



AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

**“INFLUÊNCIA DA IRRADIAÇÃO DO LASER DE Er:YAG NA ADESÃO
DA RESINA COMPOSTA À DENTINA, APÓS O CLAREAMENTO
DENTAL COM O LASER DE DIODO”**

ANA LUCIA SERIKAKU

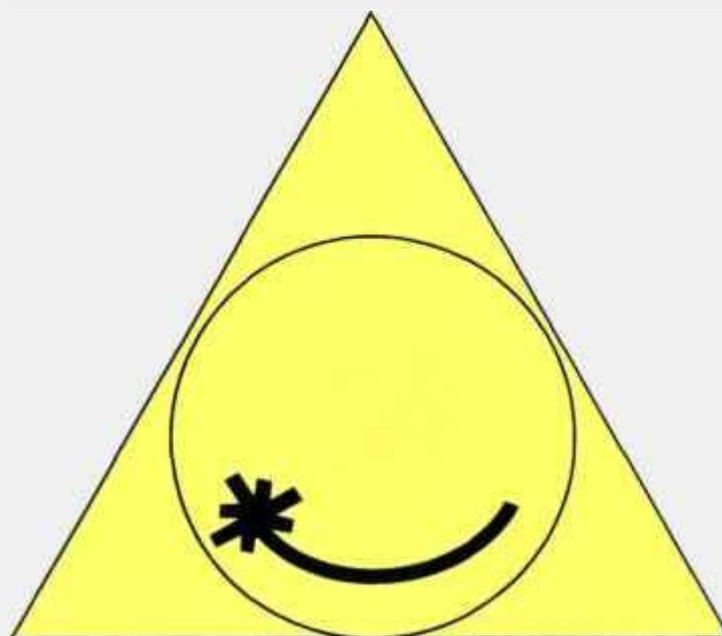
**Dissertação apresentada como parte
dos requisitos para obtenção do Grau
de Mestre Profissional na área de
Lasers em Odontologia.**

**Orientador:
Prof. Dr. Edgar Yuji Tanji**

**Co-orientadora:
Profa. Dra. Sônia Licia Baldochi**

**São Paulo
2006**





**MESTRADO PROFISSIONALIZANTE DE LASER EM
ODONTOLOGIA**

**INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DA UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO**

**INFLUÊNCIA DA IRRADIAÇÃO DO LASER DE Er:YAG NA ADESÃO DA
RESINA COMPOSTA À DENTINA APÓS O CLAREAMENTO DENTAL COM
LASER DE DIODO**

ANA LUCIA SERIKAKU



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

**Orientador: Prof. Dr. Edgar Yuji Tanji
Co- orientadora: Profa. Dra. Sônia Licia Baldochi**

**São Paulo
2006**

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Dr. Edgar Yuji Tanji, meu orientador, pelo seu conhecimento, paciência e dedicação

À Profa. Dra. Sônia Lícia Baldochi, pelo seu apoio e incentivo

À todos os professores do Mestrado Profissionalizante

À todos os meus amigos de turma do mestrado

À todos os amigos e familiares que direta ou indiretamente contribuíram para a realização deste trabalho.

INFLUÊNCIA DA IRRADIAÇÃO DO LASER DE Er: YAG NA ADESÃO DA RESINA COMPOSTA À DENTINA, APÓS O CLAREAMENTO DENTAL COM O LASER DE DIODO

Ana Lucia Serikaku

RESUMO

Esse estudo teve como objetivo, avaliar a influência da irradiação do *laser* de Er:YAG na adesão da resina composta à dentina, após o clareamento em esmalte ou dentina com o *laser* de diodo. Foram utilizados 120 dentes bovinos, divididos em 8 grupos de acordo com o tratamento dentinário, realizado após o clareamento dental com peróxido de hidrogênio a 35% e irradiado com o *laser* de diodo Opus 10 (Opus Dent), emitindo em 830 ± 10 nm, potência de 1,6 W, $t= 30$ s, em modo contínuo ($DE=24$ J/cm²) sendo 60 amostras em esmalte e 60 diretamente sobre a superfície dentinária. As amostras dos grupos C (controle) foram condicionadas com ácido fosfórico a 35%; as superfícies dos grupos L foram irradiadas com *laser* de Er:YAG-2,94 μ m (KaVo), 60 mJ de energia e 2 Hz de frequência no modo focado, $t=30$ s ($DE=19,29$ J/cm²) e posteriormente condicionadas com ácido fosfórico. Realizou-se o procedimento adesivo e a inserção da resina composta imediatamente após o clareamento dental nos grupos C-0 (E), C-0 (D), L-0 (E) e L-0 (D) e após 7 dias de imersão em saliva artificial nos grupos C-7 (E), C-7 (D), L-7 (E) e L-7 (D). Posteriormente todos os corpos de prova foram submetidos ao teste de tração em uma máquina universal de ensaio Instron (Model 4442 – Canton MA – USA) a uma velocidade constante de 0,5 mm/minuto. Os resultados obtidos foram submetidos à análise de variância ANOVA a três critérios fixos. Verificou-se que em relação aos fatores técnica e substrato não houve diferença estatisticamente significativa ($p=0,157$ e $p=0,894$, respectivamente), porém o fator tempo apresentou uma diferença estatisticamente significativa ($p=0,002$) sendo que os grupos restaurados imediatamente após o tratamento clareador apresentaram uma resistência adesiva à tração superior aos grupos restaurados após 7 dias. Pôde-se concluir através dos resultados observados que a imersão em saliva artificial reduziu significativamente a adesão do material restaurador à dentina.

INFLUENCE OF Er:YAG LASER IRRADIATION ON THE BOND STRENGTH OF
COMPOSITE RESIN TO DENTIN AFTER TOOTH WHITENING WITH DIODE
LASER

Ana Lucia Serikaku

ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate the influence of the Er:YAG *laser* irradiation on the bond strength of composite resin to dentin after enamel or dentin whitening with diode *laser*. One hundred and twenty bovine tooth were divided into 8 groups according to dentin treatment after tooth bleaching with hydrogen peroxide 35% irradiated by diode *laser* Opus 10 (Opus Dent), emitting 830 ± 10 nm, 6 W, during 30 seconds in the continuous wave mode (intensity= 24 J/cm^2) which 60 in enamel and 60 directly over dentin surface. The samples of groups C (control) were conditioned with phosphoric acid 35%; the surfaces of groups L were irradiated with Er:YAG *laser* - 2,94 μm (KaVo), energy= 60 mJ, 2 Hz frequency in the focused mode, during 30 seconds (intensity= $19,29 \text{ J/cm}^2$) and after conditioned with phosphoric acid. Adhesive procedure was performed immediately after the tooth bleaching in groups C-0 (E), C-0 (D), L-0 (E) and L-0 (D) and after 7 days stored in artificial saliva in groups C-7 (E), C-7 (D), L-7 (E) e L-7 (D). After this, all specimens were subjected to a tensile bond strength test using a testing machine Instron (Model 4442 – Canton MA – USA), at a crosshead speed of 0.5 mm/minute. The results obtained were compared using three-way analysis of variance (ANOVA). Despite of technical and tooth surface no significant statistical differences were observed ($p=0,157$ and $p=0,894$, respectively), however, the time factor showed significant statistical difference ($p=0,002$) where groups restored immediately after tooth whitening presented a higher mean bond strength than the groups restored after 7 days. Based on these results, it may be concluded that the immersion in artificial saliva significantly reduced the adhesion of restorative material to dentin.

Key-words: tooth whitening
diode *laser*, Er:YAG *laser*
bond strength

SUMÁRIO

	PÁGINA
1. INTRODUÇÃO.....	1
2. REVISÃO DA LITERATURA.....	3
2.1 ETIOLOGIA DA PIGMENTAÇÃO.....	3
2.2 COMPOSTOS QUÍMICO UTILIZADOS.....	4
2.3 CLAREAMENTO DENTAL ASSOCIADO A UMA FONTE DE ENERGIA.....	4
2.4 CONDICIONAMENTO ÁCIDO E ADESÃO.....	6
2.5 LASER E TRATAMENTO DA SUPERFÍCIE DENTINÁRIA.....	7
3. OBJETIVO.....	13
4. MATERIAIS E MÉTODO.....	14
4.1 MATERIAIS.....	14
4.1.1 AMOSTRAS.....	14
4.1.2 AGENTE CLAREADOR.....	14
4.1.3 SISTEMA ADESIVO E RESINA COMPOSTA.....	15
4.1.4 EQUIPAMENTOS.....	17
4.2 MÉTODO.....	18
4.2.1 LIMPEZA E ARMAZENAGEM DAS AMOSTRAS.....	18
4.2.2 PREPARO DAS AMOSTRAS.....	18
4.2.3 DIVISÃO DOS GRUPOS EXPERIMENTAIS.....	19
4.2.4 TRATAMENTO CLAREADOR.....	21
4.2.5 TRATAMENTO DAS SUPERFÍCIES DENTINÁRIAS.....	21
4.2.6 PROCEDIMENTO ADESIVO.....	22

PÁGINA

4.2.7 PREPARO DAS AMOSTRAS PARA O TESTE DE TRAÇÃO.....	23
4.2.8 ARMAZENAGEM E ESTOCAGEM DAS AMOSTRAS EM ÁGUA DESTILADA.....	24
4.2.9 ENSAIOS DE TRAÇÃO.....	24
5. RESULTADOS.E ANÁLISE.ESTATÍSTICA.....	26
6. DISCUSSÃO.....	31
7. CONCLUSÕES.....	37
8. APÊNDICES.....	38
9. ANEXOS.....	41
10. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	43

LISTA DE FIGURAS

Figura 4.1 - Agente clareador e espessante (Whiteness HP – FGM)

Figura 4.2 - Ácido fosfórico 35%

Figura 4.3 - Sistema adesivo de frasco único

Figura 4.4 - Resina composta híbrida fotopolimerizável

Figura 4.5 - *Laser* de diodo Opus 10 – Opus Dent (Sharplan)

Figura 4.6 - *Laser* de Er:YAG (Kavo 2 - KaVo Co.- Biberach – Germany)

Figura 4.7 – Preparo das amostras

Figura 4.8 - Irradiação com *laser* de diodo

Figura 4.9 - Irradiação com *laser* Er:YAG

Figura 4.10 - Fotopolimerização da resina composta

Figura 4.11 - Matriz de politetrafluoretileno

Figura 4.12 - Corpo de prova

Figura 4.13 - Máquina universal de ensaio Mini-Instron, modelo 4442

Figura 4.14 - Ensaios de tração realizados a velocidade de 0,5 mm/minuto

LISTA DE TABELAS

Tabela 4.1 - Saliva artificial e sua composição

Tabela 4.2 - Sistema adesivo e sua composição

Tabela 4.3 - Resina composta e sua composição

Tabela 5.1 - Medidas de posição e dispersão

Tabela 5.2 - Análise de Variância com os principais fatores para a variável adesão

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 5.1 - Gráfico da tração máxima suportada segundo a técnica aplicada

Gráfico 5.2 - Gráfico da tração máxima suportada segundo o substrato

Gráfico 5.3 - Gráfico da tração máxima suportada segundo o tempo

LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

Bis-GMA	Bis-fenol A – diglicidil éter dimetacrilato
cm ²	Centímetro quadrado
°C	Graus centígrados
CO ₂	Dióxido de Carbono
Er:YAG	Óxido de alumínio e Ítrio dopado com Érbio (<i>Er doped aluminum garnet</i>)
HEMA	Hidroxietilmetacrilato
H ₂ O ₂	Peróxido de Hidrogênio
Hz	Hertz
Inmetro	Instituto Nacional de Metrologia, Normalização e Qualidade Industrial
J	Joule
J/cm ²	Joule / centímetro quadrado
Kgf	Kilograma força
Kgf/cm ²	Kilograma força / centímetro quadrado

MASH	Unidade de abrasividade
MPa	Mega Pascal
μm	Micrômetro
μs	Microsegundo
mJ	Milijoule
mJ/cm^2	Milijoule/centímetro quadrado
ml	Mililitro
ml/min	Mililitro/minuto
mm	Milímetro
mm^2	Milímetro quadrado
mM	Milimolar
mW/cm^2	Miliwatt/centímetro quadrado
Nd:YAG	Óxido de Ítrio e Alumínio dopado com Neodímio (<i>Nd doped aluminum garnet</i>)
nm	Nanômetro
N	Newton

Pa	Pascal
s	Segundo
UDMA	Uretano dimetacrilato
W	Watt
%	Sinal matemático indicativo de porcentagem
#	Indicativo de número

1. INTRODUÇÃO

A pesquisa e o desenvolvimento da Odontologia estética e adesiva trouxe uma variedade de opções de tratamentos conservadores com o intuito de obter-se um sorriso harmonioso oferecendo técnicas inovadoras, as quais buscam preservar a integridade e a saúde da estrutura dental e do periodonto. Seguindo esse conceito, o clareamento dental tem sido utilizado como um método conservador para melhorar a estética de dentes que apresentam alterações cromáticas, sejam por fatores extrínsecos ou intrínsecos.

Apesar do tratamento clareador caseiro ser efetivo e se tornado extremamente popular, este pode apresentar alguns inconvenientes tais como a deglutição do produto, moldeiras mal adaptadas, contato com mucosas orais, tempo maior para alcançar o efeito clareador, e pacientes insatisfeitos com os resultados obtidos (Leonard Jr., 1997, Zanin, 2002). Dessa forma, uma opção de tratamento efetivo que visa diminuir tais inconvenientes, além da possibilidade de controlar mais facilmente uma eventual sensibilidade, é o clareamento dental realizado pelo profissional.

