identificada, além da formação de irregularidades em escamas com bordos agudos, provavelmente resultante da fusão e solidificação da dentina por ação do laser, resultando em uma superfície com padrão microrretentivo para o imbricamento de adesivos. Não foi observada desmineralização da estrutura dentinária. (Zezell *et al.*, 1997; Kataumi *et al.*, 1998, Tanji, 1998; Ceballos *et al.*, 2001; Hossain *et al.*, 2001; Navarro, 2001; Saraceni, 2002).

A observação da superfície que combinou os tratamentos de irradiação a laser de Er:YAG e desproteinização com NaOCl (Figuras 5.6 – B e 5.7 – B) revela um aspecto morfológico idêntico ou muito semelhante ao

observado no tratamento somente com laser (Figuras 5.6 – A e 5.7 – A). Não foi notado o abrandamento das bordas agudas das camadas dentinárias expostas, como foi descrito por Saraceni (2002). A semelhança morfológica da dentina após estes tratamentos (laser com ou sem a desproteínização) não condiz com a diferença encontrada no ensaio mecânico de tração, no qual observou-se baixos valores quando realizada a desproteínização após a irradiação a laser de Er:YAG, quando esperar-se-ia semelhança ao tratamento superficial unicamente com laser quanto à resistência adesiva. Este achado pode estar relacionado a uma possível contaminação da superfície que não foi desmineralizada com a solução de NaOCl, que nesta associação interferiria negativamente à adesão.

A associação da irradiação a laser de Er:YAG na superfície dentinária seguida de condicionamento ácido (Figuras 5.8 – A e 5.9 – A), resultou em padrão morfológico no qual foi possível observar a ausência da camada de esfregaço, irregularidade superficial em escamas, com maior abertura e protrusão dos túbulos dentinários, afunilamento destes, com padrão microrretentivo (Eduardo *et al.*, 1996; Groth *et al.*, 1997; Kataumi *et al.*, 1996; Kataumi *et al.*, 1998; Saraceni, 1998; Robles *et al.*, 2000).

A irradiação a laser de Er:YAG seguida de condicionamento ácido combinada com a desproteínização com NaOCl em dentina (Figuras 5.8 – B e 5.9 – B) revelou aspecto morfológico de protrusão, abertura e afunilamento da porção inicial dos túbulos dentinários, e leve degradação superficial com porosidades, tendo também aspecto microrretentivo para o imbricamento do

agente adesivo. Notam-se, nesta amostra, provavelmente o conteúdo de restos de prolongamentos odontoblásticos no interior dos túbulos dentinários, que foram preservados.

Concluindo, os achados do presente estudo mostram a efetividade da aplicação de laser de Er:YAG em substrato dentinário, em baixas densidades de energia, independentemente da desproteinização da superfície com o NaOCl. Porém, novos estudos se fazem necessários para o entendimento da ação da desproteinização em dentina tratada com irradiação com o laser de Er:YAG.

7 CONCLUSÕES

Os resultados do presente estudo demonstraram:

- O laser de Er:YAG em baixa densidade de energia ($19,29 \text{ J / cm}^2$, a 60 mJ e 2 Hz) pode influenciar positivamente na resistência adesiva da dentina, comparando-se ao condicionamento ácido convencional.
- A associação laser e ácido no tratamento de superfície dentinária aumenta a resistência adesiva independente de ter-se realizado ou não a desproteinização.
- A observação em MEV das superfícies dentinárias tratadas com o laser de Er:YAG seguido da desproteinização com NaOCl revelou aspecto morfológico microrretentivo, embora o comportamento adesivo tenha produzido baixos valores de resistência à tração.

ANEXO

REFERÊNCIAS*

* De acordo com ABNT NBR-6023:2002. Abreviatura de periódicos segundo Base de Dados MEDLINE

ABATE, P. F.; ABRAMOVICH, A.; POLACK, M. A.; MACCHI, R. L. Efecto de ácidos sobre esmalte y dentina: estudio com MEB. **Ver Asoc Odontol Argent**, Buenos Aires, v. 86, n. 3, p. 198-201, Mayo / Jun. 1998.

ADRIAN, J. C.; BERNIER, J. L.; SPRAGUE, W. G. Laser and the dental pulp. **J Am Dent Assoc**, Chicago, v. 83, n. 1, p. 113-117, July 1971.

ANDIA-MERLIN, R. Y. **Estudo micromorfológico “in vitro” de dois sistemas adesivos com condicionamento ácido prévio e um sistema adesivo autocondicionante sobre dentina superficial humana**. 2001. 137 f. Dissertação (Mestrado em Dentística). Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, São Paulo.

BAIER, R. E. Principles of adhesion. **Oper Dent**, Washington, v. 5, p. 1-9, 1992. Suplemento.

BARAKAT, M. M.; POWERS, J. M. *In vitro* bond strength of cements to treated dentin. **Aust Dent J**, St. Leonards, v. 31, n. 6, p. 415-419. Dec. 1986.

BARRETO, J.; BEZERRIL, D. D. L.; MENEZES, M.; SASSI, J. F.; CORONA, S. A. M.; PALMA DIBB, R.; BORSATO, M. C. Análise morfológica da interface dentina/adesivo após tratamento com laser de Er:YAG variando as energias. **Pesqui Odontol Bras**, São Paulo, v. 16, p. 245, 2002. Suplemento. (Resumo n. 235).

