



INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES

**AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA À MICRO-TRAÇÃO DA RESINA COMPOSTA
NO ESMALTE APÓS CLAREAMENTO DENTAL. INFLUÊNCIA DA
IRRADIAÇÃO COM O LASER DE Er:YAG E O TIPO DO SISTEMA ADESIVO**

Laura Filgueiras Mohana Pinheiro

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

Orientador: Edgar Yuji Tanji

Co-Orientador: Edson Puig Maldonado.

São Paulo

2007



A DEUS, por estar presente em todos os momentos, conduzindo minha vida e dando coragem para seguir em frente.

À minha família, especialmente aos meus amados e queridos pais, José Miguel Mohana Pinheiro e Maria Tereza Filgueiras Mohana Pinheiro, pelo amor, amizade, dedicação, incentivo indispensáveis na minha vida; pela oportunidade de fazer o mestrado, pela confiança depositada em mim e por andarem sempre ao meu lado durante minha caminhada.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao Prof^o. Dr. Edgar Yuji Tanji cuja capacidade e competência foram essenciais para meu crescimento pessoal e profissional. Como orientador, agradeço pela paciência, atenção, compreensão e dedicação demonstrada em todos os momentos.

À Leila Soares Ferreira pela atenção e dedicação sempre dispensadas e pela participação no meu aprendizado técnico e intelectual. Obrigada pelo constante estímulo e, acima de tudo, pela amizade sempre demonstrada.

AGRADECIMENTOS

Ao Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN), na pessoa do coordenador do Mestrado Profissionalizante “Lasers em Odontologia” Prof^o. Nilson Dias Vieira Junior.

Ao Prof^o. Dr. Edson Puig Maldonado pela participação no meu aprendizado durante o programa de mestrado e alegria demonstrada em suas aulas.

Aos demais professores do Mestrado Profissionalizante “Lasers em Odontologia” pela contribuição em minha formação profissional.

Ao Laboratório Especial de Laser em Odontologia (LELO) da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo pela utilização do laser de érbio, essencial para conclusão deste trabalho.

Ao Departamento de Dentística da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, na pessoa da Prof^a. Dr^a. Adriana Bona Matos pela utilização das máquinas necessárias à realização deste trabalho.

Ao apoio administrativo do IPEN, na pessoa de Andréa Malavasi pela agradável convivência, dedicação e atenção prestada.

Ao apoio administrativo e técnico do LELO, nas pessoas de Liliane, a “Lili”, Joelma e Haroldo pela dedicação e incansável disponibilidade em todos os momentos.

À Prof^a. Dr^a. Maria Carmen Fontoura Nogueira da Cruz pela disponibilidade demonstrada desde o início da graduação, pelo incentivo constante e por tanta dedicação dispensada ao longo desses anos. Sua amizade é fundamental.

Aos colegas de mestrado pelo companheirismo e amizade em todos os momentos. Em especial à amiga Tatiana Cargnelutti pela agradável convivência, grande amizade, incentivo constante e por tanta dedicação dispensada. Sua amizade foi essencial e continuará sendo sempre.

Aos meus irmãos, Gianna e Thiago pela amizade, apoio e compreensão.

Aos demais membros da minha família pelo apoio constante em todas as etapas de minha caminhada.

Ao meu amigo, namorado, companheiro Ricardo pelo amor, compreensão e apoio em todos os momentos.

À amiga Sandra Leite pelas palavras de incentivo e amizade, pela sua constante dedicação e atenção desde a época de faculdade, muito obrigada.

À querida Tia Helena pelas suas palavras de conforto, amizade, descontração e sua constante dedicação. Não poderia deixar de agradecer a sua generosidade na minha agradável estada em São Paulo.

À querida amiga Flávia por todos esses anos de amizade, dividindo alegrias, vitórias, tristezas, mas sempre com alto-astral e me incentivando a ir em frente sempre.

A todos que direta e indiretamente contribuíram para a realização deste trabalho.

Meus sinceros agradecimentos.

**AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA À MICRO-TRAÇÃO DA RESINA COMPOSTA
NO ESMALTE APÓS CLAREAMENTO DENTAL. INFLUÊNCIA DA
IRRADIAÇÃO COM O LASER DE Er:YAG E O TIPO DO SISTEMA ADESIVO**

Laura Filgueiras Mohana Pinheiro

RESUMO

Este estudo teve como objetivo avaliar “*in vitro*” a influência da irradiação do laser de érbio (Er:YAG) na adesão da resina composta ao esmalte dental imediatamente após tratamento clareador (peróxido de hidrogênio a 35%), variando-se o tipo de solvente do adesivo, álcool e acetona. Superfícies de esmalte de 16 pré-molares humanos foram utilizados e divididos em 8 grupos: G1 (clareado, condicionamento com ácido fosfórico + laser, adesivo com solvente à base de álcool), G2 (clareado, condicionamento com ácido fosfórico, adesivo com solvente à base de álcool), G3 (clareado, condicionamento com ácido fosfórico + laser, adesivo com solvente à base de acetona), G4 (clareado, condicionamento com ácido fosfórico, adesivo com solvente à base de acetona), G5 (não clareado, condicionamento com ácido fosfórico + laser, adesivo com solvente à base de álcool), G6 (não clareado, condicionamento com ácido fosfórico, adesivo com solvente à base de álcool), G7 (não clareado, condicionamento com ácido fosfórico + laser, adesivo com solvente à base de acetona) e G8 (não clareado, condicionamento com ácido fosfórico, adesivo com solvente à base de acetona). Os parâmetros de irradiação foram: energia de 80 mJ por pulso, taxa de repetição de 4 Hz, correspondendo a uma densidade de energia de $6,4 \text{ J/cm}^2$. Todas as amostras foram submetidas ao teste de micro-tração. Os resultados mostram que o condicionamento do esmalte dental após tratamento clareador com apenas o ácido fosfórico ainda é a melhor opção quando se opta pela confecção de uma restauração com resina composta. Podemos concluir que na ausência do clareador a associação ácido fosfórico + laser possui uma maior resistência adesiva e que na presença do clareador não há diferença entre as resistências adesivas segundo o tipo de preparo de superfície e o tipo de solvente do sistema adesivo.

**EVALUATION OF MICRO-TENSILE BOND STRENGTH OF COMPOSITE
RESIN ON DENTALENAMEL AFTER BLEACHING. INFLUENCE OF THE
Er:YAG LASER IRRADIATION AND
THE ADHESIVE SYSTEM.**

Laura Filgueiras Mohana Pinheiro

ABSTRACT

This study had as objective to evaluate “*in vitro*” the influence of the irradiation of the erbium laser (Er:YAG) in the adhesion of the composite resin to the dental enamel immediately after bleaching treatment (35% hydrogen peroxide) varying the type of solvent of the adhesive. Enamel surfaces of 16 human beings’ 1st and 2nd bicuspid had been used and divided into 8 groups: G1 (bleached, conditioning with phosphoric acid + laser, adhesive with solvent to the alcohol base), G2 (bleached, conditioning with phosphoric acid, solvent adhesive to the alcohol base), G3 (bleached, conditioning with phosphoric acid + laser, adhesive with solvent to the acetone base), G4 (bleached, conditioning with phosphoric acid, solvent adhesive to the acetone base), G5 (not bleached, conditioning with phosphoric acid + laser, adhesive with solvent to the alcohol base), G6 (not bleached, conditioning with phosphoric acid, solvent adhesive to the alcohol base), G7 (not bleached, conditioning with phosphoric acid + laser, adhesive with solvent to the base of acetone) and G8 (not bleached, conditioning with phosphoric acid, solvent adhesive to the acetone base). The irradiation parameters had been: energy of 80 mJ for pulse, frequency standardized in 4 Hz, corresponding to energy density of 6,4 J/cm². All the samples had been submitted to the micron-traction test. The results show that the conditioning of the dental enamel after the phosphoric acid only bleaching treatment is still the best option when choosing the confection of a restoration with composed resin. We finally conclude that in the absence of bleach the combination of phosphoric acid + laser gets a better adhesive resistance. When the bleach is present, there is no difference between

the adhesive resistances according to the way of surface preparation and the kind of adhesive system's solvent.

SUMÁRIO

	Página
1 INTRODUÇÃO	16
2 OBJETIVO	19
3 REVISÃO DE LITERATURA	20
3.1 Adesão.....	20
3.2 Clareamento dental	26
3.2.1 Evolução histórica das técnicas de clareamento.....	26
3.2.2 Etiologia das alterações de cor dos dentes	29
3.2.3 Agentes clareadores.....	30
3.2.3.1 Peróxido de Hidrogênio	30
3.2.3.2 Peróxido de Carbamida.....	31
3.2.4 Efeito sobre a adesão	31
3.3 Laser de Er:Yag.....	36
4 MATERIAL E MÉTODO	54
4.1 Materiais.....	54
4.1.1 Amostras	54
4.1.2 Agente clareador.....	54
4.1.3 Sistema adesivo e resina composta.....	55
4.1.4 Equipamentos	57
4.2 Método	58
4.2.1 Limpeza e armazenagem das amostras.....	58
4.2.2 Preparo das amostras	59
4.2.3 Divisão dos grupos experimentais.....	59
4.2.4 Tratamento clareador	61
4.2.5 Tratamento das superfícies dentinárias.....	61
4.2.6 Procedimento adesivo	62
4.2.7 Procedimento restaurador	63
4.2.8 Armazenagem e estocagem das amostras em água destilada.....	63

4.2.9	Preparo das amostras para o teste de micro-tração.....	63
4.2.10	Ensaio de micro-tração	64
5	RESULTADOS	65
6	DISCUSSÃO	73
7	CONCLUSÕES	80
8	ANEXO: Parecer de aprovação nº 195/06	81
9	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	82

LISTA DE TABELAS

Tabela 1	Medidas-resumo da Carga de Ruptura (MPa) por forma de preparo de superfície, tipo de adesivo e uso de clareador.....	65
Tabela 2	Análise de Variância do modelo completo para a variável carga de ruptura.....	69
Tabela 3	Análise de Variância do modelo nos grupos sem clareadores para a variável carga de ruptura.....	71
Tabela 4	Análise de Variância do modelo nos grupos com clareadores para a variável carga de ruptura.....	72

LISTA DE FIGURAS

Figura 1	Agente clareador- peróxido de hidrogênio 35% e espessante (Whiteness HP – FGM).....	54
Figura 2	Ácido fosfórico 35%.....	55
Figura 3	Sistema adesivo com solvente à base de álcool	55
Figura 4	Sistema adesivo com solvente à base de acetona	56
Figura 5	Resina composta híbrida fotoativada.....	56
Figura 6	LED Bright LEC (MMOptics).....	57
Figura 7	<i>Laser</i> de Er:YAG (Kavo 2 – KaVo Co.- Biberach – Germany	58
Figura 8	Preparo das amostras	59
Figura 9	Irradiação com <i>laser</i> Er:YAG	62
Figura 10	Amostra após procedimento restaurador.....	63
Figura 11	Esquema de palitos.....	63
Figura 12	Máquina universal de ensaio Mini-Instron, modelo 4442	64

LISTA DE QUADROS

Quadro 1	Resina composta e sua composição.....	56
Quadro 2	Divisão dos grupos.....	60

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1	Box-Plot da carga de ruptura (MPa) por grupos G1 e G3	66
Gráfico 2	Box-Plot da carga de ruptura (MPa) por grupos G1 e G2.....	67
Gráfico 3	Box-Plot da carga de ruptura (MPa) por grupos G3 e G4.....	68
Gráfico 4	Médias de carga de ruptura (MPa), por forma de preparo e adesivo sem o uso de clareador.....	70
Gráfico 5	Médias de carga de ruptura (MPa), por forma de preparo e adesivo com o uso de clareado	70

LISTA DE SIGLAS

ANOVA	Análise de Variância
ANSI	Normas de Segurança Internacionais
ATM	Articulação Tempor-Mandíbula
EDS	Espectrometria de Dispersão de Energia
EDTA	Ácido Etilenodiamino Tetra-acético
FOUSP	Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo
IPEN	Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares
LASER	Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation
LELO	Laboratório Especial de Laser em Odontologia
MPa	Mega Pascal
MET	Microscopia Eletrônica de Transmissão
MEV	Microscópio Eletrônica de Varredura
MO	Microscópio Óptico
MASER	Microwave Amplificated by Stimulated Emission of Radiation
NGVB	Nightguard Vital Bleaching
N	Newton

1 INTRODUÇÃO

A vaidade muito mais que o desejo de melhor mastigar, tem sido o motivo dominante no desenvolvimento da odontologia. Em uma sociedade consumista como a que se vive, a aparência estética não é somente um sinal de saúde e beleza, mas também, de auto-estima, situação financeira e até mesmo sensualidade, e acima de tudo é encarada em nossa cultura como ferramenta indispensável para a competição profissional vivenciada atualmente, impulsionada por uma mídia atuante e formadora de opinião, gerando um padrão estético e de comportamento universal.

A estética dos dentes, em particular se encontra dentro deste contexto, no qual a demanda por uma beleza e preservação das estruturas dentárias tem sido a tônica da odontologia atual. Motivo pelo qual os cirurgiões-dentistas vêm sendo largamente solicitados para estabelecerem a aparência natural dos dentes e melhorar a harmonia do sorriso (Spalding, 2000).

O clareamento dental surge, neste contexto, como primeira opção para solucionar casos de dentes escurecidos, por ser uma técnica conservadora e que traz resultados estéticos satisfatórios, em um curto período de tempo.

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%.

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

Contudo, após a realização do clareamento, faz-se necessária a troca e ou a confecção de restaurações adesivas estéticas.

O início deste desenvolvimento foi a preconização da técnica do condicionamento ácido do esmalte proposta por Buonocore em 1955, na qual, por meio do tratamento químico da superfície do esmalte dental, conseguiu-se melhorar a adesão desta estrutura à materiais restauradores estéticos. As principais dificuldades em se conseguir

adesão ideal ao substrato dentinário são a presença de variáveis na composição dos adesivos e as características do substrato no quais estes irão atuar.

Aliado ao desenvolvimento dos sistemas adesivos, ocorreu um grande avanço nos aparelhos e equipamentos para uso em Odontologia, surgindo, dentre eles, os lasers. A primeira fonte a emitir laser foi desenvolvida em 1960 por Theodore Maiman, através da excitação de um cristal de rubi. Surgiu então, a amplificação da luz por emissão estimulada de radiação, recebendo o nome de *Laser*, acrônimo de “*Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation.*”

A utilização do laser na atualidade vem obtendo grande êxito, devido, principalmente, às suas propriedades especiais que diferenciam a sua luz da comum. A colimação (o feixe de luz é direcional e não diverge como a luz comum) possibilita a focalização da luz laser em pequenas áreas com emissão de altas densidades de energia, produzindo sobre o tecido irradiado efeitos como a hemostasia, a coagulação, a vaporização e o corte.

A introdução do Laser de Er:YAG na odontologia surge como um instrumento alternativo na odontologia restauradora. O laser de Er:YAG (2,94 μm) pode ser utilizado na clínica odontológica para a realização de preparos cavitários por que seu comprimento de onda é efetivamente absorvido pela água existente nos tecidos duros do dente, causando um rápido aquecimento de um volume (Courrol et al., 2003).

Alguns estudos relatam a eficiência do laser de Er:YAG no preparo de cavidades e a sua capacidade de expor os túbulos dentinários. De acordo com estes trabalhos, este laser deixa a superfície dentinária apropriada para a adesão de resinas compostas, não necessitando da utilização do condicionamento ácido (Visuri et al., 1995).

Com o objetivo de melhorar a adesão da resina composta ao esmalte após clareamento dental, vários métodos têm sido pesquisados para o tratamento da superfície do esmalte como o condicionamento ácido que consiste na aplicação de ácido fosfórico à 37% e a irradiação laser, assim como a utilização de diferentes sistemas adesivos, os quais possuem diferentes tipos de solventes, como por exemplo sistema adesivo com solvente à base de acetona e sistema adesivo com solvente à base de álcool.

Dessa forma, a fim de contribuir para a efetividade e confiabilidade do tratamento clareador, deve ser realizado estudos para o aprimoramento clínico da

tecnologia laser e esclarecimentos sobre a minimização dos efeitos do tratamento clareador sobre a adesão ao esmalte.

2 OBJETIVO

O presente trabalho tem como objetivo avaliar “*in vitro*” a influência da irradiação do Laser de Er:YAG na adesão da resina composta ao esmalte imediatamente após o clareamento dental, variando-se o tipo do solvente do sistema adesivo.

3 REVISÃO DE LITERATURA

3.1 Adesão

Em 1955, Buonocore desenvolveu um método para tratamento da superfície de esmalte em dentes humanos que aumenta a retenção de materiais restauradores acrílicos nesta estrutura. Utilizando dois tipos de pré-tratamento do esmalte dental, ácido fosfomolibidílico-oxálico e ácido fosfórico comparou a adesão sobre dentes, nos quais gotas de acrílico foram colocadas sobre superfícies não tratadas. O autor observou que nos dentes tratados com ácido fosfomolibidílico-oxálico a resina acrílica permaneceu aderida durante 160 horas, ao passo que nos dentes do grupo controle, a duração média foi de somente 6 a 12h. Nos dentes tratados com ácido fosfórico, a duração média foi de 1070 horas. Por não possuir entendimento completo do mecanismo envolvido no processo, Buonocore (1955) concluiu que houve um aumento sensível da adesão, quando o tratamento superficial da superfície do esmalte dental era efetuado com o ácido, sendo considerado um bom recurso para o aumento da retenção mecânica de resina à superfície dental.

Caldwell et al. (1957), ressaltam as propriedades físicas únicas do esmalte: possui uma dureza muito alta, variando de 200 a 500 Knoop, situando-se no grau seis na escala Mohs, um alto módulo de elasticidade (alta rigidez) e uma relativamente baixa de resistência à tração intrínseca, característica indicativa de um material muito friável, que somente não se fratura facilmente devido à alta resistência à compressão da dentina, da qual o esmalte deriva sua funcional durabilidade.

Frank e Sognnaes (1960) relataram que o esmalte é o tecido mineral mais duro do corpo. O componente inorgânico do esmalte é constituído, principalmente, de apatita na sua forma de hidróxi, fluoro ou carbono, sendo seus dois maiores componentes inorgânicos o fosfato e o cálcio, com leves variações. O esmalte possui uma estrutura cristalina, no qual os cristais possuem dimensão ultramicroscópica, razão pela qual são frequentemente denominados cristalitos.

Apesar de toda essa abundância de matéria inorgânica, Carlstrom et al. (1963) relatam que a água também está presente no esmalte dental, associada à matriz orgânica e

envolvendo os cristalitos de apatita, estando em muito maior proporção (4%) do que o componente orgânico.

Gwinnett e Buonocore (1965) pesquisaram o efeito de várias concentrações de ácidos no esmalte, utilizando soluções condicionadoras como ácido fosfórico a 10%, 20%, 30% e 40%, além de uma solução modificada a 50%, líquido do cimento de silicato, ácido clorídrico a 40% com fluoreto de sódio a 3%, Ácido Etilenodiamino Tetra-acético (EDTA) e sal tetrassódico do EDTA a 10%. Os autores concluíram que superfícies tratadas com soluções de EDTA possuíam uma adesão inferior, quando comparadas às superfícies tratadas com os outros ácidos. Soluções de ácido clorídrico provocaram ataques intensos, sendo que o melhor desempenho foi apresentado pela solução modificada de ácido fosfórico. Foi observado que um aumento na concentração do ácido fosfórico produzia menores alterações na superfície de esmalte dental.

Em 1968, Buonocore et al (1968), avaliando a penetração das resinas no esmalte condicionado por um minuto com ácido fosfórico a 50%, com adição de 7% de óxido de zinco, concluíram que um adequado tratamento da superfície dental com ácido, associado ao uso de resina, poderia criar uma restauração mais forte, selada e resistente à micro infiltração.

Também Sharpe e Grenoble (1971) verificaram diminuição da infiltração marginal, verificando a penetração da resina fluida no interior das micro retenções do esmalte. As alterações histológicas e topográficas no esmalte humano, após tratamento com agentes condicionadores ácidos, foram analisadas através de Microscópio Óptico (MO), Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV) e Micro Radiografia por Gwinnett (1971), observando mais frequentemente a remoção do centro dos prismas de esmalte, e com menor frequência, houve a seletiva remoção da periferia dos prismas. A estrutura do esmalte se apresentou com sutil alteração, com profundidade de 5 a 25 μm (com ácido fosfórico a 10% e 50%) e acima de 25 μm (com ácido hidrocloreídrico a 0,5N), aumento de sua porosidade, que propicia a penetração de resina fluida e o mecanismo de retenção mecânica dos materiais restauradores.

Garone Filho, Murillo e Garona Netto (1975) afirmou que o procedimento de condicionar o esmalte, gerou profunda mudança na forma de retenção para as restaurações estéticas; estabeleceu não somente melhorias em termos de retenção, como também uma

efetiva diminuição da infiltração na medida em que a penetração das resinas fluidas no interior das micro retenções estabeleciam o mecanismo de adesão.

