

Rosehelene Marotta Craujo



**AVALIAÇÃO DA MICROINFILTRAÇÃO E
NANOINFILTRAÇÃO EM RESTAURAÇÕES DE
RESINA COMPOSTA – INFLUÊNCIA
DO LASER NO PREPARO CAVITÁRIO E
NO PRÉ-TRATAMENTO DENTINÁRIO**

**Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de São José dos Campos,
Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho" para obtenção do
Título de Livre-Docência pela disciplina de Dentística do Departamento de
Odontologia Restauradora**

São José dos Campos – SP

2000

Apresentação gráfica e normalização de acordo com:

Ribeiro, J.F. et al *Roteiro para redação de monografias, trabalhos de cursos, dissertações e teses*. São José dos Campos, 1994, 63 p.

ARAUJO, R.M. Avaliação da microinfiltração e nanoinfiltração em restaurações de resina composta. Influência do laser no preparo cavitário e no pré-tratamento dentinário. São José dos Campos, 2000. 222p. Tese (Livre-Docência em Dentística) – Faculdade de odontologia – Campus de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho.

Rosehelene Marotta Araujo

A defesa desta Tese de Livre-Docência foi realizada no dia
12 de junho de 2000, tendo sido aprovada com a nota 10.

Banca Examinadora

Profa. Tit. Dra. Maria Amélia Máximo de Araujo

Prof. Tit. Dr. Carlos de Paula Eduardo

Profa. Tit. Dra. Maria Fidela de Lima Navarro

Prof. Tit. Dr. Wellington Dinelli

Profa. Tit. Dra. Maria Auxiliadora Junho de Araujo

Dedico este trabalho

... À meus filhos, Marcelo, Roberta, Marcos e Adriano — pela paciência, amor e carinho imensuráveis, mas sobretudo por todo apoio e incentivo durante toda a minha carreira universitária.

... À meus pais, irmãos e sobrinhos pela presença constante em todos momentos de minha vida.

Agradeço de modo Especial

*... À Chiara Lubich, que ao me transmitir
Deus com sua Luz e Amor, norteou meus
estudos e minha vida, e, me faz prosseguir com
segurança para a realização de uma nova
Humanidade.*

Meus sinceros agradecimentos

*... Ao Prof. Dr. Carlos de Paula Eduardo,
pela oportunidade que me deu para enveredar
pelo caminho do Laser, abrindo novos
horizontes de conhecimento, em prol de uma
Odontologia mais conservadora e humana.*

*... Ao Prof. Dr. Sillas Luiz Lordelo
Duarte Junior pela amizade e pela colaboração
na parte experimental deste trabalho.*

Agradecimentos

À Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, da Universidade Estadual Paulista "Julio Mesquita Filho", na pessoa de sua Diretora Prof. Dr.^a Maria Amélia Máximo de Araujo.

À Faculdade de Odontologia de Araraquara, da Universidade Estadual Paulista "Julio Mesquita Filho", na pessoa de seu Diretor Prof. Dr. Wellington Dinelli.

À Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

À Faculdade de Química de Araraquara, da
Universidade Estadual Paulista "Julio Mesquita
Filho".

Aos amigos docentes do Departamento de
Odontologia Restauradora da Faculdade de Odontologia
de São José dos Campos.

Aos amigos docentes do Departamento de
Dentística da Faculdade de Odontologia de Araraquara.

Aos amigos docentes do Departamento de
Dentística da Universidade de São Paulo.

Às amigas funcionárias do Departamento de Odontologia Restauradora e da Biblioteca da Faculdade de São José dos Campos.

À professora de estatística Leonor de Castro Monteiro Loffredo, da Faculdade de Odontologia de Araraquara.

Ao técnico Sebastião da microscopia eletrônica da Faculdade de Química de Araraquara.

Ao professor Álvaro José Damiano, Físico — IEAv (Instituto de Estudos Avançados do CTA — Centro Técnico Aeroespacial).

À professora de português Irene Josefina
Bondesan de Oliveira.

À bibliotecária Ângela de Brito Bellini.

Ao Danilo Irie, pelo trabalho de digitação.

À Silvia Scarpel, pela confecção do Memorial

Aos amigos do Movimento dos Foculares, que
me ajudam a crer que construiremos uma sociedade
fraterna e solidária se formos unidos, lembrando que
somos todos filhos de um único Pai.

... À todos que contribuíram para a realização
deste trabalho,

minha eterna gratidão !

SUMÁRIO

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS	13
1 INTRODUÇÃO	15
2 REVISÃO DA LITERATURA.....	26
2.1 Laser.....	26
2.2 Microinfiltração e nanoinfiltração	76
3 PROPOSIÇÃO	116
4 MATERIAL E MÉTODO	117
4.1 Materiais	117
4.1.1 Sistemas adesivos / resinas compostas	117
4.1.2 Laser Er:YAG.....	118
4.1.3 Laser Nd:YAG para pré-tratamento dentinário	121
4.2 Métodos	123
4.2.1 Seleção dos dentes	123
4.2.2 Preparo das cavidades	123
4.2.3 Obtenção das restaurações.....	130
4.2.4 Ciclagem térmica	134
4.2.5 Preparo dos dentes para o teste da microinfiltração.....	134
4.2.6 Análise da microinfiltração	135
4.2.7 Preparo dos dentes para MEV.....	142
4.2.8 Avaliação da nanoinfiltração	144
4.2.9 Análise estatística	147
5 RESULTADOS.....	148
5.1 Avaliação da microinfiltração através da lupa estereomicroscópica	148
5.2 Avaliação da nanoinfiltração através do MEV.....	153

6 DISCUSSÃO.....	157
7 CONCLUSÃO	171
8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	172
APÊNDICE	208
RESUMO	219
<i>ABSTRACT</i>	221

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

%	=	Porcentagem
μ	=	mícron (unidade de medida equivalente a 10^{-6} m)
μm	=	micrometro
μs	=	microsegundo
cm	=	centímetro
kg	=	quilograma
EDTA	=	ácido etileno-diamino-tetra-acético
LASER	=	Amplificação da luz por emissão estimulada de radiação
Er:YAG	=	laser de érbio:ítrio-alumínio-granada
CO_2	=	laser de dióxido de carbono
He:Ne	=	laser de hélio-neônio
Ho:YAG	=	laser de holmio:ítrio-alumínio-granada
Nd:YAG	=	laser de neodímio:ítrio-alumínio-granada
Nd:YLF	=	laser de neodímio:ítrio-lítio-fluor4
Hz	=	hertz (medida de frequência de picos em ondas eletromagnéticas expressa em ciclos por segundo)
J	=	joule (energia)
J/cm^2	=	joules por centímetro quadrado (densidade de energia)
W	=	watt (potência)
MEV (SEM)	=	microscopia eletrônica de varredura
mJ	=	milijoules (medida de energia equivalente a 10^{-3} J)
mm	=	milímetro (unidade de medida equivalente a 10^{-3} m)
ms	=	milissegundo
mw	=	milliwatt (medida de potência equivalente a 10^{-3} W)
nm	=	nanômetro (equivalente a 10^{-9} m)
ns	=	nanossegundo (equivalente a 10^{-9} s)
$^{\circ}\text{C}$	=	grau celsius
p	=	pulso
pps	=	número de pulsos de energia laser emitidos em 1 segundo
rpm	=	rotações por minuto
TEM	=	microscopia eletrônica de transmissão

NT	=	Nanotecnologia
EDX	=	Energia Dispersiva de Raios X
4-META	=	4 metacriloxietil trimelitato anidro
HEMA	=	hidroxietil metacrilato
MMA/TBB	=	metil metacrilato / tri-n-butil burano
PENTA	=	ester penta acrilato fosfanatado
EDTA	=	ácido etileno diamino / tetracítico
NPG-GMA	=	N-fenil glicina e glicidil metacrilato
PMDM	=	anidrido pirometítico e 2 hidroxietil metacrilato
TEGDMA	=	triétilenoglicol dimetacrilato
BIS-GMA	=	bisfenol A e glicidil metacrilato
UDMA	=	uretano dimetacrilato
Scotchbond MP	=	Scotchbond Multi Uso
Scotchbond MPP	=	Scotchbond Multi Uso Plus
MPa	=	Mega Paschal

1 INTRODUÇÃO

A microinfiltração ainda é o grande desafio da Odontologia, pois, mesmo com os avanços relevantes de materiais adesivos, durante as últimas décadas, os materiais disponíveis ainda não são capazes de promover um perfeito vedamento da interface dente/restauração.

A microinfiltração tem indiscutível importância clínica, uma vez que é responsável pela sensibilidade pós-operatória, manchamento, ocorrência de cáries secundárias, com conseqüentes alterações patológicas da polpa (Going⁷³, 1972; Going⁷⁴, 1979; Bauer & Henson²¹, 1984; Asmussem¹⁴, 1985; Brannström²⁷, 1987; Cox⁴¹, 1992).

Segundo Kidd¹¹², 1976, Taylor & Lynch¹⁹⁸, 1992, a microinfiltração pode ser definida como "a passagem de bactérias, fluidos, moléculas e íons na interface dente/restauração". Portanto, há necessidade de materiais restauradores que se unam aos tecidos dentais, de tal maneira que promovam um perfeito vedamento, evitando a formação de fendas marginais entre o dente e o material restaurador.

Frazer⁶⁴, em 1929, já realizava pesquisas sobre a microinfiltração dos materiais restauradores, e até os dias de hoje pesquisas têm sido realizadas exaustivamente para verificar o vedamento dos materiais.

Nas últimas décadas, a preocupação de conservar a estrutura dentária e melhorar a adesividade, para eliminar a microinfiltração tem levado pesquisadores a desenvolverem novos materiais e técnicas (Buonocore²⁸, 1955; Bowen²³, 1962; Bowen²⁴, 1963; Bowen²⁵, 1965; Lüscher et al.¹²⁰, 1977; Nakabayashi et al.¹³⁸, 1982;

Wu²²², 1983; Araujo et al.¹¹, 1990; Asmussem & Uno¹⁵, 1992; Eick⁵⁸, 1993; Venz & Dickens²⁰⁷, 1993; Watanabe & Nakabayashi²¹¹, 1993).

A adesão ao esmalte praticamente foi estabelecida desde o trabalho de Michael Buonocore, em 1955, propondo a aplicação de ácido fosfórico no esmalte, seguida de uma aplicação de resina fluida nas porosidades criadas no esmalte. A aplicação de resina nas porosidades criadas pelo condicionamento ácido dá origem aos *tags*, prolongamentos da resina que se unem ao elemento dental. A microinfiltração pode ser quase eliminada nas regiões com camada suficiente de esmalte, graças a este procedimento.

A adesão à dentina é mais difícil pois, além de sua estrutura ser mais complexa que o esmalte, apresenta muitas variáveis que impedem sua adesão aos materiais (Rigsby et al.¹⁷⁶, 1990; Soh & Henderson¹⁸⁹, 1990). Por isso, a adesão à dentina se dá de forma diferente. O esmalte apresenta uma estrutura prismática e alto conteúdo mineral, 96% de hidroxiapatita inorgânica por volume, enquanto a dentina apresenta estrutura tubular, com conteúdo mineral menor (45% em volume) e maior componente líquido, principal obstáculo à adesão (Barnes¹⁹, 1977; Paulson et al.¹⁵⁵, 1984; Pashley¹⁴⁶, 1991; Pashley et al.¹⁵², 1993; Myjor & Nordahl¹³², 1996). Além das variações da estrutura e composição dentinária, a profundidade é importante porque existem variações nas características de permeabilidade: a dentina proximal é mais permeável que a oclusal, e a profunda é mais permeável que a superficial, por ter maior quantidade de túbulos e de maior diâmetro (Pashley¹⁴⁶, 1991; Pashley & Pashley¹⁴⁹, 1991; Paul & Scharer¹⁵⁴, 1993).

Além dessas características, toda vez que se instrumenta a dentina, quando da realização de um preparo cavitário, há formação de uma camada de 5 a 15 µm denominada *smear layer* - composta por restos de dentina, esmalte e de microorganismos - que oblitera os túbulos dentinários, limitando a adesão à dentina (Brännström²⁶, 1984; Gwinnett⁸³, 1984; Pashley¹⁴⁵, 1990; Pashley¹⁴⁸, 1992; Burke & McCaughey²⁹, 1995).

A espessura da *smear layer* varia muito, pois depende do tipo de instrumento empregado para o preparo cavitário, tamanho e forma da cavidade, quantidade e composição da solução irrigadora, e se é cortada com ou sem refrigeração a água (Pashley et al.¹⁵², 1993). Portanto, esta camada ocupa um lugar de destaque por estar situada entre o material restaurador e o substrato dentinário.

As pesquisas sobre adesão à dentina começaram, então, a partir desta camada, que passou a receber diferentes tipos de tratamentos. De acordo com a forma de atuação dos sistemas de adesão empregados, esta camada era ou não removida.

Os adesivos dentinários causaram dramáticas mudanças nos procedimentos restauradores. A evolução dos adesivos dentinários, com a finalidade de conseguir a união dos adesivos à estrutura dental, possibilitou aumentar o desempenho clínico das restaurações através de uma maior adaptação às paredes cavitárias, com conseqüente diminuição da microinfiltração e do risco de cáries secundárias (Burke²⁹, 1995; Chain et al.³⁶, 1995; Silva e Souza Junior¹⁸⁷, 1995; Pilo & Ben-Amar¹⁶⁴, 1999).

A primeira geração de adesivos dentinários utilizou ácidos com a finalidade de remover a *smear layer*, buscando estabelecer ligações químicas e mecânicas, através do contato do agente de união com a superfície dentinária. Porém, utilizava materiais hidrofóbicos que foram insatisfatórios, quanto à resistência de união e microinfiltração (Eick et al.⁵⁹, 1991; Silva e Souza Junior¹⁸⁷, 1995).

A segunda geração dos sistemas adesivos foi desenvolvida no início dos anos oitenta e não removia a *smear layer*, ficando a força de união entre esta camada e dentina. Estes sistemas também desempenharam pequena resistência adesiva, devido à característica hidrofóbica do monômero. Grande microinfiltração era observada nestes sistemas pela separação da resina composta da dentina, por causa da denaturação do colágeno da *smear layer* com o tempo (Retief et al.¹⁷⁵, 1988; Pashley et al.¹⁵¹, 1992; Yu²²⁸, 1993; Silva e Souza Junior¹⁸⁷, 1995).

Os adesivos de terceira geração, de formulação química mais complexa com monômeros hidrofóbicos e hidrofílicos, removem ou modificam a *smear layer*, no intuito de se conseguir a penetração do agente de união à dentina formando *tags* no interior dos túbulos dentinários, similares ao esmalte (Nakabayashi et al.¹³⁷, 1992). Essa nova substância para tratamento da dentina denominou-se *primer*, composto por ácidos fracos, etanol ou acetona. Como a *smear layer* diminui a energia de superfície e afeta a reatividade superficial da dentina, sua modificação ou remoção proporcionou resultados de resistência adesiva bem mais elevados (Retief et al.¹⁷⁵, 1988; Barkmeier & Cooley¹⁷, 1992; Pashley et al.¹⁵¹, 1992; Mandras et al.¹²², 1993). A microinfiltração foi, significativamente melhorada, sem contudo eliminá-la nas margens de cimento e dentina (Pintado & Douglas¹⁶⁵, 1988; Araujo et al.¹¹, 1990; Porto Neto¹⁶⁶, 1990; Rigsby et al.¹⁷⁶, 1990; Soh & Handerson¹⁸⁹, 1990; Araujo & Silva⁷, 1992; Araujo et al.⁹, 1993; Araujo et al.¹⁰, 1997).

Fusayama⁶⁶, 1979, introduziu o condicionamento ácido total de esmalte e dentina, com remoção completa da *smear layer* através da aplicação do ácido fosfórico, seguida da aplicação do *primer* e do adesivo, o que foi muito combatido pela possibilidade de injúria pulpar (Retief et al.¹⁷⁴, 1974). O ácido fosfórico aplicado sobre a dentina promove uma descalcificação removendo a *smear layer*, desocluidendo os túbulos dentinários e alargando a sua entrada assumindo a forma de um funil (Badini et al.¹⁶, 1998).

Em 1982, Nakabayashi et al.¹³⁸ introduziram uma nova geração de adesivos, com um *primer* composto por uma molécula denominada 4-META, com dois grupos funcionais: um hidrofílico, com afinidade pela superfície dentinária e um hidrofóbico, com afinidade pela resina. Os ácidos utilizados para remover a *smear layer* são de baixa concentração (cítrico, maleico, fosfórico de 10 a 37%), por período curto de tempo (10 a 15 segundos) que, ao mesmo tempo, promovem a desmineralização seletiva da hidroxiapatita. A associação do ácido cítrico

a 10% e cloreto férrico a 3% possibilitou a manutenção da integridade das fibras colágenas. A resina adesiva polimerizada, junto com o colágeno, propiciou a formação de uma camada ácido - resistente, denominada camada híbrida, que caracteriza os adesivos de quarta geração (Nakabayashi¹³⁵, 1992; Nakabayashi et al.¹³⁷, 1992). A hibridização está sendo cada vez mais aceita nas clínicas odontológicas.

Os valores de resistência à união destes adesivos aumentaram, a infiltração foi reduzida, mas ainda não foi eliminada.

O condicionamento da dentina poderia apresentar desvantagens: aumento da permeabilidade dentinária, da umidade, irritação pulpar por infiltração de produtos microbianos, denaturação do colágeno, redução da porosidade da matriz desmineralizada por precipitação dos íons de cálcio e fosfato (Nakabayashi & Takarada¹³⁶, 1992; Pashley et al.¹⁵¹, 1992; Perdigão et al.¹⁶¹, 1994).

A formação da camada híbrida desses sistemas torna-se eficaz na redução da hipersensibilidade dentinária, no reforço da estrutura dental, na adesão da porcelana, na adesão do amálgama ou outro metal à estrutura dental; em restaurações cosméticas, em reparos de porcelana, nos procedimentos preventivos, nas confecções de núcleos. Alguns autores atestam a eficiência desses adesivos como meio de proteção do complexo dentina-polpa (Yoshiyama et al.²²⁶, 1989; Cox⁴⁰, 1992; Uno & Finger²⁰², 1995; You et al.²²⁷, 1997).

Atualmente, para simplificação, foi introduzido um adesivo de quarta geração onde o *primer* e o adesivo foram colocados num só frasco. A diferença está na presença de 60 a 80% a mais de acetona em sua composição e também na utilização do ácido fosfórico como agente condicionante e formador da camada híbrida.

Os adesivos de quarta geração, no entanto, não penetram totalmente por toda a área descalcificada pelos ácidos, levando à formação de uma zona de fragilidade, pela hidrólise do colágeno não protegido.

Para sanar esta deficiência, surgiu a quinta geração de adesivos dentinários onde o condicionador e o *primer* se apresentam juntos (Watanabe & Nakabayashi²¹¹, 1993). Este produto apresenta pH de 1,4, capaz de modificar a *smear layer* sem removê-la por completo, realizando descalcificação de um μm . Estes adesivos integram-se à *smear layer* através de uma reação ácido-base, formando uma camada de integração (Echevarria, 1997 que foi citado por Gomes⁷⁵, 1998).

Porém, mesmo estes adesivos modernos não eliminaram a microinfiltração (Heymann et al.⁸⁷, 1991; Harnirattisai et al.⁸⁶, 1993; Gomes⁷⁶, 1998).

Sano et al.¹⁸⁰, 1994, investigaram este tipo de microinfiltração em restaurações livres de fendas marginais, necessitando da microscopia eletrônica, pois este tipo de infiltração, denominada de nanomicroinfiltração, não é vista nem com 10 - 20 x de aumento.

A nanoinfiltração é uma infiltração do agente traçador (pequenos íons ou moléculas), através da interface camada híbrida/adesivo, mesmo com a ausência de fendas. É diferente da microinfiltração, onde o agente traçador penetra entre a resina composta e o adesivo pela presença de fendas marginais.

Sano et al.¹⁸⁰, 1994, Sano et al.¹⁸², 1995 e Duarte Junior⁵⁰, 1997, encontraram este tipo de nanoinfiltração, mesmo nos adesivos modernos.

Recentemente, foi lançado um sistema de adesivo dentinário denominado Prime & Bond NT (*NanoTechnology* - Dentsply). O fabricante menciona a presença de pequena resina (*D-resin*) e nanopartículas (*Nanofiller*) que possibilitariam melhor infiltração nas porosidades da estrutura dentinária, garantindo alta resistência adesiva e melhor vedamento marginal.

Apesar do avanço da Odontologia Restauradora Adesiva, outros caminhos estão se abrindo, com a intenção de melhorar a qualidade de adesão.

O LASER (Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation) tem sido utilizado nas mais variadas formas. Dependendo da energia utilizada, há modificação da estrutura física do substrato dentinário com formação de projeções que poderiam ajudar na adesão mecânica, remoção da *smear layer* e abertura dos túbulos dentinários (Cooper et al.³⁹, 1988; Pashley et al.¹⁵¹, 1992; White et al.²¹⁴, 1993).

Em 1960, Maiman¹²¹ desenvolveu o primeiro sistema laser através da excitação de um cristal de rubi. Porém os trabalhos com fins odontológicos com o laser de rubi, demonstraram que ele causava dano à polpa pelo seu efeito térmico elevado.

A luz laser é uma energia eletromagnética coerente - possui ondas de mesmo comprimento - monocromática e colimada - com ondas eletromagnéticas de quase nenhuma divergência.

Os sistemas lasers comerciais estão localizados dentro do espectro eletromagnético indo do ultravioleta, (140-400nm) passando pela faixa do visível (400-700nm), até o infravermelho (acima de 700nm) (Pick¹⁶³, 1993).

A luz laser interage com um tecido podendo ser absorvida, refletida, espalhada e transmitida. Muitos fatores influenciam o efeito da energia térmica no tecido, como tempo de exposição, tipo de tecido, comprimento de onda, frequência utilizada e densidade de energia depositada e, ainda, habilidade do profissional (Kutsch¹¹⁷, 1993).

Os sistemas lasers podem ser de baixa intensidade(dezenas de miliwatts que não produzem efeito térmico) e os de alta intensidade(centenas de miliwatts e terawatts).

Entre os de alta intensidade temos Nd:YAG (Eduardo⁵³, 1992; White et al.²¹⁴, 1993), Er:YAG (Keller & Hibst¹⁰⁴, 1989), Excímer (Frentzen et al.⁶⁵, 1994), Hólmio (Eduardo et al.⁵⁴, 1992; Zezell et al.²³², 1995), CO₂ (Kantola et al.¹⁰¹, 1973), Argônio (Kelsey et al.¹¹⁰, 1989).

Entre os de baixa intensidade estão Arseneto de Gálio-alumínio (Ga-As-Al) e o Hélio-neônio (He-Ne) (Silva et al.¹⁸⁸, 1992).

Os lasers de CO₂ e Nd:YAG obtiveram grande êxito em medicina, com fins terapêuticos (Colles³⁸, 1988). Em Odontologia, diferentes comprimentos de onda têm sido estudados nas três áreas: prevenção (Groth & Eduardo⁸¹, 1993; Miaki et al.¹²⁸, 1995; Pelino et al.¹⁵⁷, 1999), diagnóstico e tratamento de patologias bucais (Melcer¹²⁷, 1992).

Muitos estudos relatam resultados positivos com o laser Nd:YAG na hipersensibilidade dentinária (Eduardo⁵³, 1992; Eduardo et al.⁵⁴, 1992; Gelskey et al.⁶⁹, 1993), curetagem subgengival, alteração da superfície interna dos condutos radiculares (Goodis et al.⁷⁸, 1992; Anic et al.⁴, 1996), remoção do tecido cariado (White et al.²¹³, 1992; Bassi et al.²⁰, 1994), preparo cavitário (Eduardo et al.⁵³, 1992), apicetomia (Gouw Soares⁷⁹, 1997), detecção de cárie (Zandona et al.²³⁰, 1997), polimerização de resina (Kelsey et al.¹¹⁰, 1989), dentre outros.

Yamamoto & Ooya²²⁴, 1974, descreveram os primeiros efeitos do laser pulsado de Nd:YAG relatando que a superfície de esmalte irradiada pelo laser (10J/cm²) tornava-se mais resistente à descalcificação do que as não irradiadas (controle). Cecchini³⁵, 1997, estudando o efeito do Nd:YAG em esmalte dental pela análise de fluorescência de RX e MEV, verificou que o esmalte tornou-se mais resistente com laser + APF (flúor fosfato acidulado), mostrando áreas de fusão e recristalização. Eduardo et al.⁵⁵, 1995, observaram que no esmalte irradiado com laser Nd:YAG, a superfície aparece como uma estrutura fundida. Gonçalves et al.⁷⁶, 1999, verificou a influência do condicionamento ácido, irradiação a laser e hipermineralização na resistência ao cisalhamento do sistema adesivo multiuso. Utilizou o Nd:YLF com 100µs/pulso, 250 mJ/pulso e densidade de energia de 1,31 J/cm², e frequência de 0,3 Hz. Concluiu que o laser neodímio é promissor no aumento da resistência adesiva à dentina, quando utilizado após a aplicação do sistema adesivo.

O laser Nd:YAG modificou a dentina superficial, porém não causou a desmineralização da dentina (Goodis et al.⁷⁸, 1992; White et al.²¹⁴, 1993). Tampouco provocou a desvitalização do dente pelo aumento

de temperatura intrapulpar, mas, para que isso ocorra, o tempo, potência e frequência devem ser adaptados à espessura do remanescente dentinário (Adrian & Washington¹, 1977; White et al.²¹², 1994; Gonzales et al.⁷⁷, 1996; Inoue et al.⁹⁶, 1998).

A introdução do laser Er:YAG para remoção do esmalte e dentina deu-se em 1989, por Keller & Hibst¹⁰⁴ e Hibst & Keller⁸⁸.

O grande interesse demonstrado pela aplicação do laser em tecidos duros foi devido à redução da dor, ruídos e vibrações em comparação com a alta-rotação convencional, eliminando a necessidade de anestesia (Keller & Hibst¹⁰⁵, 1992; Cozean et al.⁴⁴, 1997; Evans et al.⁶⁰, 1998) e a possibilidade de uma remoção conservadora para o tratamento de pequenas lesões (Myers & Myers¹³⁴, 1985; Frentzen⁶⁵, 1994; Ishikawa et al.⁹⁷, 1996).

Outras aplicações foram realizadas tais como: remoção de restaurações antigas, preparo cavitário (Kumazaki¹¹⁴, 1992; Eduardo et al.⁵⁶, 1996; Jelinková et al.⁹⁹, 1996; Eduardo et al.⁵⁷, 1998), condicionamento de fóssulas e fissuras para selantes, para condicionamento da dentina (Kumazaki¹¹⁴, 1992), em periodontia, na redução de bactérias e em cirurgia oral (Gross et al.⁸⁰, 1992; Keller & Hibst¹⁰⁸, 1995; Aoki et al.⁵, 1998; Rechmann et al.¹⁷³, 1998).

A água que existe no esmalte e dentina absorve o laser Er:YAG. No esmalte, a água vaporizada se expande pelo impacto da energia, com conseqüente ablação micro explosiva, ficando uma superfície fundida e rugosa (Vickers et al.²⁰⁸, 1992; Altshuler et al.², 1996; Seka et al.¹⁸⁴, 1996; Rechmann et al.¹⁷³, 1998; Suzaki et al.¹⁹¹, 1998). O laser é capaz de cortar com a mesma eficiência e velocidade que a alta-rotação, além de estimular a formação da dentina secundária e de ter efeito antibacteriano (Kayano et al.¹⁰³, 1991; Morioka et al.¹³³, 1991; Wigdor²¹⁸, 1993; Georgiades & Parara⁷⁰, 1996).

O laser Er:YAG proporcionou aceitável microrretenção para materiais adesivos e provocou irregularidades na dentina semelhantes ao

condicionamento ácido (Li et al.¹¹⁹, 1992; Sakakibara et al.¹⁷⁹, 1994; Groth et al.⁸², 1996; Ishikawa et al.⁹⁷, 1996; Kataumi et al.¹⁰², 1996; Oudhof et al.¹⁴³, 1996; Visuri et al.²⁰⁹, 1996; Hossain et al.⁹⁴, 1999).

Muitas pesquisas foram realizadas para determinar a eficácia do laser Er:YAG quando comparado ao tratamento com alta-rotação para a remoção de cárie e preparo cavitário. Nelas, os autores verificaram que a utilização do laser é tão segura e eficiente quanto o método convencional (Burkes et al.³⁰, 1992; Hibst & Keller⁹⁰, 1992; Wigdor et al.²¹⁷, 1992; Wigdor et al.²¹⁸, 1993; Gimble et al.⁷¹, 1994; Kumazaki¹¹⁵, 1994; Sekine et al.¹⁸⁵, 1994; Yokoyama et al.²²⁵, 1996; Cozean & Powell⁴², 1998; Dostálová et al.⁴⁸, 1998).

Quanto às alterações pulpares durante os preparos cavitários, exames histológicos, radiográficos e de sensibilidade pós-operatória demonstraram que não houve nenhum dano com o tratamento a laser e a variação da temperatura na polpa também não causou injúrias quando os lasers Nd:YAG e Er:YAG foram utilizados com parâmetros de energia adequados (Adrian & Washington¹, 1977; Hibst & Keller⁸⁹, 1990; Hoke et al.⁹³, 1990; Paghdiwala et al.¹⁴⁴, 1993; Gimble et al.⁷¹, 1994; Sekine et al.¹⁸⁵, 1994; Keller & Hibst¹⁰⁷, 1995; Cozean & Powell⁴², 1998; Glokner et al.⁷², 1998; Hansen⁸⁵, 1998; Miserendino & Cozean¹³⁰, 1998).

Testes de microinfiltração também já foram analisados comparando preparos realizados com alta-rotação e com o laser Er:YAG. E, de acordo com a metodologia e materiais restauradores utilizados, os autores concluíram que o tratamento a laser não preveniu a infiltração na margem cervical, tanto em esmalte quanto em dentina (Wright et al.²²¹, 1992; Keller & Hibst¹⁰⁶, 1993; Jean et al.⁹⁸, 1998; Miserendino¹²⁹, 1998).

Tendo em vista que, apesar das pesquisas realizadas tanto no campo dos sistemas adesivos dentinários de última geração, como no campo do laser, a infiltração marginal ainda não foi eliminada. Sendo assim me despertou grande interesse estudar a microinfiltração e a nanoinfiltração em preparos a laser para verificar se o pré-tratamento

dentinário - com o sistema adesivo Prime & Bond NT (*NanoTechnology*) mais a aplicação do laser Nd:YAG com a técnica de Gonçalves et al.⁷⁶, 1999 – não possibilitaria o vedamento marginal na interface dente/restauração das restaurações de resinas compostas.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Laser

Maiman¹²¹, em 1960, desenvolveu o primeiro sistema LASER através da excitação de um cristal de rubi. LASER (*Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation*) significa amplificação da luz por emissão estimulada de radiação.

Adrian & Washington¹, em 1977, observaram os efeitos do laser Nd:YAG sobre a polpa, comparados com o laser de rubi. Foram utilizados dentes de macacos *Rhesus* que, após a anestesia, tiveram a região acima da margem gengival (2mm) exposta ao laser (6,77J/cm² e pulso de 7 ms). Os dentes foram extraídos após dois dias. Os autores concluíram que o laser de Neodímio era promissor no tratamento dos tecidos duros dos dentes, pois os cortes histológicos da polpa, mesmo com alta densidade de energia, demonstraram grau zero, caracterizando como normal a área afetada. A resposta pulpar ao laser rubi foi freqüentemente caracterizada por severa hemorragia na câmara pulpar e necrose dos odontoblastos.

Em 1985, Myers & Myers¹³⁴ estudaram o efeito do laser pulsado de Nd:YAG nas fissuras de esmalte em dentes humanos. Foi utilizado o modelo Meditec OPL 3 com comprimento de onda de 1060A, energia de pulso de 3,4mJ, duração de pulso de 30pps e repetição de um pps. Depois de tratados, os dentes foram examinados macroscopicamente para observação das mudanças na superfície e preparados para exame no MEV. Os autores observaram que este laser

removeu efetivamente as lesões de cárie incipiente nas lesões de fossas e fissuras. Investigações anteriores provaram que a energia usada neste estudo não causava danos na polpa e não removia esmalte sadio. Isto seria muito desejável para a utilização deste laser como selante de fossas e fissuras.

Keller & Hibst¹⁰⁴, em 1989, investigaram o efeito do laser Er:YAG em tecidos duros e compararam os resultados com a aplicação do laser CO₂. Utilizaram trinta dentes humanos extraídos, cortados em fatias de 2mm de espessura, tratados com laser e fixados com formol a 4%. O comprimento de onda do laser CO₂ foi 10,6μm e o foco manual foi de 125mm, do mesmo tamanho que o do Er:YAG. A energia do Er:YAG foi 1 J e a combinação energia/tempo foi de 20W/50ms e 2W/500ms. Os espécimens foram observados em MEV e em microscópio ótico, onde se constatou somente mínimo ou nenhum dano aos tecidos adjacentes. Os autores comentaram que o mecanismo detalhado da ablação do laser Er:YAG não havia sido, até aquele momento, ainda bem explorado. O questionamento é se a cavidade produzida pelo laser resultou somente de um processo de evaporação térmica ou de algum processo adicional.

Em 1989, Hibst & Keller⁸⁸, estudaram a eficiência da irradiação do laser Er:YAG a 2,94μm na dentina e no esmalte. Utilizaram dentes humanos extraídos, cortados em fatias de 2mm de espessura. A irradiação do laser foi investigada em cinco superfícies com cárie e 25 com superfícies hígidas. O laser Er:YAG* foi focalizado perpendicularmente sobre os espécimens por meio de uma lente biconvexa. A irradiação utilizada foi de 30-360mJ por pulso, com taxa de repetição de 1 Hz. Os espécimens foram examinados em um microscópio ótico. Para comparação, cavidades do mesmo tamanho foram produzidas com o laser CO₂, com irradiação de 1 J e combinações de potência e

* Quantronix 294

tempo de exposição de 20 W/50 ms e 2 W/500 ms. A temperatura na superfície dos dentes foi medida através de uma termocâmara. Os autores concluíram que o laser Er:YAG é absorvido pelas estruturas duras do dente, pela água e pelos componentes inorgânicos, causando pouco e rápido aquecimento. O esmalte e a dentina foram removidos, em parte, pelo processo contínuo de vaporização e, em parte, em forma de microexplosão.

Em 1990, Hoke et al.⁹³ avaliaram a mudança de temperatura na câmara pulpar de dentes humanos, durante preparo com laser Er:YAG com *spray* de água. Utilizaram dentes extraídos nos quais foi introduzido um termopar na câmara pulpar. Os autores observaram que os comprimentos de onda selecionados e a utilização da água, durante os procedimentos resultaram em remoção eficiente de tecido duro, sem dano aos tecidos adjacentes. A análise em MEV mostrou pouco ou quase nenhuma fusão no esmalte e dentina e nenhuma mudança na câmara pulpar. A superfície produzida pela ablação do laser foi rugosa e irregular com crateras e sulcos. O aumento médio de temperatura na câmara pulpar foi de 2,2° C. Esses achados demonstraram que houve vaporização de água constante e microexplosões, aumentando a eficiência de remoção da estrutura dental e ajudando a esfriar essas mesmas estruturas. O laser Er:YAG pulsado (2,94 µm) pode ser um método efetivo para remoção do tecido duro quando aplicado com a presença de água, concluíram os autores.

Hibst & Keller⁸⁹, em 1990, mostraram que a aplicação da irradiação laser Er:YAG pode resultar numa temperatura nociva à polpa. Entretanto, com uma escolha apropriada dos parâmetros da energia de irradiação, quantidade de repetição e números dos pulsos, os danos podem ser evitados, mesmo numa cavidade próxima à polpa.

Morioka et al.¹³³, em 1991, fizeram um estudo com a finalidade de analisar o efeito da irradiação do laser Er:YAG, na resistência ao ácido em esmalte dental. Foram utilizados dentes

permanentes, recém-extraídos livres de cárie. O laser utilizado foi o Er:YAG* com pulso de 0,2 ms e com a energia de irradiação de 0,39 - 0,92 J/pulso. O esmalte foi irradiado com 10, 2, 1 pps de taxa de repetição. A superfície do esmalte foi pintada com tinta preta ou branca para examinar o efeito da tinta na absorção do laser. A superfície do esmalte foi, então coberta com esmalte, exceto numa região de 3mm de diâmetro, onde foi feita uma desmineralização com 0,5 M HClO₄ por 30 segundos. A resistência do esmalte foi determinada pela dissolução do cálcio na superfície do esmalte, examinada através de microrradiografia. O esmalte foi exposto a 0,1 *lactate*, com pH 4,5 contendo 6% de *hydroxyethyl* celulose a 37° C. Depois de vários dias, foram produzidas lesões de cáries artificiais. Foram feitas microrradiografias, examinadas em microscópio ótico e MEV. Os autores concluíram que o laser Er:YAG causou resistência significativa do esmalte ao ácido. A tinta preta produziu resistência maior, entretanto a branca causou menor dano ao esmalte.

Em 1991, Kayano et al.¹⁰³ avaliaram o efeito do laser Er:YAG** no esmalte superficial de dentes humanos extraídos. Avaliaram também a possibilidade do esmalte adjacente aos defeitos da ablação adquirir resistência ácida e, ainda, o efeito da ablação do laser sobre esmalte, dentina e cimento. Foram utilizados 35 dentes livres de cárie. Nos dois primeiros estudos, as superfícies vestibular e lingual de trinta dentes foram irradiadas com a energia de 500mJ, densidade de 15,9 J/cm², profundidade de pulso de 200ms e taxa de repetição de 1 ou 3 Hz. No segundo estudo, dois dentes de cada condição de irradiação foram colocados na solução desmineralizante de 6% *hydroxyethyl cellulose* e 0,1 M *lactate* com pH 4,5, para verificar a resistência ácida do esmalte adjacente à área da ablação. Depois de quatro dias, os dentes foram preparados para microrradiografia, assim como no primeiro estudo. No

* NEC Inc. Model SL 137A, Japan

** Hoya Co. - Japan

terceiro estudo, a irradiação foi feita com o laser, fazendo contato no esmalte e cemento, onde foram utilizados 39 ou 74 mJ de energia por pulso, 10 Hz e a dentina foi irradiada com 211mJ e 10 Hz. Os dentes foram analisados em microscópio e os autores chegaram às seguintes observações: a) o Er:YAG removeu por ablação o tecido dental nitidamente, sem promover fraturas, usando o método contato ou não contato; b) o tamanho dos defeitos ficou limitado à área irradiada, e pode estar relacionado às condições de irradiação e espessura do dente; c) o laser promoveu resistência ácida no esmalte marginal adjacente aos defeitos promovidos pela ablação.

Em 1991, Matsumoto et al.¹²⁶ observaram as mudanças morfológicas no esmalte e na dentina, depois da irradiação com laser Er:YAG. Preparos cavitários foram realizados em dez dentes extraídos. Uma parte dos dentes foi pigmentada com corante preto, outra parte possuía lesão cáries e outra era rígida. Foram irradiados com o laser de Er:YAG com 15,9cm² de densidade de energia. Os resultados em MEV demonstraram que o laser Er:YAG tem a capacidade de cortar estruturas dentais e remover cárie em esmalte e dentina. Observaram também que a profundidade dos preparos cavitários depende da energia, do tempo de exposição e do tipo de tecido. Os espécimens pigmentados foram mais profundos e as margens mais definidas quando comparados com os espécimens não pigmentados.