BISPO, L. B. **Condicionamento do esmalte com Er:YAG laser e ácido fosfórico: resistência à tração e microscopia eletrônica de varredura**. 2000. 144 f. Dissertação (Mestrado em Dentística) – Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, São Paulo.

BLACK, G. V. **Work on Operative Dentistry**. 2.ed. Chicago: Médico-Dental, 1908. 1904 p. 2v.

BONFIM, M. D. C.; ANAUATE NETTO, C.; YOUSSEF, M. N.; KUCHINSKI, F. B.; CARMO, A. R. P. Estudo micromorfológico comparativo entre dentina humana e bovina, ao MEV. **Pesq Odontol Bras**, v. 15, p. 62, 2001. Suplemento. (Resumo n. I321). São Paulo.

BRÄNNSTRÖM, M. Communication between the oral cavity and the dental pulp associated with restorative treatment. **Oper Dent**, Washington, v. 9, n. 2, p. 57-68, Spring 1984. Suplemento.

BRÄNNSTRÖM, M.; NOREDENVALL, K. J. The effect of acid etching on enamel, dentin, and the inner surface of the resin restoration: a scanning electron microscopic investigation. **J Dent Res**, v. 56, n. 8, p. 917-923, Aug. 1977.

BUONOCORE, M. G. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. **J Dent Res**, Chicago, v. 34, n. 6, p. 849-853, Dec. 1955.

BUONOCORE, M. G.; WILEMAN, W.; BRUDEVOLD, F. A report on a resin composition capable of bonding to human dentin surfaces. **J Dent Res**, Chicago, v. 35, n. 6, p. 846-851, Dec. 1956.

BUONOCORE, M. G.; MATSUI, A.; GWINNETT, A. J. Penetration of resin dental materials into enamel surfaces with reference to bonding. **Arch Oral Biol**, New York, v. 13, n. 1, p. 61-70, Jan. 1968.

BURKES, E. J.; HOKE, J.; GOMES, E.; WOLBARSHT, M. Wet tissues versus dry enamel ablation by Er:YAG laser. **J Prosthet Dent**, St Louis, v. 67, n. 6, p. 847-851, June 1992.

BURNETT, L. H.; CONCEIÇÃO, E. N.; PELINOS, J. E.; EDUARDO, C. P. Comparative study of influence on tensile bond strength of a composite to dentin using Er:YAG laser, air abrasion, or air turbine for preparation of cavities. **J Clin Laser Med Surg**, New York, v. 19, n. 4, p. 199-202, Aug. 2001.

BURROW, M. F.; SANO, H.; NAKAJIMA, M.; HARADA, N.; TAGAMI, J. Bond strength to crown and root dentin. **Am J Dent**, San Antonio, v. 9, n. 5, p. 223-229, Oct. 1996.

BURROW, M. F.; TAGAMI, J.; NIKAIDO, T.; HOSODA, H. Early tensile bond strength of several enamel and dentin bonding systems. **J Den Res**, Chicago, v. 73, n. 2, p. 522-528, Feb. 1994.

CASTRO, A. K. B.; HARA, A. T.; PIMENTA, L. A. Influence of collagen removal on shear bond strength of one-bottle adhesive systems in dentin. **J Adhesiv Dent**, New Maldin, v. 2, n. 4, p. 271-274, Winter 2000.

CEBALLOS, L.; OSORIO, R.; TOLEDANO, M.; MARSHALL, G. W. Microleakage of composite restorations after acid or Er:YAG laser cavity treatments. **Dent Mater**, Copenhagen, v. 17, p. 340-346, July 2001.

CEBALLOS, L.; TOLEDANO, M.; OSORIO, R.; TAY, F. R.; MARSHALL, G. W. Bonding to Er:YAG-laser-treated dentin. **J Dent Res**, Chicago, v. 81, n. 2, p. 119-222, Feb. 2002.

CHIMELLO, D. T.; PALMA DIBB, R. G.; BORSATTO, M. C.; PÉCORA, J. D.; CORONA, S. A. M. Efeito do laser de Er:YAG sobre a resistência adesiva de um sistema restaurador. **Pesq Odontol Bras**, v. 15, p. 157, 2001. Suplemento. (Resumo n. B 220). São Paulo.

COTTON, R. W. Introduction. **Oper Dent**, Washington, p. 1-2, 1984. Suplemento 3.

COZEAN, C.; ARCORIA, C. J.; PELAGALLI, J.; POWELL, G. L. Dentistry for the 21st century? Er:YAG laser for teeth. **J Am Dent Assoc**, Chicago, v. 128, p. 1080-1087, Aug. 1997.

EDUARDO, C. P.; MYAKI, S. I.; OLIVEIRA Jr., W. T.; ARANA-CHAVEZ, V. E.; TANJI, E. Y. Micromorphological evaluation of enamel surface and shear bond strength of a composite resin after Er:YAG laser irradiation. An *in vitro* study. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 5., 1996, Israel. **Proceedings...** Bologna: Monduzzi, 1996. p. 41-44.