Silverstone et al. (1975), mostraram que no esmalte dental humano, exposto a diferentes soluções ácidas “*in vitro*”, apresentou-se com diferentes padrões de condicionamento, como o padrão tipo 1, com dissolução preferencialmente do centro dos prismas de esmalte; o padrão tipo 2, com a dissolução preferencialmente da periferia dos prismas de esmalte, deixando os centros dos prismas relativamente intactos; e o padrão tipo 3, no qual há um padrão aleatório de dissolução dos prismas de esmalte, não relacionado com a morfologia dos prismas.

De acordo com Retief (1987), o condicionamento ácido do esmalte elimina efetivamente a micro infiltração de restaurações em resina composta se o esmalte presente for suficiente, particularmente, na margem gengival das restaurações. Afirmou também que alguns novos sistemas adesivos de dentina têm potencial para prevenir micro infiltração, necessitando de mais estudos para que esta afirmativa seja estabelecida.

De acordo com o estudo de Tao (1988), a força de adesão ao cisalhamento do Scotchbond/Silux, em esmalte e dentina preparados com brocas de baixa e alta rotação, discos abrasivos (320 ou 600) e lâminas diamantadas em baixa velocidade, não apresentou diferenças significantes. O condicionamento com ácido fosfórico a 37% na superfície do esmalte, aproximadamente, duplicou os valores de adesão. Em MEV, pode-se observar que pontas diamantadas de granulação fina criam uma camada de esfregaço fina e densa, discos abrasivos de carboneto de silício em baixa velocidade ou brocas diamantadas grossas produzem esfregaço mais espesso e solto. Apesar dessas diferenças, os diferentes meios para preparação do esfregaço dentinário apresentam similar força de adesão.

Yamaguchi, Powers e Dennison (1989) avaliaram a força de tração em esmalte e dentina humanos, de dois sistemas adesivos. Foram utilizados vários substratos diferentes: dentina não condicionada, dentina condicionada com ácido poliacrílico a 10%, dentina condicionada com ácido fosfórico, agente adesivo pré-polimerizado ou polimerizado, juntamente com a resina composta, além de dois tempos de estocagem em água a 37⁰ C, 1 dia e 1 semana. De acordo com os resultados obtidos, a técnica de polimerização e o tempo de estocagem não afetaram a força de adesão. Com relação ao substrato dentinário, a dentina não condicionada foi a que obteve maior força adesiva. A

explicação para o baixo resultado obtido na dentina condicionada por ácido, seria o tipo de sistema adesivo utilizado, que segundo os autores, foi desenvolvido para promover adesão química ao cálcio da dentina.

Garone Filho et al. (1993), relataram que, na verdade o procedimento de condicionar o esmalte, o qual gerou profunda mudança na forma de retenção, para as restaurações estéticas, estabeleceu não somente melhorias em termos de retenção, mas em efetiva diminuição da infiltração marginal na medida em que a penetração das resinas fluidas no interior das micro retenções, estabeleciam o mecanismo de adesão, e que, o bisel preparado em esmalte permite um padrão mais homogêneo de condicionamento.

A partir de um breve histórico da adesão ao esmalte e à dentina, e uma visão do estado atual, Swift Jr. et al. (1995), afirmaram que devido as características histológicas, a adesão de materiais restauradores ao esmalte apresenta menor dificuldade, e maior eficiência, que àquela realizada na dentina. O condicionamento com o ácido fosfórico remove cerca de 10 μm da superfície do esmalte e desmineraliza uma camada de 5 a 50 μm de profundidade na subsuperfície do esmalte, criando micro porosidades e canais que serão preenchidos pelo agente adesivo, promovendo o embricamento micro mecânico das resinas à estrutura do esmalte.

Em publicação sobre o uso clínico das resinas compostas em dentes posteriores, Mondelli (1995) classifica a resina composta Z-100 (3M), como híbrida intermediária, com indicação para uso em dentes posteriores, (multiuso), com tamanho de partículas de 0,04 a 5,0 μm . Preconiza a realização do condicionamento ácido do esmalte com ácido fosfórico a 37% por 30 segundos; lavagem abundante com jatos de água/ar por, no mínimo, 30 segundos. Segundo o autor, a utilização do ácido em forma de gel deve ser preferida, pois, nesta forma de apresentação, consegue-se um melhor controle da região a ser condicionada, sem que extravase para dentro da cavidade ou em áreas do esmalte que não vão ser restauradas. Depois, seca-se a cavidade com jatos de ar e verifica-se a ocorrência do condicionamento, do esmalte pela sua aparência esbranquiçada e opaca. Após o condicionamento é importante que o profissional não toque na área com as mãos ou com algum instrumento metálico, para não fraturar os prismas de esmalte e também não contaminar a área condicionada com alguma substância gordurosa, o que acarretará perda da adesão no esmalte e falha da restauração.

Souza Jr. (1995), fez ressalvas sobre os sistemas adesivos desenvolvidos naquela época, explicando sua evolução, estágio e considerações clínicas para sua utilização. Evidenciou a preocupação no emprego de sistemas adesivos restauradores que empregassem monômeros hidrofílicos capazes de estabelecer um bom selamento marginal da cavidade, principalmente em margens sem a presença de esmalte.

Busato et al. (1997), relatam que a maioria dos autores tem escolhido, hoje, como agente condicionador do esmalte, o ácido fosfórico numa concentração de 37 a 50% com tempo de aplicação de 15 segundos a 1 minuto; e que, novos produtos foram testados e comercializados para condicionar, tanto o esmalte quanto a dentina.

Carvalho (1998) relata que:

“A obtenção de uma adesão ao esmalte se fundamenta em um preparo mecânico da superfície, seguido de um tratamento químico. O preparo mecânico é representado por uma abrasão (desgaste), realizado com a intenção de se remover a camada mais superficial, normalmente menos reativa ao tratamento químico. Em restaurações de cavidades, esse desgaste é o bisel, que além de ser benéfico para a adesão, favorece a estética final do trabalho. O tratamento químico consiste na aplicação de ácidos sobre a área preparada mecanicamente, cuja finalidade é promover uma desmineralização seletiva dos prismas de esmalte, originando porosidades nas quais a posterior infiltração do agente adesivo resultará em retenção micro mecânica. A adequada infiltração do agente adesivo na estrutura do esmalte é regida por fenômenos físico/químicos existentes entre um líquido (agente adesivo) e um sólido (esmalte).”

Perdigão e Lopes (1999) avaliaram a força de adesão e a morfologia de superfícies de esmalte e dentina que receberam a aplicação dos sistemas Prime & Bond 2.1 e Prime & Bond NT (Dentsply). A força de adesão foi medida por meio de teste de resistência a cisalhamento e as superfícies foram analisadas através de Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV) e Microscopia Eletrônica de Transmissão (MET). Foram utilizados dentes bovinos cujas superfícies de esmalte e dentina receberam aplicação dos dois sistemas adesivos. Para a realização dos testes, as amostras foram preparadas com lixa de granulação 600 e, em seguida, receberam aplicação de solução de ácido fosfórico a 36% e sistema adesivo. A partir daí, alguns grupos foram preparados para teste de resistência adesiva e algumas amostras receberam preparo para análise em MEV e MET. Após análise

dos resultados, não foram observadas diferenças estatísticas entre os dois sistemas utilizados. Para ambos, a força de adesão foi maior no esmalte que na dentina. A análise em MET mostrou que ambos os adesivos penetraram na dentina, formando camada híbrida.

Lopes et al. (2003), verificaram a adesão de dentina sadia e dentina hipermineralizada e a influência no tempo do condicionamento ácido nestas estruturas. Utilizaram 42 molares humanos extraídos, contendo lesões de cárie crônica na oclusal, os quais foram seccionados transversalmente com uma broca diamantada sob refrigeração. A lesão de cárie foi removida, expondo a dentina esclerosada no centro, e a superfície exposta foi preparada com uma lixa de granulação 600. Uma parte das amostras (n=15) recebeu aplicação de ácido fosfórico a 35% por 15 segundos, em seguida aplicaram o sistema adesivo Single Bond (3M) e foi inserido quatro incrementos de 1 mm cada um de resina composta híbrida (Filtek Z250, 3M). Outra parte da amostra (n=15) foi preparada da mesma maneira que a anterior, porém o condicionamento ácido foi realizado por 30 segundos. A amostra foi armazenada em água por 24 horas. Os autores observaram que a dentina esclerosada possui baixa força de adesão. Porém, o aumento do tempo de condicionamento ácido resultou numa força de adesão similar à da dentina sadia.

Foong et al. (2006), relatam que sistemas adesivos de passo único são menos resistentes a testes de micro-cisalhamento em esmalte, quando comparados com sistemas adesivos auto-condicionante de dois passos.

Harnirattisai et al. (2007) verificaram a influência de dentina descolorida por amálgama na adesão de sistemas adesivos e a relação da presença de íons metálicos ou restos de material corroído. Foram utilizados dentes humanos extraídos e restaurados por amálgama. O amálgama foi removido expondo dentina descolorida e dentina normal adjacente. Os adesivos utilizados foram Single Bond e o Clearfil SE Bond. Após aplicação dos adesivos, as amostras foram submetidas ao teste de micro-tração. Os resultados mostraram que a força de adesão da dentina normal em ambos os adesivos foi maior que na dentina descolorida. Não foi encontrado diferenças na força de adesão da dentina descolorida entre os adesivos.

3.2 Clareamento dental

3.2.1 Evolução histórica das técnicas de clareamento

A preocupação com a estética é relatada na literatura odontológica desde 1840 (Haywood, 1992; Ho; Goering, 1989).

A preocupação com a conservação da estrutura dentária também não é privilégio dos dias atuais, daí a importância das técnicas de clareamento. Porém, de acordo com Kirk (1893), nem todos os autores viam valor no esforço em clarear um dente, já que este voltava a escurecer, optando por técnicas mais radicais como uso de coroas totais. Mas alguns autores relataram diferentes técnicas para minimizarem falhas e evitar reincidências, relatando longevidade de 6 a 25 anos.

A partir de 1910, as técnicas de clareamento passam a utilizar o peróxido de hidrogênio, ao qual eram aplicados uma fonte de calor, um instrumento aquecido ou uma fonte de luz, no intuito de aumentar a liberação de oxigênio nascente. Cuidados com o paciente como o uso do dique de borracha, proteção dos olhos, cuidados na manipulação da solução pelo profissional, bem como número de consultas e intervalo entre estas foram descritas por Prinz (1924) obtendo reconhecimento no meio profissional.

De 1913 a 1940, período que inclui a Primeira Guerra Mundial, a depressão econômica nos Estados Unidos e a Segunda Guerra Mundial, pouco foi escrito sobre clareamento. A partir de 1940 o peróxido de hidrogênio é novamente utilizado como agente clareador em dentes vitais (Haywood, 1992).

Mc Innes (1966) relata uma técnica desenvolvida em 1942 por ele, a qual combinava ácido clorídrico e peróxido de hidrogênio para remover fluorose dental. A solução consistia de cinco partes de peróxido de hidrogênio, cinco partes de ácido clorídrico a 36% e uma parte de éter etílico, aplicado diretamente na área afetada dos dentes por um período de 15 a 30 minutos. O autor relatou sua experiência em mais de 100 casos, nos quais obteve excelentes resultados após uma única sessão, declarando, ainda, que os pacientes não reclamavam de dor e a perda de esmalte era imperceptível.

Em 1970 Cohen e Parkins realizaram clareamento de dentes manchados por tetraciclina. Utilizaram o peróxido de hidrogênio a 30% aplicado em uma gaze embebida

sobre os dentes, os quais se encontravam previamente isolados por dique de borracha, aquecidos por instrumento manual, sem anestesia para não se ultrapassar o limite suportável de calor que é 31⁰C, por um período de 30 minutos. Os autores relataram resultados estéticos excelentes, observando que o clareamento ocorre principalmente nos 2/3 incisais em que a dentina é mais fina, clareando mais os dentes incisivos laterais, sendo assintomático e necessário o retratamento mensal para evitar recidivas.

Chandra e Chawla (1974) relatam seus resultados em 78 pacientes com fluorose dental. Utilizaram o peróxido de hidrogênio a 30% em uma mecha de algodão colocada sobre os dentes e aquecido com uma espátula ao rubro por 40 minutos, sendo necessário, geralmente, 5 sessões para se obter resultados satisfatórios. Relatam pouco resultado nos dentes com cor branco leitoso e sensibilidade em 20% dos pacientes, quando os mesmos ingerem alimentos quentes ou frios, fato atribuído ao calor, o qual causa uma hiperemia pulpar reversível, não havendo danos significativos à polpa quando o calor é usado dentro dos limites toleráveis e controlado.

Feinmann et al. (1987) publicaram um livro sistematizando as técnicas de clareamento para dentes vitais e não vitais baseadas no uso de peróxido de hidrogênio. Esta publicação incluiu a abordagem para clareamento em consultório em casos de manchamento por tetraciclina, fluorose e outros pigmentos externos atribuídos à ação de alimentos e bebidas com corantes, bem como decorrentes de envelhecimento. Os autores inovaram no tratamento de tetraciclina e pigmentos externos não relacionados ao flúor, recomendando condicionamento ácido da superfície do esmalte por 20 segundos com ácido fosfórico a 37%, aplicação de uma lâmpada de alta intensidade, produzindo temperaturas entre 46⁰ e 60⁰C e uso de doses individuais de 8 ml de peróxido de hidrogênio, o que garantiria um produto mais ativo e não contaminado, uma vez que se sabe que o peróxido de hidrogênio perde sua eficácia com o passar do tempo. Os autores recomendaram que uma gaze embebida com solução fosse mantida úmida e aquecida por 30 minutos sobre os dentes a serem clareados e devendo umedecer a gaze sempre que necessário, podendo-se clarear até 12 dentes por vez. O número de sessões seria de três a dez, com intervalos de duas a quatro semanas entre cada sessão.

Mas um verdadeiro avanço nas técnicas de clareamento veio com a publicação de uma nova técnica de clarear dentes vitais, proposta por Haywood e Heymann (1989).

Esta técnica revolucionou tudo que se tinha visto nestes 140 anos da história do clareamento dental, pois utiliza um novo agente clareador o peróxido de carbamida, em concentrações de 10% a 15%, e o tratamento não mais era realizado no consultório, mas sim em casa pelo próprio paciente. Os autores chamaram esta técnica de *Nightguard Vital Bleaching* (NGVB), ou seja, clareamento vital com protetor noturno, ficando conhecida no Brasil como Clareamento Caseiro (Baratieri et al., 1993), que teve uma imediata aceitação tanto por profissionais quanto pelos pacientes, devido a sua segurança, efetividade, praticidade, simplicidade e baixo custo.

A técnica do clareamento caseiro foi, na verdade, desenvolvida por Bill Klusmier a partir de 1960, segundo publicação do Adept Institute (1991) um ortodontista do Estado do Arkansas, EUA, que ao recomendar a um paciente o uso de um antisséptico a base de peróxido de carbamida (Gly-oxide), para ser aplicado junto com o mantenedor ortodôntico, verificou não apenas uma melhora na saúde gengival como também um acentuado clareamento dos dentes. Esta técnica apesar de relatada por Klusmier não foi publicada até 1989, sendo usada por alguns clínicos ligados ao *Coastal Dental Study Club* na Carolina do Norte até 1988, quando Haywood e Heymann iniciaram estudos na Universidade da Carolina do Norte, EUA, para avaliação científica da técnica.

Hanosh e Hanosh (1992) descreveram um novo produto para clareamento em consultório, a base de peróxido de hidrogênio a 35%, para ser usado no clareamento de dentes vitais e não vitais. Reconheceram que o clareamento caseiro com peróxido de carbamida a 10% é seguro, eficiente e barato, mas, relataram que, em algumas situações, esta técnica não pode ser indicada, como para pacientes com problemas de Articulação Tempor-Mandíbula (ATM) ou com dificuldade de manter o protetor ou seguir instruções, daí a opção por uma técnica de consultório, que também pode ser usada associada com a técnica caseira, quando das consultas de monitoramento, tanto nos casos severos como quando se desejasse um resultado em menor tempo. O produto comercial chama-se Hi-Lite, Shofu Dental Corp, U.S.A., um peróxido de hidrogênio a 35% que misturado a um pó branco, não descrito pelo fabricante, obtém-se uma fina pasta de cor verde, podendo reagir quimicamente ou através de fotopolimerização, em 10 minutos ou 4 minutos respectivamente, passando então a uma cor creme, o que indica que todo o oxigênio foi liberado. As vantagens deste sistema são um maior controle da solução cáustica, evitando

acidentes como queimaduras químicas e a não do calor ou ataque ácido do esmalte a ser clareado.

3.2.2 Etiologia das alterações de cor dos dentes

Os dentes permanentes apresentam, ao erupcionar, um esmalte espesso, bem formado e de cor branco leitoso, cuja vitalidade do dente recém-formado normal confere a este um brilho e reflexo da sua cor branca. A manifestação desta cor é predominantemente determinada pela espessura e mineralização do esmalte, bem como a cor e idade da dentina. Neste estágio, a polpa dentária é relativamente ampla em tamanho (Dzierzak, 1991).

A cor do esmalte dental varia consideravelmente, dependendo da sua espessura e do seu grau de mineralização. Quanto mais mineralizado é o esmalte dental, mais translúcido ele se mostrará. Da mesma forma, a pouca espessura da dentina resultará numa cor mais clara, situação que irá se reverter com a deposição dentinária ao longo dos anos (Souza, 1993).

De acordo com Esberard et al. (1991), alterações na cor natural dos dentes ocorre por uma variedade de razões, daí a importância de tentarmos estabelecer a etiologia da alteração de cor através de um exame anamnésico, clínico e radiográfico, a fim de que possamos estabelecer um prognóstico. Estabelecer a etiologia da alteração da cor dos dentes é essencial para indicar o tratamento apropriado.

Segundo Feinman et al. (1987) podemos dividir didaticamente as alterações de cor dos dentes em dois grupos:

- a) A → causadas por fatores extrínsecos ,
 - fatores extrínsecos - são aqueles causados pela ingestão diária de alimentos e bebidas contendo corante como chá, café, refrigerantes a base de cola, chimarrão, vinho tinto, beterraba, cigarro, etc., bem como resultado da deposição de placa bacteriana e todos os pigmentos exógenos, como suplementação de ferro e, vitaminas e medicamentos, ou resultado de agentes químicos como clorexidine. Certas bactérias cromógenas observadas em pacientes com má higiene oral, também causam manchamento extrínseco, resultando em manchas de cor verde, alaranjada ou preta. Certos metais

também podem causar manchas como pós metálicos de ferro, cobre, latão, níquel e cádmio, os quais são de fácil remoção (De Deus, 1992);

b) B → causadas por fatores intrínsecos,

- fatores intrínsecos - afetam tanto esmalte dental como a dentina, podendo ser: congênitos, adquiridos, metabólicos, iatrogênicos, traumáticos, hereditários, por degeneração pulpar, fisiológicos, etc.

3.2.3 Agentes clareadores

Os agentes clareadores podem ser divididos em duas categorias: aqueles usados no consultório odontológico e aqueles usados em casa, porém supervisionados pelo dentista.

3.2.3.1 Peróxido de Hidrogênio

Desde 1884, o peróxido de hidrogênio vem sendo usado com a finalidade de clarear os dentes e tem demonstrado efetividade na remoção de pigmentos intrínsecos e extrínsecos, tanto em dentes vitais como em dentes não vitais. Por vezes, não é o agente empregado diretamente, mas após a degradação inicial do composto, o peróxido de hidrogênio é o agente efetivo.

Peróxido de Hidrogênio é um forte agente oxidante, porém o mecanismo pelo qual age no esmalte e dentina é mais do que um simples processo de oxidação, no qual o oxigênio liberado realiza também uma ação de limpeza-mecânica. Este processo é que se tem denominado de “clareamento”.

Peróxido de Hidrogênio pode ser encontrado em concentrações de 30% a 35% para ser usado tanto em dentes vitais como não vitais, e que devido a sua natureza cáustica, o seu uso deve ser restringido apenas em consultório e sob isolamento absoluto. Em clareamento caseiro, o peróxido de hidrogênio tem sido utilizado, porém em concentrações menores que vão de 1% a 10%.

Segundo o Adept Institute (1991), o peróxido de hidrogênio clareia 2.76 vezes mais rapidamente do que a mesma concentração de peróxido de carbamida.

3.2.3.2 Peróxido de Carbamida

Soluções de peróxido de carbamida podem ser encontradas em concentrações de 3% a 16%. A maioria dos clareadores caseiros disponíveis comercialmente contém 10% de peróxido de carbamida, o que equivale a 3,6% de peróxido de hidrogênio aproximadamente, obtendo-se, assim, boa liberação de oxigênio com mínima irritação tecidual.

Esses produtos à base de peróxido de carbamida contêm também glicerina ou propileno glicol, estanato de sódio e sabores. Como estes produtos são mais estáveis em soluções ácidas, ácido fosfórico ou cítrico são adicionados. O tempo médio de vida de prateleira é de dois anos, e as soluções menos ácidas têm menor tempo de vida útil.