White et al.²¹³, em 1992, avaliaram a habilidade do laser Nd:YAG (1,06 e 1,32 μ m) e Ho:YAG (2,10 μ m) de remover cáries em esmalte e determinar o limiar das modificações na superfície dentinária. Utilizaram trinta dentes molares com cáries de fóssulas e fissuras limitadas ao esmalte. Foi colocado na câmara pulpar um termopar para verificar a temperatura durante a remoção da cárie. A remoção da cárie, os preparos e as restaurações foram avaliados, segundo o *Criteria Referenced Evaluation System* (CRES). Uma fatia de 3mm foi seccionada

do terço oclusal médio das coroas dentais. Foram realizados cinco pulsos para cada parâmetro utilizado que foi de 33mJ/p a 267mJ/p e a duração do pulso foi de 150µs. O comprimento de onda foi de 106µm a 210µm. A densidade de energia (J/cm²) foi mantida constante até a modificação da superfície. Foi usada uma sonda de quartzo mantida em contato com 200, 320 e 550µm. As modificações na dentina foram verificadas com MEV. Observaram que houve mínimo aumento de temperatura com o Nd:YAG, durante a remoção da cárie e restauração. As modificações na superfície dentinária ocorreram em baixa energia de densidade para todos os comprimentos de onda testados.

Kumazaki¹¹⁴, em 1992, estudou a habilidade do laser Er:YAG condicionar o esmalte dental. Foram utilizados dentes incisivos bovinos. O agente adesivo utilizado foi o *Clearfil New Bond* e a resina composta *Clearfil*. Foi utilizado o laser Er:YAG* tipo ML12 com comprimento de onda 2,94 µm, potência de um J, repetição de pulso 10 pps e duração do pulso 200 µs. O teste de resistência às forças de tração foi realizado com o aparelho Intesco Tipo IM-20, com o máximo de força de 500 kg. Depois da irradiação com o laser, a superfície do esmalte foi examinada com o MEV. A irradiação foi feita a 100, 200, 300, 400, 500, 600, 700, 800 e 1000 mJ. Estudos preliminares indicaram 600 mJ. Foram realizados sete corpos de prova para cada irradiação e, como controle, um grupo foi condicionado com ácido por 30 segundos. O autor concluiu que: o condicionamento do esmalte foi efetivo com o laser Er:YAG. O condicionamento com laser foi tão bom quanto o com ácido. A melhor irradiação foi com 600 mJ (densidade de energia 8,5 J/cm²). A força de tração foi mais relatada à natureza e condições da superfície do esmalte pela irradiação com laser.

Gross et al.⁸⁰, em 1992, fizeram um estudo onde compararam a superfície do esmalte e da dentina, após a aplicação do

* Hoya Co. - Japan

laser Er:YAG e depois do preparo cavitário. Utilizaram 150 dentes humanos hígidos extraídos. As cavidades foram preparadas de forma convencional, em esmalte e em dentina. A energia do laser foi variada entre 50 e 400 mJ; metade da superfície do dente foi tratada sem *spray* de água. Os resultados foram comparados aos preparos convencionais, utilizando brocas de fissura em dentina e em diamante quando em esmalte. A morfologia superficial foi examinada em MEV. A superfície foi analisada também depois da limpeza com escovas e com a aplicação de ácido cítrico em dentina e ácido fosfórico a 37% em esmalte. Os autores observaram que, sem a utilização do *spray* de água, o laser induziu à formação de uma zona de *debris*, comparado ao do laser com *spray*. A energia de 300 mJ em dentina e 400 mJ em esmalte resultou na formação de uma parede cavitária lisa. No esmalte, o preparo convencional mostrou uma zona de *prismas* desintegrados. Depois da limpeza com escova, a superfície continuou rugosa. Com o laser e a aplicação do ácido, resultou num padrão retentivo. Na dentina, o tratamento com laser e o preparo convencional mostraram uma zona de *debris*. Os túbulos dentinários, abaixo desta zona, não sofreram mudanças morfológicas. A superfície foi rugosa nos dois grupos e, depois da limpeza com escova, continuou a camada de *debris*. Com o condicionamento ácido, esta camada foi removida e os túbulos foram parcialmente abertos. Os autores concluíram que, no esmalte, o laser Er:YAG permite a técnica do condicionamento ácido. Na superfície da dentina, a aplicação com laser e o preparo convencional mostraram resultados semelhantes.

Li et al.¹¹⁹, em 1992, determinaram a profundidade de ablação do laser Er:YAG em esmalte e em dentina, utilizando energia de 2 Hz e 5 Hz em dentes humanos extraídos. Utilizaram o laser Er:YAG* pulsado, com duração de pulso de 200 μ s. A energia por pulso variou de 25 a 365 mJ. O diâmetro do feixe foi de 580 μ m. A profundidade da

* Quantronix Co.

ablação foi medida com uma ocular micrométrica. *Spray* de água foi utilizado para minimizar a alteração térmica, durante a ablação. As alterações causadas pelo aumento de temperatura também foram avaliadas. Os resultados desta pesquisa indicaram que o laser Er:YAG a $2,94\ \mu\text{m}$ pode remover a superfície do esmalte e da dentina efetivamente. A eficiência do laser a 5 Hz foi maior que a 2 Hz no esmalte. A escolha entre 2 e 5 Hz depende da velocidade de ablação desejada. Os efeitos térmicos também são maiores a 5 Hz. A eficiência da ablação no esmalte foi menor, em razão de ter 1% de água. As alterações de temperatura observadas sugerem que o laser a 2 Hz e 5 Hz deveria utilizar menos que $80\ \text{J}/\text{cm}^2$ para ablação em esmalte e menos que $74\ \text{J}/\text{cm}^2$ para dentina. A superfície irregular observada no esmalte sugere uma superfície que permite retenção micromecânica que poderia ser benéfica para os procedimentos odontológicos adesivos.

Em 1992, Pashley et al.¹⁵¹, em um estudo *in vitro*, avaliaram o efeito do laser CO_2 na estrutura e permeabilidade da *smear layer*. Utilizaram três diferentes níveis de energia. Foram usados: 11, 113 e $566\ \text{J}/\text{cm}^2$. A exposição à menor energia aumentou a permeabilidade dentinária, medida através da condutância hidráulica, devido à perda parcial da *smear layer* superficial e *smear plugs*. O nível intermediário de energia também aumentou a permeabilidade da dentina pela formação de crateras, tornando a dentina mais delgada. A superfície da cratera mostrou-se porosa e com comunicação com os túbulos dentinários adjacentes, também contribuindo para aumentar a permeabilidade. A energia mais elevada produziu vitrificação da superfície das crateras, selando os túbulos dentinários. Entretanto, houve completa remoção da *smear layer* aumentando a permeabilidade da dentina peri-cratera e ao mesmo tempo, reduzindo a permeabilidade dentro da cratera. Os autores também salientaram que o uso do MEV, combinado com as mensurações da permeabilidade, fornece importantes informações, que são essenciais à avaliação dos efeitos do laser na dentina.



A finalidade do estudo de Vickers et al.²⁰⁸, em 1992, foi: a) formular um modelo para entender o processo de ablação; b) determinar o efeito da ablação do laser Er:YAG no esmalte e dentina em dentes humanos extraídos. Foi formulado um modelo usando gesso dental, pois quimicamente, o mineral utilizado com finalidade odontológica era bem aproximado ao sulfato de cálcio diidratado puro. O gesso foi irradiado com laser focado perpendicularmente, utilizando a energia de 0,0025 a 0,58 J/pulso. Os espécimens foram examinados em microscópio. No estudo com dentes extraídos, foram utilizados dois tipos de armazenamento: solução salina estéril e solução de formol 10%. Os dentes foram irradiados com laser focado perpendicularmente por meio de lente biconvexa, com tamanho de foco de 0,6 mm de diâmetro. A energia variou de 0,63 a 0,011 J/pulso e taxas de repetição de 10, 20, 30, 40 e 50 Hz. Os espécimens foram examinados no microscópio e o diâmetro e profundidade de cada cavidade foram medidos e relacionados à energia total, por análise de regressão linear. Depois de analisados no MEV, os autores concluíram que: nos modelos em gesso dental, o laser com alta energia não melhorou a eficiência da ablação; nos dentes estocados em formol 10%, a eficiência de ablação diminuiu, e nos dentes estocados em solução salina, foram criadas linhas de fissuras ao redor do esmalte, nos mais baixos níveis de irradiação.

A finalidade do estudo de Burkes et al.³⁰, em 1992, foi observar a estrutura dental e a temperatura pulpar em dentes humanos extraídos, sujeitos ao laser Er:YAG. Dois dentes foram irradiados secos e três dentes umedecidos com água. O laser utilizado foi o ER3000* a 56mJ, 60mJ e 90mJ de energia para os dentes umedecidos, e 58 mJ de energia para os dentes secos. Para verificar a temperatura pulpar, foi colocado um termopar na cavidade pulpar dos dentes, o qual era acoplado a um monitor digital de temperatura com resolução de 0,1° C.

* Schwartz Electro-optics, Inc., Orlando, Fla.

Os dentes foram analisados por MEV, e os autores concluíram que a superfície do esmalte nos dentes secos mostrou fragmentos circulares dos *prismas* de esmalte, fusão do esmalte, fratura e ausência de bordas planas. A temperatura pulpar mostrou elevação maior que 27° C. Nos dentes umedecidos com constante refrigeração com água, o esmalte e dentina foram eficientemente removidos por ablação. Na análise em MEV, os autores observaram superfície com fissuras e cavidades cônicas, com projeções remanescentes de esmalte. A temperatura pulpar aumentou numa média de 4° C. Esses resultados indicaram que o laser pulsado de Er:YAG usado com água pode remover esmalte e dentina, sem produzir uma significativa mudança na temperatura pulpar.

Keller & Hibst¹⁰⁵, em 1992, foram os primeiros a realizar um estudo clínico com o laser Er:YAG* em 33 pacientes, totalizando 67 dentes. Somente pacientes completamente saudáveis foram selecionados. Foram realizados preparos classe I, II, III e IV nos dentes com lesões de cáries incipientes e restaurados com resina composta. O laser Er:YAG foi focalizado em 0,8 mm de diâmetro de foco, 4 Hz de taxa de repetição e 150 mJ a 450 mJ/pulso de energia, sob refrigeração de *spray* de água. Os resultados indicaram que nenhum dos dentes perdeu a vitalidade e em nenhum deles ocorreu sensibilidade à percussão. Foi necessária a anestesia local somente em um caso. Observaram que os preparos dos dentes com o laser Er:YAG promoveram menor sensação de dor do que os preparos com turbina de alta-rotação ou brocas de baixa-rotação. Houve diferença entre a percepção dolorosa dos preparos realizados próximos e distantes da polpa. Em 16 casos, de 26 preparos distantes da polpa, não ocorreu sensação dolorosa. Em 29, de 41 preparos próximos à polpa, ocorreu somente uma pequena sensibilidade. Os autores concluíram que o laser Er:YAG foi o primeiro sistema para remoção de cárie que não utilizou o método mecânico convencional com brocas; o

* Kavo Key - Germany

preparo cavitário foi possível, sem danos térmicos à polpa; o laser Er:YAG foi indicado para a remoção da cárie na prática diária.

Eduardo et al.⁵⁴, em 1995, estudaram o efeito do laser Nd:YAG na superfície de esmalte, quando comparado com o condicionamento ácido. Foram utilizados vinte dentes humanos extraídos. O laser Nd:YAG* foi utilizado para o grupo I-A → 1 W, 67 mJ de energia/pulso, 15 Hz, 150 µs, 60 segundos de exposição e densidade de energia de 83,3 J/cm²; grupo I-B → 2 W, 133 mJ, 15 Hz, 150 µs, 60 segundos e densidade de energia de 165,4 J/cm²; grupo I-C → 3 W, 150 mJ, 20 Hz, 150 µs, 60 segundos e densidade de energia de 186,5. Este laser tem uma fibra óptica de 0,32 mm de diâmetro. No grupo II, foi utilizado condicionamento com ácido fosfórico a 32%, durante sessenta segundos. Os autores observaram, no MEV, uma grande diferença na morfologia da superfície do esmalte entre a irradiação com laser e o ácido. No condicionamento ácido, os *prismas* de esmalte apresentaram-se limpos e, na irradiação a laser, o esmalte apareceu como uma estrutura fundida. Houve pouca diferença entre os três grupos irradiados com laser, porém os melhores resultados observados foram com o grupo I-B.

Em 1992, Wigdor et al.²¹⁷ investigaram o efeito de três tipos de laser no tecido dental: CO₂**, Nd:YAG*** e Er:YAG****, comparando com o efeito criado pela broca de baixa-rotação****. Devido à diferença de absorção no tecido duro dental entre os três lasers, diferentes potências foram utilizadas para criar efeitos semelhantes. Foram utilizados quatro dentes humanos extraídos. Foi feita a remoção do esmalte na face vestibular, criando uma janela de 3 mm de diâmetro e 2 mm de profundidade com alta-rotação. Em seguida, foi feito preparo com a broca

* American Dental Laser Company

** Cooper Lasersonics

*** Schwartz Electro-Optics

**** broca carbeto de tungstênio nº 4 - Star 15.000 rpm

de baixa-rotação em um dente e os outros três foram irradiados com laser, adotando os seguintes protocolos: CO₂ com 4W de potência, com feixe interrompido de forma a ter intervalos de um segundo entre uma exposição e outra, e foco de um mm de diâmetro; Nd:YAG contínuo, com 12,5 W de potência, através de fibra de quartzo de 2mm; Er:YAG, com 1,5 W, 500 mJ/pulso e 3 Hz. Os autores observaram no MEV que o laser causador de menor efeito na dentina foi o Er:YAG, com boa definição dos túbulos dentinários. O CO₂ e Nd:YAG causaram mais fraturas na dentina e os túbulos dentinários não foram evidentes. O laser Nd:YAG causou uma fundição na dentina intertubular e, os túbulos dentinários, apesar de evidentes, variavam de tamanho, não sendo observado um padrão uniforme, como o observado na dentina tratada com o laser Er:YAG, ou com a alta-rotação.

Em 1993, Kutsch¹¹⁷ fez uma comparação entre o comprimento de onda do laser CO₂, Nd:YAG e Argônio. A interação da energia laser nos tecidos pode ser: refletida, absorvida, espalhada e transmitida no tecido. A profundidade de penetração não deve ser confundida com profundidade de coagulação ou penetração térmica, diz o autor. CO₂, Nd:YAG e Argônio têm profundidades de coagulação semelhantes, porém profundidades de penetração diferente. O CO₂ tem comprimento de onda de 10.600 nanômetros. Os fluidos dos tecidos moles coagulam a 200 micrometros quando expostos a 4 a 6 watts de laser CO₂ contínuo, o qual é absorvido pela água dos tecidos, podendo esquentar e carbonizar os mesmos. O CO₂ é indicado para cirurgias periodontais e orais e, futuramente, poderá ser utilizado na endodontia e tratamento da cárie. O laser Nd:YAG tem comprimento de onda de 1064nm, não é absorvido pela água, porém, parcialmente, pela hemoglobina e melanina. A profundidade de coagulação de 150 µm nos tecidos orais moles é conseguida com 3 a 5 watts do laser pulsado Nd:YAG. O laser Nd:YAG é absorvido pelo amálgama, titânio e metal não precioso, tendo que ser cuidadosa a sua utilização na presença desses

materiais. Este laser é utilizado na remoção de tecidos moles, hemostasia e coagulação e poderá ser utilizado para a modificação de tecidos duros, analgesia e dessensibilização, remoção de cárie incipiente e extirpação de polpa. O laser Argônio tem comprimento de onda entre 488 e 514,5 nm. É absorvido pela melanina e pouco absorvido pela água. É absorvido pelos tecidos moles orais e promove hemostasia e não é absorvido pelos tecidos duros. É utilizado na odontologia para fotopolimerização de resinas compostas e para a detecção de cáries interproximais. O autor concluiu que os dentistas devem determinar o que vão realizar e selecionar o comprimento de onda que melhor se ajuste ao procedimento pretendido.

Em 1993, Paghdiwala et al.¹⁴⁴ avaliaram o aumento de temperatura na polpa e as mudanças morfológicas causadas pela exposição ao laser Er:YAG em dentes humanos extraídos com ou sem *spray* de água. Utilizaram o Er:YAG com pulso de 2,94 μm , com diferentes níveis de energia e tempo de exposição. Os autores observaram que, dependendo da energia e tempo de exposição, há variação na profundidade de corte e na temperatura dentro da câmara pulpar. Os resultados também indicaram que houve redução da temperatura, exposição mais eficiente e mudanças estruturais mínimas na presença do *spray* de água quando comparado com os dentes que foram irradiados a seco. Com espessura de 2,77 mm de dentina a 0,3 W e dois segundos de exposição, a temperatura subiu somente 0,49° C. O diâmetro dos orifícios feitos nos dentes secos aumentou com a energia, mas não com o tempo de exposição. O diâmetro foi igual para dentes secos e molhados a 1,1 W. A exposição por um segundo a 0,3 W, sob efeito do *spray* de água, causou uma profundidade de 0,46 mm. Nesta pesquisa, os autores verificaram a importância fundamental de uma corrente de água sobre o tecido dental durante a exposição ao laser.

Com a finalidade de verificar a densidade de energia mínima para modificar fisicamente a dentina, White et al.²¹⁴, em 1993, usaram

laser Nd:YAG (1,06 μm e 1,32 μm) e Ho:YAG (2,10 μm). Cinco espécimens foram feitos para cada parâmetro de laser. Utilizaram secções médias oclusais de molares humanos, preparados com lixas de granulações variadas. EDTA 0,5 M por 2 minutos foi utilizado para remover a *smear layer* criada. A potência e a energia por pulso (mJ/p) foram aumentadas para cada comprimento de onda até ocorrer a modificação física. A densidade de energia foi, então, mantida constante e foram utilizadas sondas de quartzo com 200, 320 e 550 μm de diâmetro. Foi utilizado o MEV para verificar as modificações físicas da dentina. As modificações foram similares para os três comprimentos de onda testados. Os autores observaram que as modificações ocorreram a 207, 165 e 83 J/cm² para os lasers de 1,06 μm , 1,32 μm e 2,10 μm , respectivamente, e concluíram que, para todos os comprimentos de onda testados, as modificações físicas ocorreram com baixa densidade de energia. Estes tipos de laser mostraram-se promissores na modificação superficial da dentina.

Há uma expectativa em se encontrar um método para remover a cárie dental, sem a estimulação negativa causada pelas turbinas de alta-rotação. A energia a laser é considerada um substituto em potencial. Em 1993, Wigdor et al.²¹⁸ investigaram o efeito de três tipos de laser em tecidos dentais duros. Em quatro dentes anteriores humanos extraídos, foi utilizada alta-rotação para remover o esmalte, criando uma janela de 3mm de diâmetro por 2mm de profundidade. Os dentes foram, então, tratados da seguinte maneira: a) com broca carbeto de tungstênio em baixa-rotação; b) laser CO₂; c) Nd:YAG; d) Er:YAG. O laser CO₂ foi usado de forma contínua 0,1 s, pulso longo de 10,6 μm , frequência de 5 Hz e potência de 4 W. O Nd:YAG também em onda contínua, 12,5 W de potência. O Er:YAG foi usado com 250 μs , pulso longo de 2,94 μm , frequência 3 Hz e energia 500 mJ. Para os testes *in vivo*, utilizaram dentes caninos, utilizando as mesmas condições do teste *in vitro*. Os autores concluíram que o Er:YAG produziu menos alterações pulpres

que CO₂ e Nd:YAG. Observações no MEV demonstraram que, com o CO₂, os túbulos dentinários não foram evidentes e houve trincas na dentina. O Nd:YAG causou fusão da dentina intertubular. Houve evidências de efeito do calor na dentina *in vivo*, causado pelo CO₂ e Nd:YAG. As mudanças histológicas foram mais drásticas com Nd:YAG. Nos dentes irradiados com Er:YAG, houve formação dentina reparadora. O Er:YAG causou os menores danos e foi o mais eficiente em remover dentina e esmalte.

Wright et al.²²⁰, em 1993, fizeram um trabalho com a finalidade de comparar a infiltração em restaurações cujos preparos cavitários foram realizados com alta-rotação e condicionados a ácido, e em outras, preparados e condicionados com o laser Er:YAG. Para isso, 15 molares humanos extraídos foram divididos em três grupos e preparos classe V de 1mm na dentina foram realizados e restaurados com resina composta. **Grupo 1:** foi preparado convencionalmente e condicionado com ácido fosfórico gel a 37%. **Grupo 2:** também preparado convencionalmente e condicionado com laser Er:YAG. **Grupo 3:** preparado e condicionado com laser Er:YAG. O laser Er:YAG foi usado com 2,94µm. Os preparos foram iniciados com 300µJ de energia a 2pps e, quando necessário, a energia foi ajustada para maior eficiência de corte. Todos os preparos foram obtidos entre 300 ± 50 pulsos aproximadamente, mantendo 2pps. Para o condicionamento do esmalte, a energia foi de 200µJ. Como o Er:YAG é absorvido pela água, todos os preparos foram feitos com *spray* de água. Os preparos foram restaurados com *Prismafil* e seu respectivo sistema adesivo dentinário. Os corpos de prova foram colocados em água durante noventa dias. Foram, então, mergulhados em nitrato de prata 50% por 24 horas. Os dentes foram seccionados, obtendo-se fatias de 0,1 mm de espessura, e fotografados, para serem visualizados através de slides. A avaliação foi feita seguindo critério de escores de 0 a 3. Os autores concluíram que não houve diferença estatisticamente significativa entre os três grupos estudados.

Keller & Hibst¹⁰⁶, em 1993, investigaram em dentes humanos extraídos, a microinfiltração em restaurações de amálgama e resina composta, cujos preparos foram realizados com o laser Er:YAG. O laser Er:YAG (2,9 μm) foi utilizado com duração total de pulso de cerca de 250 μs . As cavidades foram preparadas de forma retangular na superfície dos dentes e classificadas em vários grupos: cavidade com esmalte não condicionado, preparos biselados mecanicamente, preparos condicionados com laser e ácido fosfórico. Para comparação, dois grupos de dentes foram preparados apenas mecanicamente, com e sem condicionamento ácido. Os dentes preparados foram restaurados com amálgama e com resina composta e, em seguida, termociclados. A microinfiltração foi examinada pela colocação dos dentes em fucsina básica a 0,5%, ou em solução de nitrato de prata a 50% por 24 horas. Após a secção dos dentes, a avaliação do corante penetrado foi realizada no microscópio ótico e por microrradiografia. Os resultados demonstraram que houve a mesma profundidade de penetração do corante nos dentes restaurados com amálgama após o preparo com laser, comparado com o preparo convencional. As cavidades que foram tratadas com laser, biseladas, condicionadas com laser e restauradas com resina composta mostraram nenhuma ou mínima microinfiltração. Entretanto, segundo os autores, mais investigações devem ser realizadas com diferentes tipos de materiais restauradores para se obter uma qualidade máxima de vedamento marginal.

Gimble et al.⁷¹, em 1994, fizeram uma pesquisa com a finalidade de determinar a eficácia do laser Er:YAG quando comparado ao tratamento convencional para tecidos duros dentais. Neste estudo, o tratamento das fóssulas e fissuras, a remoção de cáries, o condicionamento ácido e o preparo cavitário foram realizados em pacientes. A energia variou de 15 mJ para tratamento das fóssulas e fissuras, a 250 mJ para o preparo cavitário e a frequência variou de 5 a 10 Hz. Para cada procedimento, foram utilizadas as seguintes energias: para

fóssulas e fissuras - 47 mJ e 59 segundos; para remoção de cárie e preparo cavitário - 159 mJ e 71 segundos; condicionamento com laser* - 118 mJ e 43 segundos. Os dentes foram extraídos e os resultados dos procedimentos indicaram que o laser foi tão eficiente quanto as turbinas de alta-rotação para remoção da cárie e preparo cavitário. A visualização no microscópio eletrônico de varredura e testes de adesão com a máquina Instron mostraram que o condicionamento ácido, combinado com condicionamento com laser, foi melhor que apenas o condicionamento ácido (31 Mpa vs. 20 Mpa). Os estudos histológicos e de temperatura da polpa indicaram nenhum dano ao tratamento com laser. Quanto à opinião dos pacientes, eles foram mais favoráveis à utilização do laser do que com a turbina dental convencional.

Sekine et al.¹⁸⁵, em 1994, fizeram um estudo histopatológico em polpas de dentes de cães, depois de realizados preparos classe V usando o método convencional, com turbinas de alta-rotação (grupo controle) e o sistema a laser Er:YAG. A energia utilizada foi de 100, 150 e 200 mJ/pulso e a densidade de energia foi de 35,4; 53,1; 70,8 J/cm², respectivamente, e frequência de pulso 10 pps. Os corpos de prova foram divididos em dois grupos: cavidade profunda e cavidade rasa, de acordo com o remanescente de dentina. Depois de um, dois, quatro, sete e 28 dias, os autores observaram que não houve diferença histopatológica entre o grupo controle e o grupo a laser. As três energias do laser Er:YAG utilizadas apresentaram pequena diferença quanto ao dano pulpar. Eles concluíram que o preparo cavitário com o sistema de laser Er:YAG pode ser tão seguro quanto o método convencional de alta-rotação.

Sakakibara et al.¹⁷⁹, em 1994, fizeram um estudo para saber a diferença entre a morfologia das cavidades formadas por um único pulso de laser Er:YAG em esmalte e dentina bovina, em ar ou imersos em

* Premier laser systems, Inc. Centauri Er:YAG

água, em três diferentes graus de energia. O laser Er:YAG* usado neste estudo, cuja energia máxima para cada pulso é 250 mJ e a média da potência é 3,5 W (1 a 20 pulsos por segundo). O esmalte e a superfície dentinária dos dentes foram irradiados por um pulso (200 μ s), para o ar e para água, a um mm de distância. O laser foi irradiado na mesma região usando as energias de 50, 100 e 150 mJ. O diâmetro e a profundidade das cavidades em três corpos de prova de cada grupo foram medidos usando o microscópio de varredura a laser 1LM-21. A diferença na morfologia entre os corpos de prova irradiados no ar e na água foram observados em microscópio eletrônico de varredura. Foram evidenciadas nos corpos de prova irradiados em ar, uma superfície rugosa e uma cavidade mais profunda que nos irradiados em água. Os autores observaram que a *smear layer* não estava presente, facilitando a penetração dos adesivos. Em água, os preparos foram efetivos, especialmente em dentina.

Em 1994, Kumazaki¹¹⁵ trabalhou com o laser Er:YAG para a remoção de tecidos duros. Segundo o autor, quando a luz do laser é aplicada ao dente, a energia, convertida em calor, é utilizada para cortar o dente ou induzir a trocas químicas no dente. Não há vibração, barulho, nem dor causada pelas turbinas de alta-rotação. No esmalte, a irradiação com laser produz superfície semelhante à produzida pelo condicionamento ácido. O laser Er:YAG tem comprimento de onda de 2,94 μ m, o qual é absorvido pela água e produz calor pela vaporização da mesma. O laser Er:YAG não tem efeito térmico na polpa, quando usado para preparo cavitário. O autor desenvolveu uma ponta de contato para o Er:YAG, para facilitar a aplicação do laser com segurança. Esta ponta é de fibra de quartzo de 0,6mm de diâmetro. Uma mistura de ar e água é direcionada paralela ao laser, como *spray*, para evitar excesso de calor e dor, durante a aplicação do laser. O laser Er:YAG é o mais indicado para

* (DL-ER 2020) – fabricado pela Osada Electric Corporation Limited in Japan

preparos cavitários, pois induz à evaporação instantânea da água dos tecidos dentais, produzindo uma pressão suficiente para cortar o dente facilmente. A grande vantagem da utilização do laser em preparos cavitários é, provavelmente, a pequena dor ou sua ausência completa durante a aplicação.

Para verificar a temperatura intrapulpar durante a exposição da dentina à irradiação, White et al.²¹², em 1994, utilizaram o laser Nd:YAG. A potência variou de 0,3 a 3 W com frequência de 10 a 20 Hz, utilizando dentes humanos extraídos. Os resultados, comparados com o preparo convencional com alta-rotação, mostraram que a temperatura intrapulpar aumenta em função da potência, frequência e tempo, e diminui em função do remanescente dentinário (0,2 a 2 mm). Os autores concluíram que o uso do Nd:YAG, com o tempo, potência e frequência adaptados à espessura do remanescente dentinário, não causou desvitalização do dente pelo aumento de temperatura intrapulpar.

Frentzen⁶⁵, em 1994, apresentou uma revisão da literatura sobre as aplicações clínicas, limitações e expectativas da irradiação a laser em tecido duro dental. Segundo o autor, é essencial que, antes que novas técnicas sejam introduzidas na clínica, elas devem fornecer resultados genuínos e comprovados. Existem vários sistemas de laser utilizados no tratamento de tecidos duros, porém ainda não substituem a alta-rotação. No complexo dentina-polpa e no periodonto, há uma regeneração limitada portanto os efeitos devem ser minimizados. O autor afirmou que qualquer tipo de laser absorvido pelo tecido dental é convertido em calor, pressão e energia química. Devido a estas alterações, vários pesquisadores preocuparam-se com o efeito térmico do laser sobre a polpa. Sob este aspecto parece que o laser Er:YAG é menos nocivo quando um adequado esfriamento é utilizado.

Em 1994, Arcoria & Cozean¹³, determinaram a variação de temperatura na polpa, utilizando laser de comprimentos de onda independentes e com tratamento pré-determinado. Foram utilizados

dentes molares extraídos para determinar a flutuação da temperatura depois da ablação, com os comprimentos de onda selecionados. Foram colocados termopares dentro de túneis, realizados nos dentes ao nível da junção amelo-dentinária e ligados a um sistema de coleta de dados. Os dentes foram montados em bloco de gesso; foram usados quatro tipos de laser e um tipo convencional de instrumentação: a) CO₂; b) Nd:YAG; c) HO:YAG; d) Er:YAG; e) turbina de alta-rotação. As energias variaram de 20 a 200 mJ. O laser Er:YAG médio foi equivalente à alta-rotação com ar/água fria. Os resultados sugerem que 2900nm de comprimento de onda induziram à menor elevação da temperatura e foram considerados bons e dentro dos parâmetros de proteção para os tecidos vitais.

Bassi et al.²⁰, em 1994, estudaram a aplicação do laser Nd:YAG para remoção de cárie, induzir analgesia e para remoção de tecidos moles, simplesmente ajustando a energia. Para a analgesia foram utilizados 1,5watts. A ponta da fibra óptica do laser foi colocada perpendicularmente e em contato com a superfície coronária do dente, para remoção de uma lesão classe V subgengival. Existem algumas teorias para explicar a analgesia produzida pelo laser. Uma hipótese é que a energia do laser interfere com o mecanismo do sódio e trocas da permeabilidade da membrana celular, alterando as terminações sensoriais. Também há uma hipótese de que o intervalo dos pulsos do laser é menor que o período de estimulação requerido para o nervo transmitir a dor. Imediatamente após a analgesia, a energia foi reduzida para 1.0watt e a lesão de cárie foi removida pelo laser, com a ponta da fibra óptica em contato com a lesão. Quando a dentina é vaporizada, a superfície torna-se escura pela carbonização. Durante este procedimento, o paciente reportou algum desconforto, leve aquecimento, porém, com a aplicação de ar sobre o dente, imediatamente, há um alívio. O comprimento de onda (1,064 μ m) não é absorvido pelo esmalte sadio, mas pela dentina e cemento. Para a gengivectomia foi usada a energia de 2,0 - 2,5 watts e a ponta da fibra óptica foi colocada em contato com o

tecido. Os autores observaram que o laser pode ser usado para induzir analgesia, remover a cárie e a gengivectomia, ajustando a energia, porém o tempo gasto para analgesia e remoção de cárie é maior do que no método convencional.

O objetivo do trabalho de Hibst & Keller⁹¹, em 1994, foi comparar a qualidade de selamento marginal quando preparos foram biselados, ou condicionados com laser, ou convencionalmente. Para o teste de microinfiltração, as cavidades foram preparadas em dentes humanos extraídos com o laser Er:YAG ou por broca de alta-rotação, ambos com *spray* de água. Os preparos foram biselados e condicionados com várias combinações de irradiação a laser e condicionamento ácido. Depois de restaurados com resina composta e termociclados, a microinfiltração foi analisada através da penetração de corantes. Os autores concluíram que o bisel das margens cavitárias com laser não apresentou vantagens quando comparado com a broca. Porém, o laser pode ser usado para criar microestruturas de retenção na superfície do esmalte, apresentando resistência adesiva excedendo a 10MPa.

Zezell et al.²³², em 1995, verificaram a possibilidade do laser Ho:YAF ser utilizado para acesso endodôntico, preparo de cavidades, condicionamento do esmalte e remoção de cáries. Os espécimens foram irradiados com um protótipo de laser pulsado Ho:YLF (2,065µm). A energia utilizada variou de 120-750 mJ por pulso. O estudo morfológico do esmalte e da dentina foi feito pelo MEV. Foi obtida uma perfuração de aproximadamente 4mm de profundidade, com aspecto liso e homogêneo. Não houve carbonização. A irradiação com baixa energia resultou em uma superfície fundida e recristalizada com pequenas fendas. Os autores observaram que o laser produziu uma superfície com uma aparência branca, em contraste com Nd:YAG que deixa uma aparência enegrecida no esmalte e dentina. Essas observações indicaram que, no futuro, o laser holmium pode ser usado em odontologia.

Em 1995, Keller & Hibst¹⁰⁸ investigaram o efeito das altas

taxas de repetição na reação pulpar. Foram preparadas 36 cavidades em pré-molares e molares hígidos de cães, usando o laser Er:YAG com energia de pulso de 500mJ, profundidade de pulso de 250 μ e taxa de repetição de 1,5 a 4 Hz. Numa metade do dente, somente o laser foi usado, e na outra metade, um *spray* de água para refrigerar a superfície durante a irradiação. As mudanças pulpares foram avaliadas em secções histológicas descalcificadas após duas, quatro, seis e oito semanas. Foi observada uma neoformação de dentina na cavidade pulpar. Quando uma frequência de mais que 2Hz foi usada sem o *spray* de água, foi observado um aumento de reação inflamatória, seguido de necrose parcial. Os autores concluíram que, com a utilização de uma taxa de repetição maior que 2 Hz, durante a irradiação, faz-se necessária uma refrigeração adicional de água para evitar danos térmicos à polpa.

Em 1995, Keller & Hibst¹⁰⁸ reportaram que, em comparação com outros sistemas, o laser Er:YAG é o preferido por uma série de indicações. As pesquisas *in vitro* e em animais têm mostrado que o laser Er:YAG pode ser usado para a remoção de tecido duro, como também a lesão cariosa com eficiência e sem danos térmicos aos tecidos adjacentes. Os materiais restauradores, como as resinas compostas e os cimentos, podem também ser removidos sem a utilização das brocas. Coroas de ouro e restaurações metálicas não podem ser removidas porque o feixe de laser é refletido. Nenhum efeito foi observado nas cerâmicas, entretanto um grande número de pacientes com cáries primárias ou secundárias podem ser tratados com laser Er:YAG. Estudos histológicos e de aplicação clínica indicaram que os preparos a laser são possíveis sem ou com o mínimo de dor. O laser Er:YAG é recomendado também para osteotomia, remoção de cistos, ou apicetomia por causa da excelente cicatrização. Poderá ser utilizado no futuro ainda em periodontia e endodontia.

Kinney et al.¹¹³, em 1996, verificaram as mudanças morfológicas que ocorrem na dentina quando tratada com o laser Nd:YAG

(1060nm) e Ho:YAG (2100nm) e avaliaram a capacidade da superfície tratada com estes tipos de laser em resistir à desmineralização em uma solução ácida-gel. Foram utilizados dentes humanos sadios recém-extraídos. O esmalte foi retirado e a dentina foi polida e limpa, não havendo, portanto, a *smear layer*. Para o tratamento com o laser Nd:YAG foi utilizada uma fibra óptica com diâmetro de 320 μm colocada em contato com a superfície dentinária; a energia utilizada foi 167 mJ/pulso (207 J/cm^2), com a duração do pulso de 120 μs e 10Hz de repetição. Para o laser Ho:YAG, foi utilizada a energia de 67mJ/pulso (83 J/cm^2), com duração de pulso de 250 μs e 15Hz de repetição. O laser Nd:YAG produziu recristalização da apatita, mostrando resistência à desmineralização, porém não promoveu proteção à dentina subjacente, devido às rachaduras causadas. O laser Ho:YAG não mostrou recristalização significativa mas somente uma fina camada resistente à desmineralização. Os autores concluíram que os parâmetros utilizados com estes dois tipos de laser foram ineficientes para criar uma camada de dentina resistente à desmineralização.

A possibilidade de eliminação da etapa de condicionamento ácido dentinário antes da colocação do adesivo foi avaliada por Visuri et al.²⁰⁹, em 1996, comparando: a) o tratamento da dentina com laser Er:YAG; b) com laser mais o condicionamento ácido; c) com o preparo convencional com brocas e; d) o preparo com broca mais o condicionamento ácido. O laser Er:YAG com comprimento de onda 2,94 μm foi utilizado com 350mJ/pulso e 6 Hz. O adesivo *ProBond* foi fotopolimerizado com laser Argônio, emitindo radiação 488 e 514nm, com potência 200mW por 15 segundos e a resina composta utilizada foi *ProBond TPH* fotopolimerizada com o laser Argônio por trinta segundos. As avaliações no MEV mostraram túbulos dentinários expostos quando se utilizou o tratamento com laser. Os autores concluíram que o laser Er:YAG deixou a dentina receptiva para promover uma forte adesão com as resinas compostas. Os resultados indicaram que os corpos de prova

irradiados somente com laser tiveram resistência adesiva aumentada ($12,9 \pm 7,3$ Mpa) comparada com o condicionamento ácido e preparo com broca ($7,3 \pm 4,3$ Mpa), somente preparo com broca ($8,1 \pm 4,1$ Mpa) e laser mais condicionamento ácido ($7,1 \pm 5$ Mpa).

Em 1996, Yokoyama et al.²²⁵ fizeram um estudo onde prepararam cavidades classe V em pacientes, utilizando o laser Er:YAG desenvolvido pela Luxar (USA), com comprimento de onda de $2,94 \mu\text{m}$, utilizando 8 Hz e 250 mJ/pulso. Utilizaram sessenta dentes de quarenta pacientes onde observaram que: a) o laser Er:YAG foi eficiente para aplicação clínica; b) não foi observada nenhuma reação adversa; c) preparos classe V foram realizados sem dor em 48 dos sessenta casos; d) os 12 casos com dor foram de pacientes que já reclamavam de sensibilidade antes dos preparos; e) os preparos foram realizados entre 10 segundos e 3 minutos.

A técnica de ablação com o laser Er:YAG * não promove a formação da *smear-layer* na dentina e, portanto, estaria apropriada para aderir aos sistemas adesivos. Em 1996, Oudhof et al.¹⁴³, fizeram um trabalho para determinar se havia diferença nos resultados de resistência adesiva obtidos com o condicionamento ácido convencional e com aplicação do Er:YAG. Foram preparados quarenta dentes bovinos para o teste de retenção, utilizando o aparelho de resistência Hounsfield. No primeiro grupo, a dentina foi tratada com a técnica de condicionamento ácido e sistema adesivo da 3M. No segundo grupo, a dentina foi tratada com o laser Er:YAG, de 60 a 250 m/J por pulso, com profundidade de 200-250 μs . Os autores concluíram que este laser proporcionou uma aceitável microrretenção para aderir o sistema adesivo. O laser com 160m/J proporcionou a maior resistência e, utilizando o condicionamento ácido depois da aplicação do laser, a resistência não foi aumentada.

As vantagens da utilização do laser em odontologia já são

* Kavo-Key laser - Germany

conhecidas e apreciadas, apesar do pouco tempo de existência. Georgiades & Parara⁷⁰, apresentaram em 1996, as vantagens, desvantagens e indicações de cada tipo de laser. Os raios lasers mais comumente utilizados em Odontologia hoje são: CO₂, Argônio, Nd:YAG, Er:YAG e He-Ne. Esses tipos foram introduzidos alguns anos atrás. Cada tipo depende de algumas condições como comprimento de onda, propriedades ópticas dos tecidos, da sensibilidade de cada paciente e da resposta imunológica. Como emitem diferentes comprimentos de onda, cada um dos lasers tem melhor ação nos diversos tecidos do corpo. O Nd:YAG emite 1,06µm. Vantagens: hemostasia, grande resistência à cárie, não necessita de anestesia, possui sistema de fibra óptica e capacidade desinfetante. Desvantagens: necrose celular nos ligamentos periodontais, não é efetivo em tecidos duros, difusão através do esmalte e da dentina, difícil controle dos feixes e a necessidade do uso de óculos verdes durante a aplicação. Pode ser utilizado em Endodontia (desinfecção e preparo de canais), na prevenção da cárie, no condicionamento ácido do esmalte, no tratamento da sensibilidade e na remoção de cáries incipientes.