EINSTEIN, A. Zur quantentheorie der strahlung. **Phis Z**, Zürich, v. 18, p. 121-128, März 1917.

ELIADES, G.; PALAGHIAS, G.; VOUGIOUKLAKIS, G. Effect of acidic conditioners on dentin morphology, molecular composition and collagen conformation *in situ*. **Dent Mater**, Copenhagen, v. 13, n. 1, p. 24-33, Jan. 1997.

ELIADES, G.; VOUGIOUKLAKIS, G.; PALAGHIAS, G. Effect of dentin primers on the morphology, molecular composition and collagen conformation of acid-demineralized dentin *in situ*. **Dent Mater**, Copenhagen, v. 15, n. 5, p. 310-317, Sep. 1999.

FERNANDES, C. A. O. **Avaliação da influência da profundidade do substrato dentinário na resistência adesiva de dois novos sistemas adesivos**. 1997. 102 f. Dissertação (Mestrado em Dentística) – Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, Bauru.

FOWLER, C. S.; SWARTZ, M. L.; MOOR, B. K.; RHODES, B. F. Influence of selected variables on adhesion testing. **Dent Mater**, Copenhagen, v. 8, n. 4, p. 265-269, July 1992.

FRANKENBERGER, R.; KRÄMER, N.; OBERSCHACHTSIEK, H.; PETCHELT, A. Dentin bond strength and marginal adaptation after NaOCl pre-treatment. **Oper Dent**, Washington, v. 25, n. 1, p. 40-45, Jan./Feb. 2000.

FUSAYAMA, T. Total etch technique and cavity isolation. **J Esthet Dent**, v. 4, n. 4, p. 105-109, July/Aug. 1992.

FUSAYAMA, T.; NAKAMURA, M.; KUROSAKI, N.; IWAKU, M. Nonpressure adhesion of a new adhesive restorative system. **J Dent Res**, Chicago, v. 58, p. 1364-1370, 1979.

GARBEROGLIO, R.; BRÄNNSTRÖM, M. Scanning electron microscopic investigation of human dental tubules. **Arch Oral Biol**, New York, v. 21, n. 6, p. 355-362, Nov./Dec. 1976.

GARONE FILHO, W. Adesão em esmalte e dentina. In: CARDOSO, R. J. A.; GONÇALVES, E. A. N. **Dentística laser**. 1ª ed. São Paulo: Artes Médicas, 2001. Cap. 2. p. 27-55.

GLOCKNER, C.; RUMPER, J.; EBELESEDER, K.; STÄDTLER, P. Intrapulpal temperature during preparation with the Er:YAG laser compared to the conventional bur: an *in vitro* study. **J Clin Laser Med Surg**, New York, v. 16, n. 3, p. 153-157, June 1998.

GOLDMAN, L.; HORNBY, P.; MEYER, R.; GOLDMAN, B. Impact of laser on dental caries. **Nature**, London, v. 203, n. 4943, p. 417, 1964.

GROTH, E. B. **Estudo comparativo do condicionamento do esmalte dental com Er:YAG laser e ácido fosfórico: análise morfológica e resistência à tração.** 1997. 98 f. Tese (Doutorado em Dentística) – Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, São Paulo.

GUDBRAND, O.; AUSTRHEIM, E. K. In vitro quality testing of dentin adhesives. **Acta Odontol Scand**, v. 51, n. 4, p. 263-269, 1993.

GWINNETT, A. J. Smear layer morphological considerations. **Oper Dent**, Washington, v. 3, p. 3-12, 1984. Suplemento.

GWINNETT, A. J.; MATSUI, A. A study of enamel adhesives. The physical relationship between enamel and adhesive. **Arch Oral Biol**, New York, v. 12, n. 12, p. 1615-1620, Dec. 1967.

GWINNETT, A. J.; TAY, F. R.; PANG, K. M.; WEY, S. H. Y. Quantitative contribution of the collagen network in dentin hybridization. **Am J Dent**, San Antonio, v. 9, n. 4, p. 140-144, Aug. 1996.

HALLER, B. Recent developments in dentin bonding. **Am J Dent**, San Antonio, v. 13, n. 1, p. 44-50, Feb. 2000.

HEYMANN, H. O.; BAYNE, S. C. Current concepts in dentin bonding: Focusing on dentinal adhesion factors. **J Am Dent Assoc**, Chicago, v. 124, n. 5; p. 27-36, May 1993.

HIBST, R.; KELLER, U. Experimental studies of the application of Er:YAG laser on dental hard substances: I. Light microscopic and SEM investigations. **Lasers Surg Med**, New York, v. 9, n. 4, p. 338-344, 1989.

HIBST, R.; KELLER, U; STEINER, R. Die wirkung gepulster Er:YAG laserstrahlung auf zahngewebe. **Lasers Surg Med**, New York, v. 4, p. 163-165, 1988.

HOSSAIN, M.; NAKAMURA, Y.; YAMADA, Y.; SUZUKI, N.; MURAKAMI, Y.; MATSUMOTO, K. Analysis of surface roughness of enamel and dentin after Er, Cr:YAG laser irradiation. **J Clin Laser Med Surg**, New York, v. 19, n. 6, p. 297-3003, Dec. 2001.