Um dos agentes clareadores mais empregados para a técnica do clareamento dental em consultório é o peróxido de hidrogênio em concentrações que variam de 7,5% a 35% associados ou não a uma fonte de energia. O *laser* vem sendo empregado como fonte de energia com a finalidade de ativar a ação do agente clareador em dentes vitais e não-vitais (Garber, 1997; Sun, 2000).

O processo químico clareador baseia-se em uma reação de oxidação onde macromoléculas orgânicas são oxidadas e convertidas em dióxido de carbono e água, os quais serão difundidos através da superfície dental.

Um dos *lasers* mais utilizados para esse procedimento é o *laser* de diodo. Sua função é promover um aumento da temperatura e tornar a reação mais rápida, pois apresenta grande afinidade com tecidos pigmentados sendo facilmente absorvidos por estes (Eduardo *et al.*, 2002, Eduardo *et al.*, 2003).

Atualmente, os procedimentos restauradores estéticos após o tratamento clareador utilizando-se os sistemas adesivos tornaram-se essenciais para obtenção de um resultado clínico favorável em casos onde o paciente já apresenta uma restauração adesiva. Entretanto, recuperar as características morfológicas do elemento dental tem sido um árduo desafio. Nota-se uma constante evolução no que se refere aos materiais como

também às técnicas restauradoras, porém em alguns casos não se apresentam efetivas em devolverem ao elemento dental as mesmas características e padrões.

A adesividade à dentina tem sido um dos maiores desafios para a Odontologia. Spyrides *et al.* (2000) relatam que o processo de clareamento dental utilizando-se os peróxidos reduz a força adesiva. A presença de oxigênio residual, produzido pelo agente clareador e liberado gradualmente pela dentina, pode interferir no processo de polimerização das resinas compostas na interface dentina-material restaurador. Devido à sua composição orgânica, a dentina atua como um importante reservatório de oxigênio.

Com o objetivo de melhorar a adesão à dentina vários métodos tem sido empregados para o tratamento da superfície dentinária como por exemplo o condicionamento ácido que consiste na aplicação de ácido fosfórico à 37% e a irradiação *laser*. A irradiação pelo *laser* promove uma alteração morfológica com a exposição dos túbulos dentinários. Têm sido relatado na literatura que a irradiação com o *laser* de Er:YAG sobre a superfície dentinária, quando associada ao ácido fosfórico, resulta em um melhor padrão de microrretenção mecânica para os materiais restauradores.

Dessa forma, a fim de tornar o tratamento efetivo e seguro, mais estudos devem ser realizados para avaliar-se a aplicabilidade clínica da irradiação *laser* e os efeitos dos agentes clareadores em relação à adesão de um material restaurador estético à dentina.

2. REVISÃO DA LITERATURA

2.1 ETIOLOGIA DA PIGMENTAÇÃO

De acordo com Oliveira (1995), o processo de escurecimento dental ocorre devido à formação de estruturas quimicamente estáveis, as quais são responsáveis pela instalação progressiva de manchas nas coroas dentais.

De Deus (1992), Baratieri *et al.* (1993) e Pécora *et al.* (1996) relatam que as causas da alteração da cor natural dos dentes dependem de inúmeros fatores, dividindo-as em extrínsecas e intrínsecas. As alterações de cor devido a fatores extrínsecos ocorrem pela deposição de substâncias pigmentadas na superfície dental, podendo penetrar no dente através do esmalte e dentina. Essas alterações são observadas nos processos de cárie, irregularidades do esmalte e restaurações com infiltração. Além disso, hábitos como o tabagismo, a ingestão de alimentos com corantes, como encontrados no café e chá, e a utilização de alguns medicamentos, como a tetraciclina, contribuem também para o processo de pigmentação (Mondelli, 2002).

As alterações de origem intrínseca ocorrem por má formação congênita, como por exemplo, hipoplasia de esmalte, dentinogênese imperfeita, amelogênese imperfeita, icterícia e fluorose, ou por trauma com necrose pulpar e iatrogenia (Feinman *et al.*, 1987 e Carvalho *et al.*, 2002).

Paiva e Antoniazzi (1988) relataram que o escurecimento da coroa dental pode também ser decorrente do tratamento endodôntico. O sangue contido na câmara pulpar, proveniente da hemorragia pulpar, ao sofrer decomposição libera ferro. Esse elemento, através de reações químicas, resulta em um composto químico negro denominado sulfeto de ferro, o qual apresenta baixa solubilidade e alto poder de penetração pelos canalículos dentinários, tornando a estrutura dental mais pigmentada.

As pigmentações dentinárias são características de uma etiologia multifatorial resultante da interação físico-química entre cromóforos e o tecido dental. Faiez *et al.* (1999) e Sarrett (2002) ressaltam a importância do profissional em atualizar seus

conhecimentos no que se refere às etiologias, apresentações clínicas e às diversas modalidades de pigmentações dentárias.

2.2 COMPOSTOS QUÍMICOS UTILIZADOS

Segundo Fasanaro (1992) e Fortuna (1996), o ácido clorídrico 18%, indicado para micro abrasão, perborato de sódio utilizado na técnica “walking bleach” em dentes desvitalizados, peróxido de carbamida em concentrações que variam de 10% a 37% e o peróxido de hidrogênio em concentrações que variam de 6% a 35%, são os compostos que apresentam os resultados mais seguros e satisfatórios para o clareamento dental.

Suliman *et al.* (2005) relatam que o peróxido de hidrogênio a 35% pode ser considerado um agente clareador efetivo, pois é capaz de clarear a dentina em uma profundidade uniforme em até 69% do tecido, entretanto tal profundidade não corresponde à profundidade de penetração do agente clareador, pois esta corresponde à sua concentração e permeabilidade do substrato.

A oxidação é o principal processo químico envolvido no clareamento dental, no qual os produtos orgânicos são convertidos em dióxido de carbono e água, quando utilizados clareadores à base de peróxido de hidrogênio (Baratieri *et al.*, 1993).

O peróxido de hidrogênio têm sido relatado como o agente clareador mais efetivo, sendo um potente agente oxidante que ao entrar em contato com os tecidos se degrada em oxigênio reativo, o qual penetra através das estruturas dentais reagindo e liberando as impregnações por ação mecânica de limpeza e por meio de reação química. Baratieri (1996) cita que nessa reação, torna-se crítico e importante saber o limite para o clareamento, uma vez que a partir de um determinado ponto, o processo clareador começa a degradar a estrutura carbônica das proteínas e de outros compostos que apresentam esse elemento, podendo tornar o dente friável.

2.3 CLAREAMENTO DENTAL ASSOCIADO A UMA FONTE DE ENERGIA

A utilização de uma fonte de energia principalmente térmica, como catalisador de reações químicas como, por exemplo, a ativação do processo de clareamento dental, têm

sido descrita na literatura por vários autores com o objetivo de aumentar a liberação de oxigênio reativo (Smigel, 1996; Reyto, 1998; Baratieri, 2001; Tavares, 2003). O processo de clareamento dental associado a uma fonte de energia resulta em uma reação inflamatória leve, sendo as reações pulpares reversíveis.

Um aumento da temperatura superior à 5,5°C pode gerar danos irreversíveis e possível necrose pulpar, segundo Zach e Cohen, 1965. Com o objetivo de analisar o aumento de temperatura do *laser* de diodo (830 nm) quando utilizado para o clareamento dental, Pelino *et al.* (2001), observaram a temperatura produzida pelos *lasers* na superfície dental utilizando dois sistemas de *laser*, ADT e Opus Dent. Os autores utilizaram potências de 0,5 a 3 W, com e sem o produto clareador e com o acoplamento de termopares tipo T (cobre e estanho) no interior da câmara pulpar dos dentes, os quais permaneceram imersos numa cuba térmica à temperatura de 37°C. As temperaturas obtidas não ultrapassaram 5°C dentro dos parâmetros utilizados, sendo que as maiores elevações de temperatura foram obtidas para potências maiores. Este estudo mostra-se de extrema importância para se realizar o procedimento de clareamento dental com segurança e efetividade.

As lâmpadas de alta intensidade e o *laser* produzem temperaturas maiores do que as luzes convencionais, e o tratamento utilizando-se os *lasers* deve ser regulado para aplicações de até 30 segundos por dente, permitindo também um intervalo de 30 segundos entre uma exposição e outra. (Pelino *et al.*, 2002).

Segundo Eduardo *et al.*, 2003, o processo de clareamento dental ocorre através de uma reação de oxidação, na qual compostos orgânicos são convertidos em dióxidos de carbono e água. A quebra e a conversão dos grandes anéis pigmentados em compostos menores caracterizam o início do processo de clareamento. Os autores ressaltam ainda a importância da infiltração do agente clareador na estrutura dental e sua permanência por um período suficiente para promover o clareamento. O objetivo da utilização do *laser* nesse processo é catalisar a reação de oxidação. Um dos *lasers* mais utilizados para esse procedimento é o *laser* de diodo (Dostalova, *et al.*, 2004) o qual promove um aquecimento e a quebra das moléculas pigmentantes mais rapidamente. Os autores concluíram que a associação do *laser* ao clareamento dental torna o processo mais rápido

em relação aos métodos convencionais e, além disso, é possível também um melhor controle da variação da temperatura.

2.4 CONDICIONAMENTO ÁCIDO E ADESÃO

A dentina caracteriza-se por ser um tecido mineralizado constituído por uma matriz orgânica composta principalmente por colágeno tipo I e preenchida por cristais de hidroxiapatita. Além disso, apresenta um grande número de túbulos e canaliculos os quais formam uma rede resultando em permeabilidade deste tecido. A presença de túbulos e seus diâmetros variam de acordo com a proximidade pulpar, sendo próximos à polpa, 45.000 túbulos/mm² e 2,5 µm de diâmetro, na porção média, 29.500 túbulos/mm² e 1,2 µm de diâmetro e próximos ao esmalte, 20.000 túbulos/mm² e 0,9 µm de diâmetro (Mjör e Nordahl, 1996).

Desde a introdução dos sistemas adesivos nos procedimentos restauradores utilizando-se materiais estéticos, têm sido pesquisado o tipo de tratamento na superfície dental para se consagrar uma técnica ideal. Um dos primeiros trabalhos relacionando a adesão de materiais acrílicos à superfície do esmalte dental humano foi descrito por Buonocore (1955). Neste estudo foram utilizados diferentes ácidos em diferentes concentrações (ácido fosfomolibidílico a 50%, oxálico a 10% e fosfórico a 85%) a partir da observação do tratamento industrial da superfície de metais com ácidos para a adesão de tintas e metais. Observou-se um padrão microrretentivo responsável pela melhor interação do material restaurador à estrutura dental e o ácido fosfórico promoveu uma maior adesão e durabilidade, aumentando a área superficial e molhabilidade possibilitando um maior contato entre as duas estruturas.

Desse modo, a utilização do ácido fosfórico em concentrações que variam entre 30% e 38% sobre a dentina é atualmente o método mais conhecido e o qual apresenta melhores resultados em termos de adesividade. Este procedimento remove totalmente a *smear layer*, desmineralizando a dentina subjacente e promovendo a dissolução inorgânica, principalmente da dentina peritubular (matriz mais mineralizada), o que resulta em exposição e alargamento dos túbulos dentinários e a presença de uma rede de fibras colágenas.

Em relação aos efeitos dos agentes clareadores, (A - controle, B - peróxido de hidrogênio 35% durante 30 minutos, C - peróxido de carbamida 35% durante 30 minutos e D - peróxido de carbamida 10% durante 6 horas) na adesão da resina composta à dentina, Spyrides *et al.* (2000), relatam que há uma redução estatisticamente significativa em todos os grupos em relação ao grupo controle, quando aplicado o sistema adesivo imediatamente após o clareamento dental. Entre os grupos onde o sistema adesivo foi aplicado após sete dias, o grupo B-7 apresentou a maior resistência adesiva, enquanto que o grupo D-7 apresentou a menor resistência. A implicação clínica desse trabalho em situações onde a dentina encontra-se exposta ao meio bucal, como em lesões cervicais ou em preparos para coroas Veneer, que se estendem para a dentina, é que o tratamento restaurador deve ser realizado após um período de uma semana para obter-se um aumento da força adesiva quando utilizado o peróxido de hidrogênio 35% e peróxido de carbamida 35%, porém o mesmo não ocorre quando do uso do peróxido de carbamida 10%.

A literatura relata que a aplicação de algumas substâncias, como a catalase, o etanol a 70% e o hidróxido de cálcio após o tratamento clareador interno, tem com o objetivo neutralizar a ação do peróxido de hidrogênio proporcionando a liberação total do oxigênio remanescente das paredes cavitárias. Quando realizada a técnica de clareamento em consultório aconselha-se aguardar 7 dias para a realização da restauração estética definitiva, para que não ocorra o comprometimento da resistência adesiva dos sistemas restauradores (Miranda *et al.*, 2002; Kum *et al.*, 2004).