Segundo Haywood e Heymann (1991) o peróxido de carbamida em contato com a saliva se desdobra inicialmente em peróxido de hidrogênio e uréia. O peróxido de hidrogênio se degrada ainda em oxigênio e água e a uréia se degrada em amônia e dióxido de carbono.

Outro fato importante nestes agentes clareadores é se contem ou não **carbopol**. Este é um polímero, carboxipolimetileno, o qual é usado como agente espessante das preparações, estando diretamente ligado à velocidade de liberação do agente clareador. Soluções contendo carbopol levam entre 8 e 10 horas para liberação completa do oxigênio, ao passo que os que não contem carbopol liberam completamente o oxigênio em alguns minutos.

3.2.4 Efeito sobre a adesão

A alteração na adesão de resinas compostas ao esmalte dental clareado foi inicialmente questionada por Titley et al. (1988). Os autores avaliaram a adesão de resinas compostas ao esmalte de dentes bovinos clareados com peróxido de hidrogênio, tendo os resultados demonstrados, tanto para o teste de tração quanto para o de cisalhamento, valores menores de resistência adesiva para os dentes clareados em relação aos não-clareados.

Tem sido advogado que muitas alterações de cor dos dentes necessitam de complemento estético através de técnicas restauradoras adesivas, daí a necessidade de se correlacionar os efeitos notados na superfície do esmalte clareado e uma possível alteração

na adesividade às estruturas dentárias (Baratieri et al., 1993; Boksman; Jordan, 1983; Feinman et al., 1987; Mc Evoy, 1989).

Torneck et al. (1990) realizaram um trabalho “*in vitro*” para avaliar a influência do tempo de exposição do peróxido de hidrogênio a 35% na adesão de resinas compostas ao esmalte bovino clareado. Duzentos e cinquenta e seis incisivos bovinos foram tratados com peróxido de hidrogênio a 35%, com e sem condicionamento ácido prévio, por períodos de 5 e 30 minutos, sendo a seguir restaurados e mantidos por período de um a sete dias a 37⁰C antes de serem testados. Testes de cisalhamento e tensão foram realizados. Comparação entre os valores obtidos nas tabelas demonstraram que o condicionamento ácido prévio ao tratamento diminui ainda mais a força de adesão tanto com um como com sete dias. Os autores relataram ser evidente o efeito adverso após 5 minutos de exposição ao peróxido, independente da seqüência de condicionamento ácido ao esmalte ou tempo de armazenamento, e que este aumenta quando aplicado 30 minutos. Concluíram que os resultados estatísticos, indicam uma redução significativa na força de adesão das resinas compostas ao esmalte e que esta é de tempo dependente, sendo razoável concluir que o tempo de exposição ao peróxido é fator que influencia a força de adesão, e que esta é adesivo-coesiva, ressaltando a necessidade de futuros estudos para identificar melhor a presença de peróxido de hidrogênio ou substâncias peróxido relacionadas no esmalte clareado e os efeitos disto na adesão.

Mc Guckin et al. (1991) realizaram trabalho “*in vitro*” para avaliar a força de adesão ao cisalhamento após clareamento vital. Cento e sessenta dentes humanos anteriores foram usados, divididos em 3 grupos e tratados com peróxido de hidrogênio a 30% e carbamida a 10% e dois sistemas adesivos diferentes. Após o clareamento por um período de 30 dias, as restaurações foram realizadas com intervalo de 1, 6, 24 horas e de três e sete dias, com o teste foi realizado 24 horas após a restauração finalizada. Os resultados mostraram diferença significativa entre o tipo de clareamento, intervalo e agente adesivo. A interação entre o tipo de clareamento e o intervalo não foi tão significativa. Análises mostraram que 80% das falhas eram coesivas e a MEV sugeriu um incremento na porosidade na área de adesão nos tempos de intervalo medidos. Concluíram que o conhecimento do agente clareador e o tempo percorrido entre o final do tratamento

clareador e a realização das restaurações, é necessário para se obter uma ótima força de adesão ao cisalhamento.

Titley et al. (1991) realizaram um trabalho “*in vitro*” com o objetivo de investigar através da observação no MEV da penetração e da estrutura dos “*tags*” de resina nas restaurações realizadas no esmalte bovino clareado e no controle em experimentos anteriores (Titley et al., 1988). Foram selecionados dentes submetidos a força de tensão. Avaliando a aparência dos “*tags*” formados na interface resina/esmalte no exame ao MEV, mostrou que nos dentes controle os “*tags*” eram bem definidos, podendo-se ver claramente sua penetração no esmalte, estruturalmente intactos, contíguos a resina, a qual estava uniformemente aderida à superfície do esmalte. Nos espécimes submetidos ao peróxido de hidrogênio a 35%, amplas áreas do esmalte estavam livres da resina, podendo-se ver apenas um pequeno número de “*tags*” penetrando o esmalte e quando presentes eram fragmentados, curtos, pobremente definidos, com aparência porosa, estruturalmente incompletos e com menor profundidade de penetração em relação ao controle. Os autores concluíram que os efeitos observados, devem-se à inibição de polimerização da resina devido ao oxigênio presente e que o aumento na porosidade da resina, deve-se à formação de gás oxigênio, e que os estudos por eles conduzidos demonstraram que o armazenamento dos espécimes tratados com peróxido de hidrogênio, previamente às restaurações com resina composta, demonstrou uma completa reversão deste efeito deletério.

Torneck et al. (1991) avaliaram, “*in vitro*”, o efeito do armazenamento em água dos dentes submetidos ao tratamento clareador na força de adesão das resinas compostas ao esmalte. Cento e noventa e dois incisivos bovinos foram tratados com peróxido de hidrogênio a 35% e solução salina controle e sem condicionamento ácido prévio por período de 5, 30 e 60 minutos, com intervalo de sete dias antes de se procederem as restaurações, e de 24 horas após o teste de cisalhamento e tensão. Os resultados mostraram força de adesão significativamente maior nos dentes tratados com peróxido de hidrogênio em relação ao controle. Assim, os autores concluíram que após sete dias de intervalo, foi eliminada a redução na força de adesão que ocorre quando as restaurações são realizadas após o clareamento e ainda relataram um aumento na força de adesão dos dentes clareados devido a um melhor condicionamento da superfície ou ação de limpeza.

Stokes et al. (1992), realizaram um experimento “*in vitro*” para avaliar o efeito dos clareadores a base de peróxido na adesão de resinas compostas ao esmalte. O objetivo deste estudo foi determinar a força de adesão ao cisalhamento de resinas fotopolimerizáveis ao esmalte humano condicionado e comparar estes valores com dentes que foram clareados previamente com peróxido de hidrogênio a 35% e carbamida a 10%. Os resultados mostraram que em todos os espécimes, a falha de adesão ocorreu na interface resina/esmalte. Concluíram, os autores, que o clareamento prévio à confecção de restaurações adesivas com peróxido de hidrogênio a 35% e carbamida a 10% reduz significativamente a adesão destas ao esmalte, devendo-se cuidar deste aspecto, quando tratamentos estéticos adesivos sejam precedidos por técnicas de clareamento.

Adibfar et al. (1992), realizaram um trabalho “*in vitro*” para avaliar a liberação do peróxido de hidrogênio do esmalte bovino clareado. Como estudos anteriores já descritos mostraram que as falhas na força de adesão à tensão e cisalhamento não ocorrem devido à alteração morfológica do esmalte e sim está ligado à concentração e tempo necessário para sua eliminação da superfície do esmalte, o propósito deste estudo foi identificar e quantificar o peróxido liberado do esmalte bovino após imersão em peróxido de hidrogênio a 35% por diferentes tempos. Os resultados mostraram uma diferença significativa na quantidade de peróxido liberado entre as amostras clareadas e controle, independente do tempo aguardado para a liberação, sendo pequena e numericamente insignificante quando se realizou um novo intervalo para liberação de peróxido. Os autores concluíram que após imersão, ocorre uma completa liberação do peróxido do esmalte clareado e que isto ocorre rapidamente.

Cullen et al. (1993), avaliaram “*in vitro*” os efeitos dos clareadores a base de peróxido na força de tração de resinas compostas. O objetivo deste estudo foi investigar a ação de um peróxido de hidrogênio a 30% (Generic, Mallinckrodt Paris), dois peróxidos de carbamida a 10% (Gly-oxide, Omni Int. e Rembrandt Lighten Gel, Den-Mat) sobre a força de tração de 4 resinas compostas, Durafill VS (Kulzer), Silux Plus (3M Corp.), Herculite XR (Sybron-Kerr) e Prisma APH (L.D. Caulk Co.). Os resultados mostraram uma dramática mudança na cor das resinas de micropartículas (Durafill e Silux Plus) imersas no peróxido de hidrogênio a 30%, provavelmente resultado do aumento de valor na opacidade da resina. A exposição das resinas ao peróxido de carbamida a 10% não

apresentou efeito significativo na força de tração, entretanto, a exposição ao peróxido de hidrogênio a 30% por um período de uma semana, resultou em um significativo decréscimo na força de tração das resinas de micropartículas, porém, nenhum efeito significativo foi observado nas resinas compostas posteriores (Herculite XR) e Híbrida (Prisma APH).

Kalili et al. (1993); e Barghi e Godwin (1994) sugerem em seus estudos que o pós-tratamento do esmalte de dentes clareados com soluções que removam água (álcool ou acetona) reduziram significativamente o efeito adverso do clareamento na interface adesiva. Entretanto, a resistência adesiva não retornou aos níveis encontrados no grupo controle. Esses autores acreditam que essas substâncias auxiliam na eliminação do oxigênio residual presente na estrutura dentária, por esse ser solúvel em água.

Dishman et al. (1994), realizaram um estudo “*in vitro*” para avaliar os efeitos dos clareadores a base de peróxido na força de adesão de resinas compostas ao esmalte. O objetivo foi investigar se o uso de um peróxido concentrado (peróxido de hidrogênio a 25%) no clareamento do esmalte humano, na técnica de consultório, resultaria numa redução da força de adesão de resinas compostas aderidas ao esmalte, e se esta é de tempo dependente, e se esta for verdadeira, tentar estabelecer qual o tempo necessário para se aguardar após o clareamento para retornar à força de adesão máxima observada nos dentes controles. Com este objetivo, 50 terceiros molares hígidos foram divididos em cinco grupos, clareados 4 grupos com peróxido de hidrogênio a 25% (Denta-lite Plus Gel, Challenge Dental Co), sendo o grupo controle e o grupo B restaurados imediatamente, e os demais grupos C, D, E em intervalos de um dia, uma semana e um mês respectivamente. Os resultados mostraram que o grupo B, restaurado imediatamente após o clareamento, teve a mais baixa força de adesão, sendo estatisticamente significativa. O exame ao MEV do grupo B mostrou as falhas ocorridas na resina, com maior número de áreas onde a resina sem carga não estava recobrando o esmalte e com poucos “*tags*” de resina remanescente, e áreas onde a resina se mostrava lascada. Concluem, os autores, afirmando haver um decréscimo significativo na força de adesão das resinas compostas aderidas ao esmalte clareado na técnica empregada neste trabalho “*in vitro*,” porém, que este valor retorna a valores próximos aos obtidos no esmalte não clareado após 24 horas do término do clareamento, mantendo-se constante durante as subseqüentes quatro semanas após o clareamento.

Josey et al. (1996), através da microscopia de luz polarizada, constataram no esmalte de dentes submetidos a clareamento, indefinição das estrias de Retzius e escurecimento da zona subsuperficial do esmalte, sugerindo que o processo de clareamento resultou em uma perda de minerais do esmalte, mesmo após 12 semanas de armazenamento dos espécimes em saliva artificial. A resistência adesiva no esmalte clareado permaneceu em valores clinicamente aceitáveis.

Ainda, Perdigão et al. (1998) observaram através da microscopia eletrônica de transmissão, que o sistema adesivo à base de acetona envolveu os cristais do esmalte sem deixar nenhuma área vazia, ao passo que, o sistema adesivo à base de água não formou uma camada consistente, deixando espaços ao longo da interface resina/esmalte. No estudo de Barghi e Godwin (1994), o uso do agente adesivo à base de acetona eliminou o efeito adverso do clareamento de consultório na união resina/esmalte. Todavia, efeito similar não foi notado no clareamento caseiro, que foi significativamente reduzido, mas não eliminado. Os autores acreditam que isso pode ser explicado pela exposição prolongada ao agente clareador e também pela profundidade de penetração do oxigênio.

Owens et al. (1998) e Souza (1999) avaliaram o efeito de agentes clareadores na infiltração marginal de restaurações de resina composta, observando maior micro infiltração quando da exposição a maiores concentrações dos agentes clareadores.

Porém, Sung et al. (1999), compararam a resistência adesiva de dentes clareados, restaurados com sistemas adesivos à base de álcool e de acetona, e encontraram valores significativamente reduzidos em restaurações com sistema adesivo à base de acetona, ao passo que, não houve diferença estatística entre a resistência adesiva do compósito para o esmalte clareado e o não-clareado, quando utilizado sistema adesivo à base de álcool.

3.3 Laser de Er:Yag

No início do século, Einstein (1917) estudou as interações entre luz e matéria. Nesta teoria, em certas condições, a incidência da luz na matéria poderia causar uma emissão adicional de luz, que seria conhecida como emissão estimulada. Este seria o primeiro passo para o desenvolvimento do laser.

Schowlow e Townes (1958) propuseram a aplicação dos princípios do *Microwave Amplificated by Stimulated Emission of Radiation* (MASER) – amplificação de microondas por emissão estimulada de radiação, para regiões do visível e infravermelho do espectro eletromagnético, sendo portanto, um prenúncio do laser.

Maiman (1960) utilizando um cristal de rubi, obteve a primeira emissão estimulada da luz visível, que passou a ser chamada de *Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation* (LASER) – amplificação da luz por emissão estimulada de radiação.

Os primeiros estudos da utilização do laser em odontologia foram realizados a partir de 1964 por Goldman et al (1964). Analisando os componentes inorgânicos de tecidos calcificados irradiados com o laser de rubi, e por Stern e Sognaes (1964), que reportaram as alterações no esmalte como fusão e vitrificação, e na dentina apresentando crateras mais definidas com indícios de carbonização, após irradiação laser.

Os primeiros trabalhos que relacionam a utilização do laser com o tratamento dental, datam de 1964 (Stern e Sognaes, 1964).

Gordon Jr. (1966) relata a formação de um material denso e amorfo na superfície do esmalte dental, após preparo cavitário com laser de rubi.

Na área da prevenção da doença da cárie, tem-se preconizado a sua utilização, por promover uma superfície de esmalte mais resistente ao ataque de lesões cariosas (Sognaes e Stern, 1965; Stern e Sognaes, 1972).

Adrian et al. (1971) utilizando o laser de rubi em dentes de cães, observou grande remoção tecidual, porém, devido às altas taxas de energia, foram provocados danos irreversíveis às polpas, inviabilizando a utilização deste laser em tecidos duros dentais.

Com isso, Stern (1974) contestou as afirmações anteriores sobre o laser como possível substituto da broca, por já ter verificado os danos ocasionados ao tecido dental após a irradiação com o laser. Portanto, concluiu que o laser não poderia substituir os instrumentos rotatórios, ao menos que mudanças radicais ocorressem nos equipamentos e na conduta de aplicação.

A utilização do laser de Er: YAG em odontologia foi primeiramente demonstrada por Hibst et al. (1988); mostraram que este, por emitir comprimento de onda de 2,94 μm , coincidindo com o pico máximo de absorção da água e dos radicais hidroxilas

(OH-) presentes na hidroxiapatita dos tecidos minerais, havendo grande absorção deste laser pelos tecidos biológicos, é, portanto, promissor na remoção da estrutura dental.

Hibst e Keller (1989) avaliaram a eficiência de ablação do esmalte, dentina e tecido cariado pelo laser de Er:YAG, analisando pelo Microscópio Óptico (MO), o diâmetro e profundidade das cavidades, e a elevação da temperatura, através de uma termo-câmera. Observaram que o laser de Er:YAG é efetivamente absorvido pelos tecidos mineralizados dentais, causando um aquecimento rápido, superficial e em pequeno volume, promovendo a remoção tecidual pelo processo de ablação termo-mecânica, através da vaporização da água e aumento da pressão intra-tecidual, ocorrendo a expansão e fragmentação tecidual, sendo o material ejetado através de microexplosões. O limiar de ablação do esmalte é superior ao da dentina, logo, utilizando uma mesma energia de irradiação, as cavidades produzidas no esmalte pela ablação eram menores do que na dentina.

Realizando análise morfológica, em MO e MEV para avaliação das alterações provocadas pelo laser de Er:YAG, no esmalte e dentina, em dentes humanos, Hibst e Keller (1989) observaram que este laser promoveu a remoção do tecido mineralizado por um processo de explosão; com o laser Er:YAG, a maior parte da energia incidente é consumida pelo processo de ablação, e somente uma fração da energia resulta em aquecimento dos tecidos remanescentes, logo, pode-se observar nas margens das cavidades, e nos tecidos adjacentes à região irradiada, mínima ou nenhuma alteração térmica, como carbonização, trincas, fusão ou vitrificação.

Avaliando, num estudo “*in vitro*”, a mudança de temperatura na câmara pulpar de dentes humanos durante o preparo com o laser de Er:YAG, Hoke et al. (1990), observaram um aumento médio de temperatura da ordem de 2,2^o C quando utilizada refrigeração a água durante o procedimento e que, o uso de um fino jato de água aumenta a eficiência da ablação do laser Er:YAG. A análise sob MEV mostrou túbulos dentinários intactos a uma distância de aproximadamente 10 µm da superfície dentinária irradiada.

Kayano et al. (1989) avaliaram, através da MEV, a resistência ácida dos tecidos duros dentais irradiados pelo laser de Er:YAG. Os resultados mostraram que o laser de Er:YAG promoveu ablação dental, formando crateras, sem ocorrer fraturas ou trincas,

havendo uma resistência ao ácido, no esmalte marginal, adjacente à área irradiada pelo laser.

Morioka et al (1991) estudaram os efeitos do laser de Er:YAG sobre o tecido duro dental, comparando os resultados com os outros lasers (CO₂, Argônio, Nd:YAG pulso e Nd:YAG contínuo). O laser de Er:YAG foi aplicado focalizado, na superfície do esmalte de incisivos humanos, com ou sem pigmentação prévia, com 0,4 a 0,9 J de energia total e taxa de repetição de 1,2 e 10 Hz, e posterior imersão dos espécimes, em gel tamponado de 0,1 M lactato (pH 4,5) por uma semana, para formação das cáries artificiais. Foi observado, pela microradiografia e MO, que o laser de Er:YAG foi eficaz na redução da descalcificação e aumento da resistência ácida, da superfície e subsuperfície do esmalte dental, apresentando resultados superiores aos outros lasers.

Matsumoto et al. (1991) observaram as alterações morfológicas do esmalte e dentina após irradiação com laser de Er:YAG. Para este estudo, utilizaram dez dentes humanos extraídos. Parte dos espécimes foi pigmentada com corante preto, outra parte possuía lesão cariada e outra era hígida. Os dentes foram irradiados com o laser de Er:YAG, com 15,9 J/cm² de densidade de energia. A avaliação em microscopia eletrônica de varredura mostrou a efetividade do laser para a remoção de esmalte e dentina cariados. Verificaram que a energia, o tempo de exposição e o tipo de tecido alvo interferem na profundidade das cavidades. Margens mais claras e cavidades mais profundas foram observadas nas amostras pigmentadas, quando comparadas com as amostras sem pigmentos.

Um laser pulsado de Er:YAG foi usado para determinar a profundidade da ablação em cortes transversais no esmalte e dentina de dentes humanos extraídos num estudo realizado por Zhao-Zhang et al. (1992). Os autores utilizaram energia por pulso variando de 25 a 365 mJ e taxa de repetição de 2 a 5 Hz. O laser foi focalizado sobre as secções de 0.5 a 0.75 mm de dentes molares, incluindo o esmalte e a dentina. Fotografias das cavidades preparadas com o laser com 2 a 5 Hz indicaram mínimo efeito térmico no esmalte com densidade de energia abaixo de 80 J/cm². Mínimo efeito térmico em dentina foi notado com densidade de energia abaixo de 74 J/cm². As imagens da dentina analisadas através de microscopia eletrônica de varredura mostraram uma superfície serrilhada e irregular. Os autores concluíram que o laser de Er:YAG pode efetivamente promover a

ablação do esmalte e dentina com mínimo efeito térmico, quando se utilizaram taxas de repetição de 2 a 5 Hz.