INAI, N.; KANEMURA, N.; TAGAMI, J.; WATANABE, L. G.; MARSHALL Jr., S.; MARSHALL, G. W. Adhesion between collagen depleted dentin and dentin adhesives. **Am J Dent**, San Antonio, v. 11, n. 3, p. 123-127, June 1998.

INMETRO. **Inmetro – Unidades legais de medidas**. Disponível em: <<http://www.inmetro.gov.br/consumidor/unidlegaismed.asp>>. Acesso em: 30 jan. 2003.

KANCA III, J. An alternative hypothesis to the cause of pulpal inflammation in teeth treated with phosphoric acid on the dentin. **Quintessence Int**, North Carol, v. 21, n. 2, p. 83-86, Feb. 1990.

KANCA III, J. Improved bond strength through acid etching of dentin and bonding to wet dentin surfaces. **J Am Dent Assoc**, Chicago, v. 123, n. 9, p. 35-43, Sept. 1992.

KANCA III, J.; SANDRIK, J. Bonding to dentin. Clues to the mechanism of adhesion. **Am J Dent**, San Antonio, v. 11, n. 4, p. 154-159, Aug. 1998.

KATAUMI, M.; YAMADA, T.; INOKOSHI, S.; TAGAMI, J.; ANDO, Y.; AOKI, A.; WATANABE, H.; ISHIKAWA, I. SEM observations of Er:YAG laser irradiated dentin-resin interface. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 5, 1996, Jerusalem. **Proceedings...** Bologna: Monduzzi, 1996. p. 63-66.

KATAUMI, M.; NAKAJIMA, M.; YAMADA, T.; TAGAMI, J. Tensile bond strength and SEM evaluation of Er:YAG laser irradiated dentin using dentin adhesive. **Dent Mater J**, Tokio, v. 17, n. 2, p. 125-138, June 1998.

KATCHBURIAN, E.; ARANA-CHAVEZ, V. E. **Histologia e Embriologia Oral. Texto – atlas – correlações clínicas.** São Paulo. Edi. Médica Panamericana, 1999.

KATO, G.; NAKABAYASHI, N. The durability of adhesion to phosphoric acid etched wet dentin substrates. **Dent Mater**, Copenhagen, v. 14, n. 5, p. 347-352, Sept. 1998.

KELLER, U.; HIBST, R. Experimental studies of the application of the Er:YAG laser on dental hard substances: II. Light microscopic and SEM investigations. **Lasers Surg Med**, New York, v. 9, n. 4, p. 345-351, 1989.

KELLER, U.; HIBST, R. Erbium:YAG laser in caries therapy: indications and first clinical results. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASER IN DENTISTRY, 3, 1992, Salt Lake City. **Proceedings...** Salt Lake City: ISLD, 1992, p. 151-152.

KELLER, U.; HIBST, R. Effects of Er:YAG laser on enamel bonding of composite materials. In: INTERNATIONAL SOCIETY FOR OPTICAL ENGINEERING, 1993, Los Angeles. **Proceedings...** Los Angeles: SPIE, 1993. p. 163-168.

KUMAZAKI, M. Results of etching with the Er:YAG laser. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 3, 1992, Salt Lake City. **Proceedings...** Salt Lake City:ISLD, 1992. p. 141-142.

LATTA, M. A.; BLANKENAU, R. J.; ELLIS, R. W. Hybrid zone microstructure of Er:YAG treated dentin. **J Dent Res**, Chicago, v. 78, p. 110, 1999, (Resumo IADR n.36).

LEVY, G.; RIZOIU, I. Morphological changes of dentin and enamel after ablation with an experimental laser system. In: INTERNATIONAL SOCIETY FOR OPTICAL ENGINEERING, 1994. Los Angeles. **Proceedings...** Los Angeles: SPIE 2128, 1994. p. 282-285.

MAGALHÃES, M. N.; LIMA, A. C. P. **Noções de probabilidade e estatística**. 4ª ed. São Paulo: EdUSP, 2002. 416 p.

MAIMAN, T. H. Stimulated optical radiation in ruby. **Nature**, London, v. 187, n. 4736, p. 493-494, Aug. 1960.

MARSHALL Jr., G. W. Dentin: microstructure and characterization. **Quintessence Int**, San Francisco, v. 24, n. 9, p. 606-617, Sept. 1993.

MARSHAL Jr., G. W., MARSHALL, S. J.; KINNEY, J. H.; BALOOCH, M. The dentin substrate: structure and properties related to bonding. **J Dent Res**, Chicago, v. 25, n. 6, p. 441-458, Nov. 1997.

McGEHEE, W. H. O.; TRUE. A. A.; INSKIPP, R. F. **A textbook of operative dentistry**, 4th ed. New York: McGraw-Hill, 1956. p. 197-198.

MITCHEM, J. C.; GRONAS, D. G. Effects on time after extraction and depth of dentin on resin dentin adhesives. **J Am Dent Assoc**, Chicago, v. 113, n. 2, p. 285-287, Aug. 1986.

MJÖR, I.; NORDAHL, I. The density and branching of dentinal tubules in human teeth. **Arch Oral Biol**, New York, v. 41, n. 5, p. 401-412, May 1996.