Alguns autores relatam que fatores como a rugosidade do substrato, o tratamento químico recebido, o teor de umidade, e a concentração de cálcio, entre outros, estão envolvidos na resistência da união adesivo/substrato dentinário, devido à não uniformidade do condicionamento ácido e conseqüentemente à não padronização da infiltração dos agentes adesivos através da rede de colágeno (Bianchi *et al.*, 1999; Perdigão, 2002). Porém, métodos de tratamento alternativos na dentina têm sido discutidos na literatura, entre eles alguns tipos de irradiação *laser*.

2.5 LASER E TRATAMENTO DA SUPERFÍCIE DENTINÁRIA

Através do princípio da emissão estimulada de radiação postulada por Einstein (1917), Maimann (1960), obteve a primeira emissão estimulada da luz visível utilizando um

crystal de rubi, o qual denominou-se *LASER* (light amplification by stimulated emission of radiation – amplificação da luz por emissão estimulada de radiação).

Posteriormente, vários estudos para a utilização do *laser* em Odontologia foram realizados. Em 1964, Stern e Sognaes iniciaram os primeiros estudos “*in vitro*” irradiando o tecido dental duro com o *laser* de rubi e observaram a formação de crateras, fusão no esmalte e a carbonização em profundidade na dentina. Desse modo, tal *laser* mostrou-se pouco efetivo e outros sistemas foram sendo pesquisados como o CO₂ e Nd:YAG. Entretanto, ambos causaram a carbonização tecidual devido à pequena absorção desses comprimentos de onda tanto pelo esmalte quanto pela dentina.

Somente em 1989, Hibst e Keller utilizando um *laser* de Er:YAG observaram que dependendo da energia empregada era possível a remoção parcial do tecido dental através de microexplosões sem causar danos térmicos aos tecidos adjacentes devido à grande absorção desse comprimento de onda (emissão de 2,94 µm) pela água e radicais hidroxila da hidroxiapatita presentes na subsuperfície da estrutura dental. Esse processo ocorre devido à absorção da energia pela água aprisionada no interior dos tecidos, a qual é rapidamente aquecida e evaporada gerando altas pressões resultando em microexplosões, formando crateras, porém, dependendo dos parâmetros, com ausência de trincas e carbonização (Courrol *et al.*, 2003). Assim, parte do calor gerado é eliminada com os tecidos ejetados. Quando utilizados parâmetros adequados para cada procedimento clínico os *lasers* de érbio apresentam uma alternativa de tratamento seguro e vantagens, como promover um maior conforto ao paciente, diminuição do tempo operatório, procedimentos mais precisos e conservadores sendo bastante tolerado pelo tecido pulpar e periodontal possibilitando a obtenção de resultados clínicos satisfatórios.

Tanji *et al.* (1996), avaliaram o aspecto micromorfológico da superfície dentinária irradiada com *laser* de Er:YAG em três diferentes energias. Foram utilizados 35 dentes humanos divididos em 7 grupos. Os grupos 1 e 2 foram irradiados com energia de 60 mJ no modo desfocado, refrigerados com água destilada. Irradiou-se com 80 mJ os grupos 3 e 4, e com 100 mJ os grupos 5 e 6. O grupo 7, (controle), foi condicionado com ácido fosfórico a 35%. Os grupos 2, 4 e 6 após irradiados, foram também condicionados com ácido. Os autores observaram por meio de microscopia eletrônica de varredura, que a energia de 100 mJ produziu maiores áreas de ablação, e que o condicionamento ácido

após as irradiações provocaram o aspecto similar ao grupo controle, apenas em áreas onde a dentina foi removida pela ablação. A irradiação com o *laser* de Er:YAG foi capaz de remover a camada de “*smear*”, expondo os túbulos dentinários. Concluiu-se que a irradiação com *laser* de Er:YAG poderia promover um aumento da resistência ao ácido na dentina remanescente, prevenindo recidivas de cárie, e que a energia de 100 mJ promoveria um melhor padrão de micro-retenção mecânica para os materiais restauradores.

A resistência adesiva na dentina irradiada por *laser* Er:YAG e suas alterações morfológicas foram avaliadas por Kataumi *et al.* (1998), utilizando-se 42 dentes humanos divididos em 3 grupos: Grupo A: condicionamento ácido com ácido fosfórico 37% durante 40 segundos + adesivo dentinário + resina composta; Grupo B: irradiação por *laser* Er:YAG na dentina com energia de 126 mJ seguido do mesmo tratamento recebido pelo grupo A; Grupo C: irradiação por Er:YAG + adesivo dentinário + resina composta. Os autores observaram que a camada superficial da dentina irradiada por *laser* de Er:YAG apresentou os túbulos dentinários abertos e, o condicionamento ácido com o ácido fosfórico 37% promoveu uma desmineralização da superfície irradiada, deixando as superfícies da dentina intertubular e uma relativa quantidade de dentina peritubular irregulares. A irradiação com o *laser* de Er:YAG aumentou a ácido-resistência da dentina peritubular numa profundidade de até 20 μm .

Oda *et al.* (2001), observou morfológicamente em um estudo comparativo por microscopia eletrônica de varredura, que a união entre adesivo e a resina composta à dentina irradiada com o *laser* de Er:YAG ou Nd:YAG utilizados em substituição ao condicionamento ácido ou associados, foi melhor nos grupos irradiados com o *laser* de Er:YAG e condicionamento ácido, onde foi possível verificar nitidamente a penetração da resina nos túbulos dentinários. Em relação aos grupos irradiados com o *laser* de Nd:YAG houve apenas uma aparente superposição da resina na superfície dentinária, sugerindo que houve oclusão dos túbulos com características de fusão na dentina.

Os efeitos do *laser* de Er:YAG e da abrasão à ar sobre a adesão entre a dentina e os sistemas restauradores Single Bond + Filtek Z-250 (3M Co.) e Bond 1 + Flow It (Jeneric/Pentron) foram comparados por Chimello *et al.* (2002) a partir dos seguintes grupos: A) Er:YAG (energia de 80 mJ e 2 Hz); B) Er:YAG + ácido fosfórico 37%; C)

abrasão à ar + ácido fosfórico 37% e D) controle. A partir desse estudo, concluiu-se que tanto o condicionamento dentinário com o *laser* de Er:YAG quanto a abrasão à ar, influenciaram na força de união entre a superfície dentinária e o material restaurador, porém a associação do ácido fosfórico é ainda indispensável para obter-se melhores resultados. Os resultados mostraram ainda um maior valor de resistência adesiva para o sistema Single Bond + Filtek Z-250.

Eguro *et al.* (2002) verificou a influência de vários tipos de tratamento na superfície dentinária irradiada pelo *laser* de Er:YAG e sua adesão com a resina composta. Empregou-se uma energia de 100 mJ, frequência de 4 Hz a uma distância de 12 mm, e água como refrigeração (3 ml/min). Em seguida, dividiram-se as amostras de acordo com o tratamento na superfície dentinária: G1: controle; G2: ultra-som por 5 segundos; G3: abrasão à ar durante 5 segundos; G4: ácido fosfórico 37% por 15 segundos; G5: polimento com bicarbonato de sódio por 5 segundos. Posteriormente todos os grupos foram tratados com o sistema adesivo Clearfil SE bond e a resina composta Clearfil AP-X. Observou-se que os grupos tratados com jato de bicarbonato e com ácido fosfórico a 37% apresentaram uma maior resistência à tração, em relação ao grupo controle. As análises morfológicas mostraram que tanto o jato de bicarbonato quanto o ácido fosfórico resultaram em áreas cobertas pela *smear layer* e exposição de túbulos dentinários favorecendo a infiltração do *primer*. Dessa forma, pôde-se concluir que a dentina irradiada pelo *laser* de Er:YAG, quando tratada com jato de bicarbonato ou ácido fosfórico 37%, apresenta uma maior força adesiva.

A ausência do condicionamento ácido sobre a superfície dentinária deixa uma camada de detritos que impede a penetração do agente adesivo para o interior da dentina. Analisando as alterações morfológicas da dentina humana irradiada com *laser* de Er:YAG para o preparo cavitário e condicionamento da superfície dentinária em três diferentes condições (250 mJ, taxa de repetição de 2 Hz, 250 mJ e taxa de repetição de 2 Hz seguido da irradiação com 60 mJ e 10 Hz de taxa de repetição - para simular um efeito semelhante ao condicionamento da superfície com o ácido fosfórico - e; 400 mJ com taxa de repetição de 4 Hz) e sua relação com dois diferentes sistemas adesivos (de frasco único e autocondicionante), Ramos *et al.* (2002), observaram que ao aplicar-se o condicionamento ácido, essa camada de detritos foi removida e houve penetração da resina para o interior da malha de colágeno, formando *tags* de resina profundos. Quando

irradiou-se a dentina com *laser* Er:YAG, houve a formação de uma camada superficial degradada resultante da desnaturação do colágeno sobre a ação do *laser*. Essa camada atuou como barreira formando uma camada híbrida irregular. O condicionamento ácido da superfície foi eficaz em remover essa camada, permitindo a formação de uma camada híbrida adequada. Em relação aos testes de tração, não houve diferenças estatisticamente significantes. Apenas quando não foi realizado o condicionamento ácido, o sistema de frasco único apresentou valores de resistência à tração significativamente menores em relação aos demais grupos.

Em estudo avaliando diferentes tratamentos em dentina bovina utilizando condicionamento ácido com ácido fosfórico a 37%, *laser* de Er:YAG e desproteíntização, Robles (2003), avaliou através de ensaios de tração e análise das superfícies por microscopia eletrônica de varredura que o *laser* de Er:YAG em baixa densidade de energia (19,29 J/cm², a 60 mJ e 2 Hz), pode influenciar positivamente na resistência adesiva à dentina quando comparado ao condicionamento ácido convencional. Quando associado o *laser* ao tratamento convencional, houve um aumento da resistência adesiva independentemente da realização ou não da desproteíntização. As observações em MEV mostraram superfícies dentinárias, tratadas com *laser* seguido da desproteíntização, com aspecto morfológico microrretentivo embora o comportamento adesivo tenha produzido baixos valores de resistência à tração.

A associação do tratamento convencional com ácido fosfórico após a realização do preparo cavitário com o *laser* de Er:YAG ou pontas montadas diamantadas em alta rotação, tem mostrado melhores resultados em relação ao condicionamento ácido ou *laser* isoladamente Trajtenberg *et al* (2004).

O tratamento da superfície dentinária torna-se de extrema importância durante o processo de reconstrução da estrutura dental e requer certas condições, as quais irão favorecer a microrretenção dos sistemas adesivos para as resinas compostas ou cimentos resinosos. O comprimento de onda e os parâmetros da irradiação são fatores importantes que devem ser levados em consideração. A maneira mais efetiva para obterem-se resultados clínicos favoráveis é utilizando-se o *laser* de Er: YAG para o preparo cavitário, expondo-se os túbulos dentinários e promovendo uma redução microbiana,

seguido pelo ácido fosfórico para o tratamento da superfície dental. Eduardo *et al.* (2003); Bertrand *et al.* (2006).

A análise molecular da dentina condicionada com ácido fosfórico a 37% e *laser* de Er:YAG com diferentes parâmetros (I: 80 mJ, 3 Hz; II: 120 mJ, 3 Hz e III: 180 mJ, 3 Hz), mostrou que os tratamentos com o ácido fosfórico e o grupo I apresentaram superfícies mais conservadoras com pouca perda mineral e de colágeno tipo I. No grupo II houve uma alteração intermediária porém, com uma perda mineral maior em relação ao grupo I. E no grupo III houve uma significativa alteração da hidroxiapatita e do conteúdo orgânico (Soares *et al.*, 2006).

Diferentes parâmetros da irradiação *laser* quando utilizado para condicionamento da superfície dental tais como a energia, frequência do pulso, tempo de irradiação e o comprimento de onda, podem interferir na adesão da resina composta à dentina quando associado ao ácido fosfórico a 37%. A frequência do pulso resulta em diferentes valores de adesão: quanto maior a frequência do pulso, maior será o calor gerado, causando modificações na estrutura dentinária principalmente alterando a permeabilidade dentinária à ação dos ácidos orgânicos e conseqüentemente diminuindo a adesividade (Camerlingo, *et al.*, 2004; Gonçalves *et al.*, 2005). Navarro (2002), observou também que as menores fluências são capazes de promoverem maiores resistências adesivas à tração.

3. OBJETIVO

O presente trabalho tem como objetivo avaliar "*in vitro*" a influência do *laser* de Er:YAG na adesão da resina composta à dentina imediatamente após o clareamento dental com o *laser* de diodo ou após 7 dias de imersão em saliva artificial.

4. MATERIAIS E MÉTODO

4.1. MATERIAIS

4.1.1 Amostras

Foram selecionados para esse estudo 120 dentes bovinos acondicionados inicialmente em solução salina a 0,9% e uma temperatura de 4°C para permanecerem hidratados até a sua utilização.

Utilizou-se saliva artificial (TAB. 4.1) para imersão das amostras nos grupos onde o procedimento adesivo foi realizado após sete dias (Spyrides, G.E., Perdigão J., 2000).