O laser Er:YAG emite 2,94 µm de comprimento de onda e é capaz de cortar, com a mesma eficiência e velocidade que as altas-rotações. Vantagens: remoção do esmalte, dentina, resistência à cárie, mínimo dano nos tecidos adjacentes e polpa, alta precisão, ablação de material restaurador, estimulação de dentina secundária, efeito antibacteriano. Desvantagens: não tem sistema de fibra óptica, pouca hemostasia, ablação mínima de tecidos moles, rachaduras dos dentes e exige *spray* de água. É utilizado para ablação de esmalte e dentina, tratamento de canal, ablação de osso e condicionamento dentinário.

O laser CO₂ emite 10,6µm e tem as seguintes vantagens: precisão na incisão dos tecidos moles, destruição celular, hemostático, vaporização rápida dos tecidos, mínimo custo, estimulação dos odontoblastos, mínima ferida pós-operatória. Desvantagens: rachaduras e

carbonização da superfície do esmalte, alterações pulpares e alterações ósseas. É utilizado melhor em cirurgia oral.

Laser Argônio emite 514-488nm e tem as seguintes vantagens: alívio da dor, polimerização das resinas compostas, custo baixo, fibra óptica flexível, é coagulador e estimulador dos odontoblastos, mais efetivo para a esterilização de instrumentos que os outros tipos e apresenta baixa energia. Desvantagens: aplicação limitada em cirurgia oral, aumento da temperatura quando utilizado nos canais, necessidade de *spray* de água e óculos.

Laser He-Ne emite 632,8 nm e é o mais popular. Apresenta as seguintes vantagens: controle da dor, cicatrização de lesões. Desvantagens: é um aparelho pesado e fibra óptica muito grossa.

Em 1996, Kataumi et al.¹⁰² realizaram duas pesquisas: a) observaram o efeito do Er:YAG* na dentina; b) estudaram a resistência à adesão de dois sistemas dentinários. Na primeira pesquisa, utilizaram dentes humanos sadios extraídos. Foi realizada uma irradiação numa área de 3 mm e a energia utilizada foi de 50, 125 e 200 m/J por pulso e 10pps. Foram preparados 12 corpos de prova, divididos em dois grupos: a) condicionamento seguindo as orientações do fabricante; b) sem condicionamento. A interface dentina/resina foi seccionada e observada ao MEV. Os autores puderam observar uma interface dentina/resina quase sem fenda, mesmo quando o condicionamento não foi realizado. No entanto, quando a energia do laser era aumentada, observaram pequenas rachaduras na dentina superficial ao utilizar o sistema autocondicionante *Liner Bond II*; mas nada foi observado com o ácido fosfórico. Os autores sugerem a hipótese do condicionamento com ácido fosfórico ter dissolvido a dentina superficial com rachaduras provocadas pela irradiação do laser. Na segunda pesquisa, utilizaram dentes bovinos e dois tipos de adesivos: *K-etchant* com ácido fosfórico e *Fotobond* e o

* Hoya Co. and Morita Co., Tokio, Japan

outro foi o *Liner Bond II*, um sistema autocondicionante. A superfície dentinária foi acabada com o papel silicone/carbide 600, irradiada com o laser e dividida em dois grupos: a) foi preparado seguindo as instruções do fabricante; b) sem o condicionamento. Foram obtidos 12 corpos de prova, com diferentes irradiações (50, 125 e 200 m/J). Depois da colocação dos adesivos, cilindros de aço foram cementados verticalmente com *Panavia 21*. A máquina de ensaio mecânico teste de resistência adesiva* foi utilizada com velocidade de 2mm/minuto. Os resultados mostraram que não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos com ou sem condicionamento, ou com o autocondicionamento.

Gonzalez et al.⁷⁷, em 1996, publicaram uma revisão da literatura a respeito dos princípios e características dos aparelhos a laser, efeito térmico na polpa e aplicação do CO₂, Nd:YAG e Argônio, na odontologia restauradora e preventiva. Concluíram que um sistema a laser capaz de procedimentos nos tecidos duros dentais efetivo, sem causar danos à polpa, ainda não existe. Um dos problemas é o grande número de variáveis que envolvem esta tecnologia como: espessura da dentina, comprimento de onda e absorção do laser, os pulsos de energia, a média de energia, profundidade dos pulsos, repetições do pulso, diâmetro dos feixes e tempo de exposição. As pesquisas mostram que diferentes combinações de exposição do laser são necessárias para uma específica técnica. Esta revisão mostrou as dificuldades em encontrar as adequadas combinações para cada técnica e as dificuldades em comparar os estudos com laser, devido à falta de informações das variáveis descritas.

Tanji et al.¹⁹³, em 1996, avaliaram o aspecto micromorfológico da superfície dentinária irradiada com o laser Er:YAG, com três diferentes energias. Foram utilizados 35 dentes humanos recém-extraídos, incluídos em blocos de resina acrílica, com a superfície

* Shimazu, model AG-500 B, Kyoto, Japan

dentinária da face vestibular exposta. Os dentes foram divididos em sete grupos de cinco espécimens cada. Nos grupos 1 e 2, os dentes foram irradiados com energia de 60 mJ (densidade de energia de 8,46 J/cm²) do laser de Er:YAG* no modo desfocalizado em 20 mm, refrigerados com água destilada. Irradiaram-se com 80 mJ (densidade de energia de 11,29 J/cm²) os dentes dos grupos 3 e 4, e com 100 mJ (densidade de energia de 14,11 J/cm²) os dentes dos grupos 5 e 6. O grupo 7, que serviu como controle, foi condicionado com ácido fosfórico a 35%. Os grupos 2, 4 e 6, após irradiados, foram também condicionados com ácido. Os autores observaram em MEV que a energia de 100 mJ produziu maiores áreas de ablação e que o condicionamento ácido após as irradiações provocou aspecto similar ao grupo controle, apenas em áreas onde a dentina foi removida pela ablação. A irradiação com o laser Er:YAG foi capaz de remover a camada de *smear*, expondo os túbulos dentinários. Os autores concluíram que a irradiação com o laser Er:YAG poderia promover um aumento da resistência ao ácido na dentina remanescente, prevenindo recidiva de cáries e que a energia de 100 mJ promoveria um melhor padrão de microrretenção mecânica, para os materiais restauradores.

Tanji et al.¹⁹⁴, em 1996, avaliaram o aspecto micromorfológico de preparos cavitários classe I, realizados com o laser Er:YAG**, em diferentes densidades de energia. Foram utilizados 21 molares humanos, recém-extraídos. As densidades de energia utilizadas foram: 79,61 J/cm², 89,57 J/cm² e 99,52 J/cm² que foram depositadas sobre as superfícies oclusais dos espécimens, divididos em três grupos respectivamente. Os espécimens foram analisados em microscopia óptica (MO) e MEV. A MO revelou eficiência do laser Er:YAG na realização de preparos cavitários, através do processo físico de ablação, gerando cavidades com margens irregulares. A observação no MEV indicou a

* Kavo-Key Laser II - Germany

** Kavo-Key Laser II - Germany

eficácia da atuação no tecido adamantino, com aspecto de superfície condicionada. Houve exposição dos túbulos dentinários, com a remoção do esfregaço. Os autores concluíram que não houve fusão e recristalização de material, nem variação do aspecto micromorfológico nas diferentes densidades de energia utilizadas. Durante a realização do preparo cavitário, foi criado um padrão de condicionamento a laser, que sugere a possibilidade de adesão a resinas compostas.

A efetividade do laser Er:YAG para remoção de cárie foi avaliada por Ishikawa et al.⁹⁷, em 1996, num estudo realizado *in vitro* e *in vivo*. No estudo *in vitro*, foram utilizados 32 dentes humanos extraídos com lesão de cárie cervical. O laser empregado foi o Er:YAG, modelo ML 22*. As cáries cervicais foram divididas axialmente em duas áreas: uma delas foi tratada com laser, e na outra, a lesão de cárie foi removida com broca esférica montada em micromotor, ou foi deixada sem tratamento. A irradiação com laser foi realizada com contato e não contato a 145 mJ/pulso (51,3 J/cm²) e 10 Hz, sob *spray* de água. Nos dois tratamentos foi feita a medida de tempo para remoção da cárie, observação histológica, MEV e teste de dureza Knoop na dentina do preparo cavitário. Foi realizada também a remoção de lesões cáries classe V de raiz *in vivo*. Os autores observaram que, na superfície tratada com laser, não houve carbonização, nem trincas na superfície das cavidades, e os preparos apresentavam-se mais irregulares que os tratados com micromotor. Histologicamente, houve o mesmo grau de bactérias para os dois tratamentos. Observações no MEV evidenciaram que a superfície tratada com o micromotor foi mais lisa e coberta com *smear layer*, ao contrário das tratadas com laser, que apresentaram uma superfície irregular, com túbulos dentinários abertos. Não houve diferença significativa entre os valores de dureza encontrados nos dois tratamentos. O tempo requerido para a remoção de cárie com o Er:YAG foi maior que

* Hoya Co. and J. Morita Co.

no tratamento convencional. Os danos térmicos foram mínimos. No estudo clínico *in vivo*, observaram que, no tratamento com laser, a vibração e o barulho foram menores do que no tratamento com broca. Os autores concluíram que o laser Er:YAG apresentou características promissoras na remoção de cárie.

Em 1996, Seka et al.¹⁸⁴ fizeram uma revisão do mecanismo básico do processo de ablação do tecido duro dental, com o laser de comprimento de onda variando de infravermelho a ultravioleta. O mecanismo de remoção do tecido, reportaram os autores, pode ser termomecânico, mediado pela água e pelo plasma. O mais efetivo mecanismo de remoção tecidual, segundo a revisão da literatura feita pelos autores neste trabalho, foi o processo mediado pela água, com laser de comprimento de onda infravermelho entre três e 10 μm .

Em 1996, Altshuler et al.², realizaram um estudo comparativo entre a eficiência da irradiação com laser de Er:YAG nos modos contato e não contato, em esmalte e dentina de dentes humanos extraídos. O laser Er:YAG operou com 200 μ de duração do pulso, 10Hz de repetição e energia de 10W. Para eficiência do modo não contato, o foco de irradiação foi verificado com lente de 50 mm e, para o modo contato, com lente de 100 mm. A remoção dos tecidos foi medida por peso e por microscópio ótico. Os autores concluíram que o modo contato para remoção do esmalte foi três a quatro vezes mais eficiente que o não contato, e duas vezes mais, para a dentina.

Em 1996, Eduardo et al.⁵⁶ fizeram um estudo *in vitro* que foi dividido em duas partes: na primeira parte, avaliaram no MEV a superfície do esmalte após irradiação com o laser Er:YAG, em diferentes energias. Na segunda parte, compararam a resistência ao cisalhamento das resinas compostas, depois do condicionamento da superfície com o laser Er:YAG ou ácido fosfórico 37%. Trinta dentes humanos terceiros molares foram divididos em três grupos: G1 foi tratado com ácido fosfórico por trinta segundos; G2 foi tratado com o laser Er:YAG, focalizado com energia de

140mJ/pulso; G3 foi tratado com 300mJ/pulso, ambos com taxa de repetição de um Hz, sobre *spray* de água. A irradiação foi aplicada a uma distância de 13mm do esmalte (não contato). Uma camada do adesivo *Heliobond** foi aplicada e a resina TPH foi aplicada numa matriz de teflon de 5mm. A resistência adesiva foi avaliada numa máquina Wolpert-Werke, com velocidade de 5 mm/minuto. A análise das fotomicrografias demonstrou que a irradiação com o laser Er:YAG produziu mudanças significantes na superfície do esmalte e o teste de resistência ao cisalhamento mostrou que os valores do grupo tratado com ácido fosfórico foram estatisticamente maiores que o tratado com o laser Er:YAG.

Em 1996, Jelínková et al.⁹⁹ observaram a profundidade, superfície e forma das cavidades preparadas com o laser Er:YAG com diferentes energias, número de pulsos e taxas de repetição. A forma dos preparos cavitários foi estudada usando energia de 70mJ a 500mJ, com número constante de pulsos, ou variando o número de pulsos de 1 a 30 e energia constante. A taxa de repetição foi de 1 a 2Hz. Os autores observaram em MEV que a profundidade da cavidade variou de 0,14 a 0,9mm no esmalte e 0,55 a 1,51mm na dentina quando utilizaram dez pulsos de 70 a 500mJ de energia e taxa de repetição de um a 2 Hz. O diâmetro da cavidade foi menor no grupo onde foi utilizada a taxa de repetição de 2 Hz. A profundidade da cavidade no esmalte foi de 0,2 mm quando utilizados dois pulsos de 300 mJ de energia e foi de 0,6 quando utilizados 20 pulsos de 300 mJ. Na dentina, a profundidade foi de 0,4 a 1,5 mm quando utilizados os mesmos parâmetros de pulsos de energia empregados no esmalte. Os autores concluíram que o laser Er:YAG produziu cavidades bem definidas no esmalte e dentina. Com apropriada refrigeração, as cavidades apresentavam-se limpas, sem consideráveis danos aos tecidos duros adjacentes e sem carbonização da dentina. Para um processo de ablação efetivo, deve existir uma energia e número de

* Vivadent

pulsos adequados.

Pelagalli et al.¹⁵⁶, em 1997, fizeram um estudo histológico da polpa, MEV da morfologia superficial do dente, penetração de corantes, resistência adesiva e habilidade do laser em remover cáries e preparar cavidades. Neste estudo, foi comparada a utilização do laser com a alta-rotação convencional com brocas. Foram selecionados sessenta pacientes e 106 dentes indicados para extração e o tratamento foi realizado durante um ano. Os dentes foram tratados *in vivo* e extraídos imediatamente após dois dias, um mês e um ano, para verificar a resposta pulpar, morfologia superficial e qualidade do preparo, restauração e dor. O laser Er:YAG* foi utilizado com os seguintes parâmetros: para remoção de cárie 80mJ, 5 a 10Hz e para o preparo, 120mJ, 5 a 10Hz, utilizando spray de água. Os preparos com alta-rotação foram feitos com brocas de carbeto de tungstênio ou pontas diamantadas a 400.000rpm. Os resultados demonstraram que o preparo com laser foi igual ou melhor para remoção da cárie, preparo cavitário e condicionamento ácido. As observações no MEV não revelaram microrrachaduras; os autores observaram ainda túbulos abertos e efetivo condicionamento com o laser. O teste histológico confirmou que a polpa não foi comprometida. F.D.A. (*Food and Drugs Administration*) recentemente aceitou o Er:YAG para remoção de todas as classes de cáries, forma de cavidades e modificação do esmalte e dentina, antes do condicionamento ácido.

Cozean et al.⁴⁴, em 1997, fizeram um estudo clínico para avaliar a eficácia e segurança do laser Er:YAG** na remoção de cáries e preparo cavitário em dentina e esmalte, comparados com as turbinas de alta-rotação. Investigaram também a necessidade da utilização da anestesia com o laser. Foram realizados preparos classe I, II, III, IV e V, restaurados com amálgama e resinas compostas. Este estudo foi dividido

* Centauri - Premier Laser system Inc., Irvine, Ca

** Premier Laser Systems

em duas fases: na **fase I**, sessenta dentes foram restaurados e extraídos para exame histológico do tecido pulpar; na **fase II**, 107 dentes foram restaurados, porém não extraídos, e avaliados em períodos superiores a 18 meses. Nas duas fases, os pacientes foram divididos em dois grupos: tratados com laser e tratados com alta-rotação (grupo controle). Baseados nos resultados, os autores concluíram que o uso do laser Er:YAG para tratar tecidos duros dentais foi efetivo e seguro para remoção de cárie, preparo cavitário e condicionamento do esmalte. Não houve diferença significativa entre os procedimentos com laser e grupo controle. Também não houve diferença entre os testes histológicos no tecido pulpar, nos dentes tratados com laser e alta-rotação. Observaram que, nas duas fases, alguns pacientes tratados com laser sentiram pequeno desconforto, mas apenas em 2% houve necessidade de anestesia.

Kusaka et al.¹¹⁶, em 1998, fizeram um estudo para avaliar a microinfiltração de cavidades restauradas, cujos preparos foram realizados com o Er:YAG. Utilizaram dentes molares humanos recém-extraídos, onde preparos retangulares foram feitos nas faces vestibulares/linguais ou mésio/distais, em diferentes localizações: coroa (esmalte), área gengival (esmalte/dentina) e raiz (dentina). Em uma das faces foi feito um preparo pelo Er:YAG com 200 mJ de energia e 5 Hz para esmalte e 100 mJ e 5 Hz para dentina. Na outra face, o preparo foi feito pela broca #311^{*} em alta-rotação, como controle. Os materiais restauradores foram os seguintes: *Clearfil AP-X* com *Clearfil Liner Bond II*, *Clearfil AP-X* com *Clearfil Photobond* e *Fuji Type II LC*. Foi utilizado o corante fucsina básica 5% por 24 h. Cada dente foi seccionado axialmente em duas fatias e a avaliação da infiltração foi feita com aumento 40x de acordo com escores de zero a três. Os autores observaram que nos preparos em esmalte (no grupo controle e com laser), *Fuji Type II LC* apresentou um escore zero, enquanto *Liner Bond II*

^{*} Shofu

apresentou 17 escores zero e *Photobond 21*. No grupo com preparos cervicais a laser, todos os materiais restaurados apresentaram grande infiltração nas margens gengivais.

Keller et al.¹⁰⁹, em 1998, investigaram a aceitação, por parte dos pacientes, de preparos cavitários realizados com o laser Er:YAG em cinco serviços odontológicos, em hospitais. Os autores realizaram 206 preparos em 194 dentes de 103 pacientes, sendo que metade dos preparos foram realizados com laser e a outra metade com alta-rotação convencional. Foi utilizado o Er:YAG*, com 2,94 μm de comprimento de onda, duração do pulso 250 μs e *spray* de água. Para o esmalte, a energia de pulso utilizada foi entre 250 mJ a 400 mJ, repetição 2-4 Hz. Para a dentina, energia entre 150 mJ e 300 mJ, repetição 1-3 Hz. Os preparos com brocas foram realizados em alta-rotação. Os dentes foram restaurados com amálgama ou resina composta. Imediatamente após, foi feito o teste de vitalidade pulpar com gelo e à percussão. O esquema de avaliação compreendeu três escores: confortável, desconfortável e muito desconfortável. Os resultados mostraram que o tratamento com laser foi mais confortável que o tratamento convencional. Durante o tratamento, a necessidade de anestesia local foi de 11% para o preparo convencional e 6% para o preparo com laser. 80% dos pacientes disseram ser o preparo convencional menos confortável e 82% dos pacientes preferiram o preparo com laser para futuros tratamentos. Os autores concluíram que a aplicação do laser Er:YAG para preparos de cavidade foi mais confortável que o método convencional com alta-rotação.

A irradiação a laser no esmalte e dentina causam mudanças morfológicas e, para verificar a qualidade da interface preparo/restauração, em 1998, Jean et al.⁹⁸ avaliaram a microinfiltração na interface dentina/resina composta e esmalte/resina composta, utilizando o tratamento do preparo com laser comparado com preparo

* Kavo Germany

tratado com condicionamento ácido. Utilizaram 15 dentes recém-extraídos onde preparos classe V, com 3mm de diâmetro e 2mm de profundidade foram feitas na junção cimento/esmalte, nas faces vestibular e lingual, com pontas diamantadas em alta-rotação. Os dentes foram divididos em três grupos com dez cavidades cada: a) foi realizado bisel de 1mm nas margens de esmalte e condicionado com ácido fosfórico 35%, por 30 segundos no esmalte e 15 segundos na dentina. O *primer* (Scotchbond M.P.P.) foi aplicado e seco; b) o bisel do esmalte foi irradiado com laser Er:YAG* utilizando 200 mJ e 4 Hz durante 25 segundos. Toda a dentina foi tratada durante 15 segundos com 140 mJ e 4 Hz. Não foi usado *primer*; c) não foi feito bisel, nem utilizado *primer*. O adesivo Scotchbond MPP foi aplicado e fotopolimerizado por dez segundos, e a resina composta Z100 foi utilizada em duas camadas e fotopolimerizada por 40 segundos cada. Em seguida, foram deixados sete dias a 37° C, termociclados 500 ciclos a 5° C e 55° C, 30 segundos em cada banho. O corante fucsina básica foi utilizado por 48 horas. Os dentes foram seccionados longitudinalmente e fotografados (25 x). Utilizando o método não paramétrico *Kruskal-Wallis* às medidas obtidas da microinfiltração, os autores concluíram que: a) o tratamento com laser não preveniu a microinfiltração na interface esmalte/restauração e dentina/restauração; b) não houve diferença entre o tratamento com laser e ácido fosfórico na margem cervical.

Em 1998, Dostálova et al.⁴⁸ fizeram um estudo clínico onde avaliaram a ablação com laser Er:YAG, depois de dois anos. Foram avaliadas 150 cavidades. Foram usados três materiais restauradores: *Charisma*, *Ketac-Fil* e *Photac-Fil*. A energia do laser foi utilizada entre 100 a 450 mJ, repetições de um a 4 Hz com *spray* de água. O comprimento dos pulsos foi 200 μ s. A avaliação clínica foi aos 6, 12, 18 e 24 meses, baseados na recomendação da ADA. Foram aplicados oito critérios: crista

* Kavo Key laser 1242

marginal, adaptação marginal, forma anatômica, cáries, mudança de cor, descoloração do cavo-superficial, textura superficial, sensibilidade pós-operatória. Foram feitas restaurações classe I-19, classe II-3, classe III-36, classe IV-5 e classe V-97 em pré-molares, dentes anteriores e 16 em molares. Em comparação com o tratamento clássico, os autores notaram que a retenção e a qualidade do material restaurador foram semelhantes. A energia mais utilizada foi 400 mJ, com repetição 2-4 Hz para o esmalte. Para a dentina, a ótima energia foi 200 mJ e repetição de um a 2 Hz, dependendo da profundidade da cavidade. O número de pulsos variou de 16 a 489 e a média foi de 111,22. Os autores concluíram que a utilização do laser Er:YAG é um método promissor para remoção de cáries e restauração.

Em 1998, Rechmann et al.¹⁷³ fizeram uma revisão da literatura a respeito da utilização do laser Er:YAG, em Odontologia. Segundo vários autores, este tipo de laser tem sido testado com sucesso para várias aplicações como preparo cavitário, tratamento da lesão cariosa, remoção de restaurações e condicionamento de esmalte e dentina. Também progressos têm sido feitos em cirurgia, periodontia e redução de bactérias. Como vantagens, os autores comentaram que o preparo com laser Er:YAG reduz a sensação dolorosa quando comparado com a utilização da alta-rotação e possibilita um tratamento conservador para pequenas lesões. Como conclusão, os autores apresentaram o laser Er:YAG com grande aplicação na odontologia.

Aoki et al.⁵, em 1998 fizeram uma revisão da literatura a respeito da utilização do Er:YAG no Japão. Comentaram que este tipo de laser foi aprovado pelo Ministério da Saúde em 1995. As investigações usando este laser mostraram sua efetividade nos tecidos duros e moles sem causar danos pelo calor e a influência na polpa é mínima. Este laser tem efeito bactericida e sua utilidade no tratamento da lesão de cárie, preparo cavitário, pequenas cirurgias no tecido mole foi demonstrada em vários estudos clínicos. Os autores concluíram dizendo que muitos

estudos estão sendo feitos com o laser Er:YAG, porém ainda há necessidade de clarificar as suas vantagens e limitações, assim como estabelecer o correto procedimento de sua utilização.

Rechmann et al.¹⁷², em 1998, investigaram a superfície e a subsuperfície do esmalte depois da irradiação com laser Er:YAG*, com comprimento de onda de 2,94 μm , duração do pulso de 250-500 μs , diâmetro do foco de 600 μm , distância 13mm, *spray* de água 2 ml/min. A superfície de quarenta dentes recém-extraídos foi irradiada usando a aplicação padrão (4 a 6 Hz, 2 mm/segundo e três mm/segundo respectivamente). Diferentes energias foram irradiadas (60-500 mJ/pulso) em três a cinco regiões, enquanto cada região foi irradiada entre uma a dez vezes respectivamente. Segundo os autores a irradiação foi analisada pelo MEV e pelo microscópio ótico. Na subsuperfície não foram observadas rachaduras mesmo quando altas energias foram aplicadas. As bordas das regiões irradiadas eram pontiagudas enquanto áreas de fusão de diferentes tamanhos foram observadas no fundo das regiões, dependendo da energia aplicada. Pequenas microrrachaduras foram observadas na superfície das áreas fusionadas. Segundo os autores, a irradiação com laser Er:YAG resultou uma superfície rugosa típica e, à medida que se aprofundou a irradiação, as áreas fusionadas tornaram-se mais espessas. A irradiação sem *spray* de água resultou em camadas de esmalte mais espessas e porosas.

Nestê trabalho de 1998, Suzaki et al.¹⁹¹ verificaram, no MEV, que a irradiação com laser Er:YAG** em esmalte de dentes bovinos aumentou a resistência aos ácidos, causando mudanças microestruturais, onde ocorreram microexplosões, ocasionando uma fusão no esmalte. Os mesmos autores já haviam investigado o efeito da irradiação com o laser Er:YAG em dentes humanos e verificaram que este laser também tornou

* Kavo Laser 1242, Germany

** Kavo Key - Germany

o esmalte ácido-resistente, com mudanças microestruturais, ocorrendo pequenas fusões no esmalte. Também já tinham observado que estas estruturas não sofreram erosão por ácidos. O laser foi utilizado com um Hz e energia de pulso de 60mJ, com utilização de *spray* de água.

O desafio do laser dental para preparos cavitários tem sido encontrar um comprimento de onda que remova a dentina e o esmalte sem causar danos na polpa. O sistema laser Er:YAG foi estudado por Evans et al.⁶⁰, em 1998, quando fizeram um estudo para verificar a aceitabilidade deste sistema entre os dentistas e pacientes. Utilizaram o Er:YAG* com fibra óptica, transmitindo pulsos de 2,94 μm e com fino *spray* de água. Foram selecionados 82 pacientes, entre os quais 52 tinham dez anos e trinta tinham menos de dez anos; cinco pacientes não voltaram. Foram selecionados 15 dentistas, porém quatro não completaram o caso. Foram feitos preparos com laser, e preparos convencionais com alta-rotação em cada paciente. Os pacientes e dentistas responderam a questionários. A principal dificuldade reportada pelos dentistas foi o acesso à cárie dental, além da baixa velocidade do laser, foco e preparo cavitário. Os pacientes que preferiram o laser (37) acharam que este causou menos dor e menos vibração. Os autores concluíram que os dentistas preferiram as turbinas convencionais de alta-rotação e os pacientes, o tratamento a laser.

Cozean & Powell⁴², em 1998, fizeram um estudo para verificar se a polpa e o tecido dentinário não sofreriam danos quando fossem expostos à irradiação do laser Er:YAG com 2,94 μm nos procedimentos de remoção de cárie, preparo cavitário e condicionamento, antes do condicionamento ácido. Eles observaram os resultados histológicos comparando o Er:YAG com a utilização da alta-rotação convencional. A avaliação de possíveis mudanças histológicas da polpa e dentina depois da aplicação do laser e da alta-rotação foram feitas em

* Kavo Key-Germany

dentes extraídos imediatamente após os procedimentos operatórios e depois de vários intervalos até um ano pós-tratamento. Para o teste com laser, utilizaram 45 dentes e para o grupo controle 61 dentes entre anteriores, pré-molares e molares. Para o preparo cavitário, utilizaram laser com 97 mJ, 10 Hz em 147 segundos e para a remoção de cárie foi utilizado 76 mJ, 10 Hz em 195 segundos. Para remoção de cárie, fez-se necessário uso de menos energia que para o preparo cavitário. Em geral, o preparo cavitário é realizado mais rapidamente para os dentes anteriores que posteriores e mais devagar para a superfície oclusal dos dentes posteriores do que com a alta-rotação. Uma vantagem do laser é que o dentista sente a diferença quando está trabalhando em tecido cariado ou não. Para os pacientes tratados com laser, não houve necessidade de anestesia, porém houve relato de dor quando o laser se aproximava da polpa. No entanto a energia pode ser ajustada. Os pacientes não se queixaram de dor pós-operatória. Os autores concluíram que não houve diferença significativa entre o laser e o grupo controle utilizados.

Cozean & Powell⁴³, em 1998, na mesma pesquisa, avaliaram *in vivo*, a eficácia do laser Er:YAG no preparo cavitário, comparado com as turbinas de alta-rotação (grupo controle). Os autores verificaram clinicamente a sensibilidade pós-operatória e a vitalidade pulpar durante dois anos. Foram realizados 512 procedimentos com laser e 357 com o grupo de controle. O laser Centauri Erbium YAG*, com fibra óptica, 100mJ e 10Hz, foi utilizado com *spray* de água. Os preparos convencionais foram realizados com pontas diamantadas ou de carbeto de tungstênio em alta-rotação a 400.000rpm. Compararam os seguintes procedimentos: remoção da cárie, preparo cavitário e condicionamento com laser, antes do condicionamento ácido. Nos dois grupos os preparos foram condicionados com ácido fosfórico e restaurados com resina

* Premier Laser Systems

composta e também com amálgama. Durante os procedimentos, foi utilizado para remoção da cárie o laser com 83 mJ, 10 Hz no período de 24 segundos. Para o preparo cavitário, 136 mJ, 10 Hz por 118 segundos. Para o condicionamento 25 mJ, 10 Hz por 17 segundos. Os autores concluíram que não houve diferença entre os dois grupos quanto ao preparo cavitário e remoção da cárie, vitalidade pulpar, exame radiográfico e sensibilidade pós-operatória. O uso do laser eliminou a necessidade de anestesia. Os autores concluíram que o uso do laser portanto foi eficaz e seguro para remoção de cáries, preparo cavitário e condicionamento, antes do condicionamento com ácido.

Souza et al.¹⁹⁰, em 1998, avaliaram a efetividade da utilização do laser Er:YAG no condicionamento do esmalte dental. Utilizaram o laser Kavo Key 1242 para o preparo classe V com margens em esmalte, em trinta dentes humanos pré-molares sadios, recém-extraídos que foram divididos em três grupos de dez elementos e restaurados com o sistema adesivo *Prime & Bond 2.1* e a resina composta *TPH Spectrum* da seguinte maneira: no **grupo 1** os preparos cavitários foram executados com ponta diamantada em alta-rotação e o condicionamento de esmalte foi feito com ácido fosfórico a 37%, por 20 segundos; no **grupo 2**, tanto os preparos cavitários quanto o condicionamento de esmalte foi feito com laser de Er:YAG operado a uma frequência de três Hz e energia de 126 mJ; no **grupo 3** o preparo cavitário foi executado com o laser operado na frequência de 3 Hz e energia de 122 mJ e o condicionamento ácido foi feito com o ácido fosfórico a 37% por 20 segundos. As amostras foram, então, submetidas à termociclagem, correspondente a um total de 500 ciclos entre as temperaturas de 5 a 55° C, com tempo fixado de 20 segundos para cada ciclo. Após armazenamento em solução aquosa de fucsina básica a 0,5%, as amostras foram seccionadas no sentido Vestíbulo-Lingual e o grau de penetração do corante foi analisado por três examinadores, segundo critério pré-estabelecido. Foi observada presença de infiltração em todos

os grupos, sendo decrescente na seguinte ordem: grupo 1 > grupo 2 > grupo 3. Os resultados do teste de Kruskal-Wallis ($p=0,001$) indicaram que o grupo 3 foi estatisticamente superior aos demais. Através dos resultados concluiu-se que o laser Er:YAG foi efetivo no condicionamento do esmalte dental.

Niu et al.¹⁴¹, em 1998, verificaram a infiltração em restaurações classe V de resina composta, cujos preparos foram realizados com laser Er:YAG e pelo método convencional com turbinas de alta-rotação. Foram utilizados 48 dentes humanos extraídos, divididos em três grupos: a) as cavidades foram condicionadas com ácido fosfórico 30%, depois do preparo com laser; b) preparos com laser sem aplicação do ácido fosfórico 30%; c) preparos convencionais condicionados com ácido fosfórico 30%. O laser Er:YAG* com comprimento de onda 2,94 μm com fibra flexível de diâmetro 0,32 mm foi utilizado com os seguintes parâmetros: 2 W, 10 pps, 200 mJ/pulso por sessenta segundos. O tamanho do ponto foi de 0,7 mm e duração do pulso foi 140 μ . Foi utilizado spray de água. As restaurações foram realizadas com o sistema adesivo *Clearfil Photo Bond* e resina composta *Silux Plus*. O corante Rodamina B a 0,6% foi usado a 36° C por 48 h. Foram seccionados transversalmente e a observação dos graus de infiltração (graus zero a 3) foi feita por estereoscópio. Para avaliação da fenda marginal pelo MEV, as secções foram desidratadas em etanol a 70, 80, 90 e 100%. Os autores concluíram que: não houve diferença significativa na infiltração entre as cavidades preparadas com laser e com as turbinas de alta-rotação; o efeito do condicionamento foi observado nas margens preparadas com o laser; as fendas foram observadas na interface dente/restauração em todos os grupos pelo MEV, mas não houve diferença significativa entre eles.

Ramos¹⁷⁰, em 1998, avaliou a microinfiltração em

* Pharos Optics, Tustin, CA

restaurações classe V preparadas com laser Er:YAG e pelo método convencional com alta-rotação. Foram utilizados 36 dentes humanos, terceiros molares hígidos divididos em três grupos: **grupo 1** (grupo controle) foi preparado com alta-rotação e condicionamento ácido fosfórico 35%; **grupo 2**, preparado com Er:YAG e condicionado somente com ácido fosfórico 35%; **grupo 3** foi preparado e condicionado somente com o laser Er:YAG. O laser Er:YAG, focalizado a 12 mm da superfície dental, foi utilizado com 400 mJ de energia/ pulso de 128,61 J/cm². O esmalte cavo-superficial foi atacado com o mesmo laser, com energia de pulso reduzida para 60 mJ, a frequência aumentada para 10 Hz, resultando numa densidade de energia de 19,29 J/cm². Foi utilizado *spray* de água. O preparo do grupo controle foi executado com instrumento rotatório diamantado nº 1091, em alta-rotação. O bisel cavo-superficial foi realizado com Instrumento rotatório diamantado nº 3195 F. Os preparos foram restaurados com o sistema adesivo *Single Bond* e resina composta Z100 (3M). Os dentes foram armazenados em água por 24h a 37° C, submetidos a ciclagem térmica e colocados numa solução de nitrato de prata por 24h. Foram, então, lavados e colocados numa solução foto-reveladora sob luz fluorescente por 6 horas. Depois de incluídos em resina, foram seccionados longitudinalmente para serem analisados por EDX, MEV e estereomicroscópio. O autor concluiu que os preparos com laser e convencional com ácido tiveram menor infiltração que o grupo tratado só com laser. Os resultados indicaram que o laser Er:YAG pode ser utilizado para preparos cavitários de classe V de forma semelhante à alta-rotação, se, após o tratamento com o laser, a superfície for condicionada com ácido fosfórico.

Tanji¹⁹², em 1998, analisou as alterações morfológicas do esmalte e da dentina em MEV, em cavidade classe I preparadas com irradiação do laser Er:YAG*, utilizando três diferentes parâmetros de

* Kavo Key - Germany

energia, bem como analisou as alterações da dentina quanto à composição de cálcio, fósforo e oxigênio. Vinte e nove terceiros molares humanos foram divididos em quatro grupos: **grupo 1** - cavidades preparadas com energia por pulso de 400 mJ, taxa de repetição de 2 Hz e densidade de energia de 128,38 J/cm²; **grupo 2** - energia de 450 mJ, 2 Hz e densidade de 144,43 J/cm²; **grupo 3** - 500 mJ, 2 Hz e densidade de 160,48 J/cm²; **grupo 4** - cavidades classe I preparadas por meio de instrumentos rotatórios em alta-rotação (ponta diamantada cilíndrica KGS 1091), com dimensões aproximadas às das cavidades dos grupos laser. Para análise de concentração de cálcio, fósforo e oxigênio, antes da, e após a irradiação com o laser, foram preparados três discos de dentina de cada grupo laser. O laser de Er:YAG mostrou-se eficiente para a ablação de esmalte e dentina nos três parâmetros de energia estudados, deixando as margens das cavidades irregulares. A superfície dentinária apresentou-se com túbulos dentinários abertos, com apenas algumas áreas de fusão e recristalização. Na análise de cálcio, fósforo e oxigênio, através de fluorescência de raio X, a quantidade de cálcio da dentina diminuiu após irradiação com 400mJ do laser e a quantidade de fósforo da dentina aumentou, após a irradiação com 450 mJ. Não houve diferença estatisticamente significativa na quantidade de oxigênio antes e após irradiação com as três energias do laser de Er:YAG utilizadas neste estudo.

Miserendino¹²⁹, em 1998, estudou: a) a modificação da superfície do esmalte condicionado para o selamento das fossas e fissuras, e para restaurações com resina composta; e b) comparou a infiltração ao redor do selante e das restaurações. Um total de 44 dentes humanos indicados para extração por motivo ortodôntico, periodontal e outras razões foram tratados, com as seguintes finalidades: remoção da cárie, preparo cavitário e restaurado, e para o selamento das fossas e fissuras. Foram divididos em dois grupos: a) tratados com laser e b) tratados com ácido fosfórico 37% e alta-rotação. Os dentes foram

avaliados no MEV depois de extraídos, sem ser realizado selamento ou restauração e extraídos depois de realizado o selamento e as restaurações. Foi verificado também se a temperatura causava danos no esmalte como fratura e recristalização e foi avaliada ainda a topografia e rugosidade superficial. Os resultados estatísticos indicaram que a interação do laser com esmalte e dentina não induziram danos térmicos como fraturas e recristalização. A microinfiltração ao redor do selamento das fossas e fissuras e na interface restauração/dente foi equivalente nos dois métodos: laser e alta-rotação. Baseado nestas informações, o autor concluiu que o tratamento com laser para o selamento e para o preparo cavitário é uma alternativa viável.

Miserendino & Cozean¹³⁰, em 1998, avaliaram os efeitos histológicos causados na polpa e tecido dentinário quando expostos à irradiação do laser Er:YAG, durante os procedimentos clínicos de remoção de cárie, preparos cavitários e condicionamento com laser antes do condicionamento ácido e restauração. Fizeram também uma comparação com o método tradicional de preparo com alta-rotação. Foram tratados *in vivo* 73 dentes com lesões de cárie classe I e V e extraídos em vários períodos, desde a exodontia realizada imediatamente, até um ano após o tratamento. O laser utilizado foi o Centauri Er:YAG e os protocolos utilizados foram: para remoção de cárie, energia 50 mJ e 5 a 10 Hz; para preparo cavitário - 80 a 120 mJ e 5 a 10 Hz; para o condicionamento ácido - 25 mJ e 10 Hz. O condicionamento ácido utilizado nos preparos convencionais foi o ácido fosfórico. Foram realizadas avaliações quantitativas e qualitativas nas secções histológicas. O critério usado para a avaliação qualitativa foi: a) tecido pulpar e vascularização (normal, hiperemia, hemorragia, inflamação, necrose); b) odontoblastos (normal, ruptura, ausente, necrose); c) dentina (normal, alterada, carbonizada, irregular). A avaliação quantitativa foi realizada segundo seis critérios: a) hemorragia focal; b) hiperemia; c) inflamação focal; d) inflamação generalizada; e) liquificação necrótica; f)

coagulação necrótica. Os escores foram de 0 a 3 de acordo com a extensão e/ou intensidade, onde: 0=ausente; 1=leve; 2=moderada, 3=severa. A análise estatística demonstrou que não houve diferença entre os dois métodos de tratamento em nenhum dos três procedimentos.