NAKABAYASHI, N.; KOJIMA, K.; MASUHARA, E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. **J Biomed Mater Res**, New York, v. 16, n. 3, p. 265-273, May 1982.

NAKAMICHI, I.; IWAKU, M.; FUSAYAMA, T. Bovine teeth as possible substitutes in the adhesion test. **J Dent Res**, Chicago, v. 62, n. 10, p. 1076-1081, Oct. 1983.

NAVARRO, R. S. **Resistência à tração de resina composta sobre esmalte e dentina condicionados com laser de Er:YAG e um sistema adesivo auto – condicionante. Análise das superfícies pela microscopia eletrônica de varredura**. 2001. 124 f. Dissertação (Mestrado em Dentística) – Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, São Paulo.

NETER, J.; KUTNER, M. H.; NACHTSHEIN, C. J.; WASSERMAN, W. **Applied linear statistical models**. 4^a ed. Chicago: Irwin, 1996. 1408 p.

OULDHOF, H. A. J.; BEART, M.; SAMY, C.; DE GEE, A. J.; VAN DE KUIJ, P. The comparison of adhesive dentin bonding with Er:YAG laser and conventional techniques. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 5, 1996, Jerusalem. **Proceedings...** Bologna: Monduzzi, 1996. P. 103-105.

PASHLEY, D. H. Smear layer: physiological considerations. **Oper Dent**, Washington, p 13-29, 1984. Suplemento 3.

PASHLEY, D. H. Dentin bonding: overview of the substrate with respect to the adhesive material. **J Esthet Dent**, Ontario, v. 3, n. 2, p. 46-50, May/Apr. 1991.

PASHLEY, D. H. Smear layer: overview of structure and function. **Proc Finn Dent Soc**, Helsinki, v. 88, p. 215-224, 1992. Suplemento 1.

PASHLEY, D. H. Dentin permeability and dentin adhesion. **J Dent**, Bristol, v. 25, n. 5, p. 355-372, Sept. 1997.

PASHLEY, D. H.; ANDRIGA, H. J.; DERKSON, G. D.; DERKSON, M. E.; KALATHOOR, S. R. Regional variability in the permeability of human dentine. **Arch Oral Biol**, New York, v. 32, n. 7, p. 519-523, 1987.

PASHLEY, D. H.; CARVALHO, R. M. Dentine permeability and dentine adhesion. **J Dent**, Boston, v. 25, n. 5, p. 355-372, Sept. 1997.

PASHLEY, D. H.; CIUCCHI, B.; SANO, H.; HORNER, J. A. Permeability of dentin to adhesive agents. **Quintessence Int**, North Carol, v. 24, n. 9, p. 618-630, Sept. 1993.

PASHLEY, D. H.; SANO, H.; YOSHIMA, M.; CIUCCHI, B.; CARVALHO, R. M. Dentin variables on resin adhesion. **Quintessence Int**, North Carolina, v. 12, n. 4, p. 24-43, Mar. 1996.

PERDIGÃO, J.; LOPES, M. The effect of etching time on dentin demineralization. **Quintessence Int**, North Carolina, v. 32, n. 1, p. 19-26, 2001.

PERDIGÃO, J.; SWIFT, E. J.; CLOE, B. C. Effect of etchants, surface moisture, and resin composite on dentin bond strengths. **Am J Dent**, San Antonio, v. 6, n. 2, p. 61-64, Apr. 1993.

PERDIGÃO, J.; THOMPSON, J. Y.; TOLEDANO, M.; OSÓRIO, R. An ultra-morphological characterization of collagen-depleted etched dentin. **Am J Dent**, San Antonio, v. 12, n. 5, p. 250-255, Oct. 1999.

PHRUKKANON, S.; BURROW, M. F.; HARTLEY, P. G.; TYAS, M. J. The influence of the modification of etched bovine dentin on bond strengths. **Dent Mater**, Copenhagen, v. 16, n. 4, p. 255-265, July 2000.

PIOCH, T.; KOBASLIJA, S.; HUSEINBEGOVIC, A.; MÜLLER, K.; DÖRFER, C. E. The effect of NaOCl dentin treatment on nanoleakage formation. **J Biomed Mater Res**, New York, v. 56, n. 4, p. 578-583, Sept. 2001.

PRATI, C.; CHERSONI, S.; PASHLEY, D. H. Effect of removal of surface collagen fibrils on resin-dentin bonding. **Dent Mater**, Copenhagen, v. 15, n. 11, p. 323-331, 1999.

PURICELLI, E.; BARALDI, C. E.; MEDEIROS, E. B.; MARTINS, G. L.; CUNHA FILHO, J. J. Regulador de distância para pesquisa de laser de Er:YAG sem contato. **Rev Fac Odontol**, Porto Alegre, v. 41, n. 1, p. 63-65, July 2000.

RAMOS, A. C. B. **Estudo *in vitro* das alterações morfológicas da dentina humana irradiada com o laser de Er:YAG e sua relação com dois diferentes sistemas adesivos dentinários.** 2002. 142f. Tese (Doutorado em Dentística) – Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, São Paulo.