Com o propósito de comparar a superfície do esmalte e da dentina após a irradiação com laser de Er:YAG e após preparação mecânica, Gross et al. (1992) utilizaram 150 dentes humanos extraídos, livres de cárie. Foram preparadas cavidades padronizadas, após limpeza superficial e com distância de 2 a 4 mm entre as cavidades. A energia utilizada variou de 50 a 400 mJ, sendo que a metade dos dentes foi tratada sem *spray* de água. Os resultados foram comparados aos preparados convencionalmente realizados com brocas carbide em dentina ou pontas diamantadas em esmalte. Para que as análises morfológicas das superfícies fossem realizadas, foram utilizados MO e MEV e a dentina foi tratada durante um minuto com ácido cítrico e o esmalte com ácido fosfórico a 37%. Os autores observaram que os espécimes tratados com Er:YAG sem *spray* de água foi induzida com zona mais densa de resíduo, quando comparado com o tratamento com Er:YAG e *spray* de água. Nestes casos, foram observadas paredes mais lisas quando maiores energias foram utilizadas (300 mJ em dentina e 400 mJ em esmalte). Quando os autores compararam os dados obtidos no tratamento com o laser e os dados do tratamento convencional, observaram que o esmalte se mostrava com uma zona de detritos em forma de placas, e, em alguns casos com uma pequena zona de prisma desintegrados. A superfície permanecia áspera após a remoção dos fragmentos superficiais com o auxílio de escovas. Além disso, o tratamento com o laser proporcionava um condicionamento adicional à superfície, resultando em um padrão microretentivo. Tanto no tratamento convencional quanto no tratamento com o Er:YAG laser, a análise mostrou que a superfície da dentina se apresentava coberta com uma zona de detritos. Os túbulos dentinários abaixo da zona de preparação não mostraram mudanças morfológicas. Em ambos os grupos, a rugosidade superficial foi semelhante e, após a escovação alguns túbulos dentinários estavam cobertos com uma camada de fragmentos. Após o condicionamento, a camada pode ser removida e os túbulos foram parcialmente reabertos. A formação de fissuras foi observada com o mesmo nível em ambos os grupos.

Wigdor et al. (1992), investigaram os efeitos dos lasers de CO₂, Nd:YAG e Er:YAG sobre o tecido dental. Devido à diferença de absorção dos três lasers utilizados no tecido duro dental, potências variadas foram empregadas para criar efeitos semelhantes.

Neste estudo não foram feitas comparações de potências, mas somente os defeitos criados pelos diferentes lasers foram comparados especificamente para evidenciar os danos térmicos e as mudanças na micromorfologia da dentina normal causados por cada um deles. Para esta pesquisa, quatro dentes humanos extraídos foram utilizados. Uma caneta de alta rotação foi usada para remover o esmalte para criação de uma janela circular na superfície vestibular de aproximadamente 3 mm de diâmetro e 2 mm de profundidade. Os dentes foram preparados seguindo o protocolo: 1) preparado com a broca esférica carbide em baixa rotação; 2) preparado com laser de CO₂ com 4 W de potência, pulsado com 1 segundo de pausa e com o tamanho do foco de 1 mm de diâmetro; 3) preparado com laser de Nd:YAG contínuo, com 12,5 W de potência através de uma fibra de quartzo de 2 mm; 4) preparado com de Er:YAG, com 1,5 W , 500 mJ/pulso e 3 Hz. Os dentes foram fraturados, desidratados, montado em *stubs* de alumínio, cobertos com ouro e examinados em MEV. Os resultados mostraram que o laser de Er:YAG foi o que causou o menor efeito na dentina quando comparado com os outros lasers usados neste estudo. Foi observado o corte claro da dentina, sem causar danos térmicos e, isto se deve aparentemente a alta absorção deste laser pela água e hidroxiapatita. Ambos os lasers de Nd:YAG e CO₂ causaram mais fraturas na dentina. Nos espécimes irradiados pelo laser de CO₂, os túbulos dentinários não se mostraram evidentes e houve um aumento de fraturas na dentina. O laser de Nd:YAG causou uma fusão na dentina intertubular e apesar dos túbulos dentinários se mostrarem evidentes, seus tamanhos variam e não apresentam um padrão uniforme como observado na dentina tratada com o laser de Er:YAG ou com alta rotação.

Burkes et al. (1992) realizaram um estudo “*in vitro*” para avaliar os efeitos na estrutura dental e na temperatura pulpar, da irradiação com o laser Er:YAG (ER 3000, Schwartz, EUA), em dentes humanos com ou sem refrigeração de *spray* de água. Quando foi realizada a irradiação sem a refrigeração, houve uma ablação mínima do esmalte, observado pela MEV alterações térmicas com a fusão do esmalte, “bolhas” e fraturas, ocorrendo uma elevação da temperatura intrapulpar maiores que 27⁰C. Quando o laser foi utilizado com refrigeração, o esmalte e a dentina foram eficientemente removidos pela ablação, formando crateras únicas sem a fusão ou arredondamento do esmalte marginal remanescente; e a elevação na temperatura intrapulpar foi de 4⁰C; como o conteúdo de água é maior na dentina que no esmalte, sua ablação foi mais efetiva.

Hibst e Keller (1992a) avaliaram os efeitos de uma fina camada de *spray* de água, na temperatura e eficiência de ablação de esmalte e dentina durante irradiação com o laser de Er:YAG. O laser de Er:YAG (Quantronix 294, EUA) foi aplicado, na superfície do esmalte e da dentina (com 2 ou 4 mm de espessura), com diferentes energias (0 a 1000 mJ) e taxas de repetição (2 ou 4 Hz) foi observado que a perda de energia é proporcional a espessura do filme de água; a camada superficial de água é evaporada pela parte inicial do pulso de energia, e a maior parte de energia é absorvida pela água confinada nos tecidos mineralizados, formando vapores que melhoram a ejeção e eficiência de ablação de esmalte e dentina.

Com o objetivo de quantificar o efeito térmico, na superfície dental, de pulsos simples do laser de Er:YAG, Hibst e Keller (1992b) utilizaram um sistema de imagem termográfica, para mensuração do aumento da temperatura. Observaram que a queda da temperatura foi mais rápida em esmalte, devido a sua grande difusibilidade térmica, do que em dentina; o efeito térmico foi mais pronunciado no esmalte quando comparado à dentina; a energia térmica foi depositada numa camada superficial, com espessura infinitesimal, devido à pequena profundidade de penetração de Er:YAG nos tecidos mineralizados (cerca de 10 μm) para pulsos repetitivos, o efeito da temperatura é cumulativo, de acordo com o intervalo de tempo entre 2 pulsos, portanto, a taxa de repetição é o parâmetro mais importante para determinar os efeitos térmicos no tecido irradiado.

O primeiro estudo clínico com o laser Er:YAG (KaVo Key laser, Alemanha) foi realizado por Hibst e Keller (1992c) comparando a remoção do tecido cariado e o preparo de cavidades, com o laser Er:YAG ou com alta ou baixa rotação, sendo que as cavidades foram restauradas com resinas compostas. Os resultados do acompanhamento clínico mostraram que nenhum dente perdeu a vitalidade, nem houve sensibilidade à percussão, com o laser de Er:YAG; a anestesia foi utilizada neste caso, sendo que, a maioria dos pacientes preferiram o laser para remoção de cárie, devido à reduzida sensibilidade dolorosa. Os autores concluíram que a remoção da cárie e o preparo cavitário com o laser de Er:YAG é viável na prática diária, sem causar danos à polpa, mostrando grande aceitação pelos pacientes.

Kumazaki (1992) avaliou, através de teste de tração, a resistência adesiva à superfície do esmalte condicionado com o laser de Er:YAG (Hoya, Japão) com energia por pulso de 100 a 1000 mJ e taxa de repetição de 10 Hz, associando ou não com ácido fosfórico por 30 segundos. Os resultados mostraram que o condicionamento do esmalte, somente com o laser de Er:YAG com 600 mJ/pulso de energia, apresentou resultados similares ou superiores aquele obtido com o ácido fosfórico.

Li et al. (1992) avaliaram a relação da profundidade de ablação com a densidade de energia do laser de Er:YAG (Quantronix, EUA). Observaram que os limiares de ablação para o esmalte foram superiores à dentina; o laser de Er:YAG promoveu uma efetiva ablação do esmalte e dentina, com mínimos efeitos térmicos, utilizando taxa de repetição de pulso de 2 a 5 Hz, resultando em um padrão morfológico micromecânico favorável a adesão.

Hibst e Keller (1993) analisaram o mecanismo de ablação do laser de Er:YAG nos tecidos duros dentais. Os autores puderam constatar que o processo de ablação consiste em uma contínua remoção de material durante a irradiação. Para altas energias, o processo ocorre imediatamente após o início dos pulsos. Para baixas energias, os autores concluíram que ablação se faz na forma de pequenos fragmentos tanto em esmalte quanto em dentina. A fragmentação ocorre, segundo os autores, pela evaporação da água contida no esmalte e na dentina. Além disso, a pressão interna gerada pode quebrar os tecidos duros e o vapor pode acelerar a saída de fragmentos. Assim, o processo de ablação pode ser resumido em fragmentação, devido à pressão interna gerada pela irradiação e aceleração do fragmento, causada pela expansão do vapor de água.

Neste mesmo ano, Hibst et al. (1993), estudaram a ação do laser de Er:YAG no condicionamento de superfície dentárias que seriam submetidas ao procedimento adesivo posteriormente. Foram obtidas superfície de esmalte e dentina de dentes humanos extraídos, que receberam diferentes condições de irradiação com laser de Er:YAG. Após a irradiação foram polimerizados compósitos sob as superfícies, com e sem aplicação prévia de sistema adesivo. Para avaliação da resistência adesiva foi utilizado teste de tração. As superfícies obtidas apresentaram padrão retentivo, com rugosidades produzidas pela microexplosão decorrente do processo de ablação. Não foram fornecidos dados, com qual método foi utilizado para análise morfológica, nem os parâmetros utilizados para

irradiação. Com aplicação de baixas energias, não foram detectadas mudanças estruturais ou superficiais.

Paghdiwala et al. (1993) estudaram os efeitos do laser de Er:YAG (Schwartz Electro-Optics) na elevação da temperatura pulpar, utilizando ou não refrigeração com “spray” de água e diferentes parâmetros de energia. Os resultados, da MEV e da termo-câmera, indicaram que a elevação da temperatura é proporcional à potência e tempo de exposição, e inversamente proporcional à espessura do remanescente dental. Os efeitos térmicos podem ser minimizados com a redução da taxa de repetição de pulsos, mantendo a energia constante, que leva a redução da velocidade de corte, mas também, do risco de danos térmicos. O uso da refrigeração, durante o preparo das cavidades, promoveu maior eficiência de ablação, redução da temperatura e ocorrência de alterações estruturais e térmicas, sem áreas de carbonização ou trincas, comparando com os dentes que foram irradiados pelo laser sem refrigeração.

Wigdor et al. (1993) avaliaram os efeitos dos lasers de CO₂, Nd:YAG e Er:YAG (Schwartz Electro-Optics) e da alta rotação em dentes humanos “*in vitro*” pela MEV e na polpa de dentes de cães “*in vitro*” pela MO. Foi possível observar que o laser de Er:YAG causou o mínimo efeito térmico, semelhante ao método convencional, com manutenção de organização e integridade da polpa, além da formação de uma camada de dentina reacional imediatamente subjacente à área irradiada, sugerindo uma biomodulação do tecido pulpar.

Arcoria e Cozean (1994) avaliaram o aumento da temperatura, utilizando uma termo-câmera, em dentes humanos tratados com os lasers de CO₂, Nd:YAG, Ho:YAG e Er:YAG, e com alta rotação, refrigerados à ar/água. Observaram que o laser de Er:YAG promoveu, substancialmente, menores elevações de temperatura do que os outros lasers, estando dentro dos parâmetros de segurança, para a vitalidade pulpar; sendo semelhante ao método convencional.

Gimble et al. (1994) realizaram estudo “*in vitro*” avaliando a eficácia do laser de Er:YAG (Centauri-Premier, EUA), quando comparado aos tratamentos convencionais. Do total de 352 procedimentos realizados (tratamentos em sulcos e fissuras, remoção de cáries, condicionamento e preparos cavitários), 165 foram realizados com o laser e 187 com o método convencional. Os resultados mostraram que o laser apresentou efetividade

estatisticamente semelhante ao método convencional, na remoção de tecido cariado e preparo cavitário, tendo ação altamente seletiva nos tecidos duros dentais, sendo o limiar de ablação do tecido de cariado de 30 mJ, da dentina sadia de 50 mJ e do esmalte sadio de 80 mJ, havendo, a partir daí, uma maior preservação da estrutura dental remanescente. Somente três tratamentos com laser necessitaram do uso de anestesia, ausência do ruído da alta rotação, substituído pelo *popping*, e de vibração tem efeitos físicos e psicológicos no paciente. Não foram observadas alterações pulpares irreversíveis na análise histológica dos dentes extraídos. A MEV mostrou uma superfície dentinária tratada com o laser com padrão irregular, túbulos dentinários abertos, sem evidências de trincas ou carbonização.

Schilke e Geurtsen (1994) avaliaram, através da MEV, os efeitos micromorfológicos na estrutura dental do laser de Er:YAG (KaVo Key, Alemanha), com diferentes energias por pulso, taxas de repetição, com ou sem *spray* de água. Observaram que o laser promoveu alterações na estrutura dental; as margens das crateras apresentaram-se rugosas e irregulares; a dentina peritubular foi mais resistente à irradiação laser que a intertubular; a não utilização do *spray* de água levou à formação de uma massa fundida, não homogênea e parcialmente aderida à superfície dental.

Visuri et al. (1995) estudaram os efeitos, do condicionamento com o laser de Er:YAG, na adesão da resina composta à superfície dentinária de molares humanos. As superfícies dentais foram desgastadas com brocas carbide em alta rotação ou com laser de Er:YAG (350 mJ/6 Hz), com *spray* de ar/água com fluxo de água de 24 ml/min. A rugosidade superficial, avaliada pelo rugosímetro, mostrou não haver diferença significativa no tratamento com laser e alta rotação; o teste de cisalhamento mostrou que os valores de adesão para as superfícies tratadas com o laser de Er:YAG (12,3 MPa) foram estatisticamente superiores à alta rotação (8,4 MPa), sem a realização do condicionamento ácido. A análise das superfícies, pela MEV, mostrou que a broca carbide, em alta rotação, criou superfícies irregulares, com muitas ranhuras superficiais e a formação da *smear layer*. Com o laser foi evidente a ausência da *smear layer*, a abertura dos túbulos dentinários, remoção da dentina intertubular, criando uma superfície irregular, semelhante a “escamas” e com alguma remoção da dentina peritubular.

Ramos (1996), estudaram microinfiltrações em cavidades classe V preparadas com 400 mJ de energia do laser de Er:YAG e condicionados com 60 mJ de energia no

esmalte cavo-superficial. O grupo controle (preparado e restaurado convencionalmente) e um grupo laser (preparado e condicionado com laser de Er:YAG) receberam condicionamento ácido. Outro grupo laser foi condicionado apenas com o laser. Os resultados não apresentaram diferenças estatisticamente significantes entre os grupos, na análise da microinfiltração.

Eduardo et al. (1996) estudaram, através da MEV e do teste de resistência ao cisalhamento, os efeitos do laser de Er:YAG no esmalte dental. A superfície vestibular de molares humanos foi condicionada com o laser de Er:YAG (KaVo Key 2, Alemanha), focalizado, com 140 e 300 mJ de energia por pulso e 1 HZ de taxa de repetição, sob refrigeração à água ou com o ácido fosfórico a 37%. Os resultados mostraram que o condicionamento com o ácido fosfórico a 37% promoveu maiores valores de adesão (21,22 MPa) que o realizado somente com o laser de Er: YAG, não havendo diferenças entre as energias utilizadas (140 mJ e 300 mJ). A análise morfológica pela MEV, diferenciou com nitidez, a área irradiada da não irradiada, nesta verificam-se alterações no esmalte, com grande irregularidade superficial, aparência de “escamas” ou “flocos”, e a exposição dos prismas de esmalte, semelhantes a “favos de mel”.

Groth (1997) avaliou a resistência adesiva, as forças de cisalhamento, da resina composta à superfície do esmalte dental humano condicionado com ácido fosfórico a 37% por 30 segundos, com o laser de Er:YAG (KaVo Key 2, Alemanha), focalizado (com 60 mJ/10 Hz, 300 mJ/6 Hz e 500 mJ/2 Hz), com *spray* de água, ou ainda, associado ao laser de Er:YAG (60 mJ/10 Hz) com o ácido fosfórico. Foram observados maiores valores de adesão para o condicionamento com ácido (12,19 MPa), ou a associação laser + ácido (12,42 MPa), sendo superiores a aplicação somente do laser (5,6 a 7,4 MPa), sendo que, quanto maior a energia utilizada menores os valores de adesão. A MEV revelou que o laser promoveu alterações na superfície do esmalte, decorrentes do processo de ablação, com grande irregularidade de superfície, exposição dos prismas de esmalte e um padrão morfológico semelhante ao condicionamento ácido, semelhante a “favo de mel”, mostrando áreas irradiadas e não irradiadas pelo laser de Er:YAG.

Gutknecht et al. (1998) avaliaram “*in vitro*” os efeitos do condicionamento com os lasers de Er:YAG e Er,Cr:YSGG, na resistência adesiva à tração de uma resina composta, à superfície de esmalte. As faces vestibulares, de 80 molares humanos recém-

extraídos, foram condicionadas com laser de Er:YAG (energia de 120 mJ/pulso e taxa de repetição de 8, 10, 12 e 15 Hz), com o laser de Er,Cr:YSGG (potências de 1, 2 e 3W e taxa de repetição de 20 Hz) e com ácido fosfórico a 37%. Posteriormente, bráquetes ortodônticos foram fixados com sistema adesivo Dentaurem e realizado o teste de tração. Os resultados mostraram maiores valores de adesão para as superfícies de esmalte condicionadas com o ácido fosfórico, porém, sem diferença significativa com as superfícies condicionadas com os lasers, concluindo que os lasers criaram uma superfície microretentiva, favorável à adesão de materiais resinosos.

Kataumi et al. (1998) avaliaram a adesão da resina composta em dentina irradiada pelo Laser de Er:YAG e observaram que a irradiação com este laser afeta não somente a superfície, como também a sub-superfície, deixando a dentina peritubular mais ácido-resistente.

Moritz et al. (1998) verificaram, através de testes de tração e cisalhamento e pela MEV, a influência do tratamento da superfície do esmalte e da dentina com diferentes lasers, jato de óxido de alumínio e diferentes ácidos. Foram utilizadas as faces vestibulares de 1440 molares humanos recém-extraídos, condicionados com ácido fosfórico, ácido maleico, lasers de Nd:YAG (60 mJ/20 Hz, 80 mJ/15 Hz, 80 mJ/20 Hz), Er:YAG (60 mJ/4 Hz, 180 mJ/2Hz, 250 mJ/2 Hz), CO₂ (0,5, 1,0, 1,5W) e Diodo (4, 7, 10W) e jateamento com partículas de óxido de alumínio (27 e 50 µm); e posteriormente aplicado o sistema adesivo SBMP (3M) e confeccionados os botões de resina composta (Z-100, 3M). O teste de cisalhamento mostrou maiores valores de adesão que o teste de tração; o condicionamento com o laser de Er:YAG promoveu valores de adesão, no esmalte e na dentina, comparáveis ao condicionamento com o ácido fosfórico; os valores de adesão obtidos com o laser de Nd:YAG foram ligeiramente inferiores aos obtidos com o laser de Er:YAG. A microabrasão promoveu valores similares ou superiores ao ácido. De acordo com os autores, esses métodos alternativos (Er:YAG e microabrasão) teriam sua validade, desde que, fossem utilizados na realização do preparo cavitário, se este for realizado de modo convencional, com instrumentos rotatórios, o condicionamento com o ácido fosfórico ainda é o mais indicado.

Watanabe et al. (1998) avaliaram a resistência ácida do esmalte irradiado com o laser de Er:YAG (Erwin, Hoya Co. – J. Morita, Japão). Em 25 dentes humanos hígidos

foi irradiado laser de Er:YAG, com 25, 50 100 e 150 mJ/pulso de energia e 5 Hz de taxa de repetição, sob refrigeração de água (4 ml/min). As amostras foram imersas em solução desmineralizante (0,1 M lactato com pH 4,5) por 4 dias e posteriormente analisadas em MEV, EDS e microradiografia. Observaram que o esmalte irradiado apresentou evidente alteração após irradiação do laser, sem evidências de trincas, ou alteração de composição pela EDS. As superfícies irradiadas pelo laser de Er:YAG (a partir de 50 mJ), e áreas adjacentes, mostraram aumento da resistência à desmineralização ácida.

A resistência adesiva de uma resina composta sobre a superfície do esmalte dental condicionada com o Er:YAG laser foi testada por Domingues et al. (1999). Os autores concluíram que o grupo condicionado com o laser de Er:YAG e o ácido fosfórico a 37% apresentaram efeitos semelhantes ao grupo condicionado apenas com o ácido fosfórico a 37%; e ambos apresentaram melhores resultados do que o grupo condicionado apenas com o laser de Er:YAG.