Em 1998, Eduardo et al.⁵⁷ fizeram um estudo clínico com o laser Er:YAG. Apresentaram três casos clínicos: no caso 1, foi utilizado 300mJ/pulso, taxa de repetição 30 Hz e densidade de energia 42,32 J/cm² para um preparo tipo túnel que foi restaurado com sistema adesivo *All Bond* e a resina composta Z100; no caso dois, foram utilizados 350 mJ/pulso, taxa de repetição 30 Hz e densidade de energia 49,38 J/cm², para realização de uma cavidade classe V. O preparo foi condicionado com o mesmo laser com 60 mJ/pulso, taxa de repetição 10 Hz, densidade de energia de 8,46 J/cm² e restaurado com os mesmos materiais do caso um. No caso três, foram utilizados 350 mJ/pulso, taxa de repetição de 3 Hz, e densidade de energia de 49,38 J/cm³, para preparo classe V. Para o preparo do esmalte cavo-superficial, foram usados 60 mJ/pulso, taxa de repetição 10 Hz, e densidade de energia de 8,46 J/cm². Para a restauração foram utilizados os mesmos materiais. Nos casos 2 e 3 não foi utilizada a anestesia. Nos três casos, foram feitas avaliações clínicas e radiográficas aos três e seis meses, mostrando bons resultados. Os autores concluíram que a técnica com este laser mostrou ser efetiva para o preparo de cavidades conservadoras, com a eliminação do desconforto produzido pelo ruído e vibração da alta-rotação, e, na maioria dos casos, a necessidade de anestesia foi eliminada durante os procedimentos.

Em 1998, Hansen⁸⁵ fez um estudo com a finalidade de investigar a eficiência do laser Er:YAG na remoção de cáries e preparo cavitário em dentina e em esmalte e comparar com o procedimento convencional com alta-rotação. Este estudo consistiu em duas fases. A primeira fase consistiu em setenta procedimentos com o laser e a segunda fase 69 procedimentos utilizando a alta-rotação convencional. Aproximadamente um terço dos dentes tratados com laser foram

extraídos imediatamente, o outro terço foi extraído dois dias após tratamento com laser e o último terço, um mês e um ano após os procedimentos com laser. A avaliação histológica da polpa e mudanças do tecido dentinário induzidas pelo laser e pela alta-rotação foi realizada nos dentes que foram extraídos imediatamente e em vários intervalos de tempo, até um ano após o tratamento. Foram realizados também testes de resistência ao cisalhamento e de penetração de corantes. A análise estatística aplicada aos resultados indicou que não houve diferença significativa entre o grupo tratado com laser e com a alta-rotação.

Em 1998, Matsumoto¹²⁵, examinou as mudanças morfológicas dos dentes tratados com o laser Er:YAG* através do MEV, microscópio ótico, análise por energia dispersiva de raios X e microscópio eletrônico de transmissão. Foi utilizado o parâmetro de 250 mJ/pulso, 8 Hz e a irradiação foi realizada sem contato. O autor observou pequena diferença na estrutura entre esmalte irradiado e não irradiado. A superfície dentinária cortada com o laser e refrigerada com água mostrou túbulos dentinários abertos. Uma grande quantidade de micropartículas produzidas durante o processo de ablação foi observada pelo microscópio de transmissão e a formação dessas micropartículas pode ser devido à microexplosão. A medida da temperatura por termografia e exame patohistológico da polpa dental demonstrou que não houve nenhum problema quando os procedimentos de irradiação são realizados com spray de água. Por esses resultados, o autor concluiu que este laser pode ser usado clinicamente, porém somente na remoção de cáries não tão profundas de classe V.

Matsumoto¹²⁴, em 1998, apresentou uma pesquisa clínica com o laser Er:YAG* realizando sessenta preparos classe V com os seguintes parâmetros: 250 mJ/pulso, 8 Hz e não contato. Em um mês de

* Luxar Co., WA, USA

* Luxar Co., WA, USA

avaliação, em 48 casos os pacientes não reclamaram de dor durante os preparos, sendo que nos outros 12, os pacientes apresentaram leve a severa dor porque já tinham sensibilidade cervical. Dos sessenta casos, cinquenta foram preparados sem anestesia. Os preparos foram feitos entre 10 segundos e 3 minutos e todos apresentaram mais ou menos a mesma dimensão e profundidade.

Kumazaki¹¹⁵, em 1998, apresentou um trabalho onde comentou que, para a energia do laser ser convertida em calor, a luz do laser precisa ser absorvida pelo dente. Comentou também que no laser Er:YAG cujo comprimento de onda é de 2,94 microns, a energia é absorvida pela água produzindo calor pela sua vaporização, especialmente a dos cristais de hidroxiapatita. O laser CO₂ trabalha de uma maneira diferente, causando vibração molecular, produzindo calor que resulta na remoção do tecido dental. A ação do laser CO₂ é um processo foto-químico e o laser Er:YAG é um processo foto-mecânico. O autor também apresentou um caso clínico de preparo classe V com o laser Er:YAG, utilizando 100 mJ x 10 Hz x 49 segundos, com bisel 100 mJ x 10 Hz x 4 segundos, usando 0,6 mm de ponta de fibra óptica e *spray* de água. O preparo foi realizado sem anestesia. Segundo o autor, a grande vantagem do uso do laser em preparos cavitários é somente uma leve dor causada pelo tratamento. O autor concluiu comentando que o laser Er:YAG produz menos calor no esmalte que o CO₂, faz um bom condicionamento e é provável que este tipo de laser seja bastante utilizado na prática odontológica.

Recentemente, vários tipos de laser têm sido introduzidos na clínica dental para remoção de cárie com a finalidade de substituir as turbinas de alta-rotação e entre eles o laser Er:YAG tem se mostrado o mais promissor. Então, em 1999, Hossain et al.⁹⁴ determinaram a taxa de ablação e avaliaram as mudanças morfológicas no esmalte e dentina em dentes humanos irradiados com laser, sem e com *spray* de água. Foi utilizado o Er:YAG usando a energia de pulso entre 100 e 400 mJ, 2 Hz

de frequência por 5 segundos. A ablação, com ou sem água, com diferentes energia de pulso foi medida e as alterações morfológicas foram observadas no MEV. Os autores observaram uma relação quase linear entre a profundidade de ablação e energia utilizada para o esmalte e a dentina. A irradiação com água reduziu a profundidade da ablação, porém muito pouco quando comparada com a irradiação sem água. As observações no MEV indicaram que a irradiação com água produziu cavidades sem sinal de danos térmicos à volta do esmalte e da dentina. Os autores concluíram que a adição de um *spray* fino de ar direto na ablação, não a diminui e não causa carbonização ou fusão nos tecidos duros adjacentes.

Gonçalves et al.⁷⁶, em 1999, avaliaram os efeitos do pré-tratamento da dentina com irradiação laser, condicionamento ácido e hipermineralização na resistência de união do sistema adesivo Scotchbond MPP, frente ao teste de cisalhamento. Foram empregados sessenta incisivos bovinos íntegros, imediatamente extraídos após o abate, e conservados em freezer a -18° C, por não mais que 14 dias. Após a exposição da superfície dentinária vestibular, radiografias foram tomadas com a finalidade de controlar a espessura do remanescente dentinário. Os espécimens foram divididos em dois grupos: a) controle, imerso em água destilada e conservado em geladeira a 4° C até o descongelamento; b) mineralizado, imerso em solução hipermineralizante por 14 dias, em geladeira a 4° C. Cada grupo foi dividido em três subgrupos, conforme pré-tratamento da dentina: F - conforme o fabricante (condicionamento ácido + *primer* + adesivo); AL (condicionamento ácido + *primer* + adesivo + laser); LA (laser + condicionamento ácido + *primer* + adesivo). O laser utilizado foi de Nd:YLF, pulsado (pulsos de 100 μ s) com energia de 250 mJ/pulso, densidade de energia de 1,31 J/cm² e frequência de 0,3 Hz. Um cilindro padronizado de resina composta Z100 (3M) foi confeccionado sobre a superfície dentinária e a resistência adesiva testada em máquina *Instron*, com carga de 500 quilogramas e

velocidade de 0,5 mm/minuto. Os resultados obtidos sugerem que o pré-tratamento da dentina com o laser, após a aplicação do sistema adesivo, é promissor na criação de um novo substrato e na obtenção de maiores valores de resistência adesiva.

Blankenau et al.²², em 1999, avaliaram a microinfiltração em cavidades classe V, preparadas com o laser Er:YAG e com instrumentos rotatórios. Foram utilizados quarenta dentes humanos onde foram realizados preparos classe V com a parede oclusal em esmalte e a parede gengival em cimento. Vinte dentes foram preparados com alta-rotação: dez foram condicionados, aplicados o adesivo *Optibond Solo* e a resina composta (grupo 1); dez não foram condicionados antes da aplicação do adesivo (grupo 2). Os outros vinte dentes foram preparados com laser: dez foram condicionados (grupo 3) e dez não foram condicionados com ácido (grupo 4). Os dentes foram termociclados por 2460 ciclos entre 5° e 55° C e colocados em solução de nitrato de prata por duas horas, seccionados e avaliados segundo grau de infiltração de zero a três. A microinfiltração foi semelhante estatisticamente na parede gengival para todos os grupos ($p > 0,05$) e menor que na margem oclusal, exceto para o grupo 2. No grupo onde foi realizado preparo com alta-rotação e não condicionado, a infiltração foi menor que no preparo a laser e não condicionado. Os autores concluíram que, no preparo em esmalte com laser, há a necessidade de condicionamento ácido.

Latta et al.¹¹⁸, em 1999, estudaram o efeito do preparo a laser na interface resina/dentina de dois sistemas adesivos, quando comparado com o preparo convencional. Foram utilizados dentes humanos extraídos hígidos onde preparos classe I foram realizados com brocas de carbeto de tungstênio (H) e com laser Er:YAG (L). A profundidade da parede pulpar foi igual para todos os dentes. Os preparos foram restaurados como se segue: **grupo um:** condicionamento ácido (CA), seguido da aplicação do *Prime & Bond 2.1* e resina *TPH (CR)*; **grupo 2:** não foi feito CA, seguido do *Prime & Bond 2.1* e *CR*; **grupo três:**

CA seguido de *Single Bond* e CR. Depois de armazenados em água, os dentes foram seccionados através das restaurações, polidos e imersos em HCl 8% por 20 segundos, seguido de imersão em NaOCl 5% por 20 minutos. Depois de secos, os espécimens foram cobertos com ouro e examinados no MEV*. Os resultados obtidos foram: os preparos H do grupo um e dois mostraram uma camada híbrida definida e profundos *tags* de resina, dentro dos túbulos dentinários. Os preparos L nos grupos um e dois exibiram *tags* de resina menos pronunciados e camada híbrida imperfeita. Os espécimens H do grupo três também demonstraram formação de camada híbrida e *tags* de resina. Entretanto os espécimens L neste grupo revelaram total ausência de camada híbrida e nenhuma penetração de resina nos túbulos. Os resultados deste estudo indicaram que a utilização do Er:YAG para preparos cavitários pode afetar negativamente a atuação dos dois sistemas de adesivos utilizados, porém mais pesquisas são necessárias para entender as mudanças causadas pelo laser na estrutura dentinária.

Matos et al.¹²³, em 1999, avaliaram a força de tração de resinas compostas em dentina com o laser Nd:YAG, antes e depois da aplicação dos sistemas adesivos. Foram utilizados trinta dentes anteriores humanos extraídos por razões periodontais. Divididos em três grupos depois da exposição da dentina: **grupo 1** – controle, foi utilizado condicionamento ácido, mais *primer*, mais adesivo; **grupo 2** – laser, mais ácido, mais *primer*, mais adesivo; **grupo 3** – ácido, mais *primer*, mais adesivo sem fotopolimerizar, mais laser. O adesivo utilizado foi o *Single Bond*. Foram feitos cones de resina composta Z100, com três mm de diâmetro e a máquina Instron, com 0,5 mm/min de velocidade, foi utilizada para o teste de força de tração. Os autores concluíram que o grupo 1, sem laser, e o grupo 3, laser após adesivo, tiveram resultados semelhantes, maiores que o grupo 2, laser antes do adesivo.

* JEOL model 801

2.2 Microinfiltração e nanoinfiltração

Fraser⁶⁴, em 1929, utilizou a penetração bacteriana na interface dente/restauração para analisar a adaptação de vários materiais restauradores da época e concluiu que as variações de temperatura influenciaram a capacidade seladora dos materiais.

Um dos maiores avanços verificados na Odontologia deve-se a Buonocore²⁸, em 1955. Na tentativa de se obter uma melhor união entre resina acrílica e estrutura dental, o autor submeteu o esmalte das faces vestibulares de dentes de pacientes, à ação de duas substâncias ácidas: ácido fosfomolibdato oxálico a 50% e ácido fosfórico a 85%. O tratamento com ácido fosfórico, além de ter dado melhores resultados, foi mais simples de usar. O condicionamento na superfície do esmalte promoveu um aumento na área da superfície, permitindo um contato mais íntimo entre resina e esmalte, aumentando a adesão. Desta maneira houve maior adaptação da resina às margens da cavidade, diminuindo consideravelmente a microinfiltração.

Em 1962, iniciou-se uma nova era na Odontologia, quando Bowen²³, após várias pesquisas, juntou a resina epóxica com a resina acrílica obtendo o BISGMA, dando origem à Resina de Bowen, que é a parte orgânica da resina composta.

Para melhorar as propriedades físicas e mecânicas da resina, Bowen²⁴, em 1963, adicionou uma carga inorgânica à matriz através de um agente de união (silano).

Em 1965, Bowen²⁵ na tentativa de melhorar a adesão entre material restaurador e estrutura dental, sintetizou um co-monômero de superfície ativa, o N-fenilglicine glicidil metacrilato conhecido como NPG-GMA. O autor aplicou esta solução em 5% de etanol antes da resina acrílica (metacrilato), verificando aumento da resistência de união à dentina (entre 10,5 e 22,5 kg/cm²). Segundo o autor, este aumento

provavelmente se deu pela interação iônica do produto, quelando o cálcio presente na superfície dentinária e permitindo a união com o polímero metacrilato.

Going⁷³, em 1972, fez uma revisão dos estudos relacionados com a infiltração, mostrando que, muitas vezes, foram desenvolvidas técnicas complicadas para estudar a permeabilidade marginal na interface dente/restauração. Esses estudos enfatizavam o fato de que as margens das restaurações não são bordas fixas, inertes e impenetráveis, como o clínico gostaria que fossem, mas sim "microdispositivos dinâmicos que contêm um grande tráfego de íons e moléculas". Já foram utilizados isótopos radioativos, íons radioativos, bactérias, resistência à pressão do ar, corantes, percolação marginal, microscópio eletrônico (MEV) e análise de ativação por neutrons. Estes estudos demonstraram também que nenhum material restaurador desenvolvido até esta data é adesivo à estrutura dental. O autor concluiu que a infiltração em volta da restauração envolve vários fenômenos: trocas iônicas e difusão de fluidos, natureza física e química dos materiais e técnica correta por parte do operador.

Going⁷⁴, em 1979, fazendo uma revisão de materiais e técnicas relacionadas com a microinfiltração concluiu que, apesar de ter sido feito significativo progresso com o advento de materiais restauradores compostos e técnicas associadas, o problema da microinfiltração foi diminuído, mas não resolvido.

Nakabayashi et al.¹³⁸, em 1982, introduziram um novo conceito na Odontologia estudando a adesão pela infiltração de monômeros no substrato dentário. Avaliaram a efetividade do 4-Meta na adesão ao esmalte e dentina. Os autores concluíram que a solução 10:3 (ácido cítrico 10% e cloreto férrico 3%) utilizada foi efetiva para adesão no esmalte e dentina; o sistema adesivo utilizado 4-Meta MMA/TBB, por conter monômeros hidrofóbicos e hidrofílicos, ofereceu a possibilidade de maior penetração nos tecidos duros; houve aumento da resistência

adesiva em dentina, devido à penetração dos monômeros na dentina peri e intertubular, além da penetração nos túbulos expostos pelo condicionamento ácido.

Em 1983, Hirasawa et al.⁹² estudaram a expansão das restaurações de resina composta, associada à sorção de água. Os resultados mostraram que a expansão da resina composta depende da quantidade de água absorvida pela restauração. Apesar da contração da polimerização ser compensada pela expansão devida à sorção de água, o tempo para chegar a esta compensação é de aproximadamente sete dias. Portanto, não é possível relacionar os dados obtidos *in vitro*, neste estudo, com as alterações dimensionais das restaurações *in vivo*.

Em razão da dificuldade de se detectar o grau de microinfiltração entre a restauração e a parede cavitária, Wu et al.²²², em 1983, realizaram um estudo utilizando o nitrato de prata para detectar a microinfiltração em restaurações de resina composta. Os autores compararam o método com nitrato de prata, com o método utilizando radiosótopos. Concluíram que a utilização do nitrato de prata como traçador fornece uma definição superior, podendo os escores serem determinados em números precisos. Além disso, o método apresentou a vantagem em termos de segurança e tempo, pois os dentes podem ser observados diretamente em microscópio, sem necessitar de interpretação indireta através de filmes ou fotografias.

Davidson et al.⁴⁷, em 1984, estudaram a influência da contração de polimerização desenvolvida durante a polimerização da resina composta na adesão em dentina tratada com agentes de adesão. Quando a resina foi colocada em superfície plana, notaram que a adesão ainda estava presente, após a completa polimerização, apesar da contração de polimerização. Quando a resina foi colocada em uma cavidade classe V, com mais de duas paredes dentinárias, onde o escoamento era limitado, os valores de contração superaram a resistência à adesão separando a resina da dentina. Os autores verificaram, portanto,

que a forma da cavidade influenciou na conservação da adesão.

Em 1984, Bauer & Henson²¹ fizeram uma revisão da literatura sobre a microinfiltração, analisando a importância deste aspecto no desempenho clínico de materiais restauradores. As resinas compostas foram consideradas as mais frágeis devido a sua baixa resistência e seu alto coeficiente de expansão térmica. Entretanto, com a introdução do condicionamento ácido do esmalte (formando microporos no esmalte, dentro dos quais a resina forma selamento retentivo), biselamento do esmalte e uso do agente de união, o selamento marginal melhorou muito. Como uma medida, a infiltração pode propiciar informações muito úteis com respeito ao desempenho dos materiais e procedimentos restauradores mas, como ocorrência clínica, permanece considerada uma das principais fontes de falha na técnica restauradora.

Em razão da importância da ciclagem térmica nos testes de microinfiltração, Crim et al.⁴⁶, em 1985 compararam a eficiência de técnicas de termociclagem, utilizando a fucsina básica e ⁴⁵Ca para evidenciar a microinfiltração. As técnicas de termociclagem foram: a) os corpos de prova foram submetidos a 1500 ciclos e cada ciclo consistia de um banho de 60° C durante 4 segundos, 37° C durante 23 segundos, 12° C durante 4 segundos, 37° C durante 23 segundos; b) os corpos de prova foram submetidos a 1500 ciclos e cada ciclo consistia de banhos de 60° C durante 30 segundos e 12° C durante 30 segundos. Os corpos de prova eram dentes pré-molares extraídos hígidos, onde foram realizadas restaurações classe V de resina composta Concise, nas faces Vestibular e Lingual de cada dente, com broca carbide nº 169. Os resultados demonstraram que não houve diferença significativa entre as técnicas de termociclagem e entre os dois tipos de traçadores de infiltração estudados.

Em 1985, Asmussen¹⁴ afirmou que as principais deficiências das restaurações de resinas compostas são abrasão, instabilidade de cor e microinfiltração. A microinfiltração está associada a fendas marginais

que ocorrem, principalmente, devido à contração de polimerização das resinas compostas, mas, graças à expansão higroscópica, elas são minimizadas. Com a presença das fendas, há penetração de bactérias e matéria corante na interface dente/restauração, ocasionando cáries secundárias, dano pulpar e descoloração marginal. O autor sugere não polir imediatamente as restaurações de resina, porque os detritos oriundos desse procedimento serão forçados na fenda aberta e impedirão o seu fechamento.

O *Council on Dental Materials, Instruments and Equipments*³, em 1987, fez uma publicação com a atualização dos sistemas de adesão à dentina. Verificou-se a composição dos agentes adesivos mais utilizados naquela época, além de avaliações biológicas, avaliações da microinfiltração e da resistência à tração *in vitro*, e também avaliações clínicas. Todos os sistemas adesivos se mostraram biocompatíveis, contudo apresentaram microinfiltração na margem gengival. Os testes de resistência à tração variaram de 1,7 a 8,8 Mpa. O Conselho concluiu que todos os adesivos deveriam ser utilizados com respectivo condicionamento ácido do esmalte para melhor comportamento clínico.

Brännström²⁷, em 1987, relatou que, quando existe fenda na interface dente/material restaurador, pode ocorrer fluxo de fluidos orais, nos quais se encontram bactérias que podem se difundir até a polpa, causando inflamação. Apresentou as seguintes fontes de infecção sob as restaurações de resinas compostas: a) invasão pela fenda; b) bactérias presentes na *smear layer*. Segundo o autor, a formação da fenda pode ser evitada por vedação adequada das margens e a utilização de agentes de limpeza pode eliminar as bactérias presentes na *smear layer*.

Crim & Garcia-Godoy⁴⁴, em 1987, compararam em seu trabalho, o efeito do tempo e duração da ciclagem térmica na infiltração de restaurações de resina composta. Foram realizadas restaurações classe V em dentes extraídos hígidos na face vestibular e lingual, com a

broca de carbeto de tungstênio nº 170 em alta velocidade. Todas as margens foram localizadas em esmalte. O sistema de adesivo dentinário utilizado foi o *Prisma-Bond* e a resina composta *Prisma-Fil*. Cinco dentes contendo dez restaurações foram submetidos aos seguintes métodos de termociclagem: a) imediatamente sujeitos a 100 ciclos; b) imediatamente sujeitos a 1500 ciclos; c) os dentes foram armazenados à temperatura ambiente por 24 horas, antes dos 100 ciclos; d) os dentes foram armazenados 24 horas antes dos 1500 ciclos. Cada ciclo consistia em temperaturas de 37° C (23 segundos), 54° C (2 segundos), 37° C (23 segundos) e 12° C (quatro segundos). Os dentes foram colocados no corante fucsina básica por 24 horas, seccionados e a infiltração foi analisada em escores de 0 a 3. Os resultados demonstraram que o tempo de armazenamento e a duração da ciclagem térmica não tiveram influência significativa na microinfiltração das restaurações de resina composta. A ciclagem térmica de 100 ciclos foi tão efetiva em demonstrar microinfiltração como a de 1500 ciclos.

Retief et al.¹⁷⁵, em 1988, concluíram que os estudos de laboratório são realizados para predizer a atuação dos sistemas restauradores em situações clínicas. Porém, não há uma correlação clara, nos estudos de microinfiltração, entre os estudos *in vitro* e *in vivo*. Entretanto, se uma restauração apresenta infiltração *in vitro*, é provável que o sistema vá apresentar infiltração na cavidade oral. É impossível comparar os resultados de laboratório da infiltração com os resultados de resistência adesiva, por causa da enorme variação nos testes metodológicos empregados.

Torstenson & Brannstrom²⁰¹, em 1988, utilizaram uma técnica de impregnação de resina para medir as alterações da largura das fendas entre resina composta e paredes da cavidade, durante a aplicação do frio e do calor. Eles concluíram que o calor não influenciou a largura da fenda, mas o frio aumentou a largura da fenda cerca de 5µm. Dos materiais compostos usados no estudo, Silar e Palfique produziram uma

grande redução na largura da fenda, mas em cavidades restauradas com compostos híbridos (P10 e P30), a largura da fenda foi só ligeiramente reduzida. As fendas, permanecendo nas paredes cervical e axial, podem resultar em problemas de hipersensibilidade e infecção.

Em 1988, Píntado & Douglas¹⁶⁵, verificaram numa pesquisa *in vitro* que o adesivo dentinário *Scotchbond 2* apresentou menor micro-infiltração que o *Scotchbond 1* em restaurações classe V da resina composta *Silux*. A razão desses resultados, segundo os autores, foi atribuída à presença do *primer* que, realizando uma pequena desmineralização da dentina e removendo parcialmente a *smear layer*, permite que a resina adesiva penetre melhor numa dentina já preparada, melhorando a adaptação marginal.

A contração de polimerização das resinas compostas pode exceder a força de adesão e, conseqüentemente, levar à formação de fendas marginais. Preocupados em solucionar este fator, em 1990, Kemp-Scholte & Davidson¹¹¹ fizeram um estudo *in vitro* onde mediram a força de adesão de alguns sistemas restauradores adesivos e de vários adesivos dentinários e combinações desses sistemas com vários materiais de forramento. Deram ainda especial atenção à flexibilidade dos materiais como um mecanismo de compensação do *stress* causado pela contração de polimerização. Os autores observaram que uma camada de resina sem carga ou agentes intermediários flexíveis, aplicados entre o sistema de união e o material restaurador, mostraram ser efetivos na preservação da integridade marginal de restaurações classe V. Não houve correlação entre as forças de adesão e a integridade marginal das restaurações classe V.

Em 1990, Soh & Henderson¹⁸⁹ reportaram que a diferença entre a infiltração da margem oclusal e gengival de uma restauração pode ser atribuída às variações da microestrutura do esmalte. A falta de homogeneidade na dentina pode influenciar na efetividade da adesão das resinas compostas. Desta maneira, realizaram um estudo para examinar o

tamanho das fendas marginais causadas pela contração das resinas, nas margens oclusal, gengival, mesial e distal das cavidades em dentinas, restauradas com resina composta, com ou sem uso de agentes adesivos. Os sistemas adesivos foram *Heliobond* e *Prisma Universal Bond* e a resina composta *Heliomolar*. Foram realizadas 150 cavidades cilíndricas em dentes humanos extraídos. Os dentes restaurados foram termociclados entre 5° C e 55° C. As fendas de contração foram medidas em microscópio conectado a uma câmera de vídeo. Os autores concluíram que os agentes adesivos não eliminaram as fendas de contração nas cavidades, na junção cimento/esmalte. Os agentes adesivos utilizados neste estudo reduziram o tamanho das fendas marginais, mas não influenciaram na contração de polimerização.

Pashley¹⁴⁵, em 1990, fez várias considerações clínicas a respeito da microinfiltração. Comentou que a maioria dos materiais restauradores permitem a microinfiltração de bactérias e seus produtos da cavidade oral à dentina. Portanto, é necessário o entendimento das conseqüências da infiltração e análise da permeabilidade dentinária. Quanto maior a exposição da superfície dentinária, durante o preparo cavitário, maior o potencial de infiltração. A dentina espessa é menos permeável que a de pequena espessura. A dentina sobre o corno pulpar é mais permeável que a dentina central. A dentina da parede axial é mais permeável que a dentina da parede pulpar das cavidades. Dentina coronária é mais permeável que dentina radicular. O diâmetro dos túbulos, o número de túbulos por área, a localização da dentina no dente e a presença ou não da *smear layer* são também fatores muito importantes. *Smear layer* constitui uma camada natural que reduz a permeabilidade da dentina muito mais que qualquer verniz cavitário. Entretanto, esta camada diminui a força de adesão dos adesivos dentinários em virtude da pouca aderência da *smear layer* junto à dentina. Se é removida, a força de adesão dos adesivos aumenta, porém esta remoção também aumenta a possibilidade de inflamação pulpar, se não

houver um selamento perfeito. Segundo o autor, há um equilíbrio entre a taxa de difusão dos produtos bacterianos na dentina, devido à microinfiltração na interface dente/restauração e à taxa pelas quais são removidas pela circulação pulpar. A diminuição da circulação sangüínea pode permitir a concentração e aumento desses produtos, dessa maneira causando inflamação pulpar.

Pashley & Pashley¹⁴⁹, em 1991, relataram que a maioria dos materiais odontológicos permitem microinfiltração porque os fluidos orais e as bactérias ganham acesso à superfície dentinária. A dentina é permeável, permitindo movimentos da cavidade à polpa, através da dentina, e vice-versa. A irritação pulpar é associada à infiltração justamente por causa da permeabilidade dentinária. Uma camada de dentina espessa, coberta pela *smear layer* constitui melhor barreira que dentina fina com a *smear layer* removida, enquanto que a dentina coronária é mais permeável que a dentina radicular. A dentina cariada é menos permeável que a dentina normal, porém a dentina recém-cortada é mais permeável que a dentina preparada. Isto é devido ao movimento do plasma das proteínas dos vasos sangüíneos da polpa. A dentina superficial tem menos túbulos por mm^2 do que a profunda; a dentina espessa oferece mais resistência aos fluidos do que a dentina fina, pois a permeabilidade dentinária depende do número de túbulos por mm^2 . Os autores ainda relataram que a dentina profunda é mais permeável que a superfície por ter mais túbulos e de maiores diâmetros.

Em 1991, Nakabayashi et al.¹³⁹ concluíram que o tradicional conceito de adesão à dentina poderia ser modificado. Um novo substrato, que é parte do dente e parte da resina, foi denominado de camada híbrida, formada por certos monômeros que podem se infiltrar na dentina e combinar com o colágeno e hidroxiapatita. Para a formação da camada híbrida é necessário que: a) o colágeno não seja denaturado pelos ácidos de condicionamento; b) a resina adesiva apresente monômeros hidrofóbicos e hidrofílicos que possam penetrar na dentina e combinar-se

com ela; c) o catalisador deva permitir a polimerização em presença de água e oxigênio. Com a formação de uma camada híbrida de dentina e resina, altamente ácido resistente, há o selamento superficial contra a microinfiltração, aumentando a longevidade da restauração.

Wieczkowski et al.²¹⁵, em 1991, comentaram que estudos com fucsina básica, azul de metileno, fracassaram porque não mostravam o caminho da infiltração na interface restauração/dente. Entretanto, MEV e EDX combinados com nitrato de prata puderam identificar precisamente este caminho. Portanto, a finalidade deste trabalho foi avaliar o caminho da microinfiltração em restaurações classe V, na interface resina composta/agente adesivo, agente adesivo/*smear layer* e *smear layer*/dentina, usando MEV e EDX. Foram utilizados oito dentes molares humanos restaurados com *Prisma Universal Bond 2/Prisma Micro-Fine (LD Caulk)*. Os dentes foram submetidos a 3 mil ciclos, para estresse térmico e, em seguida, imersos em solução de nitrato de prata, lavados e colocados na solução foto-reveladora. Depois de seccionados longitudinalmente, foram preparados para análise em MEV e EDX. EDX revelou a presença de cálcio, fósforo, prata e silício ao longo da interface dente/restauração. A prata foi encontrada na *smear layer* e também detectada nos túbulos dentinários, sugerindo que a microinfiltração progrediu ao longo da *smear layer* e dentro dos túbulos.

Pashley¹⁴⁶, em 1991, relatou que a dentina é um tecido poroso, mineralizado e preenchido por fluidos que provêem crítico suporte mecânico para o esmalte. O selamento superficial do esmalte ou cimento pode ser perdido por doença ou trauma e, se os materiais restauradores inseridos nas cavidades não selarem a dentina, existirá um fluxo de líquidos dos túbulos para a margem cavo-superficial, através de fendas entre material restaurador e dente, conseqüentemente, para a superfície dentinária; e desta para a polpa, através dos túbulos dentinários. Este estímulo hidrodinâmico poderá produzir movimento dos fluidos dentinários, induzindo à dor. Os túbulos, na dentina profunda, estão tão

próximos entre si, que sua umidade intrínseca interfere com as resinas adesivas, permitindo a formação de fendas, microinfiltração, sensibilidade dentinária e, ocasionalmente, irritação pulpar. O autor concluiu dizendo que estes problemas clínicos têm como denominador comum, a estrutura e função da dentina.

Heymann et al.⁸⁷, em 1991, realizaram um estudo clínico com a finalidade de avaliar as variações e combinações de vários materiais e técnicas. Foram utilizados aproximadamente 25 dentes de cada combinação, no total de 178 restaurações classe V em dentes molares, pré-molares e anteriores. Os materiais foram: *Prisma-Fil* e *Prisma Micro-Fine*, usado com *Prisma Universal Bond* e *Silux* com *Scotchbond*, colocados em sete diferentes combinações do agente adesivo, resina composta e técnica clínica. Após dois anos de avaliação clínica, os autores observaram que não houve diferença estatisticamente significativa entre as combinações restauradoras, ou entre as variações de técnica, quando se avaliou a retenção, sensibilidade ou as categorias *United State Public Health Service* (U.S.P.H.S.) para manchamento, descoloração marginal, cáries secundárias, forma anatômica, desgaste e integridade marginal. Entretanto, outros fatores relacionados com a flexão dental, tais como, estresse oclusal, idade do paciente, material restaurador e a localização da restauração mostraram uma significativa associação com as falhas na retenção, concordando com a teoria da flexão dental na retenção de restaurações.

Em 1991, Sidhu et al.¹⁸⁶ investigaram o efeito da idade da dentina na efetividade de dois adesivos dentinários em minimizar a microinfiltração na interface dente/restauração. As cavidades foram preparadas em dentes permanentes extraídos de pacientes abaixo de vinte anos e acima de 55 anos de idade. Os preparos em forma de cunha foram realizados com a margem gengival em dentina. Os sistemas adesivos e resinas compostas utilizadas foram o *Prisma Universal Bond 2/APH* e *Tenure/Marathon V*. Os dentes foram termociclados a 5° C e 55°

C por 250 ciclos, em seguida, colocados na solução de fucsina básica 0,5% por 24 horas e, posteriormente, seccionados longitudinalmente através da restauração. O grau de penetração do corante foi avaliado com escore de zero a três no estereomicroscópio (40x). Os resultados demonstraram que os adesivos diminuíram significativamente a microinfiltração. O adesivo formulado com glicidil metacrilato (*Tenure/Marathon V*) foi mais efetivo em reduzir a microinfiltração na dentina de pacientes acima de 55 anos. Com o sistema *Prisma Universal Bond 2/APH* (glicidil metacrilato e glutaraldeído com HEMA) não houve diferença significativa nos dois grupos de idade. Na dentina de pacientes adultos, ocorreu uma alteração na estrutura, com aumento na composição inorgânica e diminuição no conteúdo do colágeno. Portanto, a eficácia de um sistema adesivo depende de sua formulação básica, concluíram os autores.

Em 1992, Christensen³⁷ comentou num simpósio sobre a adesão que a variabilidade dos resultados das investigações realizadas *in vitro*, normalmente são sem o conhecimento da fonte dos dentes utilizados. Desta maneira, estes resultados apresentam o clássico problema das pesquisas *in vitro*: não procurar simular os fatores clínicos *in vivo*. Assim, os clínicos ficam confusos a respeito da adesão às estruturas dentais. Geralmente, esses clínicos utilizam os conceitos suportados por clínicos conhecidos, ao invés de observar a literatura específica. Muitos fatores não são considerados numa pesquisa *in vitro*. O autor discutiu muitos desses fatores clínicos que influenciam a adesão à estrutura dental, como: a contaminação por sangue ou saliva, contaminação úmida das peças de mão ou seringa tríplice, contaminação por óleo nas peças de mão ou seringa tríplice, rugosidade da superfície dental, retenções colocadas no preparo cavitário, superfície dental contendo flúor, uso de flúor após as restaurações terem sido realizadas, características da dentina, presença de placa, cálculo, pigmentação extrínseca, presença de base cavitária, desidratação do dente e

constituintes do cimento temporário.

Em 1992, Ruyter¹⁷⁸, abordou os aspectos químicos dos adesivos dentinários onde citou a importância de um adesivo possuir monômero com grupo funcional bipolar, ou seja, um grupo hidrofílico e outro hidrofóbico. Discutiu também que as pesquisas *in vitro* indicam que os adesivos podem se aderir à dentina não vital; entretanto deve-se lembrar que, numa situação clínica, a dentina sendo vital existe um ambiente aquoso e ainda há presença do *stress* mastigatório. Alguns adesivos apresentam uma adesão aceitável inicial. Mas, com o tempo, a adesão torna-se questionável, pois o ambiente aquoso causa uma saturação de água nas restaurações de resina em semanas ou meses. Portanto, do ponto de vista químico a adesão à dentina deve ser de natureza resistente. Se uma adesão com ligação covalente pode ser alcançada, então uma condição estática da adesão pode também ser obtida. Para a maioria dos sistemas, uma ligação iônica juntamente com pontes de hidrogênio podem ser efetivos mecanismos de adesão química. Os adesivos de terceira geração dão adesão aceitável inicial à dentina. A química destes sistemas permite a boa propriedade de molhamento e o monômero pode penetrar na dentina; entretanto o resultado final é uma adesão mecânica, devido à infiltração de resina na área de dentina subsuperficial.

No mesmo simpósio sobre adesão em 1992, Barkemeier & Cooley¹⁷ reportaram que a adesão ao esmalte já é clinicamente aceitável nos procedimentos preventivos, restauradores e ortodônticos. As avaliações laboratoriais do condicionamento do esmalte para adesão da resina têm demonstrado adesão excelente e quase que eliminação total da microinfiltração. A adesão à dentina tem sido o maior desafio. Atualmente, os testes de laboratório de novos adesivos têm demonstrado que a força de adesão dos adesivos tem melhorado e houve redução significativa na microinfiltração, principalmente nas paredes de cimento/dentina. Os autores concluíram, comentando que, embora os

testes de laboratório confirmem a eficácia dos novos adesivos, avaliações clínicas são essenciais para demonstrar sua eficácia a longo prazo.

Neste simpósio de 1992, Asmussem & Uno¹⁵ reportaram que existem muitas possibilidades na adesão da resina à dentina. A reação química requer compatibilidade entre a dentina, ou dentina condicionada, e o adesivo, com respeito à polaridade e parâmetros de solubilidade. A adesão química com os íons Ca^{++} pode ter natureza iônica estabelecida por atrações eletroestáticas entre as cargas positivas do cálcio. Os adesivos que, possivelmente, desenvolvem este tipo de ligação se apresentam em três grupos distintos: adesivos fosfatados, adesivos baseados em aminoácidos ou amino-álcool e adesivos dicarboxilatos; entretanto demonstram adesão moderada, não excedendo 6 MPa. A possibilidade de adesão ao colágeno está relacionada com grupos hidroxilas, carboxilas, amino e amido. Assim, o autor distingue quatro grupos principais de adesivos que possuem partes reativas baseadas em isocianatos, carboxílico, ácido clorídrico, aldeídos e anidridos. Um mecanismo de adesão envolve, no primeiro passo, a reação entre o aldeído do sistema adesivo e grupo amino do colágeno e, num segundo passo, o grupo hidroxila do metacrilato (HEMA).

Com a finalidade de avaliar a adesão de sistemas adesivos sobre a dentina úmida e seca, Kanca III¹⁰⁰, em 1992, comparou o sistema *All-Etch/All-Bond*, usando ácido fosfórico a 10% e 37%. O autor verificou que a umidade dentinária é imprescindível, podendo ocorrer grandes variações na força adesiva de dentina úmida (até 30,43 MPa) e dentina seca (3,35 MPa). Isto ocorre devido às interações entre água e acetona, que provocam a volatilização da água e diminuem a tensão superficial, permitindo melhor molhamento da superfície dentinária, formando a camada híbrida. Se a dentina estiver seca, não há formação da camada híbrida, pois não há interação com água e a mistura dos *primers* fica depositada sobre a superfície.

Cox⁴¹, em 1992, realizou uma revisão sobre microinfiltração,

ressaltando a necessidade de reconhecer que a infiltração é o resultado de uma série de fatores que podem levar à sensibilidade pós-operatória e até à patologia pulpar. Depois de uma longa discussão, concluiu comentando a necessidade de explorar novas técnicas para a prevenção das cáries recorrentes.