RAMOS, R. P.; CHINELATTI, M. A.; CHIMELLO, D. T.; MENEZES, M.; PÉCORA, J. D.; CORONA, S. A. M.; PALMA DIBB, R. G. Influência da energia do laser Er:YAG no condicionamento dentinário: avaliação da resistência adesiva e análise em MEV. **Pesqui Odontol Bras**, São Paulo, v. 16, p. 154, 2002. Suplemento. (Resumo n. 251).

REIS, A.; BOZZO, A.; BOCANGEL, J. S.; KRAUL, A.; MATSON, E. Influência do colágeno na resistência de união à dentina úmida e seca. **RPG**, São Paulo, v. 7, n. 2, p. 133-139, Abr./Jun. 2000.

RITTER, A.; HEYMANN, H.; SWIFT JR., E.; PERDIGÃO, J.; ROSA, B. Effects of different re-wetting techniques on dentin shear bond strengths. **J Esthet Dent**, Ontario, v. 12, n. 2, p. 85-96, 2000.

ROBLES, F. R. P.; RAMOS, A.; ZECELL, D. M.; EDUARDO, C. P. SEM and EDX evaluation of the microleakage in cavities prepared with Er:YAG laser. **J Dent Res**, Chicago, v. 79, n. 5, 2000. (Resumo IADR n. 239).

RUSE, N. D.; SMITH, D. C. Adhesion to bovine dentin-surface characterization. **J Dent Res**, Chicago, v. 70, n. 6, p. 1002-1008, June 1991.

SABÓIA, V. P. A.; PIMENTA, L. A.; AMBROSANO, G. M. B. Effect of collagen removal on microleakage of resin composite restorations. **Oper Dent**, Washington, v. 27, n. 1, p. 38-43, Jan./Feb. 2002.

SABÓIA, V. P. A.; RODRIGUES, A. L.; PIMENTA, L. A. Effect of collagen removal on shear bond strength of two single-bottle adhesive systems. **Oper Dent**, Washington, v. 25, n. 25, p. 395-400, Sep./Oct. 2000.

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 LASERS IN DENTISTRY, 4, 1994, Singapore. **Proceedings...** Bologna: Monduzzi, 1994. p. 163-166.

SAKAKIBARA, Y.; ISHIMARU, K.; TAKAMIZU, M.; KOHNO, effect of experimental conditioners on tensile bond strength to dentin irradiated by Er:YAG laser. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 6, 1998, Maui. **Proceedings...** Maui: ISLD, 1998. p. 181-182.

SANO, H.; CIUCCHI, B.; MATTHEWS, W. G.; PASHLEY, D. H. Tensile properties of mineralized and demineralized human and bovine dentin. **J Dent Res**, Chicago, v. 73, n. 6, p. 1205-1211, Jan. 1994.

SANO, H.; YOSHIYAMA, M.; EBISU, S.; BURROW, M. F.; TAKATSU, T.; CIUCCHI, B.; CARVALHO, R.; PASHLEY, D. H. Comparative SEM and TEM observations of nanoleakage within the hybrid layer. **Oper Dent**, Washington, v. 20, n. 4, p. 160-167, July/Aug. 1995.

SARACENI, C. H. C. **Resistência à tração de um sistema adesivo em superfícies dentinárias tratadas com microabrasão por óxido de alumínio e irradiação com laser de Er:YAG**. 1998. 114 f. Dissertação (Mestrado em Dentística) – Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, São Paulo.

SARACENI, C. H. C. **Avaliação da resistência à tração de dois sistemas adesivos em superfícies dentinárias que receberam diferentes tipos de tratamento. Estudo morfológico ultraestrutural**. 2002. 153 f. Tese (Doutorado em Dentística) – Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, São Paulo.

SCHAWLOW, A. L. ; TOWNES, C. H. Infrared and optical masers. **Phys Ver**, Woodbury, v. 112, n. 6, p. 1940-1949, Dec. 1958.

SCHILKE, R.; GEURTSSEN, W. SEM-analysis of dental tissues irradiated by Er:YAG lasers. **J Dent Res**, Chicago, v. 73, p. 145, 1994. (Resumo IADR n. 352).

SCHÜPBACH, P.; KREJCI, I.; FELIX, L. Dentin bonding: effect of tubule orientation on hybrid-layer formation. **Eur J Oral Sci**, Copenhagen, v. 195, n. 4, p. 344-352, Aug. 1997.

SCOTT, D. B.; O'NEILL, J. R. The microstructure of enamel and dentin as related to cavity preparation. In: PHILLIPS, R. W. **Workshop on adhesive restorative dental materials**. Spencer: Owen Litto Service, 1961, p. 27-37.

SILVA, E. M. **Influência do conteúdo orgânico da dentina no mecanismo de adesão de sistemas adesivos hidrófilos**. 2002. 173 f. Tese (Doutorado em Dentística) – Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, São Paulo.

STACKHOUSE, J. A.; KRISTOL, D. S.; VON HAGEN, S.; RAO, G. Effect of dentin localization and post – extraction time on TDI / dentin bond strength. **J Dent Res**, Chicago, v. 65, p. 812, Jan. 1986. (Resumo IADR n. 776)

STERN, R. H.; SOGNAES, R. F. Laser beam on dental hard tissues. **J Dent Res**, Chicago, v. 43, n. 5, p. 873, 1964. (Resumo IADR n. 307).