TABELA 4.1 – Saliva artificial e sua composição

Composto	Quantidade	Concentração
KH ₂ PO ₄	100 ml	25 mM
Na ₂ HPO ₄	100 ml	24 mM
KHCO ₃	100 ml	150 mM
NaCl	100 ml	100 mM
MgCl ₂	100 ml	1,5 mM
CaCl ₂	100 ml	15 mM
Ácido cítrico	6 ml	25 mM

4.1.2 Agente clareador

Foi utilizado nesse experimento o peróxido de hidrogênio a 35% e um espessante (Whiteness HP – FGM Produtos Odontológicos – Joinville – Brasil – Fig. 4.1). Esse produto apresenta alto poder clareador e deve ser utilizado exclusivamente em consultório, podendo ser associado à uma fonte de energia tanto de luz halógena quanto de irradiação de calor (*lasers* — diodo, Argônio, Nd:YAG — , fotopolimerizador, lâmpadas de plasma, LED).



Figura 4.1 Agente clareador- peróxido de hidrogênio 35% e espessante (Whiteness HP – FGM)

4.1.3 Sistema adesivo e resina composta

Foram utilizados nesse estudo, o ácido fosfórico 35% (Fig.4.2), um sistema adesivo de frasco único (Adper™ Single Bond 2, 3M – Fig. 4.3) e uma resina composta fotoativada híbrida (Filtek Z-250®, cor A3 – 3M – Fig.4.4). As tabelas 4.2 e 4.3 mostram o sistema adesivo e a resina composta utilizada, bem como suas respectivas composições.



Figura 4.2 – Ácido fosfórico 35%

TABELA 4.2 – Sistema adesivo e sua composição

Marca	Primer e Adesivo	Fabricante
·Adper™ Single Bond 2	·HEMA, copolímeros do ácido polialcenoico, etanol, água ·Bis-GMA, diuretano dimetacrilato, canforoquinona, glicerol 1.3 dimetacrilato, 10% sílica coloidal	·3M Co. St. Paul, MN, EUA



Figura 4.3 – Sistema adesivo de frasco único

TABELA 4.3. – Resina composta e sua composição

Marca	Sistema de Ativação	Resina	Fabricante
·Filtek Z-250®	·Luz halógena	·Matriz Orgânica Bis-GMA, Bis-EMA, UDMA ·Matriz Inorgânica Zircônia/Sílica	·3M Co. St. Paul, MN, EUA



Figura 4.4 – Resina composta híbrida fotoativada

4.1.4 Equipamentos

➤ **Laser de Diodo:** modelo Opus 10 (Sharplan - Opus Dent – Fig. 4.5), com comprimento de onda 830 ± 10 nm, duração do pulso variável entre 0,05 e 30 s. Foi utilizada uma fibra de 600 μ m de diâmetro com potência máxima de 5 W acoplada à uma peça de mão.



Figura 4.5 – *Laser* de diodo Opus 10 – Opus Dent (Sharplan)

➤ **Laser de Er:YAG:** modelo KaVo KEY Laser 2 (KaVo Co.- Biberach – Germany – Fig. 4.6), com comprimento de onda de 2,94 μ m, energia variável de 60 a 500 mJ por pulso, taxa de repetição de 1 a 15 Hz, duração de pulso variável entre 250 a 500 μ s e diâmetro de feixe na região de focalização de 0,63 mm. Esse *laser* trabalha de forma não contato, sendo o foco ideal estabelecido entre as distâncias de 12 a 15 mm da lente de saída do feixe até o tecido irradiado e possui um sistema de refrigeração através de *spray* de água.



Figura 4.6 – *Laser* de Er:YAG (Kavo 2 - KaVo Co.- Biberach – Germany)

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.

4.2 MÉTODO

4.2.1 Limpeza e armazenagem das amostras

Após a seleção dos dentes, realizou-se a profilaxia das amostras utilizando-se taças de borracha e escovas tipo Robinson com pasta de pedra-pomes, montados em um contra-ângulo e micro motor em baixa rotação (KaVo, Joinville, SC, Brasil). Posteriormente, as amostras foram armazenadas em água destilada a uma temperatura de 4°C para que pudessem permanecer hidratadas até a sua utilização.

4.2.2 Preparo das amostras

As amostras foram seccionadas no sentido méso-distal com um disco de carborundum e posteriormente fixadas com cera utilidade com suas superfícies vestibulares voltadas

para baixo nas bases de matrizes plásticas desmontáveis Sample – Kwick (Buehler) previamente isoladas com vaselina sólida, 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 (grupos C-0 (D), C-7 (D), L-0 (D) e L-7 (D)). As coroas foram incluídas em resina acrílica ativada quimicamente e, após a polimerização, as superfícies vestibulares foram aplainadas e desgastadas com discos de lixas abrasivas de carboneto de silício de granulações 280, 400 e 600 MASH (Buehler) em alta velocidade, refrigeradas com água corrente, adaptadas em máquina politriz Ecomet (Buehler Ltd., Lake Bluff, IL, EUA) até a exposição superficial de dentina nos grupos C-0 (D), C-7 (D), L-0 (D) e L-7 (D). A superfície vestibular das amostras dos grupos C-0 (E), C-7 (E), L-0 (E) e L-7 (E) foram preservadas com o esmalte dental (Fig.4.7).

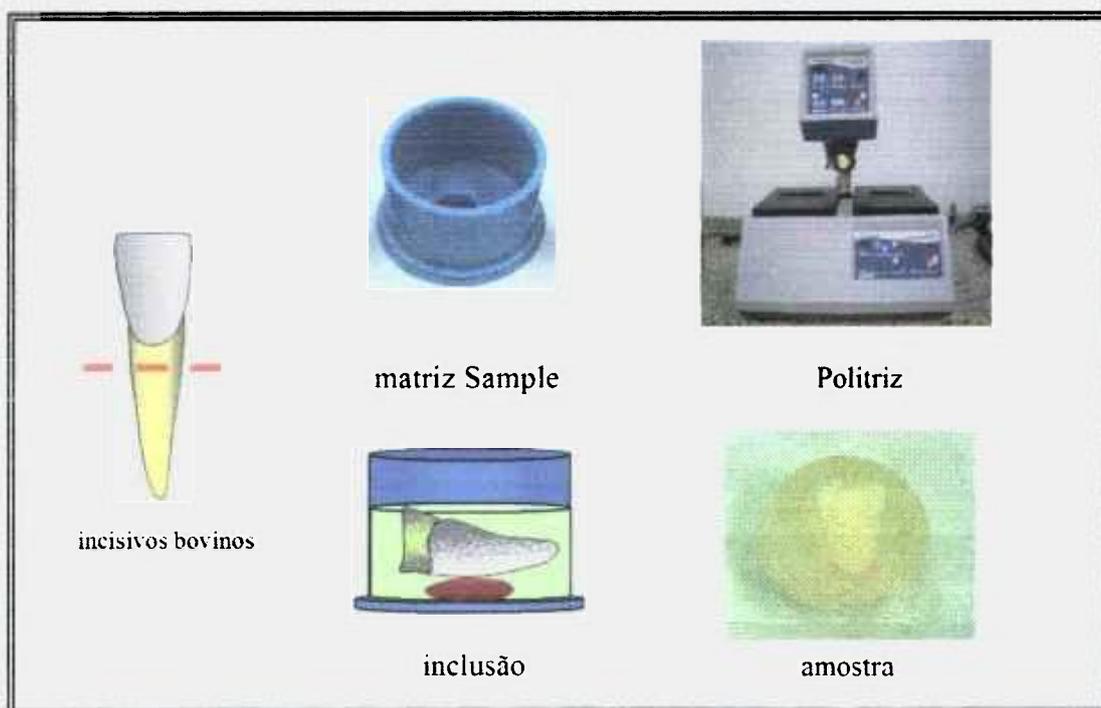


Figura 4.7 Preparo das amostras

4.2.3 Divisão dos grupos experimentais

Após a inclusão, as 120 amostras foram divididas em 8 grupos de 15 dentes cada (ANEXO 9.1), de acordo com o tratamento superficial a ser realizado no esmalte (E) ou diretamente na dentina (D):

- **Grupo C-0 (E):** peróxido de hidrogênio 35% associado ao *laser* de diodo
(controle) desgaste do esmalte dental
 ácido fosfórico a 35% + Adper™ Single Bond 2 + resina composta

- **Grupo C-7 (E):** peróxido de hidrogênio 35% associado ao *laser* de diodo
(controle) imersão em saliva artificial durante 7 dias
 desgaste do esmalte dental
 ácido fosfórico a 35% + Adper™ Single Bond 2 + resina composta.

- **Grupo C-0 (D):** peróxido de hidrogênio 35% associado ao *laser* de diodo
(controle) ácido fosfórico a 35% + Adper™ Single Bond 2 + resina composta

- **Grupo C-7 (D):** peróxido de hidrogênio 35% associado ao *laser* de diodo
(controle) imersão em saliva artificial durante 7 dias
 ácido fosfórico a 35% + Adper™ Single Bond 2 + resina composta.

- **Grupo L-0 (E):** peróxido de hidrogênio 35% associado ao *laser* de diodo
 desgaste do esmalte dental
 irradiação com *laser* Er:YAG + ácido fosfórico a 35%
 Adper™ Single Bond 2 + resina composta.

- **Grupo L-7 (E):** peróxido de hidrogênio 35% associado ao *laser* de diodo
 imersão em saliva artificial durante 7 dias
 desgaste do esmalte dental
 irradiação com *laser* Er:YAG + ácido fosfórico a 35%
 Adper™ Single Bond + resina composta.

- **Grupo L-0 (D):** peróxido de hidrogênio 35% associado ao *laser* de diodo
 irradiação com *laser* Er:YAG + ácido fosfórico a 35%
 Adper™ Single Bond + resina composta.

- **Grupo L-7 (D):** peróxido de hidrogênio 35% associado ao *laser* de diodo
 imersão em saliva artificial durante 7 dias
 irradiação com *laser* Er:YAG + ácido fosfórico a 35%
 Adper™ Single Bond + resina composta.

4.2.4 Tratamento clareador

O preparo do agente clareador foi realizado seguindo-se as orientações do fabricante. Utilizando-se o recipiente de mistura que acompanha o kit, a fase peróxido (fase 1) e a fase espessante (fase 2) foram misturadas na proporção de 3 gotas de peróxido para 1 gota de espessante. A mistura foi feita com o auxílio de uma espátula até se observar uma perfeita homogeneização da solução.

Em seguida, aplicou-se uma camada de aproximadamente 2 mm de espessura de gel clareador sobre as superfícies vestibulares de todas as amostras. Para ativar o processo, as amostras foram irradiadas (Fig. 4.8) com o *laser* de diodo Opus 10 (Sharplan – Opus Dent), emitindo em $830 \text{ nm} \pm 10 \text{ nm}$ através de uma fibra de $600 \mu\text{m}$ acoplada à uma peça de mão de 0,6 cm de diâmetro, com a potência de 1,6 W durante 30 segundos em modo contínuo, realizando-se movimentos de varredura ($DE=24 \text{ J/cm}^2$).



Figura 4.8 – Irradiação com *laser* de diodo

O gel clareador foi mantido em repouso durante 7 minutos e novamente irradiado durante 30 segundos em modo contínuo, realizando-se movimentos de varredura. Posteriormente o gel foi removido, as superfícies lavadas e aplicada uma nova camada de gel clareador repetindo-se o mesmo procedimento. (Wetter *et al.*, 2004)

4.2.5 Tratamento das superfícies dentinárias

As amostras dos grupos L-0 (E), L-7(E), L-0 (D) e L-7 (D) foram irradiadas com *laser* de Er:YAG – $2,94 \mu\text{m}$ (KaVo), 60 mJ de energia e 2 Hz de taxa de repetição no modo

focado durante 30 segundos, realizando-se movimentos de varredura sob refrigeração água-ar, tendo a velocidade de vazão de água em 5 ml/minuto, a uma distância calibrada de 12 mm da dentina (Bispo, 2000; Saraceni, 2002), com o auxílio de uma lima endodôntica K # 40 (Maillefer), adaptada à ponta 2051 com fita adesiva (3M) como mostra a figura 4.9.

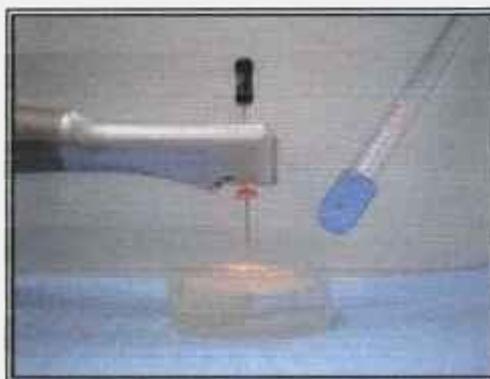


Figura 4.9 – Irradiação com *laser* Er:YAG

A área de dentina a ser irradiada apresentava dimensões de 5 mm x 5 mm, delimitada previamente com grafite.

Todas as amostras foram posteriormente condicionadas com ácido fosfórico 35% (Scotchbond Ácido de Ataque em Gel, 3M) durante 15 segundos e lavadas com *spray* de água e ar por 10 segundos. O excesso de água foi removido com um papel absorvente, deixando a dentina úmida.

4.2.6 Procedimento adesivo

Os espécimes dos grupos C-7 (E), L-7 (E) foram tratados somente após o procedimento clareador, a imersão destes em saliva artificial a 37°C durante 7 dias e posterior desgaste da superfície de esmalte. O procedimento adesivo nos grupos C-7 (D) e L-7 (D) foi realizado após a imersão destes em saliva artificial a 37°C durante 7 dias

O sistema adesivo Single Bond 2 (3M Co. St. Paul, MN, EUA) foi aplicado sobre a superfície dentinária, de acordo com as orientações do fabricante.