Otsuki et al. (2000) avaliaram os efeitos do ácido fosfórico sobre a resistência à tração de superfícies de esmalte irradiadas com o laser de Er:YAG. Para este estudo, utilizaram 21 incisivos humanos, divididos em três grupos: sem ácido, com ácido por 15 segundos e com ácido por 60 segundos. As superfícies foram irradiadas com 200 mJ e 4 Hz e foram restauradas com o sistema adesivo Single Bond (3M) e resina composta Z-100 (3M). Concluíram que os resultados de resistência à tração foram maiores nos grupos onde foi aplicado o ácido fosfórico, sendo os valores demonstrados em 4,2 MPa para o grupo sem ácido, 7,5 MPa para o condicionado com ácido por 15 segundos e 9,1 MPa para o grupo condicionado com o ácido por 60 segundos.

Bispo (2000) analisou os efeitos da realização ou não do condicionamento ácido da superfície do esmalte irradiada pelo laser de Er:YAG (KaVo Key, Alemanha) através de teste de resistência adesiva à tração e análise morfológica pela MEV. A superfície de esmalte, obtida a partir do desgaste com lixas abrasivas de molares humanos hígidos, foi tratada com ácido fosfórico e agente adesivo do Scotchbond Multipurpose (controle) ou com laser de Er:YAG, focado com 60 mJ e 80 mJ/pulso de energia, 4 Hz de taxa de repetição e densidade de energia de 0,26 J/cm²; 60 mJ e 80mJ/pulso e 6 Hz; 60 mJ/pulso e 10 Hz; e desfocado com 250 mJ/pulso e 4 Hz; com ou sem posterior condicionamento com ácido fosfórico a 35% (15 segundos) e aplicação somente do agente

adesivo. O autor observou, pelo teste de tração, que o grupo laser associado ao ácido fosfórico, de modo geral, foi semelhante ao grupo controle e superior ao grupo somente tratado com o laser de Er:YAG, exceto para os grupos: laser com 80 mJ/2 Hz (sem condicionamento ácido), 80 mJ/4 Hz (com condicionamento ácido), e 250 mJ/4 Hz desfocado (com condicionamento ácido), que foram estatisticamente superiores ao grupo controle. Análise pela MEV mostrou que o laser de Er:YAG promoveu ablação do esmalte, criando superfícies irregulares, criando um padrão morfológico microretentivo, heterogêneo, semelhante a “favo de mel”, sugerindo favorecer a realização de procedimentos adesivos.

Hossain et al. (2000) avaliaram os efeitos do laser de Er:YAG, no aumento da resistência ácida e alterações morfológicas, no esmalte e dentina humanos. Foram realizados preparos cavitários, em 20 molares humanos hígidos, com o laser de Er:YAG (KaVo Key, Alemanha), focado, com 400 mJ/pulso de energia e taxa de repetição de 2 Hz, com ou sem *spray* de água. As amostras foram imersas em soluções desmineralizantes (ácido láctico 0,1 M, por 24 horas) e avaliada a concentração de cálcio, na solução pela espectrofotometria, e as alterações morfológicas, das superfícies dentais pela MEV. As superfícies tratadas com o laser de Er:YAG, sem *spray* de água, apresentaram maior resistência ácida, do que aquelas tratadas com o laser com *spray* de água; por sua vez, as superfícies não tratadas pelo laser (controle) apresentaram menor resistência ácida e maior dissolução de cálcio. A MEV mostrou que a irradiação laser, sem refrigeração com *spray* de água, criou superfícies de esmalte e dentina com alterações térmicas, como fusão e vitrificação, semelhante a lava, fazendo com que estas superfícies, quando imersas em solução desmineralizante, não apresentassem alterações morfológicas e solubilização. Quando o laser de Er:YAG foi irradiado, com *spray* de água, criou superfícies dentais irregulares, semelhantes a “escamas”, sem *smear layer*, com prismas de esmalte expostos e túbulos dentinários abertos, com mínimas alterações térmicas, apresentando mínima alteração após imersão em solução desmineralizante.

Tanji et al. (2001) avaliaram os efeitos da irradiação com o laser de Er:YAG sobre a adesão da resina composta após a utilização de dois sistemas adesivos auto-condicionantes. Foram utilizados 60 incisivos bovinos divididos em 4 grupos: G1 – sistema adesivo Prompt L-Pop (LP); G2 – laser de Er:YAG + LP; G3 – sistema adesivo

Etch & Prime 3.0 (EP); G4 – laser de Er:YAG + EP. Os parâmetros de irradiação do laser foram 60 mJ de energia e 4 Hz de taxa de repetição, desfocado a 20 mm do tecido alvo. Concluíram que a irradiação laser não interferiu na adesão e os maiores valores foram encontrados no sistema adesivo Prompt L-Pop.

Walden et al. (2001) avaliaram a resistência ao cisalhamento, dos sistemas adesivos auto-condicionantes SE Bond e Prompt e do sistema Optibond Solo Plus (com prévio condicionamento ácido) às superfícies dentais irradiadas pelo laser de Er:YAG. As superfícies de esmalte e dentina, obtidas a partir do desgaste da face oclusal de molares humanos com lixas abrasivas, foram tratadas com laser de Er:YAG, com 70 mJ/10 Hz e 250 mJ/70 Hz para o esmalte e 160 mJ/20 Hz e 70 mJ/10 Hz para a dentina, e posteriormente, tratadas com os sistemas adesivos auto-condicionantes ou simplificado. Os autores observaram que para a dentina, os valores de adesão foram similares entre as diferentes energias e os sistemas adesivos utilizados (valor médio de 29,12 MPa). No esmalte, observaram maior valor de adesão para 70 mJ/10n Hz (21 MPa) que para 250 mJ/70 Hz (15,3 MPa), portanto, menores energias promoveram significante maiores valores de adesão no esmalte irradiado pelo laser de Er:YAG; o sistema Prompt apresentou menores valores que o SE Bond e Optibond.

A indicação do laser de Er:YAG para tratamento de esmalte e dentina que receberiam restaurações adesivas, também poderia ser aliviada através de teste de microinfiltração, o que foi proposto por Ceballos et al. (2001). Após a realização de cavidades de Classe V, as amostras foram preparadas de três maneiras diferentes: ácido fosfórico a 35%, laser de Er:YAG a 2 Hz e 250 mJ na dentina e 300 mJ no esmalte e laser seguido de ácido, nos parâmetros anteriores. Os testes de microinfiltração mostraram que as amostras que receberam tratamento com laser foram as que mostraram maior infiltração, especialmente na margem oclusal da restauração. Na parede gengival, não houve diferença entre os grupos avaliados. As amostras foram ainda analisadas em MEV, na qual foi observado que as micro-explosões produzidas pelo laser promoviam uma superfície irregular, micro e macroscopicamente. Além disso, as amostras irradiadas por laser, mostraram dentina com túbulos expostos, sem alargamento, o que sugeriu que o laser não promoveria uma desmineralização das dentinas peri e intertubular. Foi constatada, ainda, a formação de “tags”, porém, não foi observada a formação de camada híbrida, o que

poderia sugerir que a presença da camada híbrida não seria de fundamental importância para o procedimento adesivo, uma vez que nas margens oclusais, as forças de adesão obtidas foram satisfatórias. Este resultado levou os autores a concluir que, apesar das características retentivas promovidas pela irradiação com o laser de Er:YAG na estrutura tanto de esmalte quanto de dentina, a microinfiltração sofrida pelas restaurações pós-laser foram grandes.

Navarro (2001) avaliou a influência da irradiação do esmalte e dentina com laser de Er:YAG, com diferentes parâmetros de energia, na resistência adesiva de um sistema auto-condicionante, bem como analisou, através da microscopia eletrônica de varredura, as superfícies de esmalte e dentina irradiadas com laser e tratadas com o mesmo sistema adesivo. Foram utilizados, neste estudo, 30 terceiros molares humanos hígidos, seccionados no sentido mesio-distal com disco diamantado. As faces vestibulares e linguais obtidas foram desgastadas com lixas abrasivas e divididas em seis grupos: Esmalte – EG1 – sistema auto-condicionante SE Bond; EG2 – laser de Er:YAG com 80 mJ/2 Hz + SE Bond; EG3 – laser de Er:YAG com 140 mJ/2 Hz. Dentina – DG1 – SE Bond; DG2 – laser de Er:YAG com 60 mJ/2 Hz; DG3 – laser de Er:YAG 100 mJ/2 Hz + SE Bond. Os valores de resistência adesiva para o esmalte foram superiores para o grupo EG1, seguido de EG2 e EG3. Para a dentina, a resistência adesiva foi semelhante para DG1 e DG2 e ambas foram superiores ao DG3. A análise superficial por MEV mostrou que o laser criou uma superfície irregular e com padrão morfológico micro-retentivo. Conclui-se que o laser de Er:YAG, é capaz de influenciar na resistência adesiva do sistema auto-condicionante à superfície do esmalte e dentina, sendo maior sua efetividade, quando for utilizada menor densidade de energia.

Ainda em 2001, Yamamoto e Ikemi (2001) estudaram os efeitos, na resistência adesiva à tração, de “*primers*” baseados em água ou acetona aplicado à superfície dentinária irradiada com o laser de Er:YAG. Utilizando dentes bovinos, desgastados com lixas abrasivas para exposição dentinária, o laser de Er:YAG foi aplicado com 90 e 220 mJ/pulso e 10 Hz de taxa de repetição, posteriormente foi aplicado o “*primer*” experimental, com 10% de MDP e 35% de HEMA dissolvidos em água ou acetona, e o agente adesivo do sistema Mega Bond (Kuraray). Os valores de adesão para o solvente acetona (5,3 MPa para controle, 8,5 MPa para 90 mJ/10 Hz e 10,6 MPa para 220 mJ/10

Hz) foram superiores aos valores obtidos para o solvente água (4,6 MPa para controle, 5,3 MPa para 90 mJ/10 Hz e 4,2 MPa para 220 mJ/10 Hz).

Oliveira (2002), avaliou a resistência adesiva, através de teste de micro-tração, de dois sistemas adesivos, um do tipo frasco único – Single Bond e outro do tipo auto-condicionante – Clearfil SE Bond, aplicados após preparos cavitários feitos com alta rotação e laser de Er:YAG. Além disso, foi avaliada a interferência da ciclagem térmica sobre a resistência de união dos adesivos. Para este fim, foram utilizados 16 dentes bovinos. Após o preparo destes elementos, foram divididos em grupos, para cada sistema, que receberam preparo com alta rotação, laser, com ciclagem e sem ciclagem térmica. Os parâmetros utilizados para o laser foram de 350 mJ para esmalte e 250 mJ para a dentina, com taxa de repetição de 4 Hz, gerando uma densidade aproximada de 116,7 J/cm² para esmalte e 83 J/cm² para a dentina. Após a realização do teste de micro-tração, as amostras fraturadas foram analisadas em MEV. Após análise e discussão dos resultados, a autora concluiu que o sistema auto-condicionante apresentou resultados mais estáveis do que sistema de frasco único. Para a dentina preparada com alta rotação, este sistema foi o mais indicado, enquanto que para a dentina preparada com laser, o tipo de sistema não influenciou na resistência de união. Quanto à ciclagem térmica, foi constatado neste estudo que ela é capaz de influenciar negativamente a resistência de união à dentina dos dois sistemas testados.

Já Gonçalves et al. (2003) observaram a influência de diferentes taxas de repetição do Laser de Er:YAG na resistência adesiva do esmalte e sistemas de resinas compostas e não encontraram diferença estatística significativa na força de adesão do esmalte, quando utilizaram uma energia de 80mJ associada a taxas de repetição de 1, 2, 3 e 4 Hz comparado só ao uso do condicionamento ácido.

Oliveira et al. (2005) compararam a força de adesão de dois sistemas adesivos (Single Bond e Clearfil SE Bond) submetidos ou não ao processo de termociclagem e aplicados em cavidades preparadas tanto com ponta diamantada e alta rotação quanto com o Laser de Er:YAG e verificaram que dentina preparada com o Laser de Er:YAG não é influenciada pelo sistema adesivo, seja ele *self-etching* ou *total etching*.

Ainda, Manhães et al. (2005) estudaram como a técnica de preparo de uma superfície dentinária e a técnica de aplicação do *primer* influenciam a força de adesão de

sistemas adesivos *self-etching* e sugerem que superfícies preparadas com o Laser de Er:YAG e ponta diamantada são capazes de formar diferentes *smear layers*, porém a resistência à adesão da interface dentina/adesivo é similar.

4 MATERIAL E MÉTODO

4.1 Material

4.1.1 Amostras

A pesquisa foi submetida para análise no Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo (FOUSP) para utilização de dentes humanos e foi aprovada pelo mesmo através do protocolo 195/06. (ANEXO A).

Foram selecionados para esse estudo 16 dentes pré-molares humanos extraídos (Proveniente do banco de dentes da FOUSP), acondicionados inicialmente em água destilada a uma temperatura de 4°C para permanecerem hidratados até a sua utilização.

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

4.1.3 Sistema adesivo e resina composta

Foram utilizados, neste estudo, o ácido fosfórico 35% (FIG. 2), dois sistemas adesivos de frasco único (Adper™ Single Bond 2, 3M – FIG. 3 e Prime & Bond® NT, Dentsply – FIG. 4) e uma resina composta fotoativada híbrida (Filtek Z-250®, cor A3 – 3M – FIG. 5). O Quadro 1 mostra a resina composta utilizada, bem como sua respectiva composição.



FIGURA 2 – Ácido fosfórico 35%.



FIGURA 3 – Sistema adesivo com solvente à base de álcool.



FIGURA 4 – Sistema adesivo com solvente à base de acetona.

Marca	Sistema de Ativação	Resina	Fabricante
·Filtek Z-250® Cor A3	·Luz LED	·Matriz Orgânica Bis-GMA, Bis-EMA, UDMA ·Matriz Inorgânica Zircônia/Sílica	·3M Co. St. Paul, MN, EUA

QUADRO 1 – Resina composta e sua composição.



FIGURA 5 – Resina composta híbrida fotoativada.

4.1.4 Equipamentos

LED: modelo Bright Lec (MMOptics, São Carlos, SP, Brasil – FIG. 6).



FIGURA 6 – LED Bright LEC (MMOptics).

Laser de Er:YAG: modelo KaVo KEY *Laser* 2 (KaVo Co.- Biberach – Germany – FIG. 7), com comprimento de onda de 2,94 μm , 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 μs 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 7 – *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 nos sentidos méso-distal e vestibulo-lingual com um disco de carborundum e posteriormente fixadas com cera utilidade com suas superfícies vestibulares ou linguais 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. 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 do esmalte dental (FIG. 8).

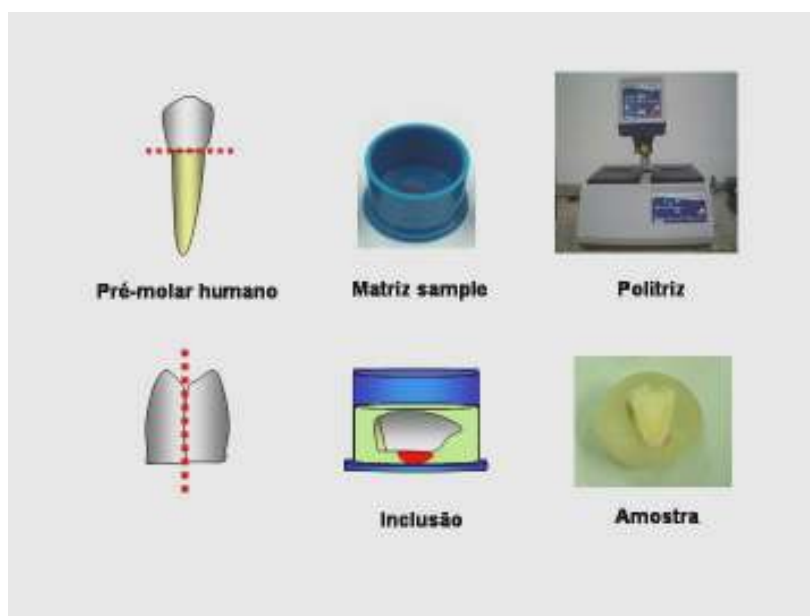


FIGURA 8 - Preparo das amostras.

4.2.3 Divisão dos grupos experimentais

Após a inclusão, as 32 amostras foram divididas em 8 grupos de 4 metades de dentes cada, de acordo com o tratamento superficial, o tratamento clareador e o tipo de solvente do sistema adesivo, conforme se observa abaixo no Quadro 2.

GRUPOS	Preparo superfície do esmalte	Tipo de Solvente do Adesivo	Tratamento Clareador
1	Laser Er:YAG + Ácido fosfórico	Álcool	Sim
2	Ácido fosfórico	Álcool	Sim
3	Laser Er:YAG + Ácido fosfórico	Acetona	Sim
4	Ácido fosfórico	Acetona	Sim
5	Laser Er:YAG + Ácido fosfórico	Álcool	Não
6	Ácido fosfórico	Álcool	Não
7	Laser Er:YAG + Ácido fosfórico	Acetona	Não
8	Ácido fosfórico	Acetona	Não

QUADRO 2 – Divisão dos grupos.

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 das amostras dos grupos 1, 2, 3 e 4. O gel ficou em contato com o esmalte durante 20 minutos, onde foi ativado pelo LED Brigh Lec (MMOptics, São Carlos, SP, Brasil) com 5 ciclos de 40 segundos, tendo 30 segundos de descanso entre cada ciclo. Após o término, foram lavadas em água corrente por aproximadamente 15 segundos.

As amostras dos grupos 5, 6, 7 e 8 não foram submetidas ao tratamento clareador.

4.2.5 Tratamento das superfícies dentinárias

As amostras dos grupos 1, 3, 5 e 7 foram irradiadas com *laser* de Er:YAG – 2,94 μm (KaVo) do Laboratório Especial de Laser em Odontologia – LELO - FOU SP, 80 mJ de energia, 4 Hz de taxa de repetição e densidade de energia de 6,4 J/cm^2 no modo focado durante 20 segundos, realizando-se movimentos de varredura sob refrigeração água-ar, tendo a velocidade de vazão de água em 15 ml/minuto, em uma área de 5x5 mm, a fluência de 25,6 J/cm^2 a uma distância calibrada de 12 mm da dentina (Bispo, 2000), com o auxílio de uma lima endodôntica K # 40 (Maillefer), adaptada à ponta 2060 com fita adesiva (3M) como mostra a FIG. 9.

Foram seguidas as Normas de Segurança Internacionais (ANSI).



FIGURA 9 – Irradiação com *laser* Er:YAG

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

Todas as amostras foram imediatamente condicionadas com ácido fosfórico 35% (Scotchbond Ácido de Ataque em Gel, 3M) durante 30 segundos e lavadas com *spray* de água e ar por 20 segundos. O excesso de água foi removido com um papel absorvente.

4.2.6 Procedimento adesivo

Imediatamente após o preparo das superfícies de esmalte dental, foi feita a aplicação dos sistemas adesivos Single Bond (3M Dental Products, St. Paul, MN), com seu solvente à base de álcool, foi aplicado de acordo com as instruções do fabricante nas amostras dos grupos 1, 2, 5 e 6; e o Prime & Bond NT (Dentsply), com seu solvente à base de acetona, foi aplicado de acordo com as instruções do fabricante nas amostras dos grupos 3, 4, 7 e 8.

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 o LED Bright Lec (MMOptics, São Carlos, SP, Brasil) por 10 segundos.

4.2.7 Procedimento restaurador

Logo após foram feitas restaurações de 4 mm de altura através da técnica de incrementos, em porções de 1mm de espessura, com a resina composta Z 250 (3M Dental Products, St. Paul, MN) em todos os grupos, utilizando um condensador antiaderente para compósitos Thompson. A polimerização da resina composta foi feita com o LED Bright Lec (MMOptics, São Carlos, SP, Brasil) de acordo com as instruções do fabricante.

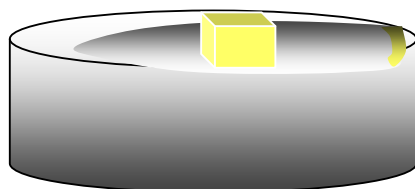


FIGURA 10 – Amostra após procedimento restaurador

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 micro-tração.

4.2.9 Preparo das amostras para o teste de micro-tração

Após o período de armazenagem e estocagem das amostras, os corpos de prova foram adaptados no aparato da máquina Labcut e foram seccionadas em palitos de 1X1 mm cada. Cada palito foi adaptado em um dispositivo para testes de micro-tração e fixados com adesivo de cianoacrilato (Super Bonder- Loctite Brasil Ltda, Itapevi, SP, Brasil).

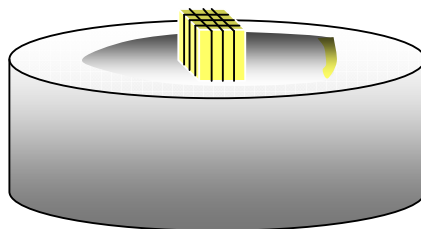


FIGURA 11 – Esquema de palitos

4.2.10 Ensaio de micro-tração

O teste de micro-tração foi realizado com uma velocidade de 0,5 mm/minuto com máquina Mini-Instron Universal (modelo 4442, Canon, MA, USA – FIG. 10).