SUZUKI, T.; FINGER, W. J. Dentin adhesives: site of dentin vs. bonding of composite resins. **Dent Mater**, Copenhagën, v. 4, n. 6, p. 379-383, Dec. 1988.

SWIFT Jr, E.; PERDIGÃO, J.; HEYMAN, H. O. Bonding to enamel and dentin: a brief history and state of the art. **Quintessence Int**, North Carolina, v. 26, n. 2, p. 95-110, Feb. 1995.

TAKAMIZU, M.; ISHIMARU, K.; MATSUZAWA, N.; KOHNO, A. SEM observation and tensile bond strength of resin adhesives to dentin irradiated by Er:YAG laser. **J Dent Res**, Chicago, v. 78, p. 393, 1999. (Resumo n. 2298).

TAKEMORI, T. Factors affecting tensile bond strength of composite to dentin. **Dent Mater**, Copenhagen, v. 8, p. 136-138, 1993.

TANJI, E. Y. **Alterações morfológicas do esmalte e dentina de cavidades de classe I preparados com o laser de Érbio:YAG – estudo *in vitro***. 1998. 83f. Dissertação (Mestrado em Dentística) - Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo.

TANJI, E. Y. **Estudo *in vitro* da variação de temperatura em dentina irradiada com laser de Er:YAG – análise termográfica.** 2002. 114f. Tese (Doutorado em Dentística) – Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo.

TANJI, E. Y.; MATSUMOTO, K.; EDUARDO, C. P. Estudo do condicionamento da superfície dentinária com o Er:YAG laser. In: REUNIÃO ANUAL DA SOCIEDADE BRASILEIRA DE PESQUISA ODONTOLÓGICA, 13, 1996, Águas de São Pedro. **Anais..** São Paulo: SBPqO, 1996. V. 12, p. 142. (Resumo n. 213).

TANJI, E. Y.; MATSUMOTO, K.; EDUARDO, C. P. Scanning electron microscopic observations of dentin surface conditioned with the Er:YAG laser. **Deuts Gesellschaft Laser Newsletter**, Frankfurt, v. 8, p. 6, Jan./Feb. 1997. (Resumo DGL n. 6).

TANNOUS, J. T.; EDUARDO, C. P.; VIEIRA, M. M. Avaliação morfológica das superfícies do esmalte e do cimento dental após irradiação do laser de Er:YAG em diferentes angulações. **ABLO**, São Paulo, n. 2, Out-Dez. 2002.

TAO, L.; PASHLEY, D. H. The relationship between dentin bond strengths and dentin permeability. **Dent Mater**, Copenhagën, v. 5, n. 2, p. 133-139, Mar. 1989.

TAO, L.; PASHLEY, D. H.; BOYD, L. Effect of different types of smear layers on dentin and enamel shear bond strengths. **Dent Mater**, Copenhagën, v. 4, n. 4, p. 208-216, Aug. 1988.

TAY, F. R.; GWINNET, A. J.; PANG, K. M.; WEI, S. H. Y. Variability in microleakage observed in total-etch wet-bonding technique under different handling conditions. **J Dent Res**, Chicago, v. 75, n. 5, p. 1168-1178, May 1995.

TAY, F. R.; GWINNET, A. J.; WEI, S. H. Y. Ultrastructure of the resin-dentin interface following reversible and irreversible rewetting. **Am J Dent**, San Antonio, v. 10, n. 2, p. 77-82, Apr. 1997.

TAYLOR, R.; SHKLAR, G.; ROEBER, F. The effects of laser radiation on teeth, dental pulp, and oral mucosa of experimental animals. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol**, St Louis, v. 19, n. 6, p. 786-795, June 1965.

TORRES, C. R. G.; ARAÚJO, M. A. M.; TORRES, A. C. M. Efeitos da remoção do colágeno dentinário na durabilidade da adesão. **Pesqui Odontol Bras**, São Paulo, v. 16, p. 147, 2002. Suplemento. (Resumo n. 201).

UCEDA, N. G.; REIS, A.; LOGUERCIO, A. D.; CARRILHO, M. R. O.; RODRIGUES FILHO, L. E. Resistência de união à dentina superficial e profunda submetida ao tratamento convencional e com hipoclorito de sódio. **Pesqui Odontol Bras**, São Paulo, v. 16, p. 104, 2002. Suplemento. (Resumo n. 116).

UNO, S.; FINGER, W. J. Function of the hybrid zone as a stress-absorbing layer in resin-dentin bonding. **Quintessence Int**, North Carol, v. 26, n. 10, p. 733-738, Oct. 1995.

VAN MEERBEEK, B.; DHEM, A.; GORETNICAISE, M.; BRAEM, M.; LAMBRECHTS, P.; VANHERLE, G. Comparative SEM and TEM examination of the ultrastructure of the resin-dentin interdiffusion zone. **J Dent Res**, Chicago, v. 72, n. 2, p. 495-501, Feb. 1993.