Foram aplicadas duas camadas do sistema adesivo com o auxílio de um aplicador Microbrush® (KG Sorensen). Em seguida, aplicou-se um leve jato de ar a uma distância aproximada de 20 mm para auxiliar na evaporação do solvente e para que houvesse a

distribuição homogênea do produto. Posteriormente foi feita a fotoativação com um aparelho de luz visível por 10 segundos.

4.2.7 Preparo das amostras para o teste de tração

Para a padronização e fixação dos espécimes, a resina composta foi aplicada com o auxílio de uma matriz de politetrafluoretileno em forma de anel, o qual proporcionou o formato tronco-cônico invertido ao final da inserção, necessário para posterior realização do teste de resistência adesiva à tração.



Figura 4.10 – Fotoativação da resina composta

A inserção da resina foi realizada pela técnica incremental, em porções de 1mm de espessura utilizando um condensador antiaderente para compósitos Thompson e polimerização por 20 segundos de cada incremento (Fig. 4.10), utilizando um aparelho fotopolimerizador com intensidade de luz superior a 530 mW/cm^2 a qual foi previamente aferida com um radiômetro.

As figuras 4.11 e 4.12 mostram a matriz de politetrafluoretileno utilizada e a obtenção dos corpos de prova, respectivamente.



Figura 4.11 – Matriz de politetrafluoretileno



Figura 4.12 – Corpo de prova

4.2.8 Armazenagem e estocagem das amostras em água destilada

Após a confecção dos corpos de prova em resina composta, estes foram imersos em água destilada e armazenados durante 24 horas à temperatura de 37°C para posterior realização dos testes de resistência à tração.

4.2.9 Ensaio de tração

Após o período de armazenagem e estocagem das amostras, os corpos de prova foram fixados na máquina universal de ensaio Mini-Instron (Model 4442 – Canton MA – USA – Fig. 4.13), através de um dispositivo metálico especial para fixação destes corpos de prova, desenvolvido pelo Houston Biomaterials Research Center, Dental Branch, Houston, Universidade do Texas, EUA. O ensaio mecânico de tração foi realizado à uma velocidade constante de 0,5 mm/minuto e célula de carga de 500 N.

A figura 4.14 mostra a apreensão do corpo de prova com o dispositivo metálico e o ensaio de tração da resina composta.



Figura 4.13 - Máquina universal de ensaio Mini-Instron, modelo 4442

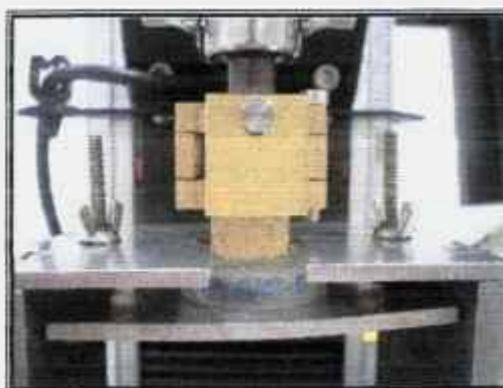


Figura 4.14 - Ensaio de tração realizados a velocidade de 0,5 mm/minuto

5. RESULTADOS E ANÁLISE ESTATÍSTICA

Os resultados foram obtidos em unidade de força Newton (N), sendo posteriormente convertidos para unidade de pressão Mega Pascal (MPa), na qual leva-se em consideração a área adesiva, através da multiplicação pelo fator de conversão 0,1386, fator este deduzido através de conversões de medidas e operações matemáticas (Inmetro, 2003) – ANEXO 9.2.

Os dados obtidos nos ensaios de tração foram submetidos à análise estatística pelo método da análise de variância (ANOVA) a três critérios fixos. No intuito de se avaliar descritivamente as medidas obtidas para cada um dos grupos avaliados, foram calculadas algumas medidas de posição e de dispersão (TAB. 5.1).

Tabela 5.1 – Medidas de posição e dispersão

Grupos		Média (MPa)	Intervalo de Confiança de 95%		Mediana	Desvio padrão
			Limite inferior	Limite superior		
Com <i>laser</i> Er: YAG	Estatística	6,5917	5,8530	7,3303	6,1450	2,8594
	Erro padrão	0,3691				
Sem <i>laser</i>	Estatística	5,8628	5,1050	6,6207	5,3200	2,9335
	Erro padrão	0,3787				
Aplicação na Dentina	Estatística	6,1932	5,3542	7,0322	5,1650	3,2478
	Erro padrão	0,4193				
Aplicação no Esmalte	Estatística	6,2613	5,6027	6,9200	6,0450	2,5497
	Erro padrão	0,3292				
Restauração Imediata	Estatística	7,0467	6,2136	7,8797	6,1450	3,2246
	Erro padrão	0,4163				
Restauração após 7 dias	Estatística	5,4078	4,8138	6,0019	4,9650	2,2995
	Erro padrão	0,2969				

Observando a tabela 5.1, verifica-se que, apesar de numericamente a média obtida nos grupos tratados com o *laser* ser maior do que a dos grupos não tratados, tal diferença é bastante pequena, podendo indicar uma similaridade entre os valores de resistência adesiva à tração destes dois grupos. Tal similaridade também pode ser observada quando comparados os grupos nos quais o tratamento clareador foi realizado na dentina em relação ao grupo nos quais o gel clareador foi aplicado no esmalte. Quando comparados os grupos nos quais o procedimento restaurador foi realizado imediatamente após o clareamento com os grupos restaurados após 7 dias, verifica-se que estes apresentaram uma resistência à tração numericamente inferior aos grupos anteriores.

Com o intuito de facilitar a observação do comportamento da variável tração segundo cada um dos fatores estudados, foram construídos gráficos do tipo *Box-plot* (Gráficos de 5.1, 5.2 e 5.3). Avaliando-se o gráfico 5.1, é possível observar que a mediana dos grupos tratados com o *laser* (linha central da caixa) apresenta-se levemente superior aos dos grupos não tratados com o *laser*, contudo tal diferença em relação à variabilidade dos dados de cada grupo (tamanho da caixa) é relativamente pequena, podendo indicar a inexistência de diferenças significativas entre estas duas medidas. Adicionalmente, nota-se que a variabilidade dos grupos tratados com o *laser* foi menor quando comparada aos demais grupos, sugerindo a existência de diferenças entre as variâncias de cada grupo. Além disso, observou-se a ocorrência de alguns valores os quais apresentam-se muito elevados em relação ao conjunto de dados, sendo considerados valores discrepantes.

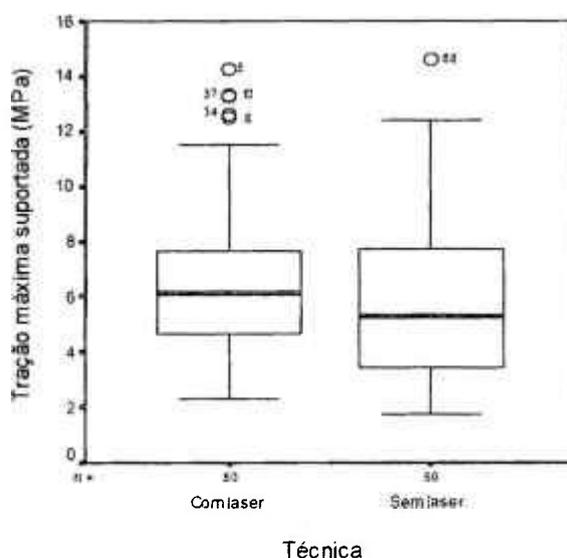


Gráfico 5.1 – Gráfico da tração máxima suportada segundo a técnica aplicada

Tal heterogeneidade entre as variâncias pode ser identificada de forma mais evidente quando comparados os grupo nos quais as aplicações foram realizadas na dentina em relação aos grupos nos quais as aplicações foram realizadas em esmalte. Este último grupo apresenta uma variabilidade muito menor do que o anterior, sendo, entretanto, identificado a existência de 4 possíveis valores díspares. Em relação aos valores medianos, verifica-se que ambos os grupos apresentaram valores muito próximos, indicando a inexistência de efeitos deste fator.

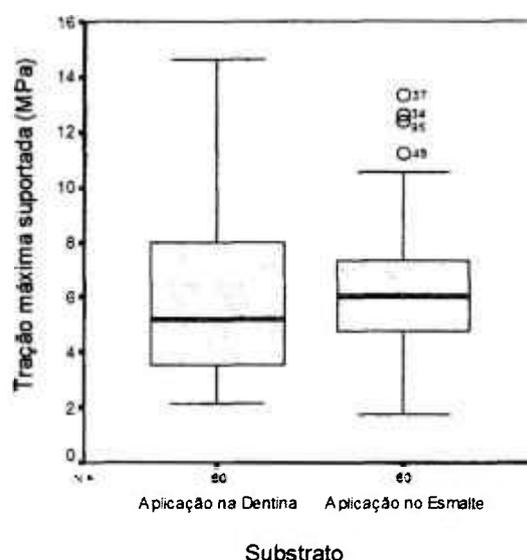


Gráfico 5.2 – Gráfico da tração máxima suportada segundo o substrato

Avaliando-se a diferença entre a mediana dos grupos nos quais as restaurações foram realizadas imediatamente após o processo de clareamento e a mediana dos grupos onde as restaurações foram realizadas somente após 7 dias observou-se que esta diferença foi relativamente maior do que a identificada nas demais comparações. De uma forma geral, não se identificou a existência de valores discrepantes em nenhum dos grupos sendo, entretanto, detectado uma grande variabilidade em ambos os grupos.

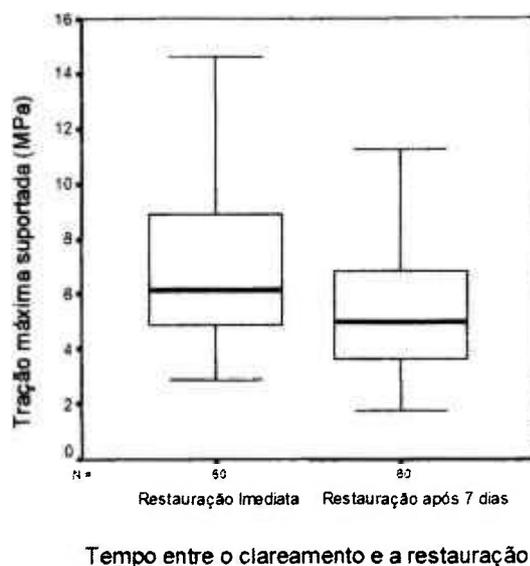


Gráfico 5.3 – Gráfico da tração máxima suportada segundo o tempo

Em virtude da inexistência de interação entre os fatores avaliados, o teste de Análise de Variância (ANOVA) foi realizado apenas para os fatores principais, ou seja, apenas para cada um dos fatores isoladamente, não incluindo as interações.

Tabela 5.2: Análise de Variância com os principais fatores para a variável adesão

Fonte de Variação	Soma de Quadrados (SQ)	Graus de liberdade (gl)	Quadrado médio (QM)	Teste de Fisher (F)	Nível descritivo (p)
Média Geral	4653,437	1	4653,437	593,555	0,000
Técnica	15,936	1	15,936	2,033	0,157
Substrato	0,139	1	0,139	0,018	0,894
Tempo	80,573	1	80,573	10,277	0,002
Resíduo	909,433	116	7,840		
Total	5659,518	120			

Foi verificado que tanto o fator técnica (tratamento com e sem *laser*) e o substrato (esmalte ou dentina) mostraram-se não significativos ($p = 0,157$ e $p = 0,894$ respectivamente), indicando a não existência de indícios de diferenças significativas entre as médias destes grupos (TAB.5.2). Diferentemente destes dois fatores, no tempo de restauração foi detectado uma diferença estatisticamente significativa, sendo que nos grupos onde restauração foi realizada imediatamente após o clareamento a média de resistência a tração foi superior aos grupos restaurados após 7 dias ($p = 0,002$).

6. DISCUSSÃO

A crescente procura pela estética tornou-se bastante evidente nos últimos anos. Na Odontologia, o desenvolvimento de novos materiais, técnicas restauradoras aliadas à tecnologia permitiram ao profissional oferecer tratamentos conservadores. O clareamento dental associado à uma fonte de energia têm sido utilizado com a finalidade de catalisar a ação do agente clareador durante o processo de oxidação.

Entretanto o contato do peróxido de hidrogênio com a estrutura dental resulta em alterações químicas e morfológicas nesse tecido. Na dentina essas alterações tornam-se mais críticas em relação ao esmalte devido à sua composição orgânica (presença de água e fibras colágenas) e morfologia (presença de túbulos dentinários). Na dentina intertubular e peritubular, Chng (2005) verificou a diminuição da microdureza devido à perda mineral, porém menos evidente na dentina peritubular devido ao seu alto grau de mineralização e redução da porção orgânica, alterando a permeabilidade dentinária. Tais alterações resultam em superfícies menos favoráveis à retenção das resinas compostas. No presente estudo, a aplicação do gel clareador em esmalte apresentou uma resistência adesiva à tração numericamente superior quando comparado ao mesmo agente aplicado diretamente sobre a dentina, entretanto tal diferença não foi estatisticamente significativa.

Embora algumas situações clínicas como a retração gengival, a exposição radicular ou o desgaste oclusal, possibilitem a aplicação do agente clareador diretamente na dentina o procedimento realizado mais comumente é sobre a superfície do esmalte. Porém, o esmalte dental não representa uma barreira para a difusão do peróxido de hidrogênio.