Em 1992, Wieczkowski et al.²¹⁶, consideraram que a resistência à microinfiltração é de suma importância na seleção de um sistema adesivo e de uma resina composta. A finalidade deste estudo foi comparar a extensão e o padrão da microinfiltração de quatro sistemas adesivos (*Prisma Universal Bond 3/Prisma Micro Fine; XR Bond/Herculite; Scotchbond 2/Silux e Tenure/Perfection*). Restaurações classe V foram colocadas nas faces Vestibular e Lingual de vinte dentes humanos extraídos. Os espécimens foram submetidos a 1500 ciclos, sob ciclagem térmica entre 37° C, 4° C, 37° C, 54° C, antes de serem colocados na solução de nitrato de prata 50%, seccionados longitudinalmente e observados em microscopia óptica. Alguns espécimens foram avaliados pelo MEV e EDX. Os resultados sugerem que os sistemas que dissolvem a *smear layer* não selaram os túbulos dentinários efetivamente. O uso do nitrato de prata proporcionou uma visão melhor da microinfiltração quando comparado com outras técnicas utilizando corantes. A utilização do MEV e EDX mostrou um claro traçado da localização e extensão da infiltração. Concluíram também que os quatro sistemas exibiram diferentes padrões de infiltração e que a *smear layer* deverá ser condicionada ou removida antes da aplicação do agente adesivo dentinário, para promover melhor resistência à microinfiltração.

Pashley et al.¹⁵¹, em 1992, relataram que o efeito do condicionamento da polpa é mínimo quando se consegue um bom selamento com a aplicação dos agentes adesivos e da resina composta. Os autores, porém, comentaram que o condicionamento ácido pode trazer algumas desvantagens, como o aumento da permeabilidade dentinária, aumento da umidade, denaturação do colágeno, aumento do potencial de

irritação pulpar por infiltração de produtos bacterianos e redução da porosidade da matriz desmineralizada pela precipitação de íons de cálcio e fosfato. Houve também uma discrepância entre a profundidade de desmineralização e capacidade de penetração dos agentes adesivos. Os autores concluíram que seria desejável reduzir a concentração do ácido fosfórico e o tempo de aplicação para se obter um máximo de resistência adesiva com mínimo de infiltração.

Nakabayashi¹³⁵, em 1992, confirmou que, nas pesquisas onde houve aumento da adesão das resinas ao substrato dental, foram utilizados metacrilatos com grupos hidrofílicos e hidrofóbicos como 4-META, para aumentar a penetração da dentina pré-tratada com 10% de ácido cítrico e 3% de cloreto férrico. A observação em MEV revelou a formação de uma zona de transição de dentina reforçada com resina, denominada camada híbrida. A resina adesiva 4-META impregnou a rede de fibras colágenas exposta com as quais se entrelaça para formar a camada híbrida, essencial para alcançar altas resistências de adesão.

Em 1992, Nakabayashi et al.¹³⁷, investigaram a adesão de 5% 4 META em methyl methacrylate, iniciado pela oxidação parcial do TBB em presença de pó de *poly methyl methacrylate* à dentina vital. Os substratos dentinários foram tratados *in vivo* por dez ou trinta segundos com a solução aquosa de ácido cítrico a 10% e cloreto férrico 3%. Através da microscopia eletrônica de transmissão (TEM), os autores observaram a formação de uma zona transacional ou camada híbrida, onde a dentina apresentava-se reforçada pela impregnação da resina, pelo envolvimento da rede das fibras colágenas e encapsulamento dos cristais de hidroxiapatita. A adesão *in vivo* foi considerada durável, porque os resultados observados nas análises microscópicas foram comparados àqueles resultados de adesão durável obtidos com a mesma resina, em dentes bovinos extraídos. Os autores afirmaram também que a dentina vital exibiu maior resistência à desmineralização pela solução ácida que os dentes extraídos, e os dentes cariados extraídos são mais facilmente

dissolvidos em ácido que os dentes não cariados extraídos.

Em 1992, Nakabayashi & Takarada¹³⁶ realizaram um estudo, aplicando o HEMA previamente à aplicação do adesivo no substrato dentinário e verificaram que houve aumento da difusibilidade do monômero e emaranhamento com os componentes dentinários, facilitando a formação da camada híbrida.

Em 1992, Pashley¹⁴⁸ apresentou um trabalho sobre a estrutura e função da *smear layer*. Segundo o autor, a *smear layer* é criada no tecido duro quando este tecido é cortado tanto com instrumentos manuais quanto com rotatórios. Esta fina camada (1-2 microns) de debris é muito tênue e, de fato, é frequentemente onde os materiais restauradores se aderem. As características de solubilidade, reatividade química e a relação estrutura-função desta camada ainda não estão bem definidas. Durante a formação da *smear layer*, os debris são forçados para dentro dos túbulos dentinários, sendo chamados de *smear plugs* que, junto com a *smear layer*, diminuem a permeabilidade, a sensibilidade dentinária e a superfície úmida. Esta camada apresenta um limite às forças de adesão das resinas adesivas a não ser que ela seja removida ou modificada. Futuras pesquisas são necessárias com técnicas analíticas de superfície, com a finalidade de esclarecer a natureza desta crítica interface material restaurador/tecido dentinário.

Barkmeier & Cooley¹⁷, em 1992, apresentaram um trabalho sobre as avaliações laboratoriais dos sistemas adesivos. Segundo os autores, a adesão ao esmalte já está clinicamente aprovada nos procedimentos restauradores, mostrando excelente força de adesão e eliminação da microinfiltração. A adesão à dentina ainda é um desafio. Os primeiros adesivos dentinários não apresentavam altas forças de adesão e nem preveniam a microinfiltração; porém nos sistemas mais atuais que usam um condicionador para modificar ou remover a *smear layer*, os valores de resistência são similares ao esmalte havendo uma significativa redução da microinfiltração, principalmente nas margens cimento/dentina.

Apesar dos testes de laboratório dos sistemas adesivos fornecerem dados confirmando sua eficácia, segundo os autores, somente avaliações clínicas são essenciais para demonstrar sua performance a longo prazo.

Os efeitos do condicionamento ácido sobre o complexo dentino-pulpar foram, em 1992, avaliados por Pashley¹⁴⁸. A finalidade do condicionamento na dentina, segundo o autor, é: a) remover a *smear layer* permitindo melhor adesão à matriz dentinária; b) desmineralizar a matriz dentinária superficial para permitir a infiltração da resina; c) desmineralizar a dentina intertubular e peritubular para aumentar a porosidade da dentina e conseqüente penetração da resina nos túbulos; d) limpar a superfície dentinária. Embora estudos anteriores em animais tenham indicado que o condicionamento ácido na dentina causa reação pulpar de moderada a severa, existe alta probabilidade de que a irritação pulpar possa ser decorrente da microinfiltração de bactérias e seus produtos. Para o autor, ficou claro que a dentina pode ser condicionada se a mesma puder ser selada por algum sistema adesivo dentinário. Como o condicionamento aumenta a permeabilidade e umedecimento da dentina, o sucesso da adesão com os sistemas adesivos dentinários requer a utilização de monômeros hidrofílicos que promovam a adesão à dentina peri e intertubular. O autor também relatou que o condicionamento ácido na dentina representa mais um meio de irritação ao complexo dentino-pulpar, em adição aos estímulos térmicos, mecânicos e vibratórios que acontecem durante o preparo cavitário. Haverá, portanto, no futuro, uma inclinação à diminuição tanto da concentração como no tempo de exposição do ácido sobre a dentina.

Em 1992, Mixson et al.¹³¹ compararam a microinfiltração nas margens gengivais cimento-dentina entre preparos em forma de caixa e em forma de V, restauradas com dois diferentes agentes adesivos. Foram utilizados vinte dentes molares recém-extraídos, onde foram realizados os preparos em forma de caixa ou em V, na face mesial ou distal. Os dentes foram restaurados com o *Scotchbond Dual Cure/P30* ou *Scotchbond*

2/P50. Foram, em seguida, termociclados por 100 ciclos a 5° e 55° C. O corante utilizado foi o nitrato de prata por 2 horas e colocado em solução foto-reveladora e luz fluorescente por 2h. Foram seccionados através das restaurações em quatro fatias e o grau de penetração do corante foi observado em microscópio ótico, através de escores de zero a seis para a restauração em forma de caixa e de zero a quatro para restauração em forma de V. Os autores observaram que não houve diferença estatística de microinfiltração entre os espécimens restaurados com o Dual Cure Scotchbond e Scotchbond 2 nos preparos em forma de caixa, porém Scotchbond 2 apresentou menor infiltração que Dual Cure Scotchbond, nos preparos em forma de V. O selamento das restaurações de resina composta com agentes adesivos pode variar em função de diferentes desenhos cavitários.

Em 1992, Prati et al.¹⁶⁷ mediram a microinfiltração usando o método hidrodinâmico em restaurações classe I preparadas em dentes humanos, antes de ser realizada a medida da força de adesão na mesma restauração. Os sistemas adesivos e as resinas compostas utilizadas foram: Scotchbond/Silux, Tripton/Occlusin, Scotchbond 2/Silux, Clearfil PB/Photo Posterior, Vitabond. Os resultados demonstraram que houve uma relação inversa entre força de adesão e microinfiltração em alguns materiais, e que a força de adesão feita na tridimensional classe I foi menor que as forças feitas na superfície de dentina lisa. A medida da infiltração pela filtração dos fluidos não teve efeito aparente na força de adesão.

Em 1992, Taylor & Lynch¹⁹⁸ fizeram uma revisão bibliográfica sobre a variação nos métodos de avaliação da microinfiltração em restaurações dentais, suas vantagens e desvantagens. Estas técnicas incluem o uso de pressão de ar, bactérias, radiosótopos, eletroquímica, traçadores químicos e penetração de corantes. Há uma grande variação na escolha do corante, por parte dos pesquisadores. Entretanto, a mais utilizada é a penetração por corante.

Esta variedade de métodos, segundo os autores, dificulta a comparação dos resultados entre os trabalhos de pesquisa.

Mandras et al.¹²², em 1993, estudaram a microinfiltração utilizando o *Scotchbond 2* sobre várias condições experimentais. Foram utilizados preparos classe V em esmalte e em cimento nas faces V de 54 dentes extraídos caninos permanentes, e em faces vestibular e lingual de oito molares. Os dentes caninos foram divididos em três grupos em diferentes condições de termociclagens, em 0,5% fucsina básica ou água destilada, e diferentes tempos de termociclagem. Os molares foram sujeitos a forças oclusais de 8 Mpa em 66 mil vezes, antes da termociclagem. Não houve diferença significativa na infiltração em caninos. Entretanto, no grupo de molares, sujeito a cargas oclusais, a infiltração foi aumentada. Isto pode ser devido ao tamanho das restaurações colocadas em molar. O número de ciclos de temperaturas e o tempo de armazenamento não modificaram a infiltração.

Venz & Dickens²⁰⁷, em 1993, fizeram uma avaliação química de sistemas adesivos, avaliando o PMGDM, um monômero derivado do PMDM. Este estudo demonstrou que o PMGDM, que é líquido, tem várias vantagens sobre o PMDM, que é sólido. Uma das vantagens é que o adesivo pode ser aplicado em grandes espessuras e fotoiniciadores podem ser incorporados para melhorar a polimerização. A resistência à adesão é melhorada com a utilização de soluções mais concentradas de PMGDM, com espessura de 25 µm, além de promover aumento no grau de polimerização da resina e em sua propriedade de umedecimento.

Yu et al.²²⁸, em 1993, realizaram uma revisão dos principais aspectos relacionados à adesão à dentina. Foi discutida a permanência, a dissolução, modificação e/ou remoção da *smear layer* e os agentes responsáveis por estas ações na superfície dentinária. Discutiram também os resultados das pesquisas quanto à microinfiltração e resistência adesiva que, segundo os autores, representam os principais parâmetros na avaliação dos sistemas adesivos. Concluíram que a remoção da *smear*

layer apresenta maiores valores de resistência adesiva, além da redução da microinfiltração; a viscosidade dos adesivos e o tipo de polimerização (química ou foto) têm grande importância na qualidade marginal e resistência adesiva, sendo que os adesivos quimicamente ativados apresentam vantagens quando associados a restaurações de amálgama.

Araújo et al.⁹, em 1993, avaliaram a capacidade de selamento marginal de quatro adesivos dentinários disponíveis no mercado: *Scotchbond 2*; *ARMD*; *Prisma Bond 3* e *XR Bond* quando utilizados em restaurações de amálgama (*Dispersalloy*), em restaurações de resina composta posterior (*P50*; *Adaptic II P*; *APH* e *XR Bond*) e em restaurações realizadas com a associação amálgama/resina composta posterior. O verniz odontológico (*Copaline*) foi usado como grupo controle. Foram executadas 130 restaurações MOD em dentes humanos extraídos, sendo que as cavidades mesial e distal foram restauradas com diferentes combinações de material, num total de 13 grupos. Estes dentes foram submetidos à ciclagem térmica e analisados quanto à microinfiltração do corante rodamina B, nas interfaces dente/material restaurador e material restaurador/material restaurador (amálgama + resina composta posterior). Os resultados mostraram que a utilização de adesivos dentinários diminuiu a microinfiltração das restaurações classe II de amálgama, resina composta ou amálgama + resina composta. Também mostrou que o verniz odontológico em restaurações de amálgama possibilitou uma maior microinfiltração cervical. Os testes estatísticos demonstraram que não houve diferença estatisticamente significativa entre os vários adesivos dentinários e entre as restaurações de amálgama e resina composta.

Em 1993, Harnirattisai et al.⁸⁶ investigaram a interface resina composta/dentina de lesões cervicais de erosão/abrasão, cuja dentina foi condicionada com ácido fosfórico 37%, por sessenta segundos. Foram utilizados dez pré-molares humanos com lesão cervical erosão/abrasão extraídos por razão periodontal. O adesivo dentinário utilizado foi o *Clearfil Photo Bond* e a resina composta de baixa viscosidade *Protect Liner*. Os

espécimens foram observados no MEV. A dentina também foi submetida a testes de microdureza Knoop para verificar a relação entre dureza da lesão e profundidade da camada impregnada de resina (camada híbrida). Os autores não encontraram significativa relação entre a dureza da dentina cervical e profundidade da camada híbrida. Os resultados também demonstraram que os túbulos dentinários foram ocluídos por deposições estruturais prismáticas que permaneceram indissolúveis após o condicionamento ácido. A camada híbrida entre a resina adesiva e a superfície dentinária desmineralizada foi mensurada entre 0,3 e 3,0 μ m, mais fina do que a encontrada em dentina normal e cariada. A camada híbrida foi também mais fina na parede oclusal da cavidade onde os túbulos dentinários correm paralelos à superfície cavitária.

Em 1993, Eick⁵⁸ reportou a necessidade de desenvolver adesivos dentinários que suportem as forças durante a contração de polimerização das resinas compostas. Estudos têm demonstrado que uma efetiva adesão à dentina depende das características de umedecimento e penetração do sistema adesivo e sua reatividade com a superfície dentinária tratada. A estrutura do colágeno na dentina desmineralizada também tem influência no comportamento da adesão. Os adesivos que não denaturam completamente as fibras colágenas e deixam uma rede de fibras colágenas expostas na camada desmineralizada, produzem maior força de adesão (maior que 20 Mpa). Houve necessidade também de se desenvolver um polímero que não contraísse como matriz das resinas compostas. Nesse intuito, *spiroorthocarbonates*, que expandem durante a polimerização, estão sendo desenvolvidos em combinação com um comonômero epox. Essa matriz de resina tem sido produzida para que expanda durante a polimerização e as propriedades mecânicas, sorção de água, solubilidade e grau de polimerização parecem ser aceitáveis para uso dental. Futuros desenvolvimentos de uma resina composta que não sofra contração de polimerização, que melhore os adesivos dentinários e aumente a longevidade das resinas compostas do século

21, ainda são necessários.

Em 1994, Titley et al.¹⁹⁹ verificaram como o *primer* do adesivo *Scotchbond MP* influencia a molhabilidade do colágeno na zona desmineralizada e aumenta a penetração e adaptação do monômero adesivo. Foram utilizados dentes bovinos recém-extraídos e o adesivo *Scotchbond MP* e a resina Z100 foram utilizados para os testes de adesão e avaliação no MEV. Os autores observaram que o *primer* parece facilitar a penetração do adesivo na camada desmineralizada e nos túbulos dentinários, porém algumas áreas de colágeno sem a infiltração da resina podem ser vistas mesmo depois de duas ou mais aplicações do *primer*. Os autores enfatizaram a importância do efetivo selamento dos túbulos dentinários prevenindo a sensibilidade pós-operatória e a microinfiltração.

Em 1994, Sano et al.¹⁸⁰, investigaram a microinfiltração pelo exame da interface resina/dentina usando a cryo - MEV e o método de penetração com o nitrato de prata. Preparos classe V cervicais foram restaurados usando o sistema de adesivo dentinário *Clearfil Photo Bond* após condicionamento com ácido fosfórico gel a 37%. A adaptação do material nas paredes da cavidade, quando observada usando cryo - MEV (para evitar danos nas amostras), foi excelente, sem a formação de fendas marginais. Entretanto, quando observada com MEV convencional, íons prata penetraram por baixo da camada híbrida, mostrando a infiltração dos íons de prata entre a resina e a estrutura dental descalcificada, sem formação de fenda. Este estudo sugeriu que os monômeros adesivos do sistema utilizado não foram capazes de penetrar totalmente na dentina desmineralizada após condicionamento ácido, deixando uma zona porosa como um caminho para a infiltração por baixo da camada híbrida.

Em 1994, Chain et al.³⁶ informaram e descreveram o estágio dos adesivos dentinários e seus mecanismos básicos de ação, possibilitando com isso maior conhecimento da sua evolução.

Perdigão & Swift Junior¹⁶⁰, em 1994, analisaram através do

MEV os efeitos de vários ácidos sobre a superfície dentinária e a interface resina/dentina produzida pelos seguintes produtos: *All Bond 2*, *Amalgambond Plus*, *Gluma 2000*, *Optibond* e *Scotchbond MP*. Segundo os autores os condicionadores removeram completamente a *smear layer* e abriam os túbulos dentinários, porém alguns deixaram debris ou reação do produto sobre a superfície. Todos os sistemas adesivos avaliados parecem adaptar-se melhor à dentina visivelmente úmida, formando camadas híbridas ácido-resistentes e *tags* intratubulares. Os autores também observaram que, se o agente condicionador penetrar em maior profundidade que os *primers*, existirá uma zona de dentina parcialmente desmineralizada que pode ser suscetível à microinfiltração e portanto, o desempenho dos sistemas adesivos depende da profundidade do condicionamento ácido, com subsequente infiltração dos monômeros na dentina descalcificada.

Em 1994, Fortin et al.⁶³ estudaram a relação das forças de adesão de restaurações de resina composta com o grau de microinfiltração na interface de restaurações classe V, realizadas no mesmo dente. Para tanto, utilizaram oitenta molares extraídos onde foram realizadas, na superfície vestibular, cavidades classe V cujas margens gengivais estavam na junção cimento-esmalte. Os preparos foram restaurados com a resina composta de micropartícula *Silux Plus* depois da aplicação dos seguintes sistemas adesivos: *All Bond 2*, *Clearfil Liner Bond*, *Gluma 2000*, *Imperva Bond*, *Optibond*, *Prisma Universal Bond 3*, *Scotchbond MP* e *Scotchbond Dual-Cure* usado como controle. Na superfície lingual, foram realizados os testes de resistência ao cisalhamento, e portanto, os adesivos foram aplicados e a resina colocada na dentina exposta e preparada com lixa 600. Para os testes de infiltração, os dentes foram termociclados quinhentas vezes, nas temperaturas 5 e 55° C e o corante utilizado foi o nitrato de prata. Os autores observaram que *Clearfil Liner Bond*, *Optibond* e *Prisma Universal Bond 3* obtiveram a menor infiltração nas margens em cimento. *Clearfil*

Liner Bond e *Optibond* tiveram os maiores valores de adesão, portanto, nestes dois sistemas houve uma indicação que materiais com alta força de adesão também têm menor infiltração. Porém, com os outros, sistemas esta correlação não aconteceu. Os autores concluíram que não houve correlação significativa entre força adesiva e microinfiltração para nenhum dos sistemas adesivos testados.

Em 1995, Walshaw & McComb²¹⁰, utilizaram a técnica da fratura do dente congelado e seco para examinar a adesão da dentina produzida pelos agentes adesivos *All-Bond 2*, *Scotchbond MP* e *Prisma Universal Bond 3*, *in vivo*. Utilizaram 18 restaurações médias a profundas, colocadas nas faces vestibular e lingual de dentes pré-molares indicados para extração por razões ortodônticas. Após a extração, os dentes restaurados foram congelados, fraturados no ponto crítico e examinados no MEV. Os autores observaram a presença de microespaços interfibrilares, dentro e abaixo da camada híbrida, sugerindo uma incompleta saturação da resina na superfície dentinária desmineralizada. Estes espaços podem ser o lugar de falha da adesão e microinfiltração a longo prazo.

Sano et al.¹⁸², em 1995, relataram que a maioria dos estudos sobre microinfiltração envolve a penetração e o movimento da molécula do traçador, através de uma fenda formada entre o material restaurador e as paredes do preparo cavitário. Os autores, neste trabalho, examinaram através do MEV, a migração do nitrato de prata na interface entre dentina e cinco diferentes sistemas adesivos usados para restaurar cavidades classe V, na ausência de fendas marginais. Foram observados diferentes padrões de infiltração, porém todos indicaram infiltração dentro da camada híbrida. O padrão de microinfiltração em ordem decrescente foi o seguinte: *All-Bond 2* > *Superbond C & B* > *Scotchbond MP* > *Clearfil Liner Bond System* > *Kurakay Experimental System*, *KB 200*. Para distinguir este tipo especial de infiltração dentro da região basal, porosa, da camada híbrida, mesmo na ausência de formação de fendas, os autores

propuseram o termo "nanoinfiltração".

Também em 1995, Sano et al.¹⁸¹ relataram que a maioria dos estudos da interface adesiva, quando observada pelo MEV, demonstram a penetração de resinas adesivas na superfície dentinária desmineralizada, com a criação subsequente da camada híbrida. Nanoinfiltração é um termo que descreve a difusão de pequenos íons ou moléculas dentro da camada híbrida na ausência de fendas marginais. No presente estudo, os autores utilizaram a técnica do nitrato de prata para verificar a nanoinfiltração. As amostras restauradas com os sistemas adesivos *All Bond 2* e *Clearfil Liner Bond* foram examinadas pelo MEV e TEM, que demonstraram a presença de prata dentro da camada híbrida. O *Clearfil Liner Bond* mostrou partículas de prata espalhadas nos dois-terços basais da camada híbrida, enquanto que o *All Bond 2* mostrou estruturas manchadas em forma de fibras dentro de toda a espessura da camada. Os autores comentaram que, para avaliar a qualidade da camada híbrida, a utilização de traçadores, como o nitrato de prata, é detectável tanto em MEV como em TEM. É importante, segundo eles, determinar a localização e morfologia dessas porosidades nanométricas que podem permitir a hidrólise das fibras colágenas e a degradação dos monômeros adesivos.

Inai et al.⁹⁵, em 1995, avaliaram a nanoinfiltração de quatro sistemas de adesivos dentinários, utilizando como corante a técnica de prata. Os adesivos utilizados foram o *Superbond D-Liner Plus*, *Imperva Bond*, *Probond*, *Aelitebond* que foram colocados em preparos classe V, em dentes humanos extraídos e restaurados com a resina *Silux Plus*. Os espécimens foram colocados na solução de nitrato de prata 50%, por 24 horas, em ambiente escuro. Foram lavados por um minuto e colocados 8 horas em solução reveladora. Foram lavados e seccionados 0,5 mm de espessura no centro de cada seis restaurações de cada grupo, usando disco de diamante em baixa velocidade. Em seguida, foram polidos com pastas de diamante com granulações decrescentes até 1 µm. Cada

espécime foi seco e coberto com ouro para ser analisado no MEV com imagens de elétrons espalhados e secundários, quanto à penetração da prata. O escore de infiltração de cada espécime foi calculado pela fórmula $L=p/L$, onde L =infiltração, p =comprimento da penetração da prata ao longo da interface resina/dentina e L =comprimento total da parede gengival. Utilizando o método estatístico Anova e Fisher, os autores observaram que o nitrato de prata não penetrou nas margens em esmalte mas nas margens em dentina. Portanto, a nanoinfiltração foi medida somente nas margens gengivais em dentina, onde concluíram que não houve formação de fenda, porém foram observadas partículas de prata aderidas na base da camada híbrida, talvez pela penetração da solução de nitrato de prata, através das nanoporosidades da camada híbrida. Os adesivos dentinários *Super D-Liner* e *Imperva Bond* apresentaram menor escore que *Probond* e *Aelitebond*.

Em 1995, Silva e Souza Júnior¹⁸⁷ apresentou uma revisão sobre a evolução dos adesivos dentinários. Comentou que no estudo de Sano et al.¹⁸⁰ em 1994, mesmo na ausência de fendas marginais, muitos sistemas adesivos como o *All Bond 2*, *Scotchbond Multi Uso*, *Clearfil Liner Bond* e *Clearfil Liner Bond 2* permitiram a infiltração na base da camada híbrida através de espaços microscópicos desprovidos de resina. Alertou para a possibilidade de penetração de substâncias, as quais podem se difundir em direção à polpa e causar prejuízos à saúde do tecido pulpar. A espessura e a qualidade da dentina remanescente também devem ser levadas em consideração, comentou o autor, durante qualquer procedimento restaurador, principalmente quando se planeja um procedimento mais agressivo, como o condicionamento ácido.

Em 1995, Tay et al.¹⁹⁶ utilizaram microscopia óptica para investigar a interface resina/dentina, complementado pelo MEV. A pesquisa foi feita *in vivo* e as amostras foram processadas pela a) microscopia eletrônica de varredura das superfícies não desmineralizadas polidas; b) microscopia óptica sob a técnica de coloração de hematoxilina

e iosina, e Brown e Brenn; c) microscopia eletrônica de secções desparafinadas. Foram utilizados dentes humanos pré-molares que teriam de ser extraídos por motivo ortodôntico. Cavidades classe V de 4mm de diâmetro foram preparadas na face vestibular de oito pré-molares em alta-rotação e as margens cavo-superficiais oclusais foram localizadas em esmalte e as gengivais, o mais perto possível da gengiva. A profundidade foi medida com explorador e localizada bem próximo da polpa, sem exposição pulpar. Os preparos foram condicionados com ácido fosfórico 10% por 20 segundos e secos 20 segundos gentilmente, deixando a dentina molhada. Foram restauradas com o sistema adesivo *All Bond 2* e resina composta *Z100*. Todos os dentes foram deixados em função 25 dias antes da exodontia. Os dentes, em seguida, foram preparados para as técnicas já mencionadas. Os autores observaram, através da técnica Brown e Brenn e confirmadas com espécimens condicionados, que a camada híbrida mediu em média 8 μ m. A resina penetrou 75% da espessura dentinária e foi visível até 50 μ m da polpa. Os prolongamentos resinosos apresentaram uma camada externa rugosa, tornando-se gradativamente oca dentro dos túbulos. Este estudo confirmou a presença da camada híbrida de 0,5mm. A morfologia, comprimento e adaptação dos prolongamentos resinosos indicaram o grau de umedecimento com o uso de *primers* hidrofílicos.

Em 1995, Uno & Finger²⁰² verificaram o efeito da camada híbrida na absorção do estresse de contração de polimerização. Para isto, utilizaram dentes humanos extraídos, sendo feito o condicionamento ácido em alguns espécimens e em outros, além do condicionamento, foi colocada uma solução de hipoclorito de sódio para promover a deproteinização da rede de fibras colágenas, deixando a dentina semelhante ao esmalte condicionado por ácido, aumentando as forças de adesão. Os ácidos utilizados foram: solução ácido fosfórico 20%, ácido fosfórico gel 20% com sílica, *Gluma 3 Primer*, *Gluma 4 Sealer* e a resina composta *Pekafill*. Foram realizados testes de adesão e análise

micromorfológica no MEV. Os autores concluíram que, nos espécimens em que não foi utilizado o hipoclorito e a camada híbrida estava presente, houve aumento da qualidade marginal. Nos espécimens onde foi usado o hipoclorito, houve alta concentração de estresse, resultando em rompimento de adesão e micromicroinfiltração, apesar do alto valor da força de adesão obtida, indicando que a força de adesão alta por si só não indica uma adesão eficaz. Os autores concluíram que a camada híbrida foi capaz de absorver o estresse da contração de polimerização das resinas compostas e, portanto não recomendam a remoção das fibras colágenas.

Em 1996, Van Meerbeek et al.²⁰⁵ observaram durante três anos a performance clínica de dois sistemas adesivos experimentais e dois sistemas adesivos comerciais, *Clearfil Liner Bond* e *Scotchbond Multi-purpose*, em lesões classe V. Quarenta e duas classe V de erosões foram restauradas com os quatro sistemas. Os autores verificaram que *Clearfil Liner Bond* e *Scotchbond MP* foram mais retentivos, porém nenhum dos sistemas apresentou margens livres de descoloração marginal, e portanto, microinfiltração. Os autores concluíram que o selamento marginal continua problemático. A perda da integridade marginal e a sucessiva descoloração pela microinfiltração foram provavelmente, devidas a alta contração de polimerização das resinas compostas.

Em 1996, Ferrari et al.⁶² avaliaram *in vivo* e *in vitro* a formação da camada híbrida, utilizando três sistemas de adesivos dentinários: *Prime & Bond*, *Scotchbond MPP* e *Clearfil Liner Bond 2*. Para o estudo *in vivo* selecionaram 24 pacientes voluntários com dentes comprometidos periodontalmente, com extração indicada. Para o estudo *in vitro* utilizaram 24 molares recentemente extraídos, que receberam os mesmos procedimentos do experimento *in vivo*. Observação em MEV demonstrou que todos os grupos apresentaram a formação da camada híbrida e a morfologia desta camada foi semelhante entre as pesquisas *in*

vivo e in vitro.

Em 1996, Saunders & Saunders¹⁸³ avaliaram a microinfiltração em preparos classe V restaurados com três sistemas adesivos, usando as técnicas de adesão úmida e seca. As cavidades foram preparadas nas faces vestibular e lingual de pré-molares extraídos por motivos ortodônticos e restaurados com resina composta após a aplicação dos adesivos dentinários *Prime & Bond 2.0*, *Scotchbond MPP* e *Dentastic* com a técnica de adesão úmida ou seca. O *Scotchbond MPP* foi usado com ácido maleico 10% e com ácido fosfórico 35%. Os dentes preparados foram submetidos à termociclagem nas temperaturas de 5°C, 37°C, 55°C e 37°C por 10 segundos em cada temperatura, durante 1500 ciclos. O corante utilizado foi o azul de metileno 2%, por 48h, a 37°C. Posteriormente, foram seccionados no centro da restauração para avaliação da microinfiltração. Os autores observaram que todos os grupos mostraram microinfiltração no esmalte e na dentina. Não houve diferença significativa entre os grupos quando a margem em esmalte foi avaliada, e também entre a técnica úmida e seca. Porém, houve menor infiltração na margem gengival dos grupos onde o adesivo continha acetona e a técnica úmida foi utilizada. Não houve diferença significativa na infiltração entre *Scotchbond MPP* usado com ácido maleico ou com ácido fosfórico.

Em 1996, Carvalho et al.³⁴, através de uma revisão de literatura, relataram que a inserção das resinas compostas adesivas nos preparos cavitários leva a uma competição entre as forças de polimerização desenvolvidas e à resistência de união à estrutura dental. Esta competição é uma das principais causas da microinfiltração em restaurações de resina pela formação das fendas marginais. O grau de desenvolvimento do estresse mecânico da polimerização pode ser controlado pelo desenho da cavidade preparada (*c-factor*), a utilização de bases cavitárias, o tamanho, forma e posição das porções de resina inserida na cavidade, e se a resina é química ou fotopolimerizada. O estresse de alívio pode estar acompanhado pela manutenção do *c-factor*

o mais baixo possível, utilizando resinas quimicamente ativadas, forramento com baixo módulo de elasticidade e, através do tempo, a absorção de água. O *c-factor* mais desfavorável é encontrado nas cavidades classe I, preenchidas de uma só vez. Os autores concluíram que a contração de polimerização é mais complexa, e portanto, entendendo todos essas variáveis e procurando contorná-las, pode-se aumentar a qualidade das restaurações.

Em 1996, Ferrari & Davidson⁶¹ avaliaram a capacidade de selamento do sistema adesivo *Scotchbond MP* e a resina composta Z100 em restaurações classe II colocadas *in vitro* e *in vivo*. Para a pesquisa *in vivo*, os preparos classe II foram feitos um mm abaixo do limite esmalte/cimento em dez dentes posteriores que iriam ser extraídos por motivos periodontais. Os dentes foram extraídos de dois a três meses depois da colocação da restauração. As margens dos preparos não foram biseladas. Foi utilizado o ácido maleico 10% para condicionamento ácido por 15 segundos. Em seguida, foi aplicado o adesivo *Scotchbond MP* e a resina composta Z100, conforme indicações do fabricante. O corante utilizado foi a solução de azul de metileno 2%, onde os espécimens foram imersos por 24 horas. Os espécimens foram lavados, secos, colocados na resina epóxica para secção no sentido mésio-distal, no centro da restauração. As leituras foram feitas em microscópio e a extensão da infiltração foi analisada através de escores de zero a 3. Foi escolhido o pior escore entre as duas fatias de cada dente. Para a pesquisa *in vitro* foram utilizados 10 dentes humanos posteriores, extraídos por motivos periodontais. Os procedimentos de preparo classe II e restauração foram os mesmos do estudo *in vivo*. Depois de restaurados, os espécimens foram submetidos à ciclagem térmica através de 250 ciclos numa temperatura entre 5° e 55° C. Em seguida, foram colocados na solução de azul de metileno 2% por 24 horas e os procedimentos de avaliação da microinfiltração foram os mesmos descritos para os espécimens *in vivo*. Os autores concluíram que houve microinfiltração pela penetração do

corante na margem gengival em 70% dos espécimens *in vivo* e em 50% *in vitro*.

Duarte Junior⁵⁰, em 1997 observou a nanoinfiltração no interior da camada híbrida, segundo diferentes materiais. Utilizou dentes humanos recém-extraídos, onde preparos classe V foram realizados nas faces vestibular e lingual de cada dente. Foram utilizados três diferentes sistemas de adesão à dentina: G1 – *Amalgambond Plus*; G2 – *Prime & Bond 2.0*; G3 – *Clearfil Liner Bond 2*. Todos os espécimens foram restaurados com a resina composta Z100, submetidos à ciclagem térmica e imersos em nitrato de prata 50% por 24 horas. As amostras foram, então, seccionadas, polidas e preparadas para MEV. Os resultados foram analisados e submetidos a análise estatística de Kruskal-Wallis e teste de Miller, através dos quais se pode concluir que o sistema adesivo *Clearfil Liner Bond 2* apresentou melhor comportamento para nanoinfiltração. A presença de fendas marginais foi observada para todos os grupos testados.

Com a finalidade de verificar a qualidade marginal do esmalte e dentina de restaurações classe V, Prati et al.¹⁶⁸, em 1997, utilizaram diferentes tipos de resinas compostas e cimento de ionômeros de vidro. Avaliaram através do MEV e dos diferentes graus de infiltração entre o material restaurador e dentina e esmalte. Foram realizadas restaurações classe V, nas superfícies vestibular e lingual, ao nível da junção esmalte-cimento, de terceiros molares humanos extraídos. Os materiais utilizados foram: *All-Bond 2 / Bis-Fil Molar*, *Clearfil Liner Bond 2 / Ray Posterior*, *Fuji GC Light Curing*, *Opti Bond FL / Herculite XRV*, *Scotchbond MPP / Silux Plus / Vitremer / Z100*. Após o polimento, foi feita uma moldagem de cada restauração com silicona de adição para se obter uma réplica em resina epóxica. Cada réplica foi avaliada no MEV para observar a morfologia ao longo das margens na junção dentina cervical e esmalte incisal. Cada dente foi armazenado numa solução de corante eritrosina B por 24 horas. Primeiro foi feita uma avaliação ao longo das

margens da restauração para observar a infiltração circunferencial. Depois de seccionados os espécimens no sentido longitudinal, foi calculada a infiltração ao longo da interface das paredes cavitárias em dentina e esmalte. Os autores observaram através do MEV que as margens em esmalte foram caracterizadas por fratura de prismas ao redor das restaurações, com esmalte estilhaçado. Isto foi observado em 30% dos espécimens. As margens em dentina mostraram fendas ao longo da interface, com o agente adesivo e fraturas na interface agente adesivo/resina composta. As restaurações em ionômero de vidro mostraram resultados similares, porém com menor quantidade de lesões nas interfaces de esmalte e dentina.

Cadigiaco et al.³¹, em 1997, fizeram um estudo *in vitro* para analisar a morfologia da dentina nas paredes de cavidades classe V e classe II, segundo orientação dos túbulos, densidade e aumento de área de superfície, após condicionamento ácido. Os preparos classe V foram preparados na junção esmalte-cimento e classe II, com a margem cervical um mm abaixo da junção cimento/esmalte. Os preparos foram condicionados com ácido maleico 10% e observados no MEV. Os resultados mostraram que a morfologia das paredes dentinárias mostraram-se com características variáveis. Entre os túbulos, a superfície dentinária condicionada apresentava uma rede de fibras colágenas porosa. Mais de 50% das superfícies das cavidades de classe V e classe II apresentaram a orientação dos túbulos oblíqua ou paralela em relação à superfície cortada. A morfologia da área cervical apresentou-se menos variável devido à presença do cimento. A densidade dos túbulos variou consideravelmente nas diferentes regiões do preparo. A área de superfície dentinária intertubular aumentou, após condicionamento nos preparos classe V, de 20,9% para 50,3%, onde os túbulos foram cortados paralelamente ao seu longo eixo, e de 5,8% para 47,8% onde os túbulos foram cortados perpendicularmente. Baseados nesta investigação morfológica, os autores concluíram que o aumento na superfície

dentinária intertubular pode ser responsável pelo aumento da força de adesão após o condicionamento. No entanto, as áreas condicionadas não apresentaram a mesma morfologia. Os autores também observaram que o substrato na margem gengival pouco pode contribuir em termos de retenção micromecânica.

Em 1997, Opdam et al.¹⁴² compararam quatro sistemas restauradores adesivos em função da microinfiltração, formação de fenda na interface da restauração, espessura da camada do adesivo dentinário e sua aparência radiográfica. Foram realizadas restaurações classe I em trinta molares humanos extraídos com os seguintes sistemas adesivos: *Clearfil Photo Bond*, *Scotchbond MP*, *Clearfil Liner Bond 2*, *Vitemer*, combinados sempre com a resina composta *Clearfil Ray Posterior*. Foram feitas radiografias de cada dente e quatro avaliadores verificaram a presença da camada do adesivo. Os dentes foram termociclados por 500 ciclos a 5 - 55° C e o corante utilizado foi a fucsina básica por 24 horas. Foram então, seccionados e a avaliação da infiltração, da fenda e da espessura do adesivo dentinário foi realizada no microscópio ótico. Os autores observaram que a microinfiltração foi mínima; a presença da camada do adesivo e a formação de fenda na interface da restauração variaram entre os diferentes sistemas adesivos; o sistema adesivo com *primer* produziu maior porcentagem de restaurações livres de fenda; a espessura do adesivo pôde ser detectada pela radiografia; a utilização da resina modificada por iônomo de vidro como base da restauração não preveniu a formação de fenda quando comparada com os sistemas adesivos; a presença da camada de adesivo contribuiu para prevenir a formação de fenda.