Os valores da força de micro-tração obtidos foram anotados e convertidos em MPa.



FIGURA 12 - Máquina universal de ensaio Mini-Instron, modelo 4442.

5 RESULTADOS

Os resultados foram obtidos em unidade de força Newton (N), sendo posteriormente convertidos para unidade de pressão Mega Pascal (MPa), na qual se leva 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).

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-resumo da carga de ruptura MPa (TAB. 1).

TABELA 1 – Medidas-resumo da Carga de Ruptura (MPa) por forma de preparo de superfície, tipo de adesivo e uso de clareador

Grupos	Número de Palitos	Média	Desvio Padrão	Mínimo	Percentis			Máximo
					25	50	75	
1	14	4,84	3,33	0,98	1,66	4,58	6,89	13,30
2	14	5,45	2,42	2,19	3,36	5,08	7,19	11,11
3	16	3,88	1,88	1,34	2,51	3,58	4,76	7,93
4	15	4,86	2,21	1,08	3,97	4,49	6,94	8,14
5	14	5,50	2,88	1,99	3,03	4,58	8,01	10,47
6	12	1,45	0,01	1,44	1,44	1,45	1,45	1,45
7	16	6,33	2,84	1,76	4,64	5,90	7,54	12,20
8	15	3,73	1,25	1,33	2,72	3,90	4,79	5,61

Observando a TAB. 1, verifica-se uma maior média quando realizado o condicionamento ácido associado com o laser nos grupos que não receberam tratamento clareador, independentemente do tipo de solvente do sistema adesivo (grupos 5 e 7). O que não ocorre quando se observa os grupos que receberam tratamento clareador e tiveram suas superfícies condicionadas com a associação ácido + laser (grupos 1 e 3). Destaca-se nesta tabela, o grupo 6 (sem tratamento com laser, sem tratamento clareador e solvente a base de álcool), valores de carga bem inferiores aos demais variando de 1,44 MPa (Mínimo) a 1,45 MPa (Máximo).

Com a finalidade de facilitar a observação do comportamento da variável micro-tração segundo cada um dos fatores estudados, foram construídos gráficos tipo *Box-plot* (Gráficos 1, 2, 3). Avaliando-se o Gráfico 1, é possível observar que a mediana (linha

central da caixa) do grupo G1 (tratamento com laser, tratamento clareador e solvente a base de álcool) apresenta-se levemente superior ao grupo G3 (tratamento com laser, tratamento clareador e solvente a base de acetona), e ainda apresenta uma alta diferença de variabilidade (tamanho da caixa), porém não possuem diferença estatisticamente significativa. Além disso, observou-se a ocorrência de um valor elevado em relação ao conjunto de dados, sendo considerado um valor discrepante.

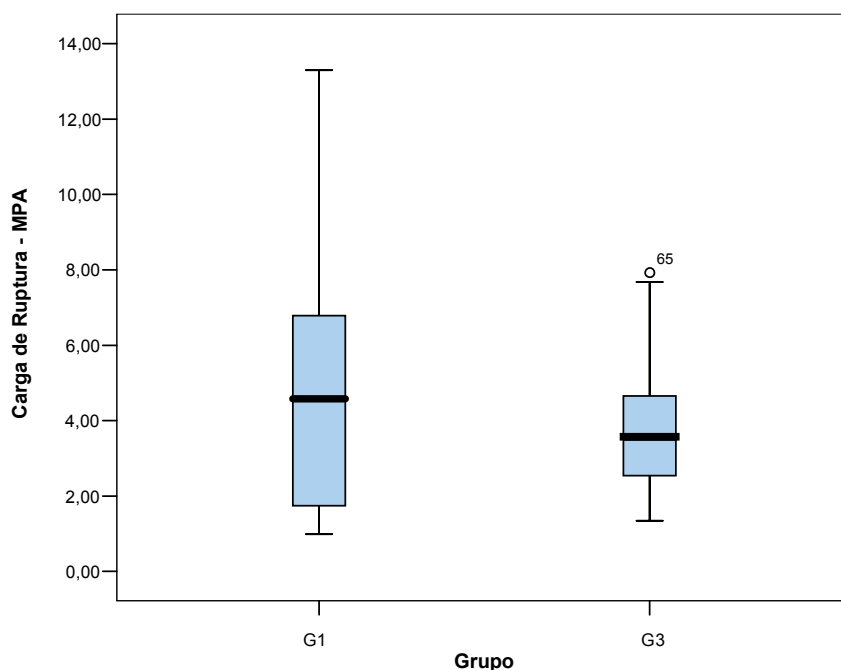


GRÁFICO 1 – Box-Plot da carga de ruptura (MPa) por grupos G1 e G3.

Observando-se o Gráfico 2, nota-se que o grupo G2 (sem tratamento com laser, com tratamento clareador e solvente a base de álcool) possui uma variabilidade menor que o grupo G1. Em relação aos valores medianos, verifica-se que ambos os grupos apresentaram valores muito próximos, indicando a inexistência de efeito do fator preparo de superfície.

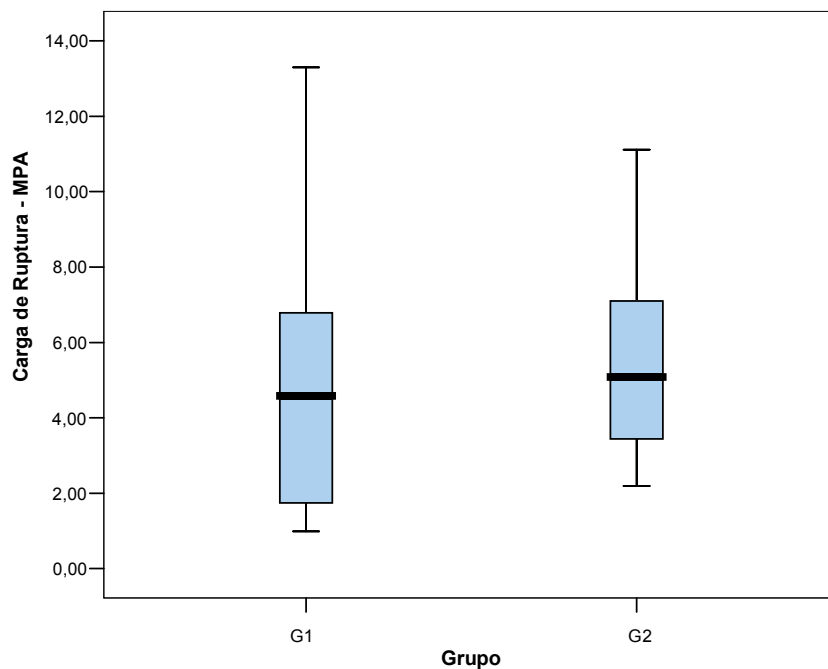


GRÁFICO 2 – Box-Plot da carga de ruptura (MPa) por grupos G1 e G2.

Pela análise do Gráfico 3, observou-se uma diferença entre as medianas, porém entre esses grupos não há diferença estatisticamente significativa. Além disso, notou-se a ocorrência de um valor discrepante no grupo G3.

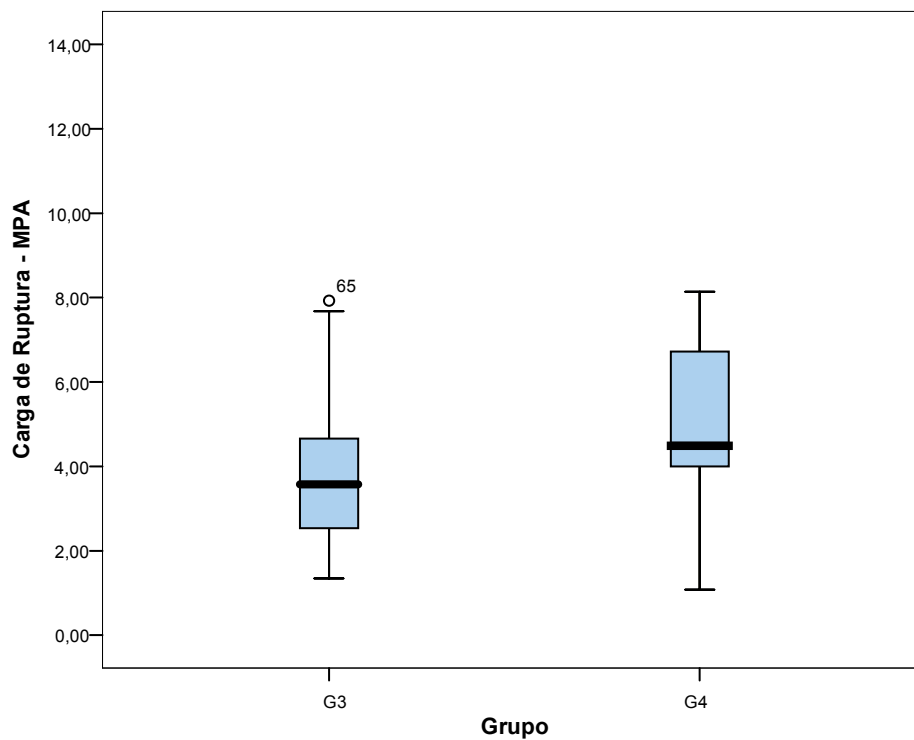


GRÁFICO 3 – Box-Plot da carga de ruptura (MPa) por grupos G3 e G4.

Através da Análise de Variância (Tabela 2), verificou-se a presença de interação entre adesivo e clareador ($F=7,09$; $p=0,0089$), bem como clareador e preparo de superfície ($F=22,33$; $p < 0,0001$).

Tabela 2 - Análise de Variância do modelo completo para a variável carga de ruptura

Fonte	Soma de Quadrados (SQ)	Graus de liberdade (gl)	Quadrado médio (QM)	F	Nível descritivo (p)
Média	210,07	7	30,01	5,48	0,0000
Adesivo	4,35	1	4,35	0,79	0,3748
Preparo	46,29	1	46,29	8,44	0,0044
Clareador	7,33	1	7,33	1,34	0,2499
Adesivo * Preparo de superfície	5,92	1	5,92	1,08	0,3011
Adesivo * Clareador	38,86	1	38,86	7,09	0,0089
Preparo de superfície * Clareador	122,41	1	122,41	22,33	< 0,0001
Adesivo * Preparo de superfície* Clareador	2,15	1	2,15	0,39	0,5326
Resíduo	591,95	108	5,48		
Total	802,02	115			

Os resultados apontam que o comportamento médio das cargas de ruptura por tipo de preparo de superfície é diferente conforme a presença ou não do clareador, como pode ser observado nos gráficos 4 e 5. No Gráfico 4, percebe-se que na ausência do clareador, a média da carga de ruptura com o uso da associação Ácido fosfórico + Laser é superior ao do Ácido fosfórico nos dois tipos de adesivos. Além disso, a média com o uso do adesivo Prime & Bond (solvente a base de acetona) é maior que a média do adesivo Single Bond (solvente a base de álcool). Já este comportamento se inverte aparentemente na presença do clareador (Gráfico 5).

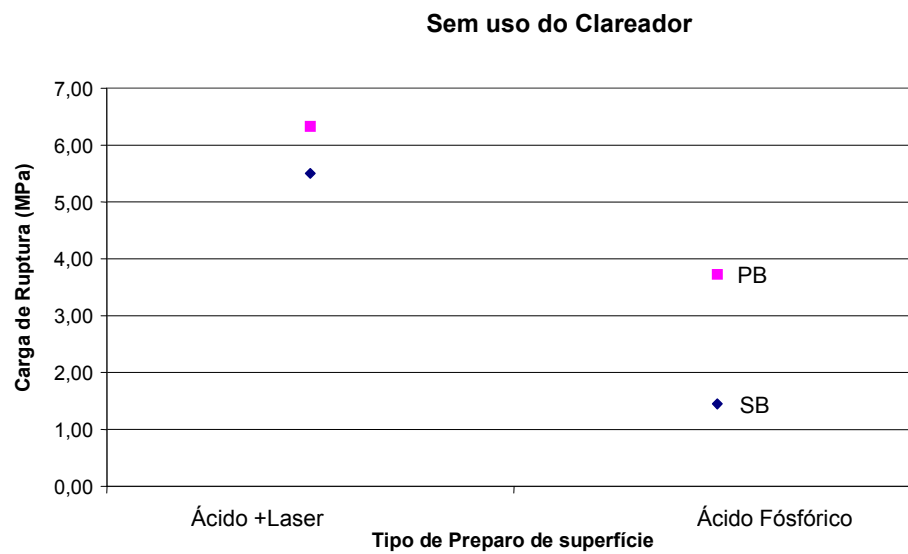


GRÁFICO 4 – Médias de carga de ruptura (MPa), por forma de preparo e adesivo sem o uso de clareador.

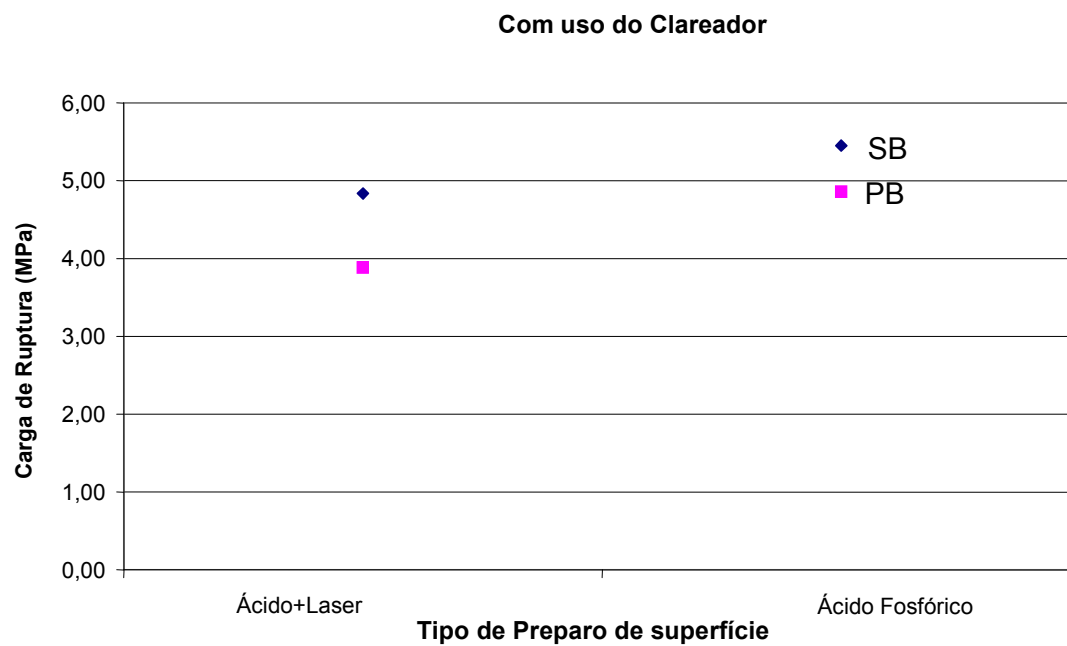


GRÁFICO 5 – Médias de carga de ruptura (MPa), por forma de preparo e adesivo com o uso de clareador.

Assim, não se pode afirmar que a associação Ácido fosfórico + Laser seja mais eficiente em média que o Ácido fosfórico, ou vice-versa. Este resultado dependerá do uso do clareador ou não.

Desta forma, para avaliar melhor o comportamento do tipo de preparo de superfície e adesivo, foram realizadas análises separadas por uso ou não do clareador.

Através da ANOVA (TAB. 3) para os dados sem clareador, verificou-se que na ausência de clareador as cargas de ruptura são diferentes conforme preparo de superfície ($F=33,06$; $p < 0,0001$) e tipo de adesivo ($F=7,17$; $p = 0,0098$). Não houve evidências de interação entre preparo de superfície e tipo de adesivo ($F=1,57$; $p=0,2152$) apontando que esses efeitos podem ser analisados separadamente (efeitos aditivos).

TABELA 3 - Análise de Variância do modelo nos grupos sem clareadores para a variável carga de ruptura

Fonte	Soma de Quadrados (SQ)	Graus de liberdade (gl)	Quadrado médio (QM)	F	Nível descritivo (p)
Média	188,05	3	62,68	13,26	<0,0001
Adesivo	33,89	1	33,89	7,17	0,0098
Preparo de superfície	156,27	1	156,27	33,06	<0,0001
Adesivo * Preparo de superfície	7,44	1	7,44	1,57	0,2152
Resíduo	250,52	53	4,73		
Total	438,57	56			

Por outro lado, na ANOVA para observações com uso do clareador (TAB. 4) verifica-se que não houve evidências de diferenças nas médias por preparo de superfície ($F=1,49$; $p =0,2268$) e tipo de adesivo ($F=1,42$; $p =0,2392$). Não houve evidências de interação entre preparo de superfície e tipo de adesivo ($F=0,08$; $p=0,7825$).

TABELA 4 - Análise de Variância do modelo nos grupos com clareadores para a variável carga de ruptura

Fonte	Soma de Quadrados (SQ)	Graus de liberdade (gl)	Quadrado médio (QM)	F	Nível descritivo (p)
Média	19,14	3	6,38	1,03	0,3874
Adesivo	8,79	1	8,79	1,42	0,2392
Preparo de superfície	9,27	1	9,27	1,49	0,2268
Adesivo * Preparo de superfície	0,48	1	0,48	0,08	0,7825
Resíduo	341,44	55	6,21		
Total	360,58	58			

6 DISCUSSÃO

A freqüente e crescente procura pela estética se tornou 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 a uma fonte de energia tem sido utilizado com a finalidade de catalisar a ação do agente durante o processo de oxidação.

Entretanto, o contato do peróxido de hidrogênio com a estrutura dental resulta em alterações químicas e morfológicas nesse tecido. Tames et al. (1998) constataram um aumento no número de poros na superfície do esmalte clareado. Estes apresentaram maior diâmetro e embocaduras de aspecto afunilado, sugerindo uma destruição em diferentes profundidades. Tais alterações interferem no mecanismo de adesão dos materiais resinosos.

Serikaku (2006) observou, em esmalte e dentina bovina clareados, que a associação ácido fosfórico + laser obteve resistência adesiva à tração um pouco superior, porém não apresentaram diferenças estatisticamente significantes. No presente estudo, a aplicação do gel clareador em esmalte apresentou uma resistência adesiva à micro-tração numericamente superior, quando a superfície de esmalte foi condicionada apenas com o ácido fosfórico a 35%, independente do tipo de sistema adesivo utilizado. Porém essa diferença não foi estatisticamente significativa.

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 et al. (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 auto-oxidação, um processo que ocorre naturalmente, onde há formação de peróxido de hidrogênio na presença de hidrogênio e oxigênio.

A literatura não é unânime na observação da diminuição da força de adesão pelos agentes clareadores. Alguns autores relatam não terem observado diminuição na força de adesão no esmalte clareado. (Murchison et al., 1992; Kalili et al., 1991; Bishara et al., 1991). Tal fato se deve ao tempo decorrido entre o fim do tratamento clareador e o início do tratamento restaurador. Este deve ser iniciado, no mínimo, 7 dias após o fim do clareamento dental.

No estudo de Shinohara et al. (2001) os agentes clareadores aumentaram significativamente a micro infiltração em restaurações de resina composta com margens em dentina, mas não nas margens em esmalte.

Segundo alguns autores, a diminuição da adesão ocorreria devido à presença de bolhas gasosas na interface resina/esmalte, provenientes da reação de oxidação, ou, pela existência de oxigênio residual nas porosidades do esmalte e da dentina, inibindo a polimerização dos sistemas adesivos. E que, com o tempo, esse oxigênio residual, solúvel em água, seria liberado através de difusão, para a superfície do esmalte. (Titley et al., 1991; Dishman et al., 1994; Barghi; Godwin, 1994; Mendonça; Paulillo 1998; Lai et al., 2002).

Entretanto, Perdigão et al. (1998) e Oliveira (2000) investigaram a concentração de oxigênio na camada superficial do esmalte através de Espectrometria de Dispersão de Energia (EDS). Não observaram variações estatisticamente significantes nos níveis de oxigênio do esmalte clareado e não-clareado. Conseqüentemente, segundo Titley et al. (1993), a redução na resistência adesiva, pode não estar relacionada à inibição da polimerização da resina composta pelo acúmulo de oxigênio na estrutura do esmalte, e sim pelo acúmulo de oxigênio na dentina, uma vez que a dentina pode atuar como reservatório de oxigênio.

Vários autores têm demonstrado que os agentes clareadores causam alterações estruturais e químicas na estrutura dentinária, e acreditam que essas alterações poderiam interferir no mecanismo de adesão dos materiais resinosos. (Mc Guckin et al., 1992; Bitter, 1992; Bitter e Sanders, 1993; Souza et al., 1996; Josey et al., 1996; Perdigão et al., 1998; Tames et al., 1998; Novais e Toledo, 2000; Potocnik et al., 2000; Spalding, 2000; Oliveira, 2000; Cimilli e Pameijer, 2001).