Mudanças químicas e morfológicas que ocorrem no elemento dental após o clareamento estão também relacionadas às alterações do pH devido à decomposição do peróxido de hidrogênio, tornando o meio mais ácido devido à liberação de íons H^+ . Em meio ácido ocorre a desmineralização da superfície dental e um aumento da permeabilidade dentinária o que favorece a difusão do oxigênio residual através dos túbulos dentinários no decorrer do tempo. Lee (2004) observou um aumento progressivo no pH inicialmente ácido, após a realização do tratamento clareador utilizando-se diferentes agentes. Entretanto o grupo controle com água destilada também apresentou o pH inicial ácido. Tal fato está relacionado à reação de autofoto-oxidação, um processo

que ocorre naturalmente, onde há formação de peróxido de hidrogênio na presença de hidrogênio e oxigênio.

Suliman (*et al.*, 2004), relata que o pH da formulação utilizada é um dos fatores que geram alterações morfológicas na estrutura dental e não o processo de clareamento em si, pois não foram observados túbulos dentinários expostos com a remoção da *smear layer*. O grau de mineralização também é um fator a ser considerado, uma vez que o agente clareador utilizado resulta em meio ácido e conseqüentemente perda mineral.

Desse modo, os procedimentos adesivos podem ser comprometidos quando realizados imediatamente após o tratamento clareador, diminuindo a resistência adesiva e aumentando a possibilidade de infiltrações marginais nas restaurações (Poloniato, 2001; Timpawat, 2005). Porém observou-se no presente estudo que as restaurações realizadas imediatamente após o tratamento clareador apresentaram uma resistência adesiva superior em relação aos grupos restaurados após 7 dias.

A utilização do *laser* de Er:YAG associado ao ácido fosfórico tem como objetivo melhorar o padrão micro-retentivo das restaurações de resina composta à superfície dentinária. Preparos cavitários quando realizados com o *laser* de Er:YAG e posteriormente condicionados com ácido fosfórico mostraram um melhor padrão de interação micro-mecânica, sendo observados exposição dos túbulos dentinários, a ausência de *smear layer* e formação de *tags* resinosos de maiores diâmetros. (Bertrand *et al.*, 2004).

Porém, Fujitani *et al.*, 2003, utilizando *laser* de Er:YAG com 60 mJ de energia e *laser* de CO₂ com 1 W de potência durante 0,3 s para preparo cavitário, verificaram que a irradiação com o *laser* de Er:YAG e CO₂ resultou em uma resistência adesiva à tração menor quando comparado ao preparo cavitário utilizando-se alta rotação. O pré tratamento das superfícies dentinárias com ácido fosfórico e hipoclorito de sódio não foram capazes de remover a camada de colágeno desnaturada devido ao aumento da temperatura gerada pelos *lasers*. Resultados semelhantes foram observados por Schein *et al.*, 2003 empregando-se 250 mJ de energia com taxa de repetição de 4 Hz. Nesse estudo, a análise morfológica das superfícies preparadas com o *laser* de Er:YAG e

posteriormente condicionadas com o ácido fosfórico não apresentou os túbulos dentinários expostos devido ao aumento da resistência ácida do substrato.

Os resultados apresentados no presente estudo mostraram que não houve diferença estatisticamente significativa quando comparados os grupos condicionados com o *laser* de Er:YAG associados ao ácido fosfórico e os grupos controle, apesar da resistência adesiva à tração ser numericamente superior nos grupos irradiados. Quando empregado para o condicionamento da dentina com 60 mJ e 2 Hz, Yatsuda (2001), observou que não houve diferença significativa entre os valores de resistência adesiva à tração do condicionamento ácido utilizando o ácido fosfórico a 37% e *laser* de Er:YAG.

Utilizando-se os mesmos parâmetros de energia e taxa de repetição, porém com tempo de exposição de 20 segundos, Beolchi *et al.*, 2000, também demonstraram não haver diferença estatisticamente significativa entre os grupos irradiados e não irradiados com o *laser* de Er:YAG.

Faria (2001) comparando as superfícies mais rugosas obtidas com lixa nº 100, condicionamento com *laser* de Er:YAG, 60 mJ e 4 Hz, e ácido fosfórico a 37% também verificou não haver diferença entre os grupos nas quais as superfícies foram lixadas, em relação aos grupos condicionados com o *laser* e apenas o ácido fosfórico contribuiu para aumentar a resistência adesiva do material restaurador.

Os trabalhos na literatura têm mostrado que a utilização do *laser* de Er:YAG quando empregado em tecidos dentais duros para o preparo cavitário ou condicionamento da superfície, apresentaram diferentes resultados aumentando ou diminuindo a resistência adesiva. Entretanto, Gonçalves (2005), ressalta que tais disparidades estão relacionadas com diversos fatores, como por exemplo, os parâmetros de irradiação, o grau de mineralização dos substratos, tratamento químico recebido e sistemas adesivo e restaurador utilizados os quais apresentam diferentes composições químicas.

Os parâmetros de irradiação empregados têm como objetivo gerar alterações no tecido dental, mas sem causar danos térmicos, o que pode resultar em alterações estruturais e morfológicas irreversíveis como, por exemplo, a desnaturação do colágeno e a reorganização dos cristais de hidroxiapatita, capaz de aumentar a resistência ácida, porém obliterando a entrada dos túbulos dentinários, o que reduz significativamente a

permeabilidade desse tecido para difusão do oxigênio residual gerado pelo agente clareador e infiltração do agente adesivo.

Bachmann *et al.*, 2005 relatam que após a irradiação com o *laser* de Er:YAG há a perda de água, alteração na estrutura e composição do colágeno assim como o aumento de radicais hidroxila. A preservação ou a reversibilidade da estrutura das bandas de colágeno presentes no tecido dentinário é de extrema importância para que ocorra a infiltração dos monômeros resinosos através dessa malha, o qual será responsável pela formação de uma camada híbrida favorável à retenção do material restaurador.

A adesão do material restaurador à dentina têm sido bastante discutida na literatura devido às suas características morfológicas e sua composição, pois fatores como a umidade, integridade e rugosidade superficial podem interferir no processo adesivo. Após a aplicação do peróxido de hidrogênio a 35% como agente clareador, ocorre a liberação de radicais livres que difundem-se através dos túbulos dentinários e uma diminuição do pH, o que resulta em perda mineral dessa estrutura. Portanto, recomenda-se que o procedimento restaurador seja realizado após 7 dias do tratamento clareador.

Por outro lado, Teixeira (2004), não observou haver uma interação entre os fatores tempo e diferentes agentes clareadores. Foram avaliados a resistência adesiva imediatamente após o tratamento clareador, e após 7, 14 e 21 dias em imersão em saliva artificial. Verificou-se que independentemente do tempo decorrido, valores de resistência adesiva entre a resina composta e a dentina foram reduzidos quando utilizados o perborato de sódio associado ao peróxido de hidrogênio a 30% ou à água. Tam (2005), também relata que as alterações morfológicas e estruturais geradas na superfície tanto do esmalte quanto da dentina podem ser reversíveis após o contato com a saliva, entretanto, o potencial de reversibilidade não pôde ser observado com o decorrer do tempo.

Com o intuito de avaliar a eficácia do clareamento dental exógeno sobre a dentina, Carvalho *et al.* (2006) comparando a técnica com o uso de uma moldeira individual e a técnica ativada pelo *laser*, concluiu que o clareamento associado ao *laser* não mostrou resultado em profundidade. Desse modo, para que alterações morfológicas irreversíveis possam ser evitadas, cuidados em relação à técnica, como o tempo de contato com o

agente clareador, devem ser considerados uma vez que altas concentrações desses produtos limitam o seu tempo de ação.

A saliva, devido às suas características e composição, atua como um importante fator no processo de remineralização, pois contribui na formação de cristais de apatita. A presença de flúor também contribui nesse processo formando fluorapatita, resistente à dissolução ácida. A solução utilizada nesse estudo apresentava pH 6,7 valor muito próximo ao pH crítico para que ocorra a desmineralização da dentina (pH crítico=6,2 a 6,7), (Hoppenbrouwers, 1987; Wefel, 1994). Alguns trabalhos na literatura avaliando a capacidade tampão e de remineralização de soluções utilizadas como saliva artificial em pacientes que apresentavam xerostomia, mostraram que mesmo alguns produtos contendo flúor, foram capazes de promover a desmineralização da dentina (Lueckel, 2002). Além disso, a presença do ácido cítrico na composição da solução utilizada tem como função regular o pH e atuar como conservante natural da mesma. Porém, estudos mostram que tal substância apresenta também um alto potencial erosivo (Attin, 2005).

Freitas (2004), verificou que dentes submetidos ao clareamento utilizando-se peróxido de carbamida a 10% e posteriormente armazenados em saliva artificial também apresentaram uma significativa perda mineral, e conseqüentemente uma diminuição da microdureza da superfície dentinária, apesar da solução utilizada conter íons cálcio e fosfato responsáveis pelo aumento do potencial de remineralização.

Deve-se observar que o processo de remineralização ocorre por difusão, adsorção e precipitação de íons principalmente cálcio e fosfato. Entretanto, Ten-Cate (2001) ressalta que se a precipitação de íons ocorre rapidamente, os mesmos não atingem o corpo da lesão provocada pela desmineralização, pois obliteram a entrada dos túbulos dentinários. Esse processo deveria ocorrer devido ao gradiente de concentração existente entre a solução e o substrato. Portanto, os cristais dos componentes da saliva artificial não dissolvidos completamente ou possíveis resíduos podem ter sido responsáveis pela obstrução dos canaliculos dentinários. Tais fatos podem justificar a redução significativa da adesão nos grupos restaurados após 7 dias de imersão em saliva artificial, devido aos componentes residuais ou técnica de preparo da solução utilizada.

Apesar de alguns autores observarem um aumento da microdureza ou da adesividade à estrutura dental, outros estudos utilizando saliva artificial mostram que apesar da composição (presença de cálcio, fosfato e até mesmo o flúor), algumas soluções empregadas não foram efetivas no processo de remineralização da estrutura dental após a desmineralização em soluções ácidas ou contato com algum agente clareador. Durante a execução do presente trabalho, optou-se em armazenar as amostras em saliva artificial a uma temperatura de 37°C com o objetivo de evitar a desidratação das amostras e reproduzir certas condições da cavidade oral (Wiegand *et al.*, 2005). Porém, a presença de enzimas, fluxo salivar, e capacidade tampão também são variáveis importantes, mas que limitam tais replicações.

Desta forma, mais estudos devem ser realizados para que seja possível verificar-se a viabilidade do uso do *laser* para o condicionamento da superfície dentinária após o clareamento dental.

7. CONCLUSÕES

Através dos resultados observados no presente trabalho, pôde-se concluir, que:

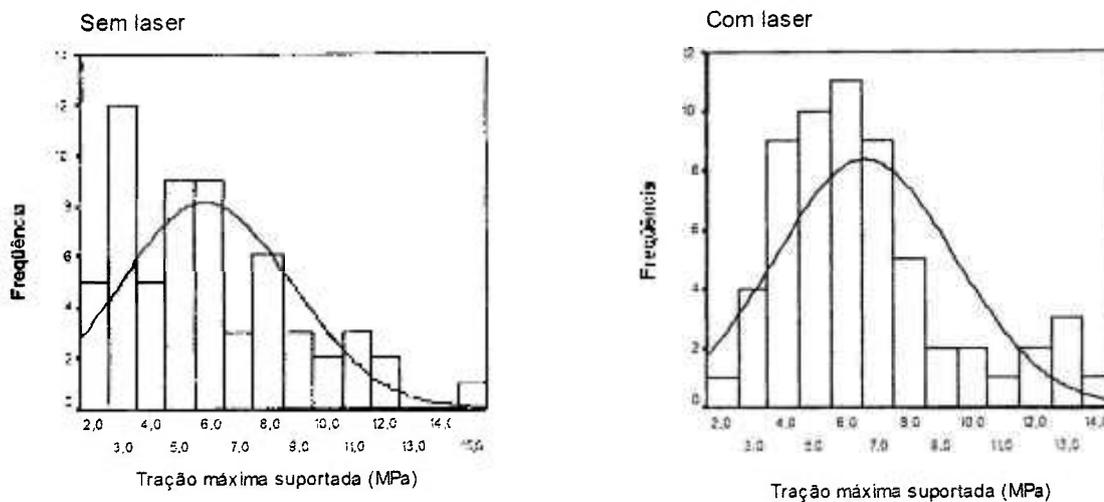
- Os fatores *laser* para condicionamento dentinário associado ao ácido fosfórico, e o substrato no qual foi realizado o tratamento clareador (esmalte ou dentina) não apresentaram diferenças estatisticamente significantes;
- Em relação ao fator tempo, verificou-se que os grupos nos quais o procedimento adesivo foi realizado imediatamente após o tratamento clareador, apresentaram uma resistência adesiva à tração maior quando comparados aos grupos restaurados após 7 dias.
- Os resultados obtidos mostram que a imersão em saliva artificial durante o período de 7 dias reduziu significativamente a adesividade do material restaurador à dentina independentemente do tratamento clareador em esmalte ou dentina e o condicionamento ácido associado ou não ao *laser* de Er:YAG.