Em 1998, Van Meerbeek et al.²⁰⁸ observaram através do TEM, que secções de dentina desmineralizadas e não desmineralizadas causadas por adesivos dentinários de diferentes formulações químicas resultaram em estruturas morfológicas diferentes. A estrutura observada foi preparada *in vitro* sem a simulação do fluido e sem a presença da

contração da resina composta. Esses dois fatores têm significativa influência na integridade estrutural da interface resina/dentina e são necessários para determinar uma ótima adesão. No entanto, os autores observaram que o adesivo *Optibond* e *Scotchbond MP* foram capazes de estabelecer uma adesão micromecânica entre dentina e resina com a formação da camada híbrida. Concluíram que a interface do processo de hibridização parece depender da composição química e modo de aplicação dos sistemas investigados. O tipo de condicionamento ácido parece influenciar mais a espessura da camada híbrida do que a estrutura. O *Scotchbond MP* resultou numa camada híbrida com morfologia mais variada que o *Optibond*, que foi mais uniforme. O *Scotchbond MP* apresentou uma fase amorfa na superfície da camada híbrida, o colágeno com fibrilas organizadas e pouco espaço intertubular. A significância clínica dessa morfologia, entretanto, ainda é desconhecida.

Nakabayashi & Pashley¹⁴⁰, em 1998, reportaram que a finalidade da hibridização é fornecer uma estrutura que resista ao ataque químico, fornecer adesão estável às restaurações de resina composta e ser estável e impermeável aos fluidos orais e bactérias. Antes do desenvolvimento da camada híbrida, a adaptação dos materiais era fraca, deixando uma fenda entre o material e a estrutura dental, que era, então, colonizada por bactérias e produtos de deterioração. Com a hibridização dos tecidos duros dentais, as fendas seriam eliminadas e conseqüentemente, a microinfiltração também. Porém, mais pesquisas são necessárias pois ainda há necessidade de resposta a muitas questões para melhor entendimento da adesão da resina aos tecidos duros e, assim, melhorar também os produtos; portanto, melhorar os cuidados com os nossos pacientes, preservando cada vez mais a estrutura dental sadia.

Paul & Pashley¹⁵³, em 1998, fizeram uma correlação entre resistência adesiva (através da microtração) e a infiltração de íons de prata dentro dos espaços microscópicos da camada híbrida do sistema

adesivo *Single Bond*. Depois de condicionar a dentina por 15 segundos, 30 segundos ou 60 segundos, com ácido fosfórico 35%, o adesivo *Single Bond* foi aplicado e fotopolimerizado por 10 segundos. Depois de 24h de imersão em água, nove dentes num grupo foram seccionados em fatias de 0,7 mm de espessura. As fatias foram secas por 30 minutos com ar; em outro grupo as fatias foram deixadas molhadas; e num terceiro grupo, as fatias foram pintadas com verniz, exceto ao redor da área adesiva. Somente este grupo foi colocado na solução de nitrato de prata 50%. Os testes de microtração (TBS) foram realizados no *Vitrodyne*. Os espécimens com nitrato de prata foram embebidos em PMMA e polidos. Todos espécimens foram observados através do MEV. Somente o grupo com 60 segundos de condicionamento mantidos secos e molhados mostraram diferença estatística pelo teste Anova ($p < 0,05$). A exposição da prata não teve efeito na TBS. Os autores concluíram que, com o aumento de tempo de condicionamento, a resistência adesiva do *Single Bond* diminuiu. Entretanto, o aumento de prata nos espécimens condicionados com trinta e sessenta segundos, indicaram a capacidade decrescente do adesivo penetrar na dentina supercondicionada em direção à base da desmineralização, aumentando a preocupação sobre a estabilidade hidrofílica do colágeno e dos adesivos a longo prazo, entre os espaços nanométricos.

Prati et al.¹⁶⁹, 1998, avaliaram a morfologia da camada híbrida na margem gengival de restaurações classe V de resina composta. Foram realizadas 24 restaurações no limite esmalte/cimento de dentes molares extraídos. Foram utilizados três sistemas adesivos: *Scotchbond 1*, *Scotchbond MP* e *KB1300*. Metade das restaurações foram tratadas com NaOCl 1,5% por 2 minutos e armazenadas em água deionizados por 24 horas para análise em MEV. A outra metade foi coberta com ouro e observada em MEV. Os autores observaram que os dois procedimentos de tratamento causaram a remoção e o colapso do colágeno, confirmando que muitas fibras colágenas não são

completamente infiltradas pelos sistemas adesivos na região em cimento. A presença de colágeno não infiltrado, segundo os autores, pode reduzir a capacidade de selamento dos sistemas adesivos e deixar muitas fendas marginais.

Cardoso et al.³², em 1999, avaliaram a microinfiltração em esmalte e dentina de restaurações classe V da resina Z100 em dentes humanos extraídos, utilizando cinco sistemas adesivos: *Single Bond*, *Etch & Prime 3.0*, *PQI*, *Prime & Bond NT* e *Experimental BEH*. Todos os adesivos foram aplicados em substratos condicionados, exceto o material auto-condicionante *Etch & Prime 3.0*. Os dentes foram termociclados (700x entre 5-55° C, e sessenta segundos em cada temperatura), e depois de colocados em nitrato de prata, foram seccionados longitudinalmente. Utilizando escores de 0 a 4 para avaliação da infiltração, os testes estatísticos revelaram um aumento de infiltração nas margens em esmalte com *Etch & Prime 3.0* quando comparados com os outros sistemas. Nas margens em dentina, *PQI* resultou em menor infiltração que *Single Bond* e *Etch & Prime 3.0* ($p < 0,05$). A alta viscosidade do adesivo *PQI* poderia formar uma camada de absorção na interface dente/restauração, reduzindo o grau de infiltração.

Em 1999, Garone Neto et al.⁶⁸, avaliaram a microinfiltração ocorrida em restaurações de classe V, restauradas com resina composta (Z100 - 3M), utilizando-se de um sistema adesivo de um passo e um auto-condicionante. Os preparos classe V foram realizados na face Vestibular e Lingual de cada dente, com margem oclusal localizada em esmalte e margem gengival em dentina. Foram utilizados dez molares humanos íntegros, divididos em dois grupos: **grupo 1** - restaurados após condicionamento do esmalte e dentina com ácido fosfórico a 37% por 15 segundos e aplicação do adesivo de um passo (*Single Bond*); **grupo 2** - foram restaurados após a aplicação do adesivo autocondicionante (*Clearfil Liner Bond 2*). Os corpos de prova foram mantidos em água destilada a 37° C por 48 horas e, após o polimento, foram submetidos à

ciclagem térmica (700 ciclos, 5-55° C, um minuto), seguida de imersão em solução de nitrato de prata 50% por 8 horas. Foram executados cortes longitudinais e utilizados escores de zero a três, para avaliação de microinfiltração. Os autores concluíram que os adesivos foram efetivos no vedamento das margens de esmalte apesar das técnicas diferentes, porém não eliminaram de maneira eficaz a penetração do corante nas margens em dentina.

Perdigão & Lopes¹⁵⁹, em 1999, fizeram um estudo *in vitro* para analisar a interface entre dentina desmineralizada e dentina mineralizada com ou sem remoção do colágeno. Sessenta discos de dentina de 800 µm de espessura foram obtidos da porção mediana da dentina e tratados com sistemas adesivos de um frasco: a) *Prime & Bond NT* (NT); b) *Single Bond* (SB). Para cada grupo, quatro discos de dentina foram condicionados por 15 segundos com ácido fosfórico, enquanto que outros quatro foram condicionados e deproteinizados com NaOCl 10% por sessenta segundos. Seis pequenos palitos de um mm² foram cortados de cada espécime. Para cada combinação, os palitos de dois discos foram descalcificados com EDTA 10% e colocados em citrato e uranyl acetato, enquanto dois outros não foram descalcificados. Os espécimens foram processados para o uso no TEM, seccionados com ultramicrotomo (85 nm de espessura). Depois da observação no TEM, os espécimes foram colocados no ácido *phosphotungstic* (PTA) por cinco minutos e reobservados para comparar a interface antes e depois do PTA. Para as secções descalcificadas, SB resultou numa típica acumulação de aglomerados no topo da camada híbrida. NT resultou na infiltração dentro da camada híbrida em algumas áreas e acúmulo das nano-partículas no topo da camada híbrida. Para as secções não descalcificadas, os espécimens tratados com NaOCl, o PTA dissolveu os cristais de hidroxiapatita no topo da dentina mineralizada e uma camada híbrida de 30 nm foi similar com a obtida com esmalte condicionado. Para os espécimens que foram condicionados, mas não deproteinizados, o PTA

revelou uma interação similar entre a base da camada híbrida e a dentina mineralizada, sugerindo microrretenção como no esmalte. Os autores concluíram que a adesão à dentina pode depender da difusão dos monômeros na área superficial da dentina mineralizada. Não é certo se a formação de uma convencional zona de interdifusão resina-dentina (camada híbrida) tem papel importante na adesão à dentina.

Em 1999, Pflug et al.¹⁶² avaliaram a resistência adesiva (SBS) no esmalte e na dentina de quatro sistemas adesivos de um frasco à base de acetona: *Tenure Quik with fluoride*, *Prime & Bond NT*, *Easy Bond* e *One step*. Para o esmalte, NT resultou em SBS maior que os outros estatisticamente. Para a dentina, NT e *Easy Bond* resultaram em maior SBS, não havendo diferença entre eles. Os autores concluíram que para o esmalte, a resistência adesiva depende da concentração do ácido e, para a dentina, a composição do adesivo tem grande importância na adesão.

Echevarria et al.⁵², em 1999, avaliaram a interface resina/dentina para verificar a adaptação da resina composta nas paredes dentinárias condicionadas ou não, com agentes condicionadores ácidos. Cento e oito dentes humanos foram colocados num aparelho para padronização dos preparos cavitários que foram realizados nas faces lingual (uma parede), vestibular (duas paredes) e oclusal (três paredes) de cada dente. Os dentes foram divididos em nove grupos: a) *Ariston*; b) *F2000*; c) *Amelogen*; d) *Prodigy*; e) *Tetric ceram*; f) *Clearfil AP-X*; g) *Solitaire*; h) *Surefil*; i) *Z100* (grupo controle). Os dentes foram restaurados com estes materiais em camadas de 1,0, 1,5 ou 2,0 mm de espessura, que foram fotopolimerizados por quarenta segundos. Os dentes foram seccionados em baixa-rotação e foram feitas réplicas para observação no MEV, microscópio a laser e fotovídeo microscópio. Os autores observaram que a espessura de resina de 1,0 mm com o condicionamento ácido total apresentou a pior adaptação. No entanto, as resinas apresentaram melhor adaptação quando aplicadas em uma

parede que em duas ou três paredes (que foi a pior adaptação). Os testes estatísticos indicaram que houve significativa diferença na adaptação entre o material experimental com ou sem condicionamento ácido da dentina. Os autores concluíram que a configuração da cavidade, o tratamento da dentina e a espessura da camada de resina interferem na adaptação entre resina e parede de dentina.

Pilo & Ben Amar¹⁶⁴, em 1999, compararam a habilidade de diferentes sistemas adesivos de um frasco em reduzir a infiltração em restaurações classe V de resina composta. As cavidades foram realizadas na junção esmalte/cimento nas faces vestibular e lingual de 48 dentes molares que foram divididos em seis grupos. Em três grupos, foram colocados adesivos de quarta geração: *Scotchbond MP*, *All Bond 2*, *Optibond FL*. Nos outros três grupos, foram colocados sistemas de adesivos de um frasco: *Single Bond*, *One-step*, *Solobond*. Todas as cavidades foram restauradas com a resina composta Z100 e, logo após, foi realizada ciclagem térmica, por 1400 ciclos entre 5° e 55° C, 10 segundos em cada temperatura. Depois da imersão em fucsina básica 0,5%, os dentes foram seccionados em cinco fatias e a infiltração foi avaliada na lupa estereomicroscópica, através de escores de zero a 4 para as paredes oclusais e gengivais. Os autores observaram que o *Scotchbond MP* e *Single Bond* promoveram os melhores selamentos para as margens em esmalte e os adesivos *One-step* e *Optibond FL* foram os melhores para as margens em cimento.

3 PROPOSIÇÃO

O objetivo desta pesquisa foi avaliar a micro e nanoinfiltração empregando microscopia óptica e eletrônica de varredura, respectivamente, em restaurações de classe V de resina composta, com as seguintes variações:

Preparo das cavidades:

- preparo cavitário com alta-rotação.
- preparo cavitário com laser.

Pré-tratamento dentinário:

- adesivo aplicado de forma convencional.
- adesivo não fotopolimerizado e em seguida submetido ao laser Nd:YAG.

4 MATERIAL E MÉTODO

4.1 Materiais

4.1.1 Sistemas adesivos / resinas compostas

Os sistemas adesivos e as resinas compostas utilizadas estão especificados nos Quadros 1 e 2 a seguir:

QUADRO 1 - Sistemas adesivos dentinários

Sistema	Condicionador	Resina	Lote	Fabricante
Prime & Bond NT* (NT)	Ácido fosfórico 36%	PENTA, UDMA, T-Resina - D - Resina, nanopartículas de sílica e acetona	601	Dentsply
Single Bond** (S)	Ácido fosfórico 35%	HEMA, BIS-GMA, Ác. polialcenólico, dimetacrilatos, água e etanol	7AD	3M Dental Products

**Prime & Bond NT* constituído do *primer*, que tem na sua composição o PENTA, a resina UDMA, partículas nanométricas para aumentar a resistência e a acetona como solvente. A acetona tem a propriedade de servir como carregador para os monómeros hidrofílicos. Este solvente facilita o deslocamento dinâmico da água nos espaços entre os tecidos, devendo ser removido através de sua evaporação, e o monômero da resina deverá substituir estes espaços.

As nanopartículas do adesivo *Prime & Bond NT* fotopolimerizado são distribuídas na matriz de resina e servem para aumentar a resistência da camada de adesivo, pois as nanopartículas dão melhor retenção micromecânica e garantem melhor interação entre as moléculas do adesivo, segundo o fabricante. As fibras do colágeno têm diâmetro de 5-10nm (Eick et al., 1992), enquanto

que, depois de condicionadas, os canais entre as fibras colágenas da matriz de dentina desmineralizada têm 20nm de largura (Van Meerbeek et al., 1993). Com 7nm, a nanopartícula tem suficiente tamanho para penetrar nestes canais, promovendo uma nano-retenção, e melhor qualidade marginal. A nanopartícula não muda a viscosidade do adesivo, e é tão pequena que é capaz de penetrar no espaço entre as fibras colágenas.

****Single Bond (3M)** que consta de: um *primer* (que consiste de uma solução aquosa de HEMA e copolímero de ácido polialquenoico que reduz a sensibilidade à umidade e tem pH 3,3; adesivo: resina fotopolimerizável de BISGMA e HEMA num único frasco; álcool e água como solvente.

QUADRO 2 - Composição das resinas compostas fotopolimerizáveis

Material	Tipo	Carga Inorgânica	Resina	Lote	Fabricante
TPH Spectrum*	Micro-Híbrida	Vidro de Bário e sílica Pirolítica – tamanho médio: 0,8 µm	BIS-GMA Uretano Modificada Cor-A 3,5	39195/2	Dentsply
Z100**	Micro-Híbrida	Zircônio/sílica tamanho médio: 0,6 µm	BIS-GMA TEGDMA cor-A 3,5	7MH	3M Dental Products

*A resina TPH spectrum também é fotopolimerizável, composta de BIS-GMA e Uretano modificado, carga inorgânica de vidro de Bário e Sílica Pirolítica com partículas de tamanho médio de 0,8 µm.

**A resina composta Z100 é fotopolimerizável, composta de BIS-GMA e TEGDMA e carga inorgânica sintética de zircônio / sílica com partículas de tamanho médio de 0,6 µm.

A resina composta Z100 foi utilizada neste trabalho com o adesivo *Single Bond* e a resina composta TPH spectrum com adesivo NT nos dois tipos de preparos.

4.1.2 Laser Er:YAG

O aparelho de laser Er:YAG utilizado para o preparo cavitário - pulsado de alta densidade, foi o modelo Kavo Key Laser (Kavo Co. Germany) com comprimento de onda de emissão 2,94 µm e energia por pulso variável entre 60 e 500 mJ (Figura 1). Neste comprimento de

onda a luz não é visível pelo olho humano e, por este motivo, possui um laser de baixa potência como luz/guia.

O Er:YAG é um laser do estado sólido, que emite na forma pulsada e tem o seu pico máximo de emissão na região do infra-vermelho médio.

O aparelho é incluído na classe 4 de laser e sistemas laser da *American National Standard for Safe use of Lasers - ANSI2 (1993)*.

A duração do pulso Kavo Key é de 250 - 500 μ s e sua taxa de repetição pode variar entre 1 até 15 Hz. Possui um sistema de entrega do feixe de fibra-óptica ao qual está acoplada uma peça de mão semelhante a uma caneta de alta-rotação. O feixe (luz) laser é conduzido através da fibra, incide em um espelho na peça de mão, propiciando emissão lateral.

Este laser trabalha na forma não contato, sendo que o foco ideal é estabelecido entre as distâncias de 12 a 15 mm da lente de saída do feixe até o tecido que será irradiado.

Possui um sistema de refrigeração através de *spray* de água, o qual irá atuar no processo de ablação.

A irradiação foi realizada através de um feixe conduzido por fibra óptica com diâmetro de 0,63 mm. Esta irradiação foi realizada de maneira que o feixe de laser incidisse perpendicularmente à superfície externa irradiada.

Neste trabalho foram utilizados 350 m/J de energia, 4 Hz de taxa de repetição, densidade de energia de 116,7 J/cm² utilizando velocidade de saída de água de 0,2 a 5,5 ml.

A experiência foi realizada sob todas as medidas de segurança necessárias.



FIGURA 1 – Aparelho de Laser Er:YAG (Kavo K.E.Y.).

4.1.3 Laser Nd:YAG para pré-tratamento dentinário

Foi utilizado o laser Nd:YAG *Pulse Master 1000* da ADT (*American Dental Technology – USA*)

Este laser emite comprimento de onda de 1,064 μm , com taxa de repetição de 10 a 100 Hz, energia até 320 mJ, largura de pulso de 100 μs e potência até 10 W (Figura 2). Por ser um laser com comprimento de onda na região do infravermelho, a faixa do espectro eletromagnético não é visível, sendo, então, acoplado a ele, um laser guia de baixa potência, com 632 nm, possibilitando a visualização do local de incidência. O laser de neodímio pode ser transmitido através de fibra óptica de quartzo. Nesta pesquisa, foram utilizados 60 mJ de energia, 10 Hz de taxa de repetição, 0,6W durante 10 segundos, e densidade de energia de 74,6 J/cm². A distância da ponta da fibra até a superfície do preparo foi de um mm, mantida fixa através de um suporte pré-determinado (Figura 2). O diâmetro da fibra utilizada foi de 0,32 mm.

A experiência foi realizada seguindo todas as normas de segurança.

A parte experimental com irradiação laser foi realizada no Laboratório Experimental de Laser em Odontologia (L.E.L.O.) do Departamento de Dentística da FOU SP e no Centro de Laser do Prof. Carlos de Paula Eduardo.



FIGURA 2 – Aparelho de Laser Nd:YAG (ADT) acoplado ao sistema de suporte.

4.2 Métodos

4.2.1 Seleção dos dentes

Foram selecionados oitenta dentes bovinos, hígidos, recém-extraídos que, depois de limpos, foram armazenados em água destilada e colocados no freezer até o momento de sua utilização.

Antes do preparo cavitário, foi feito o vedamento do ápice radicular com ionômero de vidro Vidrion^{*} para impedir a penetração do corante pelo canal radicular. A raiz do dente, bem abaixo do limite cimento/esmalte, foi incluída numa base de resina acrílica.

4.2.2 Preparo das cavidades

Foram realizadas 160 cavidades classe V sendo 80 para os preparos convencionais e 80 para os preparos com o laser Er:YAG.

4.2.2.1 Preparo convencional

Foram preparadas quarenta cavidades de classe V nas faces vestibular e quarenta na face lingual dos dentes selecionados, sendo que a parede gengival foi localizada na junção esmalte/cimento. Os preparos foram realizados com ponta diamantada nº 1092^{**}, montada em turbina Super Torque 625^{***} acionada com ultra alta velocidade

^{*} SSwhite

^{**} Kg Sorensen

^{***} Kavo – ref. 9806004

especificada pelo fabricante em 350.000 r.p.m. e com refrigeração através de ar e água. A cada grupo de cinco dentes, a ponta foi substituída por outra sem uso. Toda a margem cavitária foi terminada em ângulo cavo-superficial de 90°.

Os preparos foram padronizados com auxílio de um aparelho (que consta de um microscópio adaptado – Figura 3) com as seguintes dimensões:

- a) profundidade - $1,5 \text{ mm} \pm 0,1$;
- b) extensão ocluso gengival - $2,0 \text{ mm} \pm 0,1$;
- c) extensão mésio distal - $3,0 \text{ mm} \pm 0,1$;

4.2.2.2 Técnica de utilização do microscópio modificado para o preparo das cavidades

Para padronização dos preparos com alta-rotação foi utilizado um aparelho proposto por Gabrielli et al.⁶⁷, que consta de um microscópio modificado (Figura 3).



- A → Sistema de fixação do dente a ser preparado e acoplado à platina móvel do aparelho;
- B → Sistema de fixação da turbina;
- C → Parafuso macrométrico através do qual se ajusta inicialmente a broca na superfície do dente;
- D → Relógio para controlar a pressão exercida na turbina e medir a profundidade do preparo cavitário (1,5 mm);
- E → Parafuso que direciona a extensão incisivo-gengival e gengivo-incisal;
- F → Nônio que determina as extensões incisivo-gengival;
- G → Parafuso que determina extensão mesio-distal;
- H → Nônio que determina as extensões mesio-distal e disto-mesial.

FIGURA 3 – Microscópio modificado para padronização dos preparos convencionais.

O dente foi colocado no sistema de fixação (A).

A turbina foi fixada no sistema de fixação (B) de modo que a ponta ficasse em posição perpendicular, o mais próximo possível da face vestibular ou lingual do dente. Através do parafuso macrométrico (C), acionou-se a turbina e, à medida que o parafuso era lentamente girado, sua ponta penetrava até a profundidade de 1,5 mm, o que foi verificado no relógio comparador (D). Em seguida, através do parafuso (E) moveu-se a platina em direção incisivo-gengival e, pelo ponto de referência marcado anteriormente no nônio (F), obteve-se a extensão incisivo-gengival de $2,0 \text{ mm} \pm 0,1 \text{ mm}$, observando-se que a parede gengival das cavidades se localizasse na união cimento-esmalte. Em seguida, através do parafuso (G), a platina era movimentada da direita para a esquerda e, de acordo com o ponto de referência marcado no nônio (H), obteve-se a extensão mesio-distal (parede gengival), com dimensão de $3,0 \text{ mm} \pm 0,1 \text{ mm}$. Movimentou-se o parafuso (E) em direção gengivo-incisal e, a seguir, o parafuso (G) da esquerda para a direita, obtendo-se uma cavidade retangular (Figura 4).

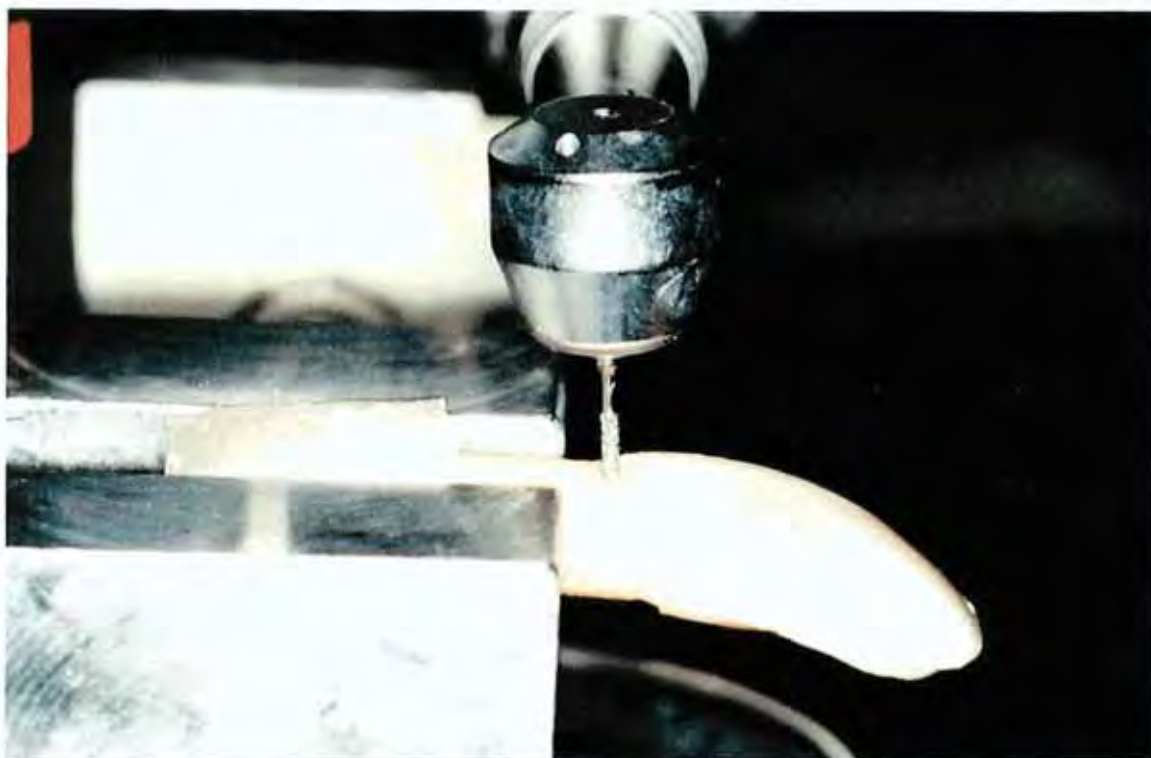


FIGURA 4 – Obtenção do preparo cavitário convencional no microscópio modificado.

4.2.2.3 Preparo a laser Er:YAG:

Foram preparadas quarenta cavidades de classe V nas faces vestibular e quarenta na face lingual dos dentes selecionados, com a parede gengival localizada na junção esmalte/cimento (Figuras 5 e 6). As dimensões dos preparos foram próximas às dos preparos convencionais.



FIGURA 5 – Preparo cavitário classe V na face vestibular realizado com o laser Er:YAG.



FIGURA 6 – Preparo cavitário classe V na face lingual realizado com o laser Er:YAG.

4.2.3 Obtenção das restaurações

Foram realizadas 160 restaurações, vinte para cada grupo, especificadas no Quadro 3, a seguir:

QUADRO 3 - Grupos experimentais

Grupo	Tipo de preparo	Tratamento da dentina	Resina composta
G1 (LNT)	Laser Er:YAG	Prime & Bond NT	TPH
G2 (LS)	Laser Er:YAG	Single Bond	Z100
G3 (LSNd)	Laser Er:YAG	Single Bond + Laser Nd:YAG	Z100
G4 (LNTNd)	Laser Er:YAG	Prime & Bond NT + Laser Nd:YAG	TPH
G5 (CNT)	Convencional	Prime & Bond NT	TPH
G6 (CS)	Convencional	Single Bond	Z100
G7 (CSNd)	Convencional	Single Bond + Laser Nd:YAG	Z100
G8 (CNTNd)	Convencional	Prime & Bond NT + Laser Nd:YAG	TPH

4.2.3.1 Aplicação do adesivo Prime & Bond NT/ resina composta TPH

A colocação do sistema dentinário Prime & Bond NT foi feita seguindo as instruções do fabricante da seguinte maneira:

- a) aplicação do ácido fosfórico 36% no esmalte por 15 segundos, estendendo à dentina por 15 segundos. Foi lavado por 15 segundos para remoção do gel e secagem da cavidade através de papel absorvente;
- b) aplicação do adesivo, em uma camada em toda cavidade condicionada, com pincel descartável, deixado por 20 segundos e secagem do solvente com seringa de ar;
- c) fotopolimerização por 10 segundos.

A resina composta TPH foi aplicada pelo método incremental em duas camadas de um mm cada, através de uma espátula antiaderente. A primeira camada foi acomodada de forma paralela ao longo da parede axial, em contato com as paredes circundantes do preparo e fotopolimerizada por 40 segundos. A segunda camada foi inserida da mesma maneira, de forma a preencher toda a cavidade promovendo o vedamento de todo o ângulo cavo-superficial e fotopolimerizada por 40 segundos.

4.2.3.2 Aplicação do adesivo Single Bond / resina composta Z100

A colocação do sistema dentinário Single Bond foi feita seguindo as instruções do fabricante da seguinte maneira:

- a) aplicação do ácido fosfórico 35% no esmalte por 15 segundos, estendendo à dentina por mais 15 segundos. Em seguida, lavado por 15 segundos até remoção total do gel e a cavidade foi seca através de papel absorvente;
- b) a aplicação do adesivo em toda a cavidade condicionada foi realizada com pincel descartável e um suave jato de ar seco direcionado para espalhar o adesivo;
- c) fotopolimerização por 10 segundos;
- d) a resina composta Z100 foi também aplicada pelo método incremental em duas camadas de um mm cada, através de uma espátula antiaderente, da mesma maneira da inserção da resina TPH ou seja: a primeira camada foi acomodada de forma paralela ao longo da parede axial em contato com as paredes circundantes do preparo e fotopolimerizada por 40 segundos. A segunda camada foi colocada da mesma maneira, de forma a preencher toda a cavidade, promovendo o vedamento de todo o ângulo cavo-superficial e fotopolimerizada por 40 segundos.

4.2.3.3 Aplicação do sistema adesivo Prime & Bond NT / laser Nd:YAG / resina composta TPH

A aplicação do ácido fosfórico 36% e a colocação do adesivo dentinário Prime & Bond NT foi feito como no item 4.2.3.1, porém o adesivo não foi fotopolimerizado por 10 segundos.

Imediatamente após, foi feita a aplicação do laser Nd:YAG diretamente no adesivo, através de um feixe pulsado incidindo perpendicularmente, varrendo todo cavo-superficial e toda a cavidade.

Logo a seguir, foi feita a aplicação da resina composta TPH, da mesma maneira como explicado no item 4.2.3.1.

4.2.3.4 Aplicação do sistema adesivo Single Bond/ laser Nd:YAG / resina composta Z100

A aplicação do ácido fosfórico 35% e a colocação do adesivo dentinário Single Bond foram realizadas como explicado no item 4.2.3.2, porém não foi feita a fotopolimerização do adesivo por 10 segundos.

Imediatamente após, então, foi feita a aplicação do laser Nd:YAG diretamente no adesivo, através de um feixe pulsado incidindo perpendicularmente, varrendo toda a cavidade.

A seguir, como explicado no item 4.2.3.2, foi realizada a colocação da resina composta Z100.

4.2.3.5 Utilização do fotopolimerizador

O mesmo aparelho fotopolimerizador Optilux 400 (Demetrom) foi utilizado em todo o experimento. Ele apresentava intensidade de luz de 400 mW/cm² e uma ponteira de 11 mm² que era colocada bem próxima à superfície da restauração (Araujo et al.⁸, 1996). A intensidade de luz emitida foi medida após o término de cada restauração, com auxílio do radiômetro*. Foi utilizado também um estabilizador de voltagem**.

* (Curing Radiometer - model 100 – Demetron Research Corp.)

** Estabilizador eletrônico – KWA

4.2.3.6 Polimento das restaurações

Os dentes restaurados foram armazenados em água destilada por 24 horas.

Decorrido este prazo, as restaurações foram submetidas ao polimento, utilizando os discos Sof-Lex Pop-On^{*}, em ordem decrescente de abrasividade: azul-escuro, azul-médio e azul-claro em baixa-rotação, sob pressão manual, com tempo de aplicação de dez segundos para cada disco. Convém salientar que, para cada três restaurações, os discos foram substituídos por novos.

Após esta etapa, os dentes foram armazenados em água destilada por sete dias para, em seguida, ser realizada a ciclagem térmica.

4.2.4 Ciclagem térmica

Os espécimens foram submetidos à ciclagem térmica^{**} em água a $5^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$ e $55^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$, com tempo de permanência de 30 segundos em cada temperatura, num total de 300 ciclos (Raskin et al.¹⁷¹,1998).

4.2.5 Preparo dos dentes para o teste da microinfiltração

Os dentes foram isolados com uma camada de araldite rápido e três camadas de esmalte de unha colorido, tomando o cuidado para que somente a restauração e 2,0 mm ao redor ficassem expostos ao

^{*} 3M

^{**} Ética equipamentos científicos S/A

agente traçador (Porto Neto¹⁶⁶, 1990; Duarte Junior⁵⁰, 1997).

Os dentes foram, então, imersos na solução aquosa de nitrato de prata a 50% em temperatura ambiente por 24 horas e em câmara escura (Wu et al.²²², 1983; Cox⁴¹, 1992). Em seguida, foram lavados por 15 minutos para remover o excesso do corante e colocados numa solução foto-reveladora sob luz fluorescente por 6 horas, para facilitar a redução dos íons de prata para prata metálica (Figura 7).

4.2.6 Análise da microinfiltração

Os espécimens foram lavados em água corrente por um minuto para remoção do excesso da solução foto-reveladora e foram deixados a temperatura ambiente por 24 horas. Procedeu-se à realização de dois cortes no centro da restauração com disco de diamante sob refrigeração, no aparelho de corte*, no sentido inciso-gengival, obtendo três fatias. A fatia mediana resultou numa amostra de 0,5 mm de espessura, aproximadamente, onde se puderam observar, longitudinalmente, as paredes incisal, axial e gengival das cavidades.

A análise da microinfiltração na margem gengival foi feita na lupa estereomicroscópica** com 50x de aumento (Figura 8), segundo graus de zero a 4, (Figuras 9 a 13) da seguinte maneira:

- a) grau 0 → sem infiltração;
- b) grau 1 → até 1/3 da parede gengival;
- c) grau 2 → até 2/3 da parede gengival;
- d) grau 3 → até parede axial;
- e) grau 4 → até câmara pulpar.

Foi feita a leitura nas quatro faces obtidas dos cortes e considerada a de maior grau de microinfiltração.

* Labcut 1010 (Extec)

** Zeiss (MC80DX)

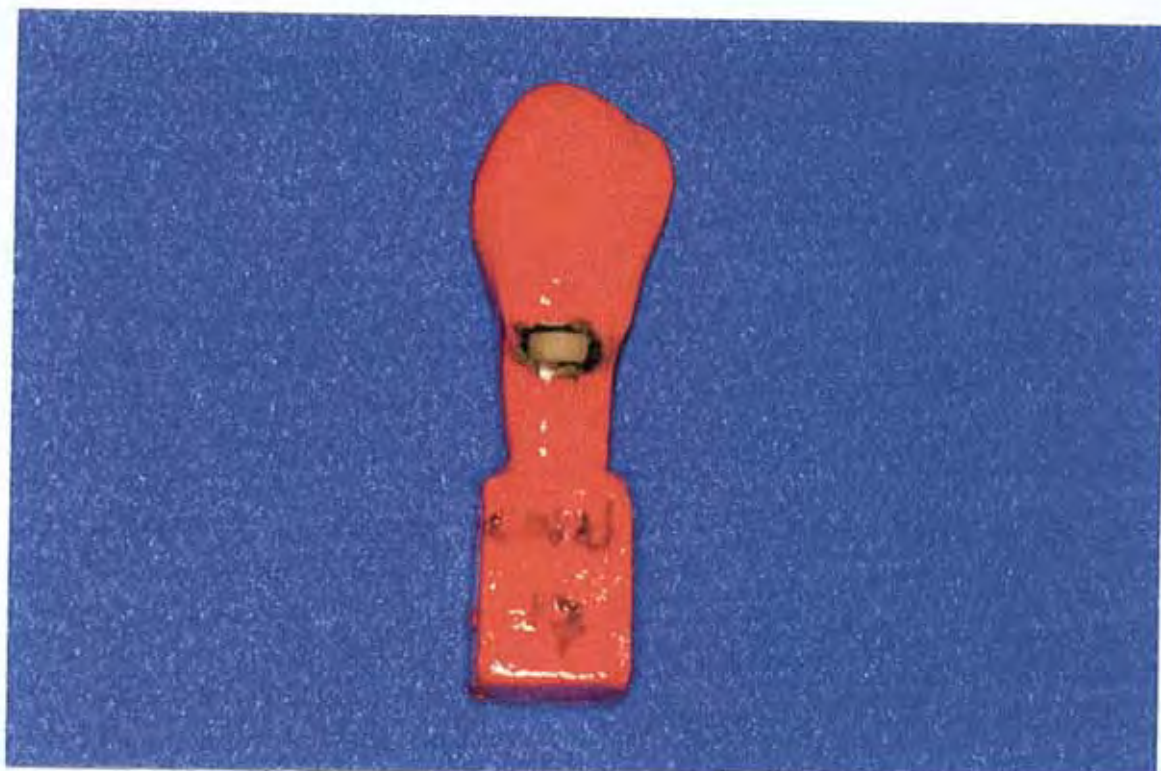


FIGURA 7 – Espécime do G4 – conclusão do teste de microinfiltração.



FIGURA 8 – Análise da microinfiltração na lupa estereoscópica.



FIGURA 9 – Microinfiltração Grau 0 na margem gengival do espécime do G1.

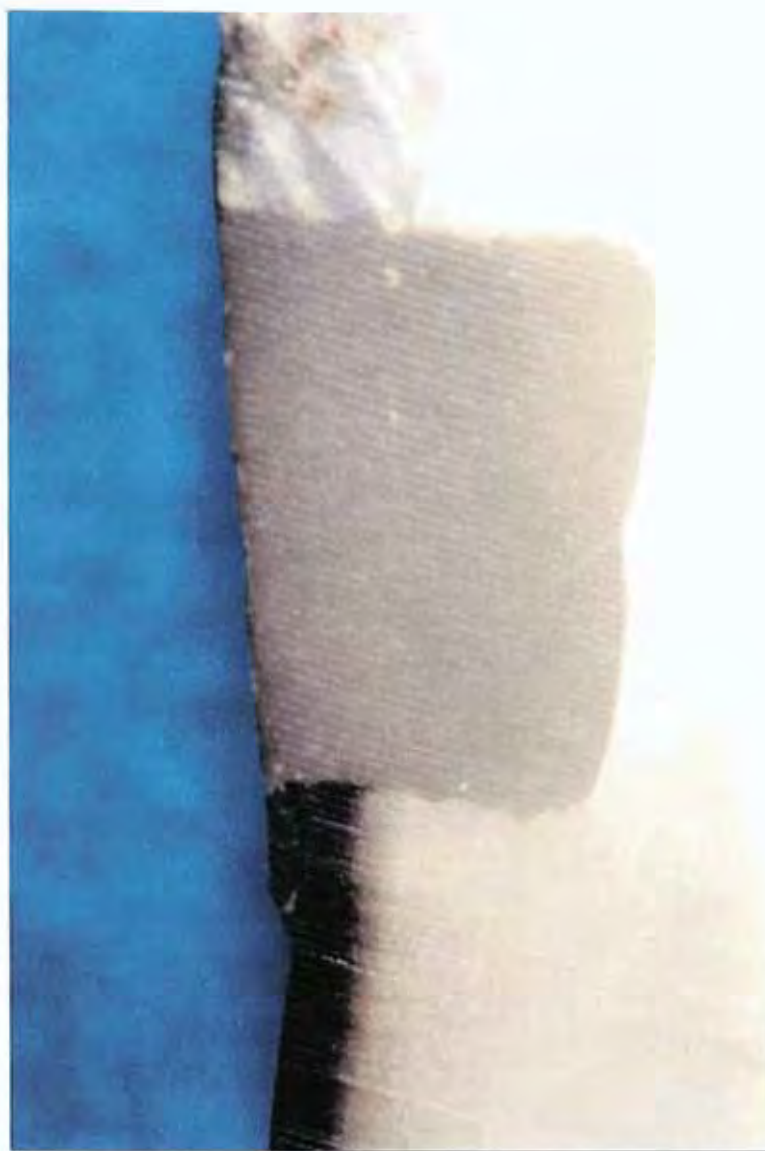


FIGURA 10 – Microinfiltração Grau 1 na margem gengival do espécime do G6.



FIGURA 11 – Microinfiltração Grau 2 na margem gengival do espécime do G6.



FIGURA 12 – Microinfiltração Grau 3 na margem gengival do espécime do G4.



FIGURA 13 – Microinfiltração Grau 4 na margem gengival do espécime do G8.