Através da MEV, Tames et al. (1998) constataram um aumento no número de poros na superfície do esmalte clareado. Estes apresentaram maior diâmetro e embocaduras

de aspecto afunilado, sugerindo uma destruição em diferentes profundidades. Potocnik et al. (2000) encontraram alterações locais, na microestrutura do esmalte, similares às encontradas nas lesões iniciais de cárie. Ainda, Spalding (2000) observou aumento de porosidade superficial, caracterizado por maior quantidade das depressões terminais dos prismas, e por áreas de erosão superficial, após aplicação do peróxido de hidrogênio a 35%. Sua associação com o peróxido de carbamida a 10% revelou um aspecto superficial liso e polido. Segundo esse autor, existe uma maior tendência a um aplainamento superficial do esmalte, após clareamento caseiro, concordando com os estudos de McGuckin et al. (1992) e Ben-Amar et al. (1995).

Já para Hegedus et al. (1999) e Cimilli e Pameijer (2001) a severidade das alterações da estrutura dental clareada está diretamente relacionada ao período de tempo do tratamento clareador e à concentração das substâncias clareadoras.

Em outros estudos, foram testados sistemas adesivos à base de solventes orgânicos (álcool ou acetona), que por serem carreadores de água, poderiam remover a água da superfície que contém o oxigênio residual, favorecendo dessa forma, que a resina hidrofílica penetrasse mais profundamente na superfície do esmalte, formando “tags” resinosos mais uniformes, e conseqüentemente, pudesse reverter a queda dos valores de resistência adesiva obtida imediatamente após o clareamento. (Barghi; Godwin, 1994; Perdigão et al., 1998; Sung et al., 1999; Oliveira; Pacheco, 2001; Lai et al., 2002).

No entanto, Oliveira e Pacheco (2001) ao avaliarem os efeitos de um agente clareador na resistência de união dos sistemas adesivos à base de álcool e de acetona, encontraram valores de resistência à tração dos grupos não-clareados maiores que nos grupos clareados. E ao considerarem o sistema adesivo, nenhuma diferença estatisticamente significativa foi encontrada, tanto para os grupos clareados quanto para os grupos não-clareados.

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 dental. Preparos cavitários, quando realizados com o laser de Er:YAG, e posteriormente condicionados com o 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).

O parâmetro de irradiação empregado neste estudo pode ser considerado “biologicamente correto”, pois não promove o aquecimento demasiado dos tecidos dentais, sendo utilizado apenas para ablação superficial, sem carbonização, com total segurança de manipulação e aplicação, sendo, também, extremamente efetivo à tarefa que se presta, ou seja, desgaste superficial micrométrico. (Kumazaki,1992; Bispo, 2000).

Os resultados apresentados no presente estudo mostraram que na ausência do tratamento clareador, os grupos que tiveram suas superfícies de esmalte condicionadas com a associação ácido fosfórico + laser (80mJ/4Hz) apresentaram maior média de carga de ruptura com uma diferença numérica estatisticamente significativa ($p < 0,0001$) independente do tipo de adesivo utilizado. De acordo com Bispo (2000), quando analisando os efeitos da realização ou não do condicionamento ácido da superfície de esmalte irradiada pelo laser de Er:YAG, verificou que o grupo laser (80 mJ/4Hz) associado ao ácido fosfórico foi estatisticamente superior ao grupo controle.

Porém, Domingues et al. (1999) testando a resistência adesiva de uma resina composta sobre a superfície do esmalte dental, observou que o grupo condicionado com o laser de Er:YAG e ácido fosfórico apresentaram efeitos semelhantes ao grupo condicionado apenas com o ácido fosfórico.

Gonçalves et al. (2003) observando a influência de diferentes taxas de repetição do laser de Er:YAG na resistência adesiva do esmalte não encontraram diferença significativa na força de adesão do esmalte quando utilizaram uma energia de 80mJ associada a taxas de repetição de 1, 2, 3 e 4Hz comparando só com o uso do condicionamento ácido.

Gonçalves et al. (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 adesivos e restaurador utilizados os quais apresentam diferentes composições químicas.

No presente estudo, quando da realização do tratamento clareador, os grupos, que tiveram suas superfícies de esmalte condicionadas apenas com o ácido fosfórico, apresentaram resistência adesiva numericamente superior em relação aos grupos que condicionaram suas superfícies com a associação de ácido fosfórico + laser, todavia não houve diferença estatística significativa entre esses grupos.

Os trabalhos na literatura mostram que superfícies clareadas, tratadas previamente aos procedimentos adesivos com soluções que removam água (álcool ou acetona) reduziram significativamente o efeito adverso do clareamento na interface adesiva, apesar da resistência adesiva não retornar aos níveis encontrados no grupo controle (Kalili et al., 1993; Barghi e Godwin, 1994).

De acordo com a literatura, a utilização do adesivo à base de álcool não apresenta diferença estatística entre a resistência adesiva para o esmalte clareado e o não-clareado (Sung et al., 1999). Nas condições do presente estudo, no grupo, no qual foi utilizado o adesivo com solvente a base de álcool no esmalte clareado os resultados foram superiores (5,45 MPa), ao contrário, do grupo no qual o esmalte não foi submetido ao tratamento clareador (1,45 MPa).

Analisando-se, no presente estudo, o adesivo com solvente a base de acetona, observou-se uma maior resistência adesiva (6,33 MPa) no grupo sem tratamento clareador e com o condicionamento da superfície realizado com a associação ácido fosfórico + laser, apresentando diferença estatisticamente significante.

Não encontramos na literatura relatos referentes a esta associação, o que nos impede de realizar qualquer tipo de comparação.

Analisando a variação do adesivo, na qual foram comparados os grupos G6 (ácido fosfórico e adesivo com solvente a base de álcool) e G8 (ácido fosfórico e adesivo com solvente a base de acetona), pudemos observar que houve uma diferença estatisticamente significativa entre os grupos, sendo que o grupo G6 (adesivo com solvente a base de álcool) apresentou uma resistência adesiva numericamente inferior em relação ao G8 (adesivo com solvente à base de acetona); discordando de Sabóia, Pimenta e Rodrigues (2000) em cujos experimentos os adesivos não diferiram entre si quanto aos valores de resistência adesiva, obtendo valores satisfatórios, mostrando eficiência de ambos os sistemas, independente do solvente presente.

Sabóia e Pimenta (2002), justificaram a pior performance do adesivo com solvente a base de álcool pela difusão mais lenta deste sistema pelo substrato, em função de seu solvente. Estes autores sugeriram que se houvesse maior tempo entre a aplicação das duas camadas sugeridas pelo fabricante, talvez fossem obtidos melhores resultados.

Quando comparados os grupos G5 (ácido fosfórico + laser e adesivo com solvente a base de álcool) ao G7 (ácido fosfórico + laser e adesivo com solvente a base de acetona), o adesivo com solvente a base de acetona também mostrou melhor comportamento, porém sem diferença estatisticamente significativa. Este resultado é compatível com Yamamoto e Ikemi (2001) que obteve, em seu estudo, melhor valor de adesão para o adesivo com solvente a base de acetona.

Assim, nossa tentativa em descobrir alguma associação que pudesse melhorar a performance dos adesivos ao esmalte clareado, não foi satisfatória. O laser de Er:YAG, associado ao ácido fosfórico, não se mostrou como alternativa no condicionamento de esmalte clareado. A alternativa convencional, com a utilização destes sistemas adesivos ainda é a melhor opção, quanto à resistência adesiva em esmalte clareado.

Continuamos, portanto, sem uma explicação científica para o comportamento adesivo do esmalte clareado condicionado pela associação ácido fosfórico + laser.

Nossa expectativa era de que a associação ácido fosfórico + laser pudesse produzir efeito benéfico, quando irradiado em esmalte clareado, uma vez que chegamos a supor que o laser melhorasse o condicionamento da superfície em questão tornando-a retentiva, com rugosidades produzidas pelas micro-explosões decorrentes do processo de ablação.

Porém, devemos levar em consideração o fato de que o sucesso de um procedimento nem sempre pode ser concluído ou julgado através de um único teste (Sudsangian; Van Noort, 1999; Hashimoto et al., 2002). Observamos na literatura que Sabóia et al. (2002) inter-relacionam os resultados de testes de resistência adesiva com microinfiltração, não obtendo, muitas vezes resultados compatíveis.

Desta forma, podemos pensar que para, emitirmos um parecer sobre estas interações, seria necessária a complementação destes resultados com testes de microscopia eletrônica de varredura.

Acreditamos que este seja o caminho: certificarmos dos efeitos e substratos produzidos pelo clareamento dental; descobrir parâmetros do laser de Er:YAG que possam efetivamente aumentar a resistência adesiva do esmalte clareado; fazer uma associação de testes de resistência adesiva e microscopia eletrônica de varredura e, assim, conseguirmos

resultados que possam indicar com propriedade e segurança este ou aquele procedimento para o uso em nossa clínica diária.

7 CONCLUSÕES

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

- a) na ausência do clareador, os grupos com o uso do adesivo a base de acetona apresentaram as maiores médias; apresentando ainda diferença estatística significativa em relação ao tipo de preparo de superfície, sendo a associação ácido fosfórico + laser superior;
- b) na presença do clareador não há evidências de diferença de médias devido à forma de preparo de superfície, porém os grupos que tiveram suas superfícies condicionadas apenas com ácido fosfórico obtiveram maiores médias;
- c) na presença do clareador não há evidências de diferença de médias devido o tipo de solvente do adesivo.

ANEXO A – Parecer de aprovação nº 195/06



UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO FACULDADE DE ODONTOLOGIA

PARECER DE APROVAÇÃO Protocolo 195/06

O Grupo de Trabalho indicado pelo Comitê de Ética em Pesquisa APROVOU o protocolo de pesquisa "Avaliação da resistência à tração da resina composta no esmalte após clareamento dental. Influência da irradiação com o laser de Er: YAG e o tipo do sistema adesivo – Plano de trabalho", de responsabilidade da Pesquisadora **Laura Filgueiras Mohana Pinheiro**, sob orientação do Professor Doutor **Edgar Yuji Tanji**.

Tendo em vista a legislação vigente, devem ser encaminhados a este Comitê relatórios anuais referentes ao andamento da pesquisa e ao término cópia do trabalho em "cd". Qualquer emenda do projeto original deve ser apresentada a este CEP para apreciação, de forma clara e sucinta, identificando a parte do protocolo a ser modificada e suas justificativas.

São Paulo, 05 de dezembro de 2006


Prof. Dr. **Rogério Nogueira de Oliveira**
Coordenador do CEP-FOUSP

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- 1 ADEPT INSTITUTE Lightening natural teeth. *Adept Report*, v. 2, n. 1, p. 1-24, Winter, 1991.
- 2 ADIBFAR, A.; STEELE, A.; TORNECK, C. D.; TITLEY, K. C.; RUSE, D. Leaching of hydrogen peroxide from bleached bovine enamel. *J Endod*, v. 18, n. 10, p. 488-491, Oct. 1992.
- 3 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.
- 4 ARCORIA, C.; COZEAN, C. Hard-tissue effects using multiple wavelength lasers. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, v. 4, 1994, Singapore. *Proceedings...* Singapore: Bologna, 1994. p. 131-134.
- 5 BARATIERI, L. N.; MONTEIRO JR., S.; ANDRADA, M. A. C.; VIEIRA, L. C. C. *Clareamento dental*. São Paulo: Santos, 1993. 172p.
- 6 BARGHI, N.; GODWIN, J. M. Reducing the adverse effect of bleaching on composite-enamel bond. *J Esthetic Dent*, v. 6, n. 4, p. 157-161, 1994.
- 7 BEN-AMAR, A.; REUVEN, L. D. M. D.; COLIN, G. B. D. S.; YARON, B. D. M. D. Effect of mouthguard bleaching on enamel surface. *Am J Dent*, v. 8, n. 1, Feb. 1995.
- 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 BISHARA, S. E.; SWIFT JR, E.J.; CHAN, D. C. Related Articles, Compound via MeSH, Substance via MeSH, LinkOut. Evaluation of fluoride release from an orthodontic bonding system. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, v. 100, n. 2, p. 106-109, Aug. 1991. PMID: 1831002 [PubMed - indexed for MEDLINE].
- 10 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, Universidade de São Paulo, São Paulo.

- 11 BITTER, N. C. A scanning electron microscopy study of the effect of bleaching agents on enamel: A preliminary report. *J Prosthe Dent.*, v. 67, n. 6, p. 852-855, June 1992.
- 12 BITTER, N. C.; SANDERS, J. L. The effect of four bleaching agents on the enamel surface: A scanning electron microscopic study. *Quintessence Int.*, v. 24, n. 11, p. 817-824, 1993.
- 13 BOKSMAN, L.; JORDAN, R. E. Conservative treatment of the stained dentition: vital bleaching. *Aust Dent J*, v. 28, n. 2, p. 67-72, Apr. 1983.
- 14 BUONOCORE, M.G. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res.*, v. 34, p. 849-853, 1955.
- 15 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.
- 16 BURKES, E. J.; HOKE, J.; GOMES, E.; WOLBARSH, M. Wet tissue versus dry enamel ablation by Er:YAG laser. *J Prosthet Dent*, St. Louis, v. 67, n. 6, p. 847-851, June 1992.
- 17 BUSATO, A. L. S.; BARBOSA, A. N.; BUENO, M.; BALDISSERA, R. A. *Dentística: restaurações em dentes anteriores*. São Paulo: Artes Médicas, 1997. 481p.
- 18 CALDWELL, R. C.; MUNTZ, M. L.; GILMORE, R. W.; PIGMAN, W. Microhardness studies of intact surface enamel. *J Dent Res.*, v. 36, p. 732-738, 1957.
- 19 CARLSTROM, D.; GLAS, J. E.; ANGMAR, B. Studies on the ultrastructure of dental enamel V. The state of water in human enamel. *J Ultrastruct Res.*, v. 8, p. 24-29, 1963.
- 20 CARVALHO, R.M. Adesivos dentinários. Fundamentos para aplicação clínica. *Rev. Dentística Restauradora*, v. 1, n. 2, p. 62-69, Abr./Jun. 1998.
- 21 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, Jul. 2001.
- 22 CHANDRA, S.; CHAWLA, T. N. Clinical evaluation of heat method for bleaching of discolored mottled teeth. *J Indiana Dent Assoc*, v. 46, p. 313-318, 1974.

- 23 CIMILLI, H.; PAMEIJER, C. H. Effect of carbamide peroxide bleaching agents on the physical properties and chemical composition of enamel. *Am J Dent.*, v. 14, n. 2, p. 63-66, April 2001.
- 24 COHEN, S.; PARKINS, F. M. Bleaching tetracycline-stained vital teeth. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, v. 29, n. 3, p. 465-471, Mar. 1970.
- 25 COURROL, L. C. ZECELL, D. M.; SAMAD, R. E.; GOMES, L. Spectroscopic study of ejected dental tissue after Er:YAG laser ablation. *J of Luminescence*, v. 102-103, p. 96-100, 2003.
- 26 CULLEN, D. R.; NELSON, J. A.; SANDRIK, J. L. Peroxide bleaches: effect on tensile strength of composites resins. *J Prostheth Dent*, v. 69, n. 3, p. 247-249, Mar. 1993.
- 27 DE DEUS, Q. D. *Endodontia*. 5. ed. Rio de Janeiro: Medsi, 1992. p. 627-640.
- 28 DISHMAN, M. V.; COUEY, D. A.; BAUGHAN, L. W. The effects of peroxide bleaching on composite to enamel bond strength. *Dent Mater*, v. 9, p. 33-36, Jan. 1994.
- 29 DOMINGUES, L. A.; VERONEZI, M. C.; PEGORARO, C. N.; LEGRAMANDI, D. B.; FRANCISCHONE, C. E.; RAMOS, A. C. B. Shear bond strength of composite resin to enamel conditioned by Er:YAG laser. *J Dent Res*, Vancouver, v. 79, p. 393, 1999. (Resumo IADR n. 23000).
- 30 DZIERZAK, J. Factors which cause tooth color changes. Protocol for In-office "Power" bleaching. *Bleaching Report*, v. 3, n. 2, p. 15-20, Mar. 1991.
- 31 EDUARDO, C. P.; MYAKI, S. I.; OLIVEIRA Jr.; W. T.; ARANA-CHAVEZ, V. E.; TANJI, E. Y. Micromorphological evaluation of enamel surface and the shear bond strength of a composite resin after Er:YAG irradiation: a in vitro study. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASER IN DENTISTRY, 1996, Jerusalem. *Proceedings...* Bologna: Moduzzi, 1996. p. 41-44.
- 32 EINSTEIN, A. Zur quantentheorie der strahlung. *Phis Z*, Zurich, v. 18, p. 121-128, Marz, 1917.
- 33 ESBERARD, R. M.; SIMÕES F, A. P.; LEONARDO, M. R. Recuperação da cor natural dos dentes. In: LEONARDO M. R.; LEAL, J. M. *Endodontia: tratamento de canais radiculares*. 2.ed. São Paulo: Panamericana, 1991. p. 515-524.

- 34 FEINMAN, R. A.; GOLDSTEIN, R. E.; GARBER, D. A. *Bleaching teeth*. Chicago: Quintessence, 1987. p. 9-79.
- 35 FOONG, J.; LEE, K.; TANG, G.; AUSTIN, D.; CHING, C.; BURROW, M. F.; THOMAS, D. L. Comparison of microshear bond strengths of four self-etching bonding systems to enamel using two test methods. *Aust Dent J*, v. 51, n. 3, p. 252-257, 2006.
- 36 FRANK, R. M.; SOGNNAES, R. F. Electron microscopy of matrix formation and calcification in rat enamel. *Arch Oral Biol*, v. 1, p. 339-348, 1960.
- 37 GARONE FILHO, W.; MURILLO, M. J. G.; GARONE NETTO, N. et al. Estado atual do condicionamento ácido do esmalte e uma recuperação. *Rev Ass Paul Cirur Dent*, v. 29, p. 1-7, 1975.
- 38 GARONE FILHO, W. MURILLO, M. J. G.; GARONE NETTO, N. Estado atual do condicionamento ácido da dentina. *Rev Bras Odont*, v. 1, p. 32-36, 1993.
- 39 GIMBLE, C.; HANSEN, R.; SWETT, D. W.; PELAGALLI, J.; COZEAN, C. Er:YAG clinical studies for hard tissue applications. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 1994, Singapore. *Proceedings...* [S.l.]: International Society of Lasers in Dentistry, 1994. p. 267-270.
- 40 GOLDMAN, L.; HORNBY, P.; MEYER, R.; GOLDMAN, B. Impact of laser on dental caries. *Nature*, London, v. 203, n. 4943, p. 417, 1964.
- 41 GONÇALVES, M.; CORONA, S. A.; PECORA J.D.; DIBB, R. G. Influence of the frequency of Er:YAG laser on the bond strength of dental enamel. *J Clin Laser Med & Surg*. v. 21, n. 2, p. 105-108, 2003
- 42 GONÇALVES, M., CORONA, S.A.M., BORSATTO, M.C., PÉCOR, 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, p. 165-67, Jun., 2005.
- 43 GORDON JR., T. E. Some effects of laser impact on extracted teeth. *J Dent Res*, Chicago, v. 5, n. 2, p. 372-375, Mar/Apr. 1966.
- 44 GROSS, D.; RAAB, W. H. M.; KELLER, U.; HIBST, R. Surface morphology of dental hard tissues after Er:YAG laser treatment. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASER IN DENTISTRY, 1992, Salt Lake City. *Proceedings...* [S.l.]: International Society of lasers in Dentistry, 1992, p. 133-134.
- 45 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. Dissertação (Doutorado em Dentística) – Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo.

- 46 GUTKNECHT, N.; APEL, C. H.; CARTSBURG, S.; LAMPERT, F. Bond strength of composite on Er:YAG laser – Er, Cr:YSGG laser and acid etched enamel. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, v. 6, 1998, Maui. **Resumos...** Maui: International Society for Lasers in Dentistry, 1998. p. 57.
- 47 GWINNETT, A. J. Histologic changes in human enamel following treatment with acidic adhesive conditioning agents. **Arch Oral Biol**, New York, v. 16, n. 7, p. 731-738, July, 1971.
- 48 GWINNETT, A. J.; BUONOCORE, M. G. Adhesives and caries prevention. A preliminary report. **Brit Dent J**, v. 119, p. 77-81, 1965.
- 49 HANOSH, F. N.; HANOSH, G. S. Vital bleaching: a new light-activate hydrogen peroxide system. **J Esthet Dent**, v. 4, n. 3, p. 90-95, Mar. 1992.
- 50 HARNIRATTISAI, C.; SENAWONGSE, P.; TAGAMI, J. Microtensile bond strengths of two adhesive resins to discolored dentin after amalgam removal. **J Dent Res**, v. 86, n. 3, p. 232-236, 2007.
- 51 HASHIMOTO, M.; OHNO, H.; KAGA, M.; SANO, H.; ENDO, K.; OGUCHI, H. The extent to which resin can infiltrate dentin by acetone-based adhesives. **J Dent Res**, Chicago, v. 81, n. 1, p. 74-78, Jan. 2002.
- 52 HAYWOOD, V. B. History, safety, and effectiveness of current bleaching techniques and applications of the nightguard vital bleaching technique. **Quintessence Int**, v. 23, n. 7, p. 471-496, July, 1992.
- 53 HAYWOOD, V. B.; HEYMANN, H. O. Nightguard vital bleaching. **Quintessence Int**, v. 20, n. 3, p. 173-176, 1989.
- 54 HAYWOOD, V. B.; HEYMANN, H. O. Nightguard vital bleaching: how safe is it? **Quintessence Int**, v. 22, n. 7, p. 515-523, July, 1991.
- 55 HEGEDUS, C.; BISTEY, T.; FL'RA-NAGY, E.; KESZTHELYI, G.; JENEI, A. An atomic force microscopy study on the effect of bleaching agents on enamel surface. **J Dent**, v. 27, p. 509-515, 1999.