8. APÊNDICES

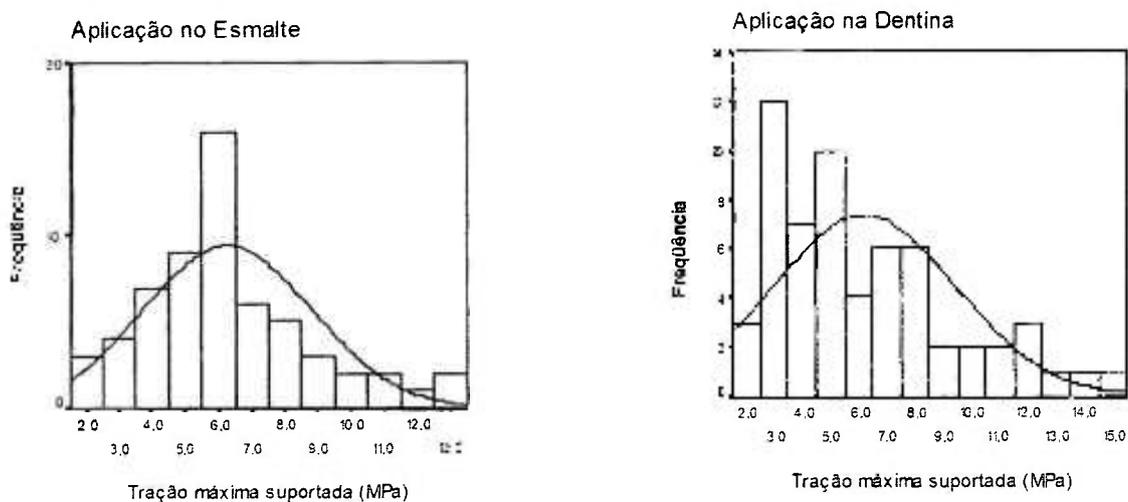
8.1 - APÊNDICE A - Valores de resistência adesiva em MPa

AMOSTRAS	GRUPOS							
	C-0 (E)	C-7 (E)	C-0 (D)	C-7 (D)	L-0 (E)	L-7 (E)	L-0 (D)	L-7 (D)
1	5,88	6,62	3,02	7,78	5,7	3,57	3,83	7,21
2	4,47	3,37	10,96	4,53	6,45	9,38	4,39	6,69
3	7,83	9,88	5,18	2,54	6,06	11,18	5,02	2,81
4	4,29	6,23	10,44	4,5	12,61	4,67	3,6	7,97
5	12,37	2,58	7,67	3,46	5,11	4,87	14,28	8,46
6	8,94	9,17	11,93	2,14	6,99	6,23	12,47	8,28
7	4,93	3,66	2,94	3,31	13,32	3,79	11,5	6,7
8	10,52	6,55	14,63	4,12	5,53	4,12	5,15	4,11
9	5,96	3,84	10,72	4,54	6,74	5,48	3,55	6,76
10	7,73	5,06	3,48	6,82	7,11	5,14	13,25	7,15
11	5,7	1,86	3,36	2,76	6,42	3,46	8,79	5,75
12	6,25	6,26	5,46	8,84	7,72	6,94	4,78	2,3
13	5,18	2,43	3,27	2,37	6,03	4,86	10,25	3,84
14	7,58	1,73	6,05	7,96	7,53	5,88	6,48	6,3
15	6,23	6,21	3,14	4,54	3,21	10,27	2,82	4,64

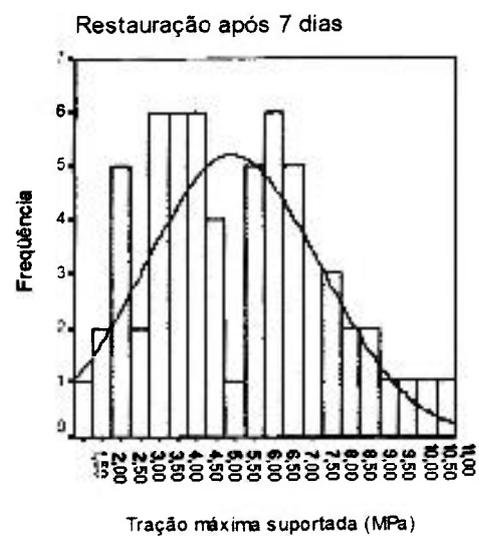
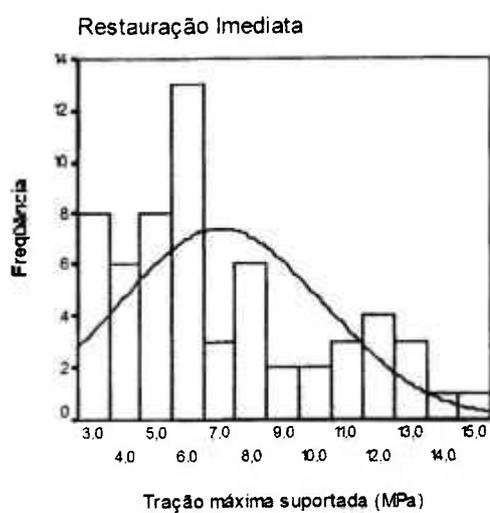
8.2 - APÊNDICE B – Histograma da tração máxima suportada segundo a técnica aplicada



8.3 - APÊNDICE C – Histograma da tração máxima suportada segundo o substrato



8.4 - APÊNDICE D – Histograma da tração máxima suportada segundo o tempo



9. ANEXOS

ANEXO 9.1 - TABELA – Divisão dos grupos

Grupos	Clareamento	Tratamento da superfície dentinária com <i>laser</i>	Procedimento adesivo e Resina composta
C-0 (E)	H ₂ O ₂ + <i>laser</i> diodo (esmalte)	ác. fosf. 35%	Imediato
C-7 (E)	H ₂ O ₂ + <i>laser</i> diodo (esmalte)	ác. fosf. 35%	após 7 dias
C-0 (D)	H ₂ O ₂ + <i>laser</i> diodo (dentina)	ác. fosf. 35%	Imediato
C-7 (D)	H ₂ O ₂ + <i>laser</i> diodo (dentina)	ác. fosf. 35%	após 7 dias
L-0 (E)	H ₂ O ₂ + <i>laser</i> diodo (esmalte)	Er:YAG + ác. fosf. 35%	Imediato
L-7 (E)	H ₂ O ₂ + <i>laser</i> diodo (esmalte)	Er:YAG + ác. fosf. 35%	após 7 dias
L-0 (D)	H ₂ O ₂ + <i>laser</i> diodo (dentina)	Er:YAG + ác. fosf. 35%	Imediato
L-7 (D)	H ₂ O ₂ + <i>laser</i> diodo (dentina)	Er:YAG + ác. fosf. 35%	após 7 dias

ANEXO 9.2 - Conversões de medidas e operações matemáticas para dedução do fator 0,1386.

Diâmetro da superfície adesiva = 3 mm

Raio = 1,5 mm = 0,15 cm

Área adesiva = $\pi \times (\text{raio})^2 = 0,0706858 \text{ cm}^2 = 0,071 \text{ cm}^2$

1 Kgf/cm² = 98066,5 Pa

1 Kgf = 9,807 N

1 Mega (M) = 10⁶

98066,5 Pa = 0,098 MPa

1 N = 0,101968 Kgf

1 MPa = 10⁶ Pa

Resistência à tração (Kgf/cm²) = $\left\{ \frac{(\text{valor em N}) \times 0,101}{\text{área adesiva em cm}^2} \right\}$ Kgf

Resistência à tração (MPa) = resistência à tração (Kgf/cm²) X 0,098

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

10. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. ADA - AMERICAN DENTAL ASSOCIATION. Council on Scientific Affairs Laser – assisted bleaching: an update. **J. Am. Dent. Assoc.**, v. 129, n. 10, p. 1484-1487, Oct, 1998.
2. ATTIN, T.; VOLLMER, D; WIEGAND, A.; ATTIN, R.; BETKE, H. Subsurface microhardness of enamel and dentin after different external bleaching procedures. **American Journal of Dentistry**, v. 18, n. 1, p. 8-12, Feb, 2005.
3. BACHMANN, L., DIEBOLDER, R., HIBST, R., ZECELL, D.M. Changes in chemical composition and collagen structure of dentine tissue after erbium irradiation. **Spectrochim. Acta A Mol. Biomol. Spectrosc.**, v. 61, p. 2634-39, Set., 2005.
4. BARATIERI, L.N.; MONTEIRO, J.; ANDRADA, M.A.C.; VIEIRA, L.C.C. Clareamento dental. Chicago, **Quintessence**, 1993.
5. BARATIERI, L.N.; RITTER, A.V.; MONTEIRO Jr., S. Clareamento Dental ao alcance de todos. Atualização na clínica odontológica. São Paulo:APCD, p. 131-159, 1996.
6. BARATIERI, L.N. Odontologia Restauradora : Fundamentos e Possibilidades. São Paulo, Santos, 2001.
7. BEOLCHI, R.; YATSUDA, R.A.; EDUARDO, C.P. Influência do laser Er:YAG na resistência à tração de resina composta. **Pesq. Odontol. Bras.**, v. 14, Suplemento, p. 22, 2000.
8. BERTRAND, M.F.; HESSLEYER, D.; MULLER-BOLLA, M.; NAMMOUR, S.; ROCCA, J.P. Scanning electron microscopic evaluation of resin-dentin interface after Er:YAG laser preparation. **Lasers Surg Med.**, v. 35, n. 1, p. 51-57, 2004.

9. BERTRAND, M.F.; SEMEZ, G.; LEFORESTIER, E.; MULLER-BOLLA, M.; NAMMOUR, S.; ROCCA, J.P. Er:YAG laser cavity preparation and composite resin bonding with a single-component adhesive system: Relationship between shear bond strength and microleakage. **Lasers Surg Med.**, v. 38, n. 6, p. 615-23, Maio, 2006.
10. BIANCHI, J.; RODRIGUES FILHO, L.E.; SANTOS, J.F.F. Resistência adesiva de resinas compostas à dentina. **Rev. Odontol. Univ. São Paulo**, v. 13, n. 1, p.51-55, Jan/Mar. 1999.
11. BISPO, L.B. Condicionamento do esmalte com Er:YAG laser e ácido fosfórico : resistência à tração e microscopia eletrônica de varredura. 2000. **Dissertação (Mestrado)** - Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, São Paulo.
12. BUONOCORE, M. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. **J. Dental Research**, v. 34, n. 6, p. 849-53, Dez, 1955.
13. CAMERLINGO, C.; LEPORE, M.; GAETA, G.M.; RICCIO, R.; RICCIO, C.; DE ROSA, A.; DE ROSA, M. Er:YAG laser treatments on dentin surface: micro-Raman spectroscopy and SEM analysis. **Journal of Dentistry**, v. 32, n. 5, p. 399-405, Jul, 2004.
14. CARVALHO, E.M.O.F.; ROBAZZA, C.R.C; LAGE-MARQUES, J.L.S. Análise espectrofotométrica e visual do clareamento dental interno utilizando laser e calor como fonte catalisadora. **Pesq. Odontol. Bras.**, v. 16, n. 4, p. 337-342, out./dez. 2002.
15. CARVALHO, B.C.F., COURROL, L. C., CARVALHO, E.M.O.F, LAGE-MARQUES, J.L. Effect on dentin by exogenous home bleaching and laser bleaching. **International Journal of Brazilian Dentistry**, v. 2, n. 1, p. 38-43, Jan-Mar, 2006.
16. CHIMELLO, D.T; RAMOS, R.P.; CHINELATTI, M.A.; DIBB, G.P.; PÉCORÀ, J.D.; CORONA, S.A.M. Effect of Er:YAG and air abrasion on the tensile bond strength of two adhesive restorative systems to dentin. **J. Oral Laser Applications**, v. 2, n. 4, p.223-229, 2002.

17. CHNG, H.K.; RAMLI, H.N.; YAP, A.U.J.; LIM, C.T. Effect of hydrogen peroxide on intertubular dentine. **Journal of Dentistry**, v. 33, n. 5, p. 363-69, Dez, 2005.
18. COURROL, L.C.; ZEZE, D.M.; SAMAD, R.E GOMES, L. Speetroscopic.; study of ejected dental tissue after Er:YAG laser ablation. **Journal of Luminescence**, v. 102-103, p. 96-100, 2003.
19. DE DEUS, Q.D. Endodontia, 5.ed. Rio de Janeiro, Medsi, 1992.
20. DOSTALOVA, T.; JELINKOVA, H.; HOUSOVA, D.; SULC, J.; NEMEC, M.; MIYAGI, M.; BRUGNERA JR, A.; ZANIN, F. Diode laser-activated bleaching. **Brazilian Dental Journal**, v. 15, Special Issue, SI-3-SI-8, 2004.
21. EDUARDO, C.P.; EDUARDO, F.P.; HAYPEK, P. Restorative dentistry and esthetics with lasers. **International Congress Series**, 1248, p. 91-99, 2003.
22. EDUARDO, C.P.; GOUW-SOARES, S.; HAYPEK,P. **Utilização clínica dos lasers. Odontologia Estética**. v. 1, p. 441-461, São Paulo: Artes Médicas, 2002.
23. EGURO, T.; MAEDA,T.; OTSUKI, M.; NISHIMURA, Y; KATSUUMI, I; TANAKA, H. Adhesion of Er:YAG laser-irradiated dentin and composite resins: application of various treatments on irradiated surface. **Lasers in Surgery and Medicine**. v. 30, n. 4, p.267-72, 2002.
24. EINSTEIN, A. Deutsche Physikalische Gesellschaft Verhandlungen, v. 19, n. 82, 1917.
25. FAIEZ, N.H.; MUAWIA, A.Q.;HALA, S.R. Kind of discoloration in teeth. **Journal Dent**. v. 11, n.6, p. 291-310, 1999.
26. FARIA, F. P.; BORTOLATTO, F.; BRAGA, R.R.; TANJI, E.Y.; BALLESTER, R.Y. Efeito do Er:YAG sobre a resistência de união adesivo/dentina (humana e bovina). **Pesq. Odontol. Bras.**, Suplemento, p. 27, 2001.