4.2.7 Preparo dos dentes para microscopia eletrônica de varredura (MEV)

As amostras de 0,5mm obtidas da secção dos espécimens foram imersas em solução de glutaraldeído a 2,5% em 0,1 M Sodium Cacodylate buffer a 4° C, num pH de 7,4 por 12 horas, para fixação das estruturas orgânicas. Em seguida, foram lavadas por uma hora em solução de 0,2 M de Cacodylate Buffer num pH de 7,4, seguida de lavagem com água destilada por um minuto. Logo após, foram desidratadas em etanol, a fim de substituir a água presente entre as estruturas orgânicas, facilitando o processo de secagem química do corpo de prova. Desta maneira, as amostras foram imersas por vinte minutos em etanol 25%, vinte minutos em etanol 50%, 20 minutos em etanol a 75%, 30 minutos em etanol a 95% e 1 hora em etanol 99,98%.

Uma das superfícies de cada amostra foi alisada com a finalidade de remover as irregularidades decorrentes da ação do disco diamantado, com lixas 600, 800, 1200 e 4000 montadas em Politriz*, sob refrigeração de água e polida em suspensão de diamante de 2 μ m e 1 μ m.

Em seguida, as amostras foram imersas em álcool etílico 99,98% em ultra-som por 10 minutos para remover o silício deixado pelas lixas.

* Politriz DP-10 - modelo Struers - n° 15^A - 1138

Foram, então, submetidas à ação de condicionamento com ácido fosfórico 35%, para expor a camada híbrida, lavadas e secas.

Com a finalidade de minimizar as alterações da superfície a ser examinada e favorecer a deposição de ouro sobre o corpo de prova, foi realizada a secagem, colocando cada amostra sobre um filtro de papel e despejando sobre ela uma solução de hexametildisilazane. Este procedimento foi realizado com todo o cuidado, utilizando luvas de látex para manusear a solução dentro de uma capela, devido às características irritantes do produto.

4.2.7.1 Metalização

As amostras preparadas foram armazenadas num dessecador para evitar a contaminação da superfície.

Como as amostras biológicas não são condutoras de eletricidade e calor, foi feita a remoção de água e a deposição de uma fina camada de ouro sobre elas para que se tornassem eletricamente condutivas. Além de se tornarem mais condutivas, o procedimento melhora a emissão de elétrons secundários e retroespalhados (*backscattered*), que é o sinal mais utilizado no processo de formação da imagem de superfície. O detector para elétrons retroespalhados determina a localização do sinal de prata no interior da camada híbrida, pois estes elétrons penetram em maior profundidade, face sua alta energia. As amostras foram colocadas numa metalizadora a vácuo*.

As amostras metalizadas foram analisadas no microscópio eletrônico de varredura**, acoplado a um analisador de energia dispersiva espectroscópica e à uma câmara fotográfica***.

* Bal-tec (SCD-050 - Sputter Coater)

** JEOL-1 SM modelo T 330⁴

*** pertencente ao Instituto de Química de Araraquara - UNESP

4.2.8 Avaliação da nanoinfiltração

Para se avaliar a nanoinfiltração, a prata foi inspecionada no MEV com aumento de 500 x na interface parede gengival/material restaurador de cada amostra.

A parede gengival foi micrografada ao longo de toda sua extensão em análise de elétrons retroespalhados (*backscattered*) para cada amostra.

A prata identificada se apresentava como uma linha brilhante na superfície observada e foi medida com paquímetro eletrônico digital*.

Com essas medidas, foi possível verificar a porcentagem de prata que penetrou na parede gengival, através da fórmula proposta por Sano, em 1994.

$$N = (P/L) \times 100$$

N = nanoinfiltração

P = quantidade de prata que penetrou na parede cervical (μm)

L = comprimento total da parede cervical

A medida em milímetros da parede gengival foi transformada em micrômetros, de acordo com a escala contida em cada fotografia.

Foi observado que a prata estava localizada na base, no interior e no topo da camada híbrida e no interior dos túbulos dentinários (Figuras 14 a 17).

* Paquímetro eletrônico Starret (0,01 mm / 1.0005")

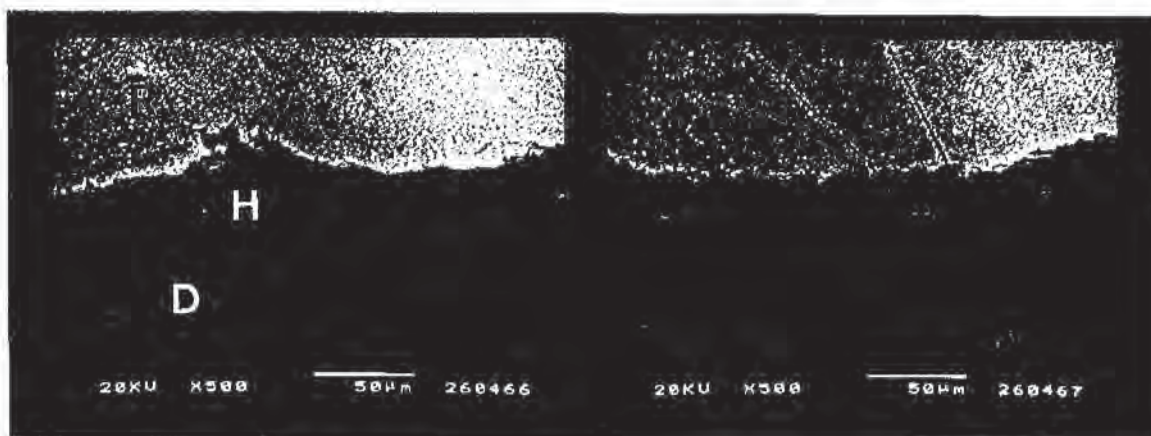


FIGURA 14 – MEV em *backscattered* (500x) – não é evidenciada a nanoinfiltração. Espécime do G3. D=dentina, H=camada híbrida, R=resina composta.

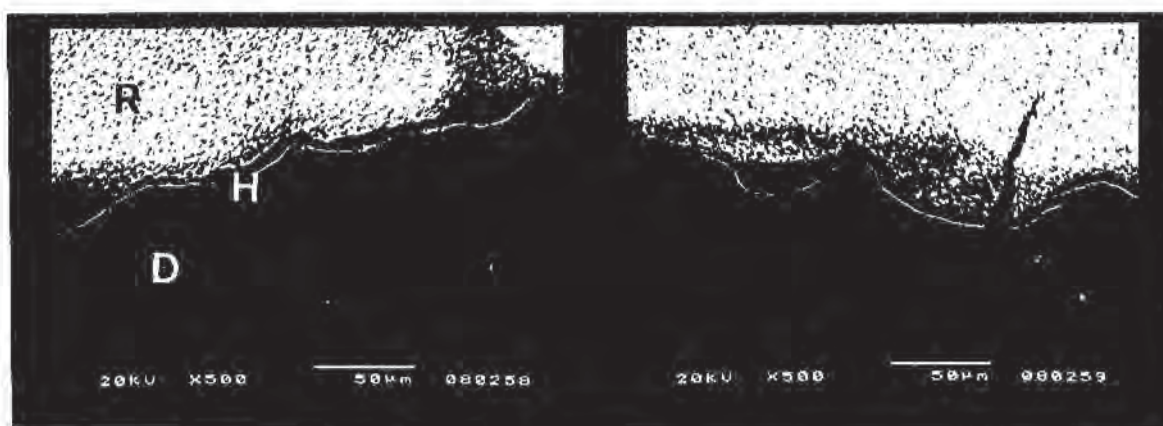


FIGURA 15 – MEV em *backscattered* (500x) – evidenciando fina camada da prata no topo da camada híbrida. Espécime do G5. D=dentina, H=camada híbrida, R=resina composta.

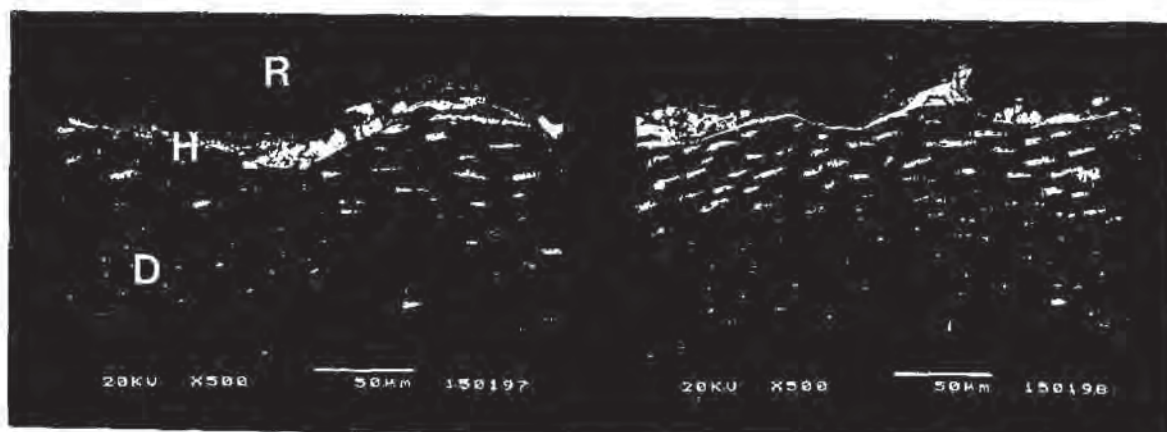


FIGURA 16 – MEV em *backscattered* (500x) – evidenciando a nanoinfiltração na base e interior da camada híbrida. Espécime do G6. D=dentina, H=camada híbrida, R=resina composta.

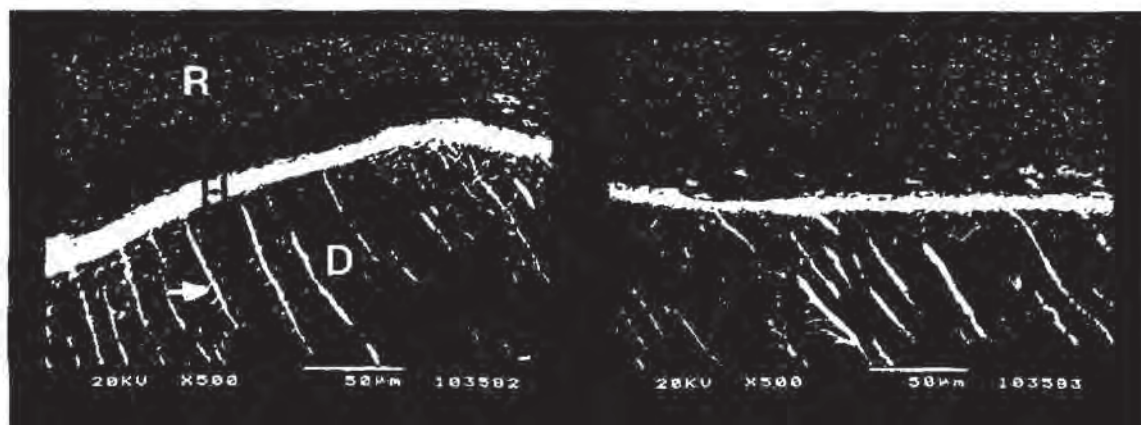


FIGURA 17 – MEV em *backscattered* (500x) – evidenciando a nanoinfiltração na base, no interior e no topo da camada híbrida; penetração da prata nos túbulos dentinários (seta). Espécime do G1. D=dentina, H=camada híbrida, R=resina composta.

4.2.9 Análise estatística

De posse dos dados obtidos da microinfiltração e nanoinfiltração, estes foram submetidos a análise estatística, utilizando-se a técnica estatística não paramétrica de Kruskal-Wallis e a técnica de Muller.

5 RESULTADOS

5.1 Avaliação da microinfiltração através da lupa estereomicroscópica

Os dados obtidos referentes aos graus de microinfiltração observados na margem gengival de cada amostra estão expressos no Quadro 4, originando a Tabela 1.

QUADRO 4 - Resultados de microinfiltração (em escore) na parede gengival segundo grupos

amostras	L				C			
	LNT	LS	LSNd	LNTNd	CNT	CS	CSNd	CNTNd
	G1	G2	G3	G4	G5	G6	G7	G8
1	3	2	3	3	1	1	3	2
2	3	2	3	3	1	1	2	3
3	3	2	1	1	2	3	3	3
4	3	2	2	4	1	3	3	4
5	3	3	1	3	1	3	2	3
6	3	3	1	3	1	2	2	3
7	3	2	0	2	1	4	3	3
8	3	2	2	2	3	4	3	3
9	3	3	1	2	0	2	2	3
10	2	3	2	2	3	1	2	3
11	3	3	1	2	2	1	2	3
12	4	3	1	2	2	2	2	2
13	3	3	2	3	2	3	3	4
14	3	3	1	3	3	3	2	2
15	4	2	1	2	3	3	3	3
16	4	3	2	2	2	2	3	3
17	2	2	1	1	2	2	3	4
18	2	1	2	1	2	3	3	4
19	1	1	1	2	3	2	3	3
20	1	1	1	1	3	2	3	3
Escore Médio	2,80	2,30	1,45	2,20	1,90	2,35	2,60	3,05

TABELA 1- Infiltração segundo grupos para parede gengival

GRUPO	0	1	2	3	4	Escore médio
G ₁	-	2	3	12	3	2,80
G ₂	-	3	8	9	-	2,30
G ₃	1	11	6	2	-	1,45
G ₄	-	4	9	6	1	2,20
G ₅	1	6	7	6	-	1,90
G ₆	-	4	7	7	2	2,35
G ₇	-	-	8	12	-	2,60
G ₈	-	-	3	13	4	3,05

Para se verificar a igualdade entre os oito grupos (G₁, G₂, G₃, G₄, G₅, G₆, G₇ e G₈) nos efeitos exercidos na microinfiltração da parede gengival, foi aplicada a técnica estatística de Kruskal-Wallis (H) para cada uma das paredes (Tabela 2).

Para os resultados obtidos na Tabela 1, foram calculados os postos médios, conforme tabela a seguir:

TABELA 2 - Soma de postos (SP) e posto médio (PM) segundo grupo

GRUPO	SP	PM
G ₁	2079,5000	103,9750
G ₂	1569,5000	78,4750
G ₃	776,0000	38,8000
G ₄	1449,5000	72,4750
G ₅	1214,5000	60,7250
G ₆	1606,0000	80,3000
G ₇	1868,0000	93,4000
G ₈	2317,0000	115,8500

Obteve-se $H = 38,810$, significativo ($p = 0,0001$). Portanto, rejeita-se a hipótese de que exista semelhança de comportamento entre os grupos quanto à infiltração na parede gengival.

No caso de ser detectada significância estatística, procedeu-se à comparação entre os grupos utilizando-se a técnica de Muller (Tabela 3).

As comparações estatísticas foram analisadas segundo diferença de postos médios, conforme Tabela 3.

TABELA 3 - Contrastes estatísticos entre grupos segundo diferença entre postos médios (D). Parede gengival

CONTRASTE	D	Valor crítico ($\alpha=5\%$)
G ₁ e G ₂	25,5000	44,4037
G ₃	65,1750 *	
G ₄	31,5000	
G ₅	42,2500	
G ₆	23,6750	
G ₇	10,5450	
G ₈	11,8750	
G ₂ e G ₃	39,6750	
G ₄	6,0000	
G ₅	17,7500	
G ₆	1,8250	
G ₇	14,9250	
G ₈	37,3750	
G ₃ e G ₄	33,6750	
G ₅	21,925	
G ₆	41,5000	
G ₇	54,6000 *	
G ₈	77,0500 *	
G ₄ e G ₅	11,7500	
G ₆	7,8250	
G ₇	20,9250	
G ₈	43,3750	
G ₅ e G ₆	19,5750	
G ₇	32,6750	
G ₈	55,1250 *	
G ₆ e G ₇	13,1000	
G ₈	35,8500	
G ₇ e G ₈	22,8500	

* significativo, ao nível de 5%.

Segundo a Tabela 3, de contrastes, verificou-se que os seguintes grupos apresentaram comportamentos distintos quanto à infiltração na parede gengival: G₁-G₃, G₃-G₇, G₃-G₈ e G₅-G₈.

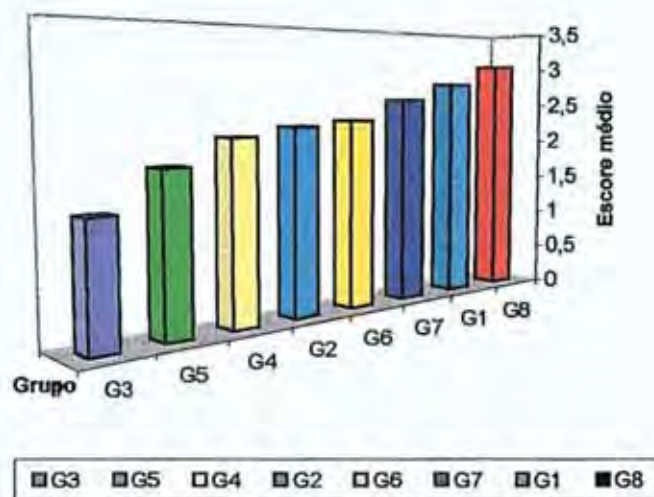


FIGURA 18 - Escore médio segundo grupos para microinfiltração na parede gengival.

5.2 Avaliação da nanoinfiltração através do microscópio eletrônico de varredura

Os dados obtidos para nanoinfiltração estão expressos no Quadro 5, a seguir.

QUADRO 5 - Resultados de nanoinfiltração (%) na parede gengival segundo grupos

amostras	L				C			
	LNT	LS	LSNd	LNTNd	CNT	CS	CSNd	CNTNd
	G1	G2	G3	G4	G5	G6	G7	G8
1	43,78	19,93	8,71	9,55	48,03	52,29	43,64	33,45
2	0	13,13	45,65	79,43	78	32,06	53,32	20,30
3	20,30	29,12	24,94	50	98,92	56,67	66,63	21,61
4	32,56	18,62	56,44	100	41,66	26,21	73,05	46,72
5	0	92,58	27,39	15,05	88,32	27,32	14,65	18,35
6	54,23	58,58	9,27	92,70	83,24	36,15	47	40,40
7	92,81	66,98	0	78,37	53,35	15,76	90,62	48,53
8	20,97	15,79	0	0	33,33	70,19	70,94	24,30
9	80,15	72,48	62,16	0	60,38	14,92	29,93	53,75
10	22,13	17,15	0	0	42,25	95,68	90,79	20,89
11	100	59,14	0	26,20	81,88	32,53	28,20	63,87
12	23,14	79,46	0	14,28	64	59,77	37,31	65,15
13	80,65	64,74	0	46,89	73,06	51,88	0	22,33
14	33,41	17,02	13,85	28,98	78,58	75	58,51	23,72
15	51,23	65,35	67,57	0	39,23	52,24	40,22	46,91
16	0	35,24	17,74	83,97	83,79	61,45	55,83	56,58
17	94,63	62,25	0	87,45	92,87	36,14	16,57	55,46
18	93,08	45,53	6,77	0	37,40	20,02	89,03	42,26
19	59,76	0	1,95	43,75	85,70	80	0	37,90
20	90,05	0	0	92,88	64,23	75	19,74	43,89

Para se verificar a igualdade entre os oito grupos (G1, G2, G3, G4, G5, G6, G7, G8) nos efeitos exercidos na nanoinfiltração, foi aplicada a técnica estatística de Kruskal-Wallis (H) aos dados do Quadro 5 - Tabela 4.

No caso de ser detectada significância estatística, procedeu-se à comparação entre os grupos, utilizando-se a técnica de Muller.

TABELA 4 - Soma de postos (SP) e posto médio (PM) segundo grupo.
Nanoinfiltração

GRUPO	SP	PM
G ₁	1777,5000	88,8750
G ₂	1543,0000	77,1500
G ₃	772,0000	38,6000
G ₄	1526,0000	76,3000
G ₅	2309,0000	115,4500
G ₆	1767,0000	88,3500
G ₇	1679,0000	83,9500
G ₈	1506,5000	75,3250

Obteve-se $H = 29,594$, significativo ($p = 0,0001$).

Sendo o valor de H significativo, rejeitou-se a hipótese de que diferentes grupos promoveram efeitos semelhantes na nanoinfiltração.

As comparações estatísticas foram analisadas segundo diferença de postos médios (D), conforme Tabela 5:

TABELA 5 - Contrastes estatísticos entre grupos segundo diferença entre postos médios (D). Nanoinfiltração

CONTRASTE	D	Valor crítico ($\alpha=5\%$)
G ₁ e G ₂	11,7250	44,4037
G ₃	50,2750*	
G ₄	12,5750	
G ₅	26,5750	
G ₆	0,5250	
G ₇	4,9250	
G ₈	13,5500	
G ₂ e G ₃	38,5500	
G ₄	0,8500	
G ₅	38,3000	
G ₆	11,2000	
G ₇	6,8000	
G ₈	1,8250	
G ₃ e G ₄	37,7000	
G ₅	76,8500*	
G ₆	49,7500*	
G ₇	45,3500*	
G ₈	36,7250	
G ₄ e G ₅	39,1500	
G ₆	12,0500	
G ₇	7,6500	
G ₈	0,9750	
G ₅ e G ₆	27,1000	
G ₇	31,5000	
G ₈	40,1250	
G ₆ e G ₇	4,4000	
G ₈	13,0250	
G ₇ e G ₈	8,8250	

* significativo, ao nível de 5%

Segundo a Tabela 5 de contrastes verificou-se que o grupo G₃ teve comportamento de nanoinfiltração distinto dos seguintes grupos G₁, G₅, G₆ e G₇.

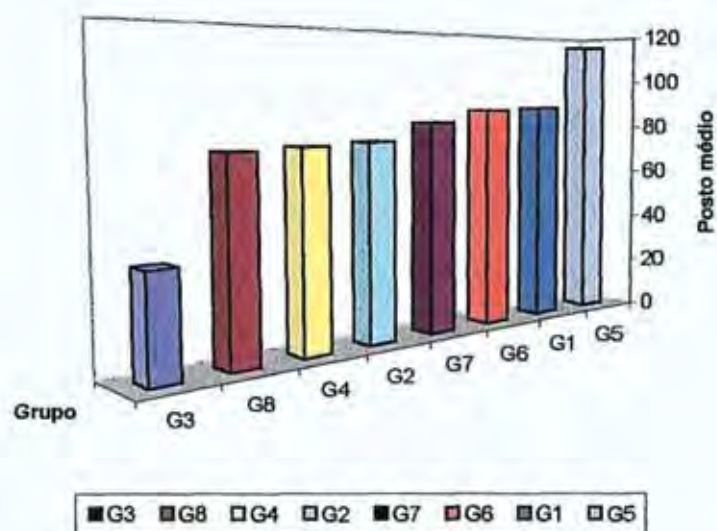


FIGURA 19 - Posto médio segundo grupos para nanoinfiltração.

6 DISCUSSÃO

Em razão da importância clínica da microinfiltração, pesquisas para verificar o vedamento na interface entre os materiais restauradores e estrutura dental têm sido realizadas desde o início do século e muitos foram os métodos propostos pelos pesquisadores para melhor evidenciação da microinfiltração *in vitro*, e assim extrapolar esses resultados para o comportamento *in vivo*. Retief et al.¹⁷⁵, 1988, já confirmavam a probabilidade da infiltração ocorrer *in vivo* quando os materiais submetidos a testes de laboratório detectassem microinfiltração.

Vários métodos foram propostos, porém a utilização do corante para analisar a microinfiltração de materiais restauradores está sendo o mais utilizado pelos pesquisadores. Entretanto, a variedade de métodos dificulta a comparação dos resultados entre os trabalhos de pesquisa (Taylor & Lynch¹⁹⁸, 1992). O nitrato de prata tem sido aceito, atualmente, por grande parte dos pesquisadores e, segundo Wu et al.²²², 1983, Cox⁴¹ 1992 é, atualmente, o mais utilizado. O uso do nitrato de prata proporcionou visão melhor da microinfiltração e, também a combinação do nitrato de prata com microscópio eletrônico de varredura, identifica o caminho da microinfiltração, mostrando claro o traçado da localização e extensão da infiltração (Wieczkowski et al.^{215, 216}, 1991 e 1992).

Neste trabalho foi utilizado o nitrato de prata para evidenciar a microinfiltração através de escores e a nanoinfiltração através do MEV, e podemos afirmar que, em comparação com outros corantes já utilizados por nós em outras pesquisas de microinfiltração, este foi o que evidenciou

melhor a penetração da infiltração na interface material / estrutura dental.

Outro fator bastante discutível em pesquisas de microinfiltração é a maneira de submeter os materiais restauradores à termociclagem para simular os efeitos de ingestão de alimentos ou bebidas quentes ou frias, sobre os materiais dentro da cavidade oral. Crim et al.⁴⁶ 1985, submeteram os espécimens a 1500 ciclos em diferentes temperaturas e não observaram diferença entre eles e a microinfiltração. Crim & Garcia-Godoy⁴⁵, 1987, comparando 100 e 1500 ciclos também não observaram diferença no tempo de armazenamento e duração da ciclagem térmica. Concordando com estes resultados, Raskin et al.¹⁷¹, 1998 comparando entre 300 ciclos e 3000 ciclos, com permanência dos corpos de prova de 10 segundos em cada temperatura entre 5° C e 55° C, observaram que não houve diferença entre eles, e com 300 ciclos os autores observaram que já houve aumento da microinfiltração para os dois sistemas de adesivos testados: Scotchbond MP e Clearfil Liner Bond 2, utilizando a resina composta Z100 como material restaurador.

Mandras et al.¹²², em 1993, reportaram que o número de ciclo e tempo de armazenamento não modificaram a microinfiltração em restaurações de resina composta.

Submetendo corpos de prova à termociclagem de 5000 ciclos a $5 \pm 1^\circ \text{C}$ e $55 \pm 1^\circ \text{C}$, com duração em cada banho de 10 segundos e 60 segundos e, comparando com um grupo em que a termociclagem não foi realizada, Rossomando & Wendt Junior¹⁷⁷, em 1995, não observaram diferença significativa entre as restaurações de resina composta, avaliando a microinfiltração gengival em cimento.

Neste estudo, optamos por 300 ciclos entre as temperaturas $5 \pm 2^\circ \text{C}$ e $55 \pm 2^\circ \text{C}$ com tempo de permanência de trinta segundos em cada temperatura. Num trabalho realizado por nós*, foi observado que não houve diferença na infiltração *in vivo* quando comparada ao estudo *in*

* Trabalho em fase de redação

vitro, observando a microinfiltração em restaurações de resina composta submetidas a 300 ciclos.

Outro fator, que gera polêmica entre os pesquisadores e dificulta a comparação entre os resultados, é o armazenamento dos dentes antes dos procedimentos e o tipo de dente para os testes de laboratório. A utilização de dentes bovinos tem crescido, pois há grande dificuldade em se obter dentes humanos livres de cáries ou restaurações, e, por outro lado, já há comprovação científica de que dentes bovinos se prestam às pesquisas de laboratório como substitutos de dentes humanos (Tonami²⁰⁰, 1996).

Quanto ao armazenamento dos dentes, a obtenção de grandes quantidades de dentes humanos de igual faixa etária, em curto período de tempo, para padronização dos resultados, é impossível. Por isso eles precisam ser armazenados e diferentes soluções têm sido utilizadas pelos pesquisadores, como formol 10%, salina fisiológica, timol 0,2%, cloramina 0,5%, azida sódica, água destilada. Também tem sido utilizada a temperatura ambiente, geladeira a 4° C e freezer. O congelamento dos dentes bovinos em freezer a -18° C foi proposto por Tonami²⁰⁰, em 1996, e sua utilização no máximo até 28 dias. Resultado confirmado por Araújo et al.¹², 1999, orientou-nos ao uso de dente bovino armazenado em freezer, pela facilidade de obtenção e controle.

Até a presente data, apesar das buscas incansáveis, nenhum material restaurador foi ainda capaz de promover um completo selamento marginal.

Neste estudo, foi analisada a seguinte hipótese: se em cavidades classe V preparadas com laser Er:YAG, a aplicação do laser Nd:YAG após o pré-tratamento da dentina com sistemas adesivos não polimerizados promoveria melhor selamento das margens, quando comparadas com o preparo convencional.

Essa hipótese foi confirmada, pois na tabela 3 observou-se que o grupo G₃ (LSNd), ou seja, preparo com o laser Er:YAG, aplicação

do adesivo *Single Bond* mais o tratamento com laser Nd:YAG, apresentou menor microinfiltração.

Na Tabela 5 para nanoinfiltração observou-se que houve menor quantidade de íons de prata no interior da camada híbrida também para o grupo G₃ (LSNd).

Gonçalves et al.⁷⁶, 1999, utilizaram o protótipo de laser Nd:YLF sobre o sistema adesivo *Scotchbond MPP* na dentina e encontraram bons valores de resistência adesiva. Matos et al., 1999, aplicando a irradiação do laser Nd:YAG (0,6 W, 40 mJ e 15 Hz) sobre o adesivo dentinário *Single Bond* não polimerizado, encontraram maiores valores de força de tração que a aplicação do laser sob o adesivo.

Provavelmente, segundo Matos et al.¹²³, houve uma fusão da dentina com os componentes do sistema adesivo, selando a interface dente/restauração. Segundo Goodis et al.⁷⁸, 1992, Anic et al.⁴, 1996, a irradiação com Nd:YAG modifica a dentina, causando fusão, recristalização e fechamento dos túbulos dentinários. Gelskey et al.⁶⁹, 1993 observaram que o selamento dos túbulos dentinários reduziu a sensibilidade. Gonçalves et al.⁷⁶, 1999, relataram que a aplicação do laser depois da aplicação dos adesivos não polimerizados proporcionou um novo substrato composto de hidroxiapatita fundida com os monômeros adesivos.

Nas Tabelas 1 e 2, melhor evidenciadas na Figura 18 deste trabalho, os resultados de infiltração nas restaurações cujos preparos foram realizados com laser foram menores, como nos grupos G₃ (LSNd), G₂ (LS), G₄ (LNTNd). Mas as restaurações cujos preparos foram os convencionais também obtiveram resultados semelhantes como G₅ (CNT) e G₆ (CS).

Portanto, as restaurações cujos preparos foram realizados com o laser, mais adesivo NT mais laser Nd:YAG, e preparos convencionais com os dois tipos de adesivo e sem aplicação do Nd:YAG também obtiveram resultados semelhantes. Os maiores valores de

microinfiltração foram para o G₈ (CNTNd), que teve o tratamento com o Nd:YAG, porém em preparos convencionais.

Segundo a literatura os preparos realizados com o laser Er:YAG foram semelhantes aos convencionais em estudos *in vitro* (Matsumoto et al.¹²⁶, 1991; Keller & Hibst¹⁰⁵, 1992; Wigdor et al.²¹⁷, 1992; Wright et al.²¹⁸, 1993; Frentzen⁶⁵, 1994; Gimble et al.⁷¹, 1994; Kumazaki¹¹⁵, 1994; Sakakibara et al.¹⁷⁹, 1994; Sekine et al.¹⁸⁵, 1994; Eduardo et al.⁵⁶, 1996; Ishikawa et al.⁹⁷, 1996; Jelinková et al.⁹⁹, 1996; Tanji et al.¹⁹⁴, 1996; Visuri et al.²⁰⁹, 1996; Hansen⁸⁵, 1998; Miserendino¹²⁹, 1998; Tanji et al.¹⁹², 1998; Zennyu et al.²³¹, 1998; Yamamoto et al.²²³, 1999) e *in vivo*, (Yokoyama et al.²²⁵, 1996; Cozean et al.⁴⁴, 1997; Pelagalli et al.¹⁵⁶, 1997; Dostalová et al.^{48, 49}, 1998; Evans et al.⁶⁰, 1998; Cozean & Powell⁴³, 1998; Matsumoto¹²⁵, 1998; Eduardo et al.⁵⁷, 1998; Keller et al.¹⁰⁹, 1998).

Nas Tabelas 4 e 5 dos resultados de nanoinfiltração, melhor evidenciados na Figura 19, veremos que o G₃ (CSNd) também obteve a menor quantidade de prata no interior da camada híbrida, porém G₁ (LNT), G₅ (CNT), G₆ (CS) obtiveram resultados semelhantes, ou seja, grupos sem o tratamento do laser Nd:YAG.

Pelo resultado deste trabalho, foi a aplicação do laser Nd:YAG no adesivo dentinário *Single Bond*, em preparos a laser, que promoveu o melhor vedamento marginal. O tratamento da dentina com o laser Nd:YAG também promoveu bons resultados de força de tração (Matos et al.¹²³, 1999) e resistência ao cisalhamento (Gonçalves et al.⁷⁶, 1999). No entanto, não podemos fazer uma comparação, pois segundo alguns autores, não há correlação entre força adesiva e microinfiltração (Prati et al., 1992; Fortin et al., 1994; Uno e Finger, 1995).

Resultados controversos encontraram Latta et al., 1999, quando compararam preparos a laser com o convencional, utilizando os sistemas adesivos *Single Bond* e *Prime & Bond 2.1*. Verificaram em MEV formação imperfeita e até ausência da camada híbrida, concluindo que

preparos a laser podem afetar negativamente a atuação desses dois adesivos. Talvez os parâmetros utilizados pelos autores tivessem causado esses resultados.

Neste estudo, pudemos verificar que houve a presença de microinfiltração em todos os espécimens, seja nos preparos realizados com o laser ou com a alta rotação.

Estudando a microinfiltração de restaurações de resina composta, cujos preparos foram realizados com laser Er:YAG, Wright et al.^{220, 221}, 1992, 1993, notaram que não houve diferença estatística quando comparado com os preparos convencionais, assim como Keller & Hibst¹⁰⁸, em 1993, e Hibst & Keller⁹¹, em 1994.

Ramos¹⁷⁰, em 1998, avaliou a microinfiltração em restaurações classe V de resina composta, utilizando o mesmo sistema adesivo utilizado neste estudo, Single Bond e a resina composta Z100, e também não encontraram diferença entre preparos a laser e convencionais, quando condicionados com ácido fosfórico.

Resultados semelhantes observaram Jean et al.⁹⁸, 1998, ou seja, utilizando ácido fosfórico em preparos classe V na interface esmalte/cimento, não houve diferença entre tratamento com laser e o convencional. Souza et al.¹⁹⁰, 1998, Niu et al.¹⁴¹, 1998, Kusaka et al.¹¹⁶, 1998 e Blankenau et al.²², em 1999, em restaurações classe V também afirmaram a necessidade de condicionamento ácido nos preparos a laser, principalmente em esmalte e, quando comparado com preparo convencional, os resultados de microinfiltração foram semelhantes. Niu et al., em 1998, observando em MEV, encontraram fendas marginais em todos os grupos. Kusaka et al.¹¹⁶, em 1998, também observaram grande infiltração em todos materiais testados.

Interessante observar que, em todos trabalhos desta revisão de literatura, a microinfiltração estava presente tanto nos preparos a laser como nos preparos convencionais vindo de encontro com os resultados de nossa pesquisa.

Talvez a microinfiltração tenha sido causada em função do comportamento dos adesivos dentinários.

Pesquisas de microinfiltração com o sistema de adesivo dentinário da 3M têm sido realizadas desde o lançamento do *Scotchbond*, *Scotchbond 2*, *Scotchbond MPP*, caracterizando a quarta geração de adesivos dentinários e, atualmente, o *Single Bond*, em que o *primer* e o adesivo estão contidos no mesmo frasco, para testar sua eficiência.

A *Dentsply* comercializou o adesivo dentinário *Prime & Bond*, em 1994 nos E.U.A., depois surgiram novas versões como *Prisma Universal 2*, *Primer & Bond 2.0*, *Primer & Bond 2.1* (quarta geração) e recentemente *Prime & Bond NT* em que o *primer* e o adesivo estão num frasco único e contém flúor na sua composição, segundo os fabricantes.

Muitos estudos foram feitos com estes adesivos. Ferrari & Davidson⁶¹, em 1996, utilizando o adesivo *Scotchbond MP* e a resina composta Z100 em restaurações classe II terminadas em cimento, observaram microinfiltração na margem gengival em 70% dos espécimens *in vivo*, e 50% dos espécimens *in vitro*.

Saunders & Saunders¹⁸³, em 1996, observaram menor infiltração na margem gengival nos grupos em que o adesivo continha acetona na sua constituição, utilizando a técnica úmida. Todos os grupos testados com os adesivos *Scotchbond MPP* e *Prime & Bond 2.0* apresentaram infiltração no esmalte e no cimento.

Concordando com estes autores, Prati et al.¹⁶⁸, em 1997, observaram fendas e fraturas na interface agente adesivo *Scotchbond MPP* / resina composta Z100, *Silux* e *Vitremer*.

Em 1999, Garone Netto et al.⁶⁸, Cardoso et al.³², 1999, Pilo & Ben-Amar¹⁶⁴, 1999, utilizando o adesivo dentinário *Single Bond* e a resina composta Z100 em restaurações terminadas em cimento, também concluíram que não houve completo selamento e o adesivo não foi capaz de eliminar de maneira eficaz a microinfiltração.

No entanto, Opdam et al.¹⁴², em 1997 observaram que o

sistema adesivo com *primer* produziu maior porcentagem de restaurações livres de fenda.

Em uma pesquisa sob nossa orientação, em 1999, (Yui et al.²²⁹, 1999) utilizando o condicionamento ácido mais adesivo NT e a resina composta TPH Spectrum em restaurações classe V, foi verificado que não houve diferença na microinfiltração em cimento quando comparada com os seguintes grupos: grupo 1: NRC (*Non Rinse Conditioner*) + adesivo NT + TPH Spectrum; grupo 2: NRC + NT + Direct AP e grupo 3: ácido fosfórico 37% + NT + Direct AP. Foi observado que nenhum tratamento foi efetivo no vedamento gengival.

Entretanto, a microinfiltração é minimizada com os dois sistemas adesivos dentinários utilizados neste estudo, pois removem a *smear layer* pela aplicação do condicionamento com ácido fosfórico 37% (Nakabayashi et al.¹³⁸, 1982; Nakabayashi et al.¹³⁹, 1991; Nakabayashi & Takarada¹³⁸, 1992; Pashley et al.^{150, 151}, 1992; Perdigão et al.¹⁶¹, 1994; Perdigão & Swift Junior¹⁶⁰, 1994; Walshaw & McComb²¹⁰, 1995) e forma a camada híbrida pela aplicação do *primer* e adesivo hidrofóbico e hidrofílico, melhorando o selamento marginal (Nakabayashi et al.^{138, 139, 137}, 1982; 1991; 1992; Nakabayashi & Takarada¹³⁶, 1992; Asmussem & Uno¹⁵, 1992; Ferrari et al.⁶², 1996; Van Meerbeek et al.^{204, 205}, 1996; Nakabayashi & Pashley¹⁴⁰, 1998).

A hibridização da dentina foi um marco para a Odontologia. Segundo Nakabayashi & Pashley¹⁴⁰, em 1998, com a hibridização as fendas poderiam ser eliminadas e, conseqüentemente, a infiltração dos fluidos orais e bactérias. Porém, isto não vem ocorrendo: nossos resultados mostraram nanoinfiltração em todos os espécimens, corroborando as observações de Sano et al.^{180, 181}, 1994, 1995, que apresentaram um estudo em MEV onde verificaram a penetração de íons de prata na base da camada híbrida, mostrando, portanto, que íons de prata infiltraram entre resina e estrutura dental descalcificada, sem a formação de fendas marginais. Os autores sugeriram a possibilidade dos

monômeros do sistema adesivo utilizado não terem a capacidade de penetrar totalmente na dentina desmineralizada após o condicionamento ácido, deixando uma zona porosa como caminho para a infiltração, na base da camada híbrida. Em 1995, Sano et al.¹⁸², propuseram o termo de nanoinfiltração para distinguir este tipo especial de infiltração, que é a difusão de pequenos íons dentro da camada híbrida, especialmente na região basal, e essas porosidades nanométricas podem permitir a hidrólise das fibras colágenas e a degradação dos monômeros adesivos. Todos os adesivos estudados, inclusive o *Scotchbond MP*, apresentaram nanoinfiltração. Esses resultados encontram respaldo nos trabalhos de Perdigão & Swift Junior¹⁶⁰, em 1994, Titley et al.¹⁹⁹, em 1994, Walshaw & McComb²¹⁰, 1995 e Inai et al.⁹⁵, em 1995, que também observaram, em algumas áreas do colágeno, a não infiltração da resina. Perdigão & Swift Junior¹⁶⁰, em 1994, afirmaram que, se o agente condicionador penetrar em maior profundidade que o *primer*, existirá um zona de dentina parcialmente desmineralizada que pode ser suscetível à microinfiltração. Portanto, concluíram que o desempenho dos sistemas adesivos depende da profundidade da infiltração dos monômeros na dentina descalcificada.