- 56 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. 338-351, 1989.
- 57 HIBST, R.; KELLER, U. Dental Er:YAG laser application: effect of water spray on ablation. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, v. 3, 1992, Salt Lake City. *Proceedings...* Salt Lake City: ISLD, 1992a. p. 229-230.
- 58 HIBST, R.; KELLER, U. Dental Er:YAG laser application: evaluation of thermal side effects. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, v. 3, 1992. Salt Lake City. *Proceedings...* Salt Lake City: ISLD, 1992b. p. 231-232.
- 59 HIBST, R.; KELLER, U. 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, 1992c. p. 151-152.
- 60 HIBST, R.; KELLER, U. The mechanism of Er:YAG laser induced ablation of dental hard substances. In: INTERNATIONAL SOCIETY FOR OPTICAL ENGINEERING, 1993. Los Angeles. *Proceedings...* Los Angeles:SPIE 1880, 1993. p. 153-162.
- 61 HIBST, R.; KELLER, U.; STEINER, R. Die wirkung gepulser Er:YAG Laserstrahlung auf zahngewebe. *Lasers Med Surg*, New York, v. 4, p. 163-165, 1988.
- 62 HIBST, R.; KELLER, U.; BRAUN, A.; SCRODER, D. Er:YAG laser etching of dental hard substances. In: Annual Meeting. American Society Laser Medicine and Surgery, n. 71, 1993, New Orleans. *Resumos...* New Orleans: American Society Laser Medicine and Surgery, 1993.
- 63 HO, S.; GOERING, A. C. An in vitro comparison of different bleaching agents in the discolored tooth. *J Endod*, v. 15, n. 3, p. 106-111, Mar. 1989.
- 64 HOKE, J.; BURKES, E.; GOMES, E.; WOLBARSH, M. L. Erbium:YAG (2.94 μ m) laser effects on dental tissues. *J Laser Appl*, p. 61-65, Summer/Fall, 1990.
- 65 HOSSAIN, M.; NAKAMURA, Y.; KIMURA, Y.; YAMADA, Y.; ITO, M.; MATSUMOTO, K. Caries-preventive effect of Er:YAG laser irradiation with or without water mist. *J Clin Laser Med Surg*, New York, v. 18, n. 2, p. 61-65, 2000.

- 66 JOSEY, A. L.; MEYERS, I. A.; ROMAIUK, K.; SYMONS, A. L. The effect of a vital bleaching technique on enamel surface morphology and the bonding of composite resin to enamel. *J Oral Rehabil.* v. 23, n. 4, p. 244-250, April, 1996.
- 67 KALILI, K. T.; CAPUTO, A. A.; MITO, R.; SPERBECK, G.; MATYAS, J. In vitro toothbrush abrasion and bond strength of bleached enamel. *Pract Periodontics Aesthet Dent*, v. 3, p. 22-24, 1991.
- 68 KALILI, K. T.; CAPUTO, A. A.; MITO, R.; SPERBECK, G.; MATYAS, J. Effect of alcohol on composite bond strength to bleached enamel. *J Dent Res*, v. 72 (Spec Iss), p. 285. 1993. Abstract 1440.
- 69 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*, v. 17, n. 2, p. 125-138, 1998.
- 70 KAYANO, T.; OCHIAI, S.; KLYONO, K.; YAMAMOTO, H.; NAKAJIMA, S.; MOCHIZUKI, T. Effect of Er:YAG laser irradiation on human extracted teeth. *J Clin Med Surg*, v. 56, n. 2, p. 381-392, Jun. 1989.
- 71 KIRK, E. C. Hints, queries, and comments. *Dent Cosmos*, v. 35, n. 10, p. 1265-1267, Oct. 1893.
- 72 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.
- 73 LAI, S. C. N.; TAY, F.R.; CHEUNG, G. S.; MAK, Y. F.; CARVALHO, R. M.; WEI, S. H.; TOLEDANO, M.; OSORIO, R.; PASHLEY, D. H.; Reversal of compromised bonding in bleached enamel. *J Dent Res*, v. 81, n. 7, p. 477-481, Jul. 2002. PMID: 12161460 [PubMed - indexed for MEDLINE].
- 74 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.
- 75 LI, H. P.; BURROW, M. F.; TYAS, M. J. The effect of long-term storage on nanoleakage. *Oper Dent*, Washington, v. 26, n. 6, p. 609-616, Nov./Dec. 1992.

- 76 LOPES, G. C.; VIEIRA, L. C. C.; MONTEIRO JR, S.; ANDRADA, M. C.; BARATIERI, C. M. Dentin bonding: effect of degree of mineralization and acid etching time. *Oper Dent*, v. 28, n. 4, p. 429-439, 2003.
- 77 MC EVOY, S. A. Chemical agents for removing intrinsic stains from vital teeth. I. Current techniques and their clinical application. *Quintessence Int*, v. 20, n. 5, p. 323-328, May, 1989.
- 78 MC GUCKIN, R. S.; BABIN, J. F.; MEYER, B. J. Alterations in human enamel surface morphology following vital bleaching. *J Prosthet Dent*, v. 68, n. 5, p. 754-760, Nov. 1992.
- 79 MC GUCKIN, R. S.; THURMOND, B. A.; OSOVITZ, S. In vitro enamel shear bond strengths following vital bleaching. *J Dent Res*, v. 70, n. 892, p. 377, 1991. Número especial.
- 80 MC INNES, J. W. Removing brown stain from teeth. *Ariz Dent J*, v. 12, n. 4, p. 13-15, Apr. 1966.
- 81 MAIMAN, T. H. Stimulated optical radiation in ruby. *Nature*, London, v. 187, n. 4736, p. 493-494, Aug. 1960.
- 82 MANHÃES, L. A.; OLIVEIRA, D. C.; MARQUES, M. M.; MATOS, A. B. Influence of Er:YAG laser surface treatment and primer application methods on microtensile bond strength self-etching systems. *Photomedc and Laser Surg*. v. 23, n. 3, p. 304-312, 2005.
- 83 MATSUMOTO, K.; NAKAMURA, Y.; NAKABAYASHI, H. A morphological study on the cavity preparation by Er:YAG laser. *J Japan Soc Conserv Dent*, v. 34, n. 3, p. 729-733, June, 1991.
- 84 MENDONÇA, C. C.; PAULILLO, L. A. M. S. Clareamento em dentes vitais: utilização do peróxido de carbamida. *Rev. Brás. Odontol*, v. 55, n. 4, p. 216-221, Jul./Ago. 1998.
- 85 MONDELLI, R. F. L. Resinas compostas em dentes posteriors. *MaxiOdonto: Dent*. v. 1, n. 2, 1995.
- 86 MORIOKA, T.; TAGOMORI, S.; OHO, T. Acid resistance of lased human enamel with Erbium:YAG laser. *J Clin Laser Med Surg*, p. 215-217, June 1991.

- 87 MORITZ, A.; SCHOOP, U.; GOHARKHAY, K.; SZAKACS, S.; SPERR, W.; SCHWEIDLER, E.; WERNISCH, J.; GUTKNECHT, N. Procedures for enamel and dentin conditioning and innovative methods. *J Esthet Dent*, Ontario, v. 10, n. 2, p. 84-93, Sept. 1998.
- 88 MURCHISON, D. F.; CHARLTON, D. G.; MOORE, B. K. Carbamide peroxide bleaching: effects on enamel surface hardness and bonding. *Operative Dentistry*, v. 17, p. 181-185, 1992.
- 89 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 de varredura*. 2001. 127 p. Dissertação (Mestrado em Dentística) – Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo.
- 90 NOVAIS, R. C. P.; TOLEDO, O. A. Estudo “in vitro” das alterações do esmalte dentário submetido à ação de um agente clareador. *JB C*, v. 4, n. 20, p. 48-51, Mar./Abr. 2000.
- 91 OLIVEIRA, D. C. *Análise da resistência de união entre diferentes sistemas adesivos e dentina preparada com alta rotação e laser de Er:YAG*. 2002. 96 p. Tese (Doutorado em Dentística) – Faculdade de Odontologia de São Paulo, São Paulo.
- 92 OLIVEIRA, D. C. MANHÃES, L. A.; MARQUES, M. M.; MATOS, A. B. Microtensile bond strength analysis of different adhesive systems and dentin prepared with high-speed and Er:YAG laser: a comparative study. *Photomedicine and Laser Surgery*. v. 23, n. 2, p. 219-224, 2005.
- 93 OLIVEIRA, M. T. *Ação do peróxido de carbamida sobre a estrutura do esmalte e seu efeito sobre a união com sistemas adesivos*. 2000. 91 p. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Porto Alegre da Pontifícia Universidade Católica, Porto Alegre.
- 94 OLIVEIRA, M. T.; PACHECO, J. F. M. Influência da composição do sistema adesivo na união ao esmalte de dentes clareados. *Rev. ABO Nac*, v. 9, n. 4, p. 217-220, Ago./Set. 2001.
- 95 OTSUKI, M.; EGURO, T.; MAEDA, T.; NISHIMURA, Y.; TANAKA, H. Tensile bond strength between the Er:YAG laser-irradiated enamel and composite resin-effect of the phosphoric acid etching periodo n tensile bond strength. *J Jpn Soc Laser Dent*, v. 11, n. 9, p. 98-103, 2000.

- 96 OWENS, B. M. ROWLAND, C. C.; BROWN, D. M.; COVINGTON, J. S.; Postoperative dental bleaching: effect of microleakage on Class V tooth colored restorative materials. *J Tenn Dent Assoc*, v. 78, n. 4, p. 36-40, Oct. 1998. PMID: 10597150 [PubMed - indexed for MEDLINE].
- 97 PAGHDIWALA, A. F.; VAIDYANAYHAN, M.; PAGHDIWALA, M. F. Evaluation of Erbium:YAG laser radiation of hard dental tissues: analysis of temperature changes, depth of cuts and structural effects. *Scann Microscop*, Chicago, v. 7, n. 3, p. 989-997, Sept. 1993.
- 98 PERDIGÃO, J.; FRANCCI, C.; EDWARD, J.; SWFT, J. R.; WALLACE, W.; LOPES, M. Ultra-morphological study of the interaction of dental adhesives with carbamide peroxide bleached enamel. *Am J Dent*, v. 11, n. 6, p. 291-301, Dec. 1998.
- 99 PERDIGÃO, J.; LOPES, M. Dentin bonding-state of art 1999. *Comp Contin Educ Dent*, Lawrenceville, v. 20, n. 12, p. 1151-1162, Dec. 1999.
- 100 POTOČNIK, I.; KOSEC, L.; GASPERSIC, D. Effect of 10% carbamide peroxide bleaching gel on enamel microhardness, microstructure, and mineral content. *J Endod*. v. 26, n. 4, p. 203-206, Apr. 2000.
- 101 PRINZ, H. Recent improvements in tooth bleaching. *Dent Cosmos*, v. 66, n. 5, p. 558-560, May 1924.
- 102 RAMOS, A. C. B. *Microinfiltração marginal em cavidades de classe V preparadas com alta rotação e com laser de Er:YAG – Estudo in vitro*. 1996, 151 p. Dissertação (Mestrado em Dentística) – Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo.
- 103 RETIEF, D. H. Are adhesive techniques sufficient to prevent microleakage? *Oper Dent*, v. 12, n. 4, p. 140-145, Autumn, 1987.
- 104 SABÓIA, V.P.; RODRIGUES, A.L.; PIMENTA, L.A. Related Articles, Compound via MeSH, Substance via MeSH, LinkOut. Effect of collagen removal on shear bond strength of two single-bottle adhesive systems. *Oper Dent*, 2000 Sep-Oct;25(5):395-400. PMID: 11210856 [PubMed - indexed for MEDLINE].

- 105 SABÓIA, V. P.; PIMENTA, L. A.. Ambrosano GM. Related Articles, Compound via MeSH, Substance via MeSH, LinkOut. Effect of collagen removal on microleakage of resin composite restorations. *Oper Dent*, v. 27, n. 1, p. 38-43, Jan./Feb. 2002. PMID: 11822364 [PubMed - indexed for MEDLINE].
- 106 SCHAWLOW, A. L.; TOWNES, C. H. Infrared and optical masers. *Phys Rev*, Woodbury, v. 112, n. 6, p. 1940-1949, Dec. 1958.
- 107 SCHILKE, R.; GEURTSSEN, W. Sem-analysis of dental tissues irradiated by Er:YAG lasers. *J Dent Res*, Chicago, v. 73, n. 352, p. 145, 1994. Resumo IADR.
- 108 SERIKAKU, A. L. *Influência da irradiação do laser de Er:YAG na adesão da resina composta à dentina, após o clareamento dental com o laser de diodo*. 2006. Dissertação (Mestrado) – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, São Paulo.
- 109 SHARPE, E. C.; GRENOBLE, D. E. Dental resin penetration into acid etched subsurface enamel. *J SCDA*, v. 39, p. 741-746, Sept. 1971.
- 110 SHINOHARA, M. S.; RODRIGUES, J. A.; PIMENTA, L. A. F. In vitro microleakage of composite restorations after nonvital bleaching. *Quintessence Int*, v. 32, n. 5, p. 413-417, May, 2001.
- 111 SILVERSTONE, L. M.; SAXTON, C. A.; DOGON, I. L.; FEJERSKOV, O. Variation in the pattern of acid etching of human dental enamel examined by scanning electron microscopy. *Caries Res*, Basel, v. 9, n. 5, p. 373-387, Oct. 1975.
- 112 SOGNAES, R. F.; STERN, R. H. Laser effect on resistance of human dental enamel to desmineralization in vitro. *J South Calif State Dent Assoc*, v. 33, n. 8, p. 328-329, Aug. 1965.
- 113 SOUZA, P. A. R. S. *Estudo “in vitro” da infiltração marginal em dentes submetidos a diferentes técnicas de clareamento e restaurados com um sistema adesivo/resina composta*. 1999, 132 p. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Bauru, USP, Bauru..
- 114 SOUZA JR., M. H. S. Adesivos dentinários, evolução. Estágio atual e considerações clínicas para sua utilização. *MaxiOdonto: Dent*, v. 1, n.1, 1995.

- 115 SOUZA, M. A. L. *Clareamento caseiro de dentes*: ação do peróxido de carbamida sobre dentes e mucosa bucal. 1993. Dissertação (Doutorado) – Faculdade de Odontologia, Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul.
- 116 SOUZA, M. A. L.; BERGAMASCHI, B. D. S.; SOUZA, F. L. Acid etching in bleached enamel. *Braz. Endod J.* v. 1, n. 1, p. 35-38, 1996.
- 117 SPALDING, M. *Estudo “in vitro” do aspecto morfológico da superfície do esmalte e alteração na permeabilidade dentária após clareação*. 2000, 141 p. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Bauru, USP, Bauru.
- 118 STERN, R. H. The laser in dentistry: a review of literature. *J Dent Assoc S Afr*, CapeTown, v. 29, n. 3, p. 173-179, Mar. 1974.
- 119 STERN, R. H.; SOGNAES, R. F. Laser beam effect on dental hard tissue. *J Dent Res*, v. 43, n. 307, p. 873, 1964.
- 120 STERN, R. H.; SOGNAES, R. F. Laser inhibition of dental caries suggested by first tests in vivo. *J Am Dent Ass*, v. 85, n. 5, p. 1087-1090, Nov. 1972.
- 121 STOKES, A. N. HOOD, J. A. A.; DHARIWAL, D.; PATEL, K. Effect of peroxide bleaches on resin-enamel bonds. *Quintessence Int*, v. 23, n. 11, p. 769-771, 1992.
- 122 SUDSANGIAN, S.; VAN NOORT, R. Department of Restorative Dentistry, University of Sheffield, Claremont Crescent, Sheffield S10 2TA, United Kingdom. Do dentin bond strength tests serve a useful purpose. *J Adhes Dent*, v. 1, n. 1, p. 57-67, Spring 1999.
- 123 SUNG, E. C.; CHAN, M.; MITO, R.; CAPUTO, A. A. Effect of carbamide peroxide bleaching on the shear bond strength of composite to dental bonding agent enhanced enamel. *J Prosthet Dent*, v. 82, n. 5, p. 595-599, 1999.
- 124 SWIFT JUNIOR, E. J.; PERDIGÃO, J.; HEYMANN, H. O. Bonding to enamel and dentin: a brief history and state of the art. *Quintessence Int*, v. 26, n. 2, p. 95-110, Feb. 1995.
- 125 TAMES, D.; GRANDO, L. J.; TAMES, D. R. Alterações do esmalte dental submetido ao tratamento com peróxido de carbamida a 10%. *Rev. Assoc. Paul. Cir. Dent*, v. 52, n. 2, p. 145-149, 1998.

- 126 TANJI, E. Y.; YAMADA Jr., A. M.; MYAKY, S. I. Adesão à dentina com laser de Er:YAG e adesivos auto-condicionantes. *Pesq Odontol Brás*, São Paulo, v. 15, n. A246, p. 101, 2001. Suplemento.
- 127 TAO, L.; PASHLEY, D. H. Effects of different types of smear layers on dentin and enamel shear bond strengths. *Dent Mater*, Copenhagen, v. 4, n. 4, p. 208-216, Aug. 1988.
- 128 TITLLEY, K. C.; TORNECK, D. C.; ADIBFAR, A. Adhesion of composite resin to bleached and unbleached enamel. *J Dent Res*, v. 67, p. 1523-1528, Dec. 1988.
- 129 TITLLEY, K. C.; TORNECK, C. D.; CHERNECKY, R.; ADIBFAR, A. Scanning electron microscopy observation on the penetration and structure of resin tags in bleached and unbleached bovine enamel. *J Endod*, v. 17, n. 2, p. 72-75, Feb. 1991.
- 130 TORNECK, C. D.; TITLLEY, K. C.; SMITH, D. C. The influence of time of hydrogen peroxide exposure on the adhesion of composite resin to bleached bovine enamel. *J Endod*, v. 16, n.3, p. 123-128, Mar. 1990.
- 131 TORNECK, C. D.; TITLLEY, K. C.; SMITH, D. C.; ADIBFAR, A. Effect of water bleaching on the adhesion of composite resin to bleached and unbleached bovine enamel. *J Endod*, v. 17, n. 4, p. 156-160, Apr. 1991.
- 132 VISURI, S. R.; GILBERT, J. .; WALSH Jr., J. T.; WIDGOR, 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.
- 133 ZHAO-AHANG, L.; CODE, J. E.; VAN DE MERWE, W. P. Er:YAG laser ablation of enamel and dentin of human teeth: Determination of ablation rates at various fluences and pulse repetition rates. *Lasers Surg Med*, v. 12, p. 625-630, 1992.
- 134 YAMAGUCHI, R.; POWERS, J. M.; DENNISON, J. B. Parameters affecting in vitro bond strength of composites to enamel and dentin. *Dent Mater*, v. 5, n. 3, p. 153-156, 1989.
- 135 YAMAMOTO, N.; IKEMI, T. Adhesiveness of a composite resin to Er:YAG laser irradiated dentin. *J Dent Res*, Chicago, v. 80, n. 1702, p. 248, 2001. Resumo AADR.
- 136 WATANABE, H.; YAMAMOTO, H.; KAWAMURA, M.; OKAGAMV, Y.; KATAOKA, K.; ISHIKAWA, I. Acid resistance of the human teeth enamel

irradiated by Er:YAG laser. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 6., 1998, Maui. **Proceedings...** Maui: ISLD, 1998, p. 163-166.

- 137 WALDEN, J. E.; GETTLEMAN, L.; ZIEGLER, C. H.; PARKINS, F. M. Enamel/dentin bonding of self-etch primers after Er:YAG laser preparation. *J Dent Res*, Chicago, v. 80, n. 1687, p. 246, 2001. Resumo AADR.
- 138 WIGDOR, H. SEM evaluation of CO₂, Nd:YAG, Er:YAG laser irradiation of dentin in-vitro. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASER IN DENTISTRY, 1992, Salt Lake City. **Proceedings...** [S.l]: International Society of Lasers in Dentistry, 1992. p. 131-134.
- 139 WIGDOR, H.; ABT, E.; ASHRAFI, S.; WALSH Jr., J. T. The effect of lasers on dental hard tissues. *J Am Dent Assoc*, Chicago, v. 124, p. 65-70, Feb. 1993.