27. FASANARO, T.S. Bleaching teeth: history, chemicals, and the methods used for common tooth discolorations. **J. Esthetic Dent.**, v. 4, n. 3, p. 71-8, Mai-Jun, 1992.
28. FEINMAN, R.A. Bleaching. A combination therapy. **CDA J.**,v.15, n. 4, p.10-13, 1987.
29. FORTUNA, C.R. Clareamento dos dentes vitais com gel de peróxido de carbamida a 10% com carbopol e a possível alteração na força de adesão por cisalhamento de resinas compostas fotopolimerizáveis aplicadas ao esmalte clareado. 1996 - Dissertação (Mestrado). Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, São Paulo.
30. FREITAS, P.M.; TURSSI, C.P.; HARA, A.T.; SERRA, M.C. Dentin microhardness during and after whitening treatments. **Quintessence International**. v. 35, n.5, p. 411-17, Mai, 2004.
31. FREITAS, P.M.; TURSSI, C.P.; HARA, A.T. Monitoring of demineralized dentin microhardness throughout and after bleaching. **American Journal of Dentistry**, v. 17, n.5, p.342-346, Out, 2004.
32. FUJITANI, M.; HARIMA, T., SHINTANI, H. Does Er:YAG or CO₂ laser ablation of dentin affect the adhesive properties of resin bonding systems? **International Congress Series**, 1248, p. 161-166, 2003.
33. GARBER, D.A. Dentist-monitored bleaching: a discussion of combination and laser bleaching. **J. Am. Dent. Assoc.**, v. 128, p.26S-30S, Apr., 1997. Supplement.
34. GONÇALVES, M., CORONA, S.A.M., BORSATTO, M.C., PÉCORÀ, J.D., DIBB, R.G.P. Influence of pulse frequency Er:YAG laser on the tensile bond strength of a composite to dentin. **Am. J. Dent.**, v.18, n. 3, p.165-67, Jun., 2005.
35. HIBST, R; KELLER, U. Experimental studies of the application of the Er:YAG laser on dental hard substances: I. Measurement of the ablation rate. **Lasers Surg Med**, v. 9, n. 4, p. 338-344, 1989.

36. HIBST, R; KELLER, U Experimental studies of the application of the Er:YAG laser on dental hard substances: II. Light microscopic and SEM investigations. **Lasers Surg Med**, v. 9, n. 4, p. 345-51, 1989.
37. HOPPENBROUWERS, P.M.; DRIESSENS, F.C.; BORGGREVEN, J.M. The mineral solubility of human tooth roots. **Arch. Oral Biol.**, v.32, n. 5, p. 319-322, 1987.
38. KATAUMI, M., NAKAJIMA, M., YAMADA, T, TAGAMI, J. Tensile bond strength and SEM evaluation of Er:YAG laser irradiated dentin using dentin adhesive. **J. Dent. Mat.**, v. 17, n. 2, p.125-138, 1998.
39. KUM, K.Y.; LIM, K.R; LEE, C.Y; PARK, K.H; SAFAVI, K.E; FOUAD, A.F.; SPANGBERG, L.S. Effects of removing residual peroxide and other oxygen radicals on the shear bond strength and failure modes at resin-tooth interface after tooth bleaching. **American Journal of Dentistry**. v. 17, n. 4, p. 267-70, Ago, 2004.
40. LEE, G.P; LEE, M.Y.; LUM, S.O.Y.; POH, R.S.C.; LIM, K.C. Extra-radicular diffusion of hydrogen peroxide and pH changes associated with intracoronal bleaching of discoloured teeth using different bleaching agents. **International Endodontic Journal**. v. 37, n. 7, p. 500-506, Jul, 2004.
41. LEONARD JR., R.; HAYWOOD, V.B.; PHILLIPS, C. Risk factors for developing tooth sensitivity and gingival irritation associated with nightguard vital bleaching. **Quintessence International**, v.28, n. 8, p.527-534, 1997.
42. LUECKEL, H.M.; MÖNTING, J.S.; KIELBASSA, A.M. The effect of commercially saliva substitutes on predemineralized bovine dentin *in vitro*. **Oral diseases**, v. 8, n. 4, p.192-198, Jul, 2002.
43. MAIMANN, T.H. Stimulated optical radiation in ruby. *Nature*, London, v.187, n. 4736, p. 493-494, Ago, 1960.
44. MIRANDA, M.M.; REIS, N.A.; MIRANDA, J.R. Clareamento dental endógeno e exógeno. *Odontologia Estética*. São Paulo: **Artes Médicas**, v. 3, p. 343-418, 2002.

45. MJÖR, I.A.; NORDAHL, I. The density and branching of dentinal tubules in human tooth. **Arch. Oral Biol.**, v. 41, n. 5, p. 401-12, Mai, 1996.
46. MONDELLI, J. Dentística : procedimentos pré-clínicos. São Paulo : Santos, 2002.
47. NAVARRO, R.S.; MATOS, A.B.; BOCANGEL, J.; EDUARDO, C.P.; YOUSSEF, M.N. Resistência adesiva e morfologia do esmalte e dentina condicionados com laser de Er:YAG e sistema autocondicionante. **Pesq. Odontol. Bras.**, v. 16, supl., p. 248, Ago/Set, 2002.
48. ODA, M.; OLIVEIRA, D.C.; LIBERTI, E.A. Análise morfológica da união entre adesivo/resina composta e dentina irradiada com laser Er:YAG e laser Nd:YAG: estudo comparativo por microscopia de varredura. **Pesq. Odontol. Bras.**, v. 15, n. 4, p. 283-289, Out/Dez, 2001.
49. OLIVEIRA, T.B. Clareamento em dentes despolpados. 1995. **Dissertação (Mestrado)** – Faculdade de odontologia da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul.
50. PAIVA, J.G.; ANTONIAZZI, J.A. Endodontia : Bases Para A Pratica Clinica. 2 ed. São Paulo, Artes Médicas, 1988.
51. PÉCORÁ, J.D. Guia de clareamento dental. São Paulo, Santos, 1996.
52. PELINO, J.E.P.; HAYPEK,P.; GOUW-SOARES, S.; TANJI, E.; BACHMANN, L; EDUARDO, C.P. Avaliação da temperatura intrapulpar durante irradiação com lasers de diodo. **Pesq. Odontol. Bras.**, v. 15, p. 74, suplemento (anais da 18 Reunião Anual da SBPqO), 2001.
53. PELINO, J.E.P.; GOUW-SOARES, S.C.; TANJI, E.Y.; EDUARDO,C.P. Diode laser bleaching. **ABLO**, v.1, n. 1, p. 13-15, jul/ ago / set, 2002.
54. PERDIGÃO, J. Dentin bonding as a function of dentin structure. **Dent. Clin. N. America**, v. 46, n. 2, p. 277-301, 2002.

55. POLONIATO, M.; SARTORELLI, C.G.R.; SILVA, B.S.; SANTOS, J.F.F. Evaluation of the infiltration of restorations after dental bleaching. **J. Dent. Research**, v. 80, Special Issue, p. 67, res.253, Jan. 2001.
56. 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. **Tese (Doutorado)** - Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, São Paulo.
57. REYTO, R. Laser tooth whitening. **Dent. Clin. North Am.**, v. 42, n. 4, p. 755-762, Oct., 1998.
58. ROBLES, F.R.P., Avaliação da resistência à tração da dentina bovina irradiada com laser de Er:YAG combinada à diferentes tratamentos. Análise das superfícies pela microscopia eletrônica de varredura. 2003. **Dissertação (Mestrado)** – Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, São Paulo.
59. 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. **Tese (Doutorado)** - Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, São Paulo.
60. SARRETT, D.C. Tooth whitening today. **J. Am. Dent. Assoc.**, v. 133, n. 11, p. 1535-1538, Nov., 2002.
61. SCHEIN, M.T., BOCANGEL, J.S., NOGUEIRA, G.E.C., SCHEIN, P.A.L. SEM evaluation of the interaction pattern between dentin and resin after cavity preparation using Er:YAG laser. **J. Dentistry.**, v. 31, n. 2, p. 127-135, Fev., 2003.
62. SMIGEL, I. Laser tooth whitening. **Dentistry Today**, v.15, n. 8, p. 32-6, Ago., 1996.
63. SOARES, L.E.S.; BRUGNERA JÚNIOR, A.; ZANIN F.; PACHECO, M.T.T.; MARTIN, A.A. Molecular analysis of Er:YAG laser irradiation on dentin. **Braz. Dent. J.**, v. 17, n. 1, p. 15-19, Maio, 2006.

64. SPYRIDES, G.M.; PERDIGÃO, J.; PAGANI, C.; ARAÚJO, M.A.; SPYRIDES, S M. Effect of whitening agents on dentin bonding. **J. Esthet. Dent.**, v. 12, n. 5, p. 264-70, 2000.
65. STERN, R.H.; SOGNAES, R.F. Laser Beam Effect on Dental Hard Tissues. **Journal of Dental Research**, v.43, p. 873, 1964.
66. SULIEMAN, M.; ADDY, M.; MACDONALD, E.; REES, J.S. A safety study *in vitro* for the effects of an in-office bleaching system on the integrity of enamel and dentine **Journal of Dentistry**, v. 32, n. 7, p. 581-590, Set, 2004.
67. SULIEMAN, M.; ADDY, M.; REES, J.S. Surface and intra-pulpal temperatures rises during tooth bleaching: an *in vitro* study. **British Dental Journal**, v. 199, n. 1, p. 37-40, Jul, 2005.
68. SUN, G. The role of lasers in cosmetic dentistry. **The Dental Clinics of North America**, v. 44, n. 4, p. 831-849, Out, 2000.
69. TAM, L.E.; LIM, M.; KHANNA, S. Effect of direct peroxide bleach application to bovine dentin on flexural strength and modulus *in vitro*. **Journal of Dentistry**, v.33, n.6, p.451-58, Jul, 2005.
70. TANJI, E.Y, MATSUMOTO, K., EDUARDO, C.P. Estudo do condicionamento da superfície dentinária com o Er:YAG laser. **13ª Reunião Científica da SBPqO, Águas de São Pedro**, Set, 1996.
71. TAVARES, M.; STULTZ, J.; NEWMAN, M.; SMITH, V.; KENT, R.; CARPINO, E.; GOODSON, J.M. Light augments tooth whitening with peroxide. **J. Am. Dent. Assoc.**, v. 134, n. 2, p. 167-174, Feb, 2003.
72. TEIXEIRA, E.C.N.; TURSSI, C.P.; HARA, A.T.; SERRA, M.C. Influence of post-bleaching time intervals on dentin bond strength. **Brazilian Oral Research**, v. 18. n. 1, p. 75-79, 2004.

73. TEN-CATE, J.M. Remineralization of caries lesions extending into dentin. **Journal of Dental Research**, v.80, n.5, p. 1407-1411, Mai, 2001.
74. TIMPAWAT, S.; NIPATTAMANON, C.; KUSAMANMITH; MESSER, H.H. Effect of bleaching agents on bonding to pulp chamber dentine. **International Endodontic Journal**, v.38, n. 4, p. 211-217, April, 2005.
75. TRAJTENBERG, C.P.; PEREIRA, P.N.R.; POWERS, J. M. Resin bond strength and micromorfology of human teeth prepared with an Erbium :YAG laser. **American Journal of Dentistry**, v. 17, n. 5, p. 331-336, out, 2004.
76. YATSUDA, R.A; BARROS, R.X; TATEIGI, R.; EDUARDO, C.P.; MATSON, E. Avaliação da influência do laser de Er:YAG na resistência à tração de resina composta. **Revista da Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo**. v. 8, n.3, p. 254, Jul-Set, 2001.
77. WEFEL, J.S. Roots caries histopathology and chemistry. **Am.J. Dent.**, v.7, p. 261-265, 1994.
78. WETTER, N. U.; BARROSO, M. C. S.; PELINO, J.E.P. Dental bleaching efficacy with diode laser and LED irradiation: an “*in vitro*” study. **Lasers Surg. and Med.** v. 35, n. 4, p. 254-258, 2005.
79. WIEGAND, A.; VOLLMER, D.; FOITZIK, M.; ATTIN,R; ATTIN, T. Efficacy of different whitening modalities on bovine enamel and dentine. **Clinical Oral Investigations**. v. 9, n. 2, p. 91-7, Jun, 2005.
80. ZACH, L; COHEN, G. Pulp response to externally applied heat. **Oral Surgery, Oral Medicine and Oral Pathology**, v. 19, p. 515-530, Abril, 1965.
81. ZANIN, F.; BRUGNERA JR, A. **Clareamento dental com luz laser – atlas colorido**. RGO, 1ª ed., 2002.