VAN MEERBEEK, B.; PERDIGÃO, J.; LAMBRECHTS, P.; VANHERLE, G. The clinical performance of adhesives. **J Dent**, v. 26, n. 1, p. 1-20, Jan. 1998.

VARGAS, M. A.; COBB, D. S.; ARMSTRONG, S. R. Resin-dentin shear bond strength and interfacial ultrastructure with and without a hybrid layer. **Oper Dent**, Washington, v. 22, n. 4, p. 159-166, July/Aug. 1997.

VICHI, A.; FERRARI, M.; DAVIDSON, C. L. In vivo leakage of na adhesive system with and without NaOCl as pretreatment. **J Dent Res**, Chicago, v. 76, 1997. (Resumo IADR n. 3077).

VISURI, S. R. ; GILBERT, J. L.; WALSH Jr., J. T.; WIGDOR, H. A. Shear test of composite bonded to dentin: Er:YAG laser versus dental handpiece preparations. In: WIGDOR, H. A.; FEATHERSTONE, J. D.; WHITE (Eds.) **Lasers in Dentistry**, San Jose: SPIE 2394, 1995. p. 223-227.

VISURI, S. R.; WALSH Jr., J. T.; WIGDOR, H. A. Erbium laser ablation of dental hard tissue: effect of water cooling. **Lasers in Surgery and Medicine**, New York, v. 18, n. 13, p. 294-300, 1996.

YAMAMOTO, N.; IKEMI, T. Adhesiveness of a composite resin to Er:YAG laser irradiated dentin. **J Dent Res**, Chicago, v. 80, p. 248, 2001. (Resumo AADR n. 1702).

YU, X. Y.; JOYNT, R. B.; DAVIS, E. L.; WIECZKOWSKI Jr., G. Adhesion to dentin. **J Calif Dent Assoc**, v. 21, p. 23-29, June 1993.

WAKABAYASHI, Y.; KONDOU, Y.; SUZUKI, K.; YATANI, H.; YAMASHITA, A. Effect of dissolution of collagen on adhesion to dentin. **Int J Prosthodont**, Lombard, v. 7, n. 4, p. 302-306, July/Aug. 1994.

WILLIAMS, V. D.; LEARY, J. M.; AQUILINO, S. A. The effect of storage time prior to composite placement on composite / dentin bond strength. **J Dent Res**, Chicago, v. 124, n. 2, p. 379, 1988. (Resumo IADR n. 2129)

WILLIAMS, V. D.; SVARE, C. W. The effect of five years storage prior to bonding on enamel / composite bond strength. **J Dent Res**, Chicago, v. 64, n. 2, p. 151-154, Feb. 1985.

ZACH, L.; COHEN, G. Pulp response to externally applied heat. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol**, St Louis, v. 19, n. 46, p. 515-530, Apr. 1965.

ZEZELL, D. M.; TANJI, E. Y.; HAYPEK, P.; EDUARDO, C. P. Canning electron microscopic and rx fluorescence of class I cavity preparation with Er:YAG laser. **Deuts Gesellschaft Laser Newsletter**, Frankfurt, v. 8, p. 8, Jan./Feb. 1997. (Resumo DGL n. 11).

SUMMARY

TENSILE BOND STRENGTH EVALUATION OF Er:YAG LASER IRRADIATED BOVINE DENTIN ASSOCIATED TO DIFFERENT TREATMENTS. SCANNING ELECTRON MICROSCOPY ANALYSIS

Under scientific improvements in dentistry towards the perfect cavity sealing and adhesion, the development of materials, techniques and the better understanding of dental substrate features, the Er:YAG laser (2,94 μm) technology plays a role as an efficient tool in dentin surface treatment, performed in low energy density, whether isolated or in association with acid etching. In order to obtain a more uniform micro-retentive zone (hybrid layer, tags and microtags) and to avoid the critical aspects on adhesion such as the collagenous demineralized zone collapse, it has been proposed the removal of this collagenous zone with the sodium hypochlorite (NaOCl) protein depletion technique. The aim of the present study was to evaluate the interaction of these surface treatments in bovine dentin (conventional acid etching. Er:YAG laser and protein depletion), to measure the tensile bond strength of the treated dentin surfaces, by using an acetone-based adhesive system and to observe the dentin surfaces under scanning electron

microscopy analysis (SEM). The results showed that Er:YAG laser performed in low energy density ($19,29 \text{ J / cm}^2$, at 60 mJ and 2 Hz) could positively influence in dentin tensile strength, as good as conventional acid etching. The laser / acid association in dentin treatment increased tensile bond strength whether had it been performed the NaOCl protein depletion or not. SEM observation of Er:YAG dentin treated surfaces followed by NaOCl had shown a morphologic micro-retentive pattern; however, its tensile bond strength values came out to be low.

Autorizo a reprodução e / ou divulgação total ou parcial da presente obra, por qualquer meio convencional ou eletrônico, desde que citada a fonte e comunicada, ao autor, a referência em que consta a citação.

FÁBIO RENATO PEREIRA ROBLES

Assinatura

Instituição: Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo

Disciplina: Dentística Restauradora 2

Endereço: Av. Prof. Lineu Prestes, nº 2227

Local: São Paulo, março de 2003

robles@usp.br / fabiorobles@hotmail.com