Outros cientistas afirmaram que o monômero resinoso pode não se difundir completamente em toda a extensão da área dentinária descalcificada, falhando em ocupar a matriz colágena, que resultará num hiato na base da camada híbrida (Van Meerbeek et al.²⁰³, 1993; Tay et al.¹⁹⁶, 1995; Gwinnett et al.⁸⁴, 1996; Tay et al.^{195, 197}, 1996).

Em 1998, Paul & Pashley¹⁵³ observaram aumento de íons de prata quando condicionaram a dentina por 60 segundos, utilizando o adesivo *Single Bond*, indicando a capacidade decrescente do adesivo penetrar na dentina supercondicionada em direção à base da desmineralização.

Prati et al.¹⁶⁸, em 1997, em restaurações realizadas com o adesivo *Scotchbond MPP* e a resina composta Z100, verificaram que as margens em dentina mostraram fendas ao longo da interface, com o

agente adesivo.

Verificamos nesta pesquisa que os íons de prata da maioria dos espécimens depositaram-se na base da camada híbrida, corroborando os resultados de Duarte Junior⁵⁰, em 1997 que, fazendo uma avaliação em MEV da nanoinfiltração em cavidades de classe V restauradas com diferentes sistemas adesivos como *Clearfil Liner Bond 2*, *Amalgambond Plus* e *Prime & Bond 2.0*, verificou também que a maioria da penetração da prata ocorreu na região basal da camada híbrida.

Segundo Duarte Junior⁵⁰, 1997, a dificuldade da penetração dos monômeros resinosos por toda a extensão da dentina desmineralizada deve-se, em parte, ao tamanho limitado dos canais criados ao redor das fibras colágenas; além disso, o comprimento e tortuosidades dos canais devem ser considerados. Esses canais, segundo Pashley et al.¹⁵², em 1993, apresentam em torno de 20nm, podendo se interconectar, além de estarem repletos de água ou fluidos dentinários que poderão diluir ou competir no umedecimento das fibras, acarretando a porosidade da região basal da camada híbrida.

O tempo de aplicação do *primer* é um fator que também deve ser respeitado na técnica de aplicação dos adesivos e o fabricante recomenda um tempo de espera para auxiliar a evaporação da acetona do *primer* e facilitar a penetração do monômero resinoso.

Os *primers* têm a finalidade de garantir a penetração do adesivo na dentina desmineralizada, e essa dentina deve se manter úmida durante os procedimentos adesivos, pelo não colapso do colágeno e pela manutenção dos poros de penetração dos monômeros. Segundo Kanca III¹⁰⁰, 1992, com os adesivos com acetona, a dentina úmida promove melhor adesão porque há interação entre a água e a acetona, diminuindo a tensão superficial, permitindo melhor molhamento da superfície dentinária, formando a camada híbrida. Tay et al.¹⁹⁷, em 1996, observaram também que na dentina seca há colapso do colágeno e a penetração da resina é incompleta. Tay et al.¹⁹⁵, em 1996, também se

preocuparam com o excesso de água, pois provocaria falhas na interface dentina / resina, diminuindo as forças de adesão. Van Meerbeek et al.²⁰⁶, em 1998, afirmaram que adesivos contendo água na sua composição, como *Scotchbond MPP*, podem ser utilizados em dentina seca, porém, Araújo et al.⁶, 1998, discordaram desses resultados, pois utilizando *Single Bond*, numa pesquisa de microinfiltração, observaram que com o *Single Bond*, embora este tenha certa porcentagem de água, o comportamento na dentina seca não foi favorável, sugerindo que a quantidade de água não tenha sido suficiente para reidratar o colágeno.

Segundo Tay et al.¹⁹⁶, em 1995, a morfologia, comprimento e adaptação dos prolongamentos resinosos indicam o grau de umedecimento dos *primers* hidrofílicos. Ruyter¹⁷⁸, em 1992, realçou a importância dos adesivos possuírem grupos hidrofílicos e hidrofóbicos por causa da umidade dentinária, melhorando a adesão.

Sidhu et al.¹⁸⁶, em 1991, já alertavam sobre a fórmula dos adesivos dentinários, pois em dentina de pessoas adultas ocorre o aumento da composição inorgânica e diminuição do colágeno.

Barkemeir & Cooley¹⁷, em 1992, comentaram que, apesar dos testes de laboratório dos sistemas adesivos fornecerem bons resultados, somente avaliações clínicas a longo prazo são essenciais para demonstrar sua eficácia. Christensen³⁷, em 1992, também comentou, completando essas idéias, que muitos fatores clínicos não são considerados numa pesquisa *in vitro* como: contaminação por sangue, saliva, do óleo das peças de mão, rugosidade da superfície dental, retenções dos preparos, superfície contendo flúor, características da dentina diferente em pacientes jovens e adultos.

Numa pesquisa clínica com *Scotchbond MP* e *Clearfill Liner Bond*, Van Meerbeek et al.^{204, 205}, em 1996, observaram descoloração marginal, portanto, microinfiltração depois de avaliação clínica de três anos.

Pflug et al.¹⁶², em 1999, estudando adesivos à base de

acetona como *Prime & Bond NT* e *Easy Bond*, concluíram que a composição do adesivo dentinário tem grande importância na adesão.

Também em 1999, Perdigão & Lopes¹⁵⁹, numa pesquisa com *Prime & Bond NT* e *Single Bond*, observaram que a adesão na dentina depende da difusão do monômero na dentina e concluíram que a formação da zona de interdifusão (camada híbrida) é importante para adesão à dentina.

Entretanto, estudos clínicos e de laboratório ainda não fornecem todas as informações sobre o substrato dentinário na cavidade oral, ou seja, a camada híbrida ainda não está bem caracterizada. Segundo Perdigão & Lopes¹⁵⁸, 1999, se o colágeno tiver condições de remineralização, a nanoinfiltração na base da camada híbrida pode ser somente inicial.

Além de todos esses fatores, também devemos comentar que, em função de diferentes formatos cavitários, o selamento das restaurações de resina composta pode variar, (Mixson et al.¹³¹, 1992) e além do tratamento da dentina e espessura da camada de resina, a configuração da cavidade interfere na adaptação entre resina e parede de dentina (Echevarria et al.⁵², 1999). Carvalho et al.³⁴, em 1996, reportaram que o *stress* mecânico da polimerização pode ser controlado pelo desenho da cavidade preparada (*c-factor*), e que o fator *c* mais desfavorável é encontrado nas cavidades classe I preenchidas de uma só vez. Comentaram ainda a complexidade que envolve a contração de polimerização das resinas compostas.

Davidson et al.⁴⁷, em 1984, também verificaram que a forma da cavidade influenciou na conservação da adesão, pois, segundo os autores, quando a resina foi colocada em cavidades classe V, a contração de polimerização superou a resistência adesiva.

Um outro fator, talvez o mais crítico, seja, portanto, a contração de polimerização das resinas compostas.

Todas as resinas compostas sofrem contração de

polimerização, fato que foi comprovado e está sendo estudado até hoje pelos pesquisadores. As forças geradas pela contração de polimerização excedem as forças adesivas, provocando fendas marginais, principalmente na margem gengival. A contração de polimerização não é compensada pelo condicionamento ácido do esmalte e a aplicação de adesivos.

Asmussem¹⁴, em 1985, já comentava que a contração está associada às fendas marginais, porém graças à expansão higroscópica elas são minimizadas e por isso aconselhou não fazer o polimento das restaurações de resina composta imediatamente, pois os detritos serão forçados na fenda aberta, impedindo seu fechamento. A expansão da resina composta depende da quantidade de água absorvida pela restauração, e a sorção de água compensa a contração de polimerização. Porém, o tempo necessário é de sete dias (Hirasawa et al.⁹², 1983), além do que os compostos híbridos têm pouca expansão higroscópica (Torstenson & Brannstrom²⁰¹, 1988).

Portanto, a literatura ainda nos mostra que há muita polêmica e controvérsias a respeito dos materiais e técnicas. O substrato na margem gengival pouco pode contribuir em termos de retenção com os materiais disponíveis. Há sempre aumento no grau de infiltração nas margens das restaurações localizadas em cemento e não há ainda um material capaz de eliminar a microinfiltração nesta região.

Há necessidade de se desenvolverem adesivos dentinários que suportem as forças durante a contração de polimerização das resinas compostas e há também necessidade de futuros desenvolvimentos para que as resinas compostas não sofram contração de polimerização.

Pelo resultado deste trabalho, constatou-se melhora no vedamento marginal com a utilização do laser para confecção do preparo cavitário e pré-tratamento dentinário. Este procedimento talvez venha dar maior longevidade às restaurações de resina composta do século 21.

No entanto, estudos de pesquisas são necessários para que

se esclareça o que o laser promove na intimidade dentinária.

7 CONCLUSÃO

De acordo com a metodologia utilizada nesta pesquisa foi possível concluir que:

- a) o grupo **G3** (LSNd – preparo laser Er:YAG + adesivo *Single Bond* + laser Nd:YAG + Z100) apresentou os menores valores de microinfiltração e nanoinfiltração, estatisticamente significantes;
- b) o grupo **G8** (CNTNd – preparo convencional + adesivo NT + laser Nd:YAG + TPH) apresentou os maiores valores quanto à microinfiltração;
- c) o grupo **G5** (CNT – preparo convencional + adesivo NT + TPH) apresentou os maiores valores quanto à nanoinfiltração.
- d) A técnica utilizada no grupo **G3** promoveu uma melhora no vedamento marginal gengival, e não foi, portanto, capaz de evitar totalmente a microinfiltração e a nanoinfiltração.

8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS*

- 1 ADRIAN, J. C., WASHINGTON, M. S. Pulp effects of neodymium laser. *Oral Surg.*, v. 44, n. 2, p. 301-5, Aug. 1977.
- 2 ALTSHULER, G.B., BELIKOV, A.V., EROFEEV, A.V. Comparative study of contact and noncontact operation mode of hard tooth tissue Er:laser processing. In: CONGRESS OF THE INTERNATIONAL SOCIETY FOR LASERS IN DENTISTRY, 5, 1996, Jerusalém. *Proceedings...*, Bologna: Monduzzi, 1996. p.21-6.
- 3 AMERICAN DENTAL ASSOCIATION, Council On Dental Materials. Instruments and equipments. Dentin bonding systems: in up-date. *J. Am. Dent. Assoc.*, v. 114, p. 91-5, Jan. 1987.
- 4 ANIC, I. et al. Permeability, morphologic and temperature changes of canal dentine walls induced by Nd:YAG, CO₂, and Argônio lasers. *Int. Endod. J.*, v. 29, p. 13-22, 1996.
- 5 AOKI, A., WATANABE, H., ISHIKAWA, I. Er:YAG clinical

* Baseado em:

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. Rio de Janeiro
Referências bibliográficas NBR6023. Rio de Janeiro, 1989. 19p.

- experience in Japan: review of scientific investigations. In: PEATHERSTONE, J. D. B., RECHMANN, P., FRIED, D. S. (Ed.) *Lasers in dentistry*. 4. Washington: SPIE, 1998. (Proceedings of SPIE, v. 3248).
- 6 ARAUJO, M. A. M., TORRES, C. R. G, ARAUJO, R. M. Influência do estado de hidratação da dentina ácido-condicionada no selamento marginal em restaurações de resina composta. *Rev. Odontol. UNESP.*, v. 27, n.2, p. 363-79, 1998.
 - 7 ARAUJO, R. M., SILVA, M. V. Avaliação da infiltração em dentes posteriores. Efeito do adesivo dentinário associado ao amálgama e à resina composta. *Rev. Odontol. UNESP.*, v. 21, p. 223-31, 1992.
 - 8 ARAUJO, R. M., ARAUJO, M. A. M., MENDES, A. J. Influência da intensidade de luz de fotopolimerizadores na infiltração marginal. *Rev. Assoc. Paul. Cir. Dent.*, v.50, n.5, 1996.
 - 9 ARAUJO, R. M., MELLO, J. B., HUHTALA, M. F. R. I. Utilização de adesivos dentinários como agente de vedamento cavitário em restaurações classe II de amálgama e resina composta posterior. *Rev. Odontol. UNESP.*, v. 22, n.2, p. 257-65, 1993.
 - 10 ARAUJO, R. M., ROCHA, P. I., GAROTTI, J. L. Effectiveness of amalgambond plus and scotchbond MP on marginal sealing. *J. Dent. Res.*, v. 76, p. 419, 1997. (Abstract 3243).
 - 11 ARAUJO, R. M., SILVA FILHO, F. P. M., MENDES, J. D. Estudo da microinfiltração em restaurações de resinas compostas

para dentes posteriores. Efeito do material preparo cavitário e condicionamento do esmalte à nível cervical. *Rev. Odontol. UNESP*, v.19, p. 191-201, 1990.

- 12 ARAUJO, R. M. et al. Influência de diferentes meios de armazenamento de dentes extraídos na microinfiltração. *J. B. C.*, v. 3, n.14, p. 31-5, 1999.
- 13 ARCORIA, C., COZEAN, C. Hard-tissue effects using multiple wavelenght lasers. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 4, 1994. Singapore. *Proceedings...* Bologna: Monduzzi, 1994. p. 131-5.
- 14 ASMUSSEM, E. Clinical relevance of physical, chemical, and bonding properties of composite resins. *Oper. Dent.*, v. 10, p. 61-73, 1985.
- 15 ASMUSSEN, E., UNO, S. Adhesion of restorative resins to dentin: chemical and physicochemical aspects. *Oper. Dent.*, suppl. 5, p. 68-74, 1992.
- 16 BADINI, S. R. G., ARAUJO, R. M., ARAUJO, M. A. M. Estudo da passagem de diferentes concentrações de ácido fosfórico através da dentina e observação da morfologia dentinária pelo MEV. *Rev. Odontol. UNESP.*, v. 27, p. 251-64, 1998.
- 17 BARKMEIER, W. W., COOLEY, R. L. Laboratory evaluation of adhesive systems. *Oper. Dent.*, suppl. 5, p. 50-61, 1992.

- 18 BARNES, D. M., et al. Microleakage of class 5 composite resin restorations: a comparison between in vivo and in vitro. *Oper. Dent.*, v. 18, n. 6, p. 237-50, 1993.
- 19 BARNES, I. E. The adaptation of composite resins to tooth structure. Part 3. Study 3: the adaptation of composite resins to dentine. *Br. Dent. J.*, v. 142, p. 253-9, Apr. 1977.
- 20 BASSI, G., CHAWLA, S., PATEL, M. The Nd:YAG laser in caries removal. *Br. Dent. J.*, v. 177, p. 248-50, Oct. 1994.
- 21 BAUER, J. G., HENSON, J. L. Microleakage a measure of the performance of direct filling materials. *Oper. Dent.*, v. 9, n. 1, p. 2-9, 1984.
- 22 BLANKENAU, R. J. et al. Effects of Er:YAG laser on enamel and dentin microleakage. *J. Dent. Res.*, v. 78, p. 393, 1999. (Abstract 2299).
- 23 BOWEN, R. L. Dental filling material composing vinyl treated fused silica and binder consisting of a reaction product of bisphenol and glycidyl acrylate. U. S. Patent nº 3066, 112, 1962 apud BARATIERI, et al. *Dentística: procedimentos preventivos e restauradores*. Rio de Janeiro: Quintecessence, 1989.
- 24 BOWEN, R. L. Properties of silica reinforced polymer for dental restorations. *J. Am. Dent. Assoc.*, v. 66, p. 57-62, 1963.

- 25 BOWEN, R. L. Adhesive bonding of various materials to hard tooth tissues II. Bonding to dentin promoted by a surface-active comonomer. *J. Dent. Res.*, v. 44, n. 5, p. 895-902, Sept./Oct. 1965.
- 26 BRÄNNSTRÖM, M. Smear layer: pathological and treatment considerations. *Oper. Dent.*, v. 9, suppl. 3, p. 35-42, 1984.
- 27 BRÄNNSTRÖM, M. Infection beneath composite resin restorations: can it be avoided ?. *Oper. Dent.*, v. 12, n. 4, p. 159-63, 1987.
- 28 BUONOCORE, M. G. A simple method of increasin the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J. Dent. Res.*, v. 36, n. 6, p. 849-53, Dec. 1955.
- 29 BURKE, F. J. T., McCAUGHEY, A. D. The four generations of dentin bonding. *Am. J. Dent.*, v. 8, n.2, p. 88-92, Apr. 1995.
- 30 BURKES, E. J. et al. Wet tissue versus dry enamel ablation by ER:YAG laser. *J. Prosthet. Dent.*, v. 67, n. 6, p. 847-51, June 1992.
- 31 CADIGIACO, M. C. et al. Mapping of tubule and intertubule surface areas available for bonding in class V and class II preparations. *J. Dent.*, v. 25, n. 5, p. 379-89, 1997.
- 32 CARDOSO, P. E. C. et al. Microleakage of class V composite restorations using five simplified adhesives. *J. Dent. Res.*, v.

78, 1999. (Abstract 2264).

- 33 CARVALHO, R. M. et al. Dimensional change of demineralized human dentine during preparation for scanning electron microscopy. *Arch. Oral Biol.*, v. 41, n. 4, p. 379-86, 1996.
- 34 CARVALHO, R. M. et al. A review of polymerization contraction: the influence of stress development versus stress relief. *Oper. Dent.*, v. 21, p. 17-24, 1996.
- 35 CECCHINI, R. C. M. *Estudo in vitro do efeito do laser de Nd:YAG em esmalte dental: análise de fluorescência de Raios-X e microscopia eletrônica de varredura*. São Paulo, 1997. 148p. Dissertação (Mestrado em Dentística) - Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo.
- 36 CHAIN, M. C., ARAUJO, R. M., TEIXEIRA, L. C. Adesivos dentinários: uma nova era na Odontologia. *Rev. Gaucha Odontol.*, v. 42, n. 3, p. 134-8, maio/jun. 1994.
- 37 CHRISTENSEN, W. T. Clinical factors affecting adhesion. *Oper. Dent.*, suppl. 5, p. 24-31, 1992.
- 38 COLLES, M. J. Medical lasers. *J. Biomed. Eng.*, v. 10, p. 569-75, Nov. 1988.
- 39 COOPER, L. F. et al. Shear strength of composite bonded to laser-pretreated dentin. *J. Prosthet. Dent.*, v. 60, n. 1, p. 45-9,

July 1988.

- 40 COX, C.F. Effects of adhesives resins and various dental cements on the pulp. *Oper. Dent.*, suppl. 5, p. 165-76, 1992.
- 41 COX, C. F. Microleakage related to restorative procedures. *Proc. Finn. Dent. Soc.*, v. 88, suppl. I, p. 83-93, 1992.
- 42 COZEAN, C. D., POWELL, L. Er:YAG clinical results on hard tissues: phase I. In: PEATHERSTONE, J. D. B., RECHMANN, P. FRIED, D. S. (Ed.). *Lasers in dentistry*. Washington: SPIE, 1998. (Proceedings of SPIE, v. 3248, p. 14-21).
- 43 COZEAN, C. D., POWELL, L. Er:YAG clinical results on hard tissue: phase II. In: PEATHERSTONE, J. D. B., RECHMANN, P. FRIED, D. S. (Ed.). *Lasers in dentistry*. Washington: SPIE, 1998. (Proceedings of SPIE, v. 3248, p. 33-38).
- 44 COZEAN, C. et al. Dentistry for the 21st century ? Erbium:YAG laser for teeth. *J. Am. Dent. Assoc.*, v. 128, p. 1080-7, Aug. 1997.
- 45 CRIM, G. A., GARCIA-GODOY, F. Microleakage: the effect of storage and cycling duration. *J. Prosthet. Dent.*, v. 57, n. 5, p. 574-76, May 1987.
- 46 CRIM, G. A., SWARTZ, M. L., PHILLIPS, R. W. Comparison of four thermo cycling techniques. *J. Prosthet. Dent.*, v. 53, n. 1,

p. 50-3, Jan. 1985.

- 47 DAVIDSON, C. L., GEE, A. G., FEILTZER, A. The competition between the composite dentin bond strength and the polymerization contraction stress. *J. Dent. Res.*, v. 63, n. 12, p. 1396-9, Dec. 1984.
- 48 DOSTÁLOVÁ, T. et al. Er:YAG laser ablation:evaluation after two-year long clinical treatment. In: PEATHERSTONE, J. D. B., RECHMANN, P. FRIED, D. S. (Ed.). *Lasers in dentistry*. Washington: SPIE, 1998. (Proceedings of SPIE, v. 3248, p. 23-39).
- 49 DOSTÁLOVÁ, T. et al. Non contact ER:YAG laser ablation: clinical evaluation. *J. Clin. Laser Med. Surg.*, v. 16, n. 5, p. 273-82, 1998.
- 50 DUARTE JUNIOR, S.L.L. *Avaliação da nanoinfiltração no interior da camada híbrida em cavidades classe V restauradas com diferentes sistemas adesivos. Estudo através da microscopia eletrônica de varredura*. Araraquara, 1997. 217p. Tese (Mestrado em Dentística Restauradora) - Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista.
- 51 ECHEVARRIA, J. U. Capa de hibridacion dentina-resina. ¿ Es una adhesion afetiva ? Odontologia clinica a fines del milenio. In: JORNADAS ANIVERSARIO DE LA FACULAD DE ODONTOLOGIA, 1997, Cordoba. *Universidad Nacional de Cordoba*, 1997, p. 229-41 apud GOMES, O. M. M. *Análise da microinfiltração marginal em cavidades de classe V*

restauradas com diferentes sistemas adesivos. Araraquara, 1998. 164 p. Dissertação (Mestrado em Dentística Restauradora) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista.

- 52 ECHEVARRIA, A. U. et al. The influence of cavity configuration, resin layer thickness and dentin treatment of resin adaptation. *J. Dent. Res.*, v. 78, p. 477, 1999. (Abstract 2975).
- 53 EDUARDO, C.P. Clinical usages of the Nd:YAG laser. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 3, Salt Lake City. *Proceedings...* Salt Lake City: ISLD., 1992. p. 267-8.
- 54 EDUARDO, C. P., CECCHINI, R. C. M., GROTH, E. B. Aplicações clínicas do Nd:YAG laser: hipersensibilidade dentinária e curetagem subgengival. *Rev. Paul. Odontol.*, v. 14, n. 5, p. 33-5, Set./Out. 1992.
- 55 EDUARDO, C. P. et al. Scanning electron microscopy study on enamel etching with Nd:YAG laser and phosphoric acid. *J. Clin. Laser Med. Surg.*, v. 13, n. 2, p. 81-5, 1995.
- 56 EDUARDO, C. P. et al. Micromorphological evaluation of enamel surface and the shear bond strength of a composite resin after ER:YAG irradiation, a in vitro study. In: CONGRESS OF THE INTERNATIONAL SOCIETY FOR LASERS IN DENTISTRY, 5, 1996, Jerusalém. *Proceedings...*, Bologna: Monduzzi, 1996.
- 57 EDUARDO, P.L.P., RAMOS, A.C.B., EDUARDO, C. P. The use

of the ER:YAG laser in cavity preparation: clinical cases. INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 6, 1998, Maui. *Proceedings...* Maui: ISDL, 1998. p. 202-5.

- 58 EICK, J. D. Adhesives and noshinking dental resins of the future. *Quintessence Int.*, v. 24, n.9, p. 632-40, 1993.
- 59 EICK, J. D. et al. The dentinal surface: its influence on dentinal adhesion. Part I. *Quintessence Int.*, v. 22, n. 12, p. 967-77, 1991.
- 60 EVANS, D. J. P. et al. A clinical evalutation of an Erbium:YAG laser for cavity preparation. *J. Dent. Res.*, v. 77, p. 955, 1998. (Abstract 2591).
- 61 FERRARI, M., DAVIDSON, C. L. Sealing performance of scotchbond multi purpose plus Z100 in class II restorations. *Am. J. Dent.*, v. 9, n. 4, p. 145-9, 1996.
- 62 FERRARI, M. et al. In vivo and in vitro microscopic evaluations of three dentin-enamel bonding systems. *J. Dent. Res.*, v. 75, p. 396, 1996. (Abstract 3032).
- 63 FORTIN, D. et al. Bond strenght and microleakage of current dentin adhesives. *Dent. Mater.*, v. 10, n. 4, p. 253-8, July 1994.
- 64 FRASER, C. J. A study of the efficacy of dental fillings. *J. Dent.*

Res., v. 9, p. 507-17, 1929.

- 65 FRENTZEN, M. Hard tissues: clinical applications – limitations and expectations. A critical review. INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 4, 1994, Singapore. *Proceedings...* Bologna: Monduzzi, 1994. p. 6-10.

- 66 FUSAYAMA, T. Non-pressure adhesion of a new adhesive restorative resin. *J. Dent. Res.*, v. 58, n. 4, p. 1364-70, Apr. 1979.

- 67 GABRIELLI, F. et al. Efeito do ataque ácido do esmalte e das paredes internas da cavidade na infiltração marginal de restaurações com resinas compostas. *Rev. Odontol. UNESP*, v. 819, p. 49-58, 1979/80.

- 68 GARONE NETTO, N. et al. Microinfiltração em restaurações de resina composta variando-se o sistema adesivo. In: REUNIÃO ANUAL DA SOCIEDADE BRASILEIRA DE PESQUISA ODONTOLÓGICA, 16, 1999, Águas de São Pedro. *Anais...* São Paulo, 1999. p. 163. (Resumo 13248).

- 69 GELSKEY, S. C., WHITE, J. M., PRUTHI, U. K. The effectiveness of the Nd:YAG laser in treatment of dental hiper-sensitivity. *J. Can. Dent. Assoc.*, v. 59, n. 4, p. 377-86, Apr. 1993.

- 70 GEORGIADES, K., PARARA, E. Different types of lasers in dentistry: a comparative study. In: INTERNATIONAL LASER CONGRESS, 1996, Athens, *Proceedings...*

Bologna:Monduzzi, 1996. p. 371-5.

- 71 GIMBLE, C. et al. Er:YAG clinical studies for hard tissues applications. INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 4, 1994. Singapore, *Proceedings...* Bologna:Monduzzi, 1994. p. 267-71.

- 72 GLOCKNER, K. et al. Intrapulpal temperature during preparation with the ER:YAG laser compared to the conventional bur: an in vitro study. *J. Clin. Laser Med. Surg.*, v. 16, n. 3, p. 153-7, 1998.

- 73 GOING, R. E. Microleakage around dental restorations a summarizing review. *J. Am. Dent. Assoc.*, v. 84, p. 1349-57, June 1972.

- 74 GOING, R. E. Reducing marginal leakage: a review of materials and techniques. *J. Am. Dent. Assoc.*, v. 99, p. 646-51, Oct. 1979.

- 75 GOMES, O.M.M. *Análise da micromicroinfiltração em cavidades de classe V restauradas com diferentes sistemas adesivos*. Araraquara, 1998, 164p., 1998. Tese (Mestrado em Dentística Restauradora) - Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista.

- 76 GONÇALVES, S.E.P., ARAUJO, M.A.M., DAMIÃO, A.J. Dentin bond strenght: influence of laser irradiation, acid etching and hypermineralization. *J. Clin. Laser Med. Surg.*, v. 17, n.2, p.

77-85, 1999.

- 77 GONZALES, C.D. et al. Potential preventive and therapeutic hard tissue applications of CO₂, Nd:YAG and argon laser in dentistry: review. *J. Dent. Child.*, v. 63, n. 3, p. 196-207, June 1996.
- 78 GOODIS, H. E. et al. Root canal system preparation: conventional versus laser methods in vitro. *J. Dent. Res.*, v. 71, p. 162, 1992. (Abstract 454).
- 79 GOUW SOARES, S. C. Apicetomy by Er:YAG laser: permeability and morphological study of dentin cut surface. *Deutsche Gesellschaftfur Laser Newsletter.*, v. 8, p. 15, 1997.
- 80 GROSS, D. et al. Surface morphology of dental hard tissues after Er:YAG laser treatment. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 3, 1992, Salt Lake City. *Proceedings...* Salt Lake City: ISLD., 1992, p. 133-4.
- 81 GROTH, E. B., EDUARDO, C. P. Laser em prevenção. *Rev. Assoc. Paul. Cir. Dent.*, v. 47, n. 2, p. 1005-6, Mar./Abr. 1993.
- 82 GROTH, E. et al. The pre-treatment of enamel surface in vitro with Er:YAG laser for bonding composite resin. CONGRESS OF THE INTERNATIONAL SOCIETY FOR LASERS IN DENTISTRY, 5, 1996, Jerusalem. *Proceedings...* Bologna: Monduzzi, 1996. p. 53-7.

- 83 GWINNET, A. J. Smear Layer: morphological considerations. *Oper. Dent.*, v. 9, suppl. 3, p. 3-12, 1984.
- 84 GWINNET, A. J. et al. Quantitative contribution of collagen network in dentin hybridization. *Am. J. Dent.*, v. 9, n. 4, p. 140-4, 1996.
- 85 HANSEN, R. Er:YAG clinical results on hard tissue: phase I. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASER IN DENTISTRY, 1998, Maui. *Proceedings...* Maui:ISDL, 1998. p. 63. (Abstract 125).
- 86 HARNIRATTISAI, C. et al. Adhesive interface between resin and etched dentin of cervical erosion/abrasion lesions. *Oper. Dent.*, v. 18, p. 138-43, 1993.
- 87 HEYMANN, H. O. et al. Examining tooth flexure effects on cervical restorations: a two year clinical study. *J. Am. Dent. Assoc.*, v. 122, n. 5, p. 41-7, May 1991.
- 88 HIBST, R., KELLER, U. S. Experimental studies of the application of the ER:YAG laser on dental hard substances: I. Measurement of the ablation Rate. *Laser Surg. Med.*, v. 9, n. 4, p. 338-44, 1989.
- 89 HIBST, R., KELLER, U. S. Heat effect of pulsed ER:YAG laser radiation. SPIE vol. 1200, p. 379-86, 1990.
- 90 HIBST, R., KELLER, U. S. Dental ER:YAG laser application:

- evaluation of thermal side effects. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 3, 1992, Salt Lake City. *Proceedings...* Salt Lake City: ISLD., 1992. p. 231-32.
- 91 HIBST, R., KELLER, U. S. Bond strength and microleakage of composite restorations after ER:YAG laser preparation and conditioning. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 4, Singapore, 1994. *Abstracts...* Singapore:ISLD., 1994.
 - 92 HIRASAWA, T. et al. Initial dimensional change of composite in dry and wet conditions. *J. Dent. Res.*, v. 62, n. 1, p. 28-31, Jan. 1983.
 - 93 HOKE, J. et al. Erbium-YAG (2,94 micron) laser effects on dental tissues. *J. Laser Appl.*, v. 2, n. 314, p. 61-5, 1990.
 - 94 HOSSAIN, M. et al. Ablation depths and morphological changes in human enamel and dentin after Er:YAG laser irradiation with or without water mist. *J. Clin. Laser Med. Surg.*, v. 17, n. 3, p. 105-9, 1999.
 - 95 INAI, N. et al. Nanoleakage of several new dentin bonding systems. *J. Dent. Res.*, v. 74, p. 36, 1995. (Abstract 198).
 - 96 INOUE, M. et al. Transmission of Nd:YAG laser through human dentin. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 6, Maui, 1998. *Proceedings...* 1998. p. 212-3.

- 97 ISHIKAWA, I. et al. ER:YAG laser: the promising procedure for root caries treatment. In: WIGDOR, H. A. et al. (Ed.). *Lasers in dentistry II*, Laguna Beach: SPIE, 1996. p. 131-4. (Proceedings of SPIE, v. 2672).
- 98 JEAN, A. et al. Microleakage along composite restoration following Er:YAG laser irradiation versus acid-etched. *J. Dent. Res.*, v. 77, p. 937, 1998. (Abstract 2447).
- 99 JELÍNKOVÁ, H. et al. The influence of ER:YAG laser ablation on cavity surface and cavity shape. In: WIGDOR, H. A. et al. (Eds). *Lasers in dentistry II*, Laguna Beach: SPIE, 1996. p. 193-9. (Proceedings of SPIE, v. 2672).
- 100 KANKA III, J. Resin bonding to wet substrate. I. Bonding to dentin. *Quintessence Int.*, v. 23, n. 1, p. 39-41, 1992.
- 101 KANTOLA, S., LAINE, E., TARNA, T. Laser-induced effects on tooth structure. VI. X-ray diffraction study of dental enamel exposed to a CO₂ laser. *Acta Odontol. Scand.*, v. 31, p. 369-70, 1973.
- 102 KATAUMI, M. et al. SEM observation of Er:YAG laser irradiated dentin resin interface. In: CONGRESS OF THE INTERNATIONAL SOCIETY FOR LASER IN DENTISTRY, 5, 1996, Jerusalem. *Proceedings...* Bologna: Monduzzi, 1996. p. 63-6.
- 103 KAYANO, T. et al. Effect of ER:YAG laser irradiation on human extracted teeth. *J. Clin. Laser Med. Surg.*, v. 4, p. 147-50, Apr.

1991.

- 104 KELLER, U. S., HIBST, R. Experimental studies of the application of the Er:YAG laser on dental hard substances: II. Light microscopic and SEM investigations. *Laser Surg. Med.*, v. 9, n. 4, p. 345-51, 1989.
- 105 KELLER, U. S., HIBST, R. Erbium:YAG laser in caries therapy: indications and first clinical results. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 3, 1992, Salt Lake City. *Proceedings...* Salt Lake City: ISLD., 1992. p. 151-2.
- 106 KELLER, U. S., HIBST, R. Marginal tightness of dental filling materials following tooth preparation with Er:YAG laser. In: ANNUAL MEETING OF AMERICAN SOCIETY LASER FOR MEDICINE AND SURGERY, New Orleans. *Abstracts...* , 1993. p. 17. (Abstract 72).
- 107 KELLER, U. S., HIBST, R. ER:YAG laser effects on oral hard and soft tissues. In: MISERENDINO, L. J., PICK, R. M. *Laser in dentistry*. Carol Stream Quintessence., 1995. cap. 11, p. 161-72.
- 108 KELLER, U. S., HIBST, R. Histological findings of pulpal changes after ER:YAG laser irradiation. *J. Dent. Res.*, v. 74, p. 5451, 1995. (Abstract 1159).
- 109 KELLER, U. S. et al. Erbium:YAG laser application in caries therapy. Evaluation of patient perception and acceptance. *J.*

Dent. Res., v. 26, p. 649-656, 1998.

- 110 KELSEY, W. P. et al. Enhancement of physical properties of resin restorative materials by laser polymerization. *Laser Surg. Med.*, v. 9, n. 6, p. 623-27, 1989.
- 111 KEMP-SCHOLTE, DAVIDSON, C. L. Marginal integrity related to bond strength and strain capacity of composite resin restorative systems. *J. Prosthet Dent.*, v. 64, p. 658-64, 1990.
- 112 KIDD, E. A. M. Microleakage: a review. *J. Dent. Res.*, v. 4, p. 199-206, 1976.
- 113 KINNEY, J. H. et al. The treshhold effects of Nd and Ho:YAG laser induced surface modification on demineralization of dentin surfaces. *J. Dent. Res.*, v. 75, n. 6, p. 1388-95, Jun. 1996.
- 114 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. 141-2.
- 115 KUMAZAKI, M. Removal of hard dental tissue (cavity preparations) with the Er:YAG laser. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 6, 1994, Singapore. *Proceedings...* Bologna: Monduzzi, 1994. p. 151-7.
- 116 KUSAKA, T. et al. Microleakage of cavities prepared by ER:YAG laser. In: *INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN*

- DENTISTRY*, 6, 1998, Maui. *Proceedings...* Maui:ISDL, 1998. p. 187-8.
- 117 KUTSCH, U. K. Lasers in dentistry: comparing wavelengths. *J. Am. Dent. Assoc.*, v. 124, n. 2, p. 49-54, Feb. 1993.
 - 118 LATTA, M. A., BLANKENAU, R. J., ELLIS, R. W. "Híbrido zone" microstructure of ER:YAG treated dentin. *J. Dent. Res.*, v. 78, p. 110, 1999. (Abstract 36).
 - 119 LI, Z., CODE, J. E., VAN DE MERWE, W. Er:YAG laser ablation of enamel and dentin of human teeth: determination of ablation rates at various fluences and pulse repetition rates. *Laser Surg. Med.*, v. 12, p. 625-30, 1992.
 - 120 LÜESCHER, B. et al. Microleakage and marginal adaptation in conventional and adhesive class II restorations. *J. Prosthet. Dent.*, v. 37, n. 3, p. 300-9, Mar. 1977.
 - 121 MAIMAN, T. H. Stimulated optical radiation in ruby. *Nature.*, v. 187, n. 4736, p. 493-494, Aug. 1960.
 - 122 MANDRAS, R. S., RETIEF, D. H., RUSSEL, C. M. Shear bond strengths of 10 dentinal bonding restorative systems. *Gen. Dent.*, p. 133-7, Mar./Apr. 1993.
 - 123 MATOS, A. B. et al. Nd:YAG laser influence on sound dentin bond strength. *J. Clin. Laser Med. Surg.*, v. 17, n.4, p. 165-9,

1999.

- 124 MATSUMOTO, K. Basic and clinical research on ER:YAG laser in dentistry. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 6, 1998, Maui. *Proceedings...*, 1998, p. 235-6.
- 125 MATSUMOTO, K. Laser treatment for hard tissue. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASER IN DENTISTRY, 6, 1998, Maui. *Proceedings...* Maui: ISDL, 1998. p. 14.
- 126 MATSUMOTO, K., NAKAMURA, Y., WAKAKAYASHI, H. A morphological study on the cavity preparation by Er:YAG laser. *J. Japan Soc. Conserv. Dent.*, v. 34, n. 3, p. 729-33, 1991.
- 127 MELCER, J. The laser age in dentistry: past and present. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 3, 1992, Salt Lake City. *Proceedings...* Salt Lake City: ISLD., 1992. p. 3-13.
- 128 MIAKI, S. I. et al. Ação do laser Nd:YAG sobre a superfície oclusal de pré-molares humanos. In: REUNIÃO ANUAL SOCIEDADE BRASILEIRA PESQUISA ODONTOLÓGICA, 12, 1995, Águas de São Pedro. *Anais...* São Paulo:SBPqO, 1995. p. 14. (Resumo 027).
- 129 MISERENDINO, J. L. SEM and dye penetration comparison of ER:YAG laser versus traditional treatment. In: INTERNATIONAL SOCIETY LASER IN DENTISTRY, 6,

1998, Maui. *Proceedings...* Maui:ISDL, 1998. p. 34.

- 130 MISERENDINO, J.L., COZEAN, C.D. Histologic results following in vivo cavity preparation with an ER:YAG laser. In: PEATHERSTONE, J. D. B., RECHMANN, P., FRIED, D. S. (Ed.). *Lasers in dentistry*. Washington:SPIE, 1998. p. 46-50. (Proceedings of SPIE, v. 3248).
- 131 MIXSON, J. M. et al. Effect of two dentin bonding agents on microleakage in two different cavity designs. *J. Prosthet. Dent.*, v. 67, n. 4, p. 441-5, Apr. 1992.
- 132 MJÖR, I. A., NORDAHL, I. The density and branching of dentinal tubules in human teeth. *Arch. Oral Biol.*, v. 41, n. 5, p. 401-12, 1996.
- 133 MORIOKA, T., TAGOMORI, S., OHO, T. Acid resistance of lased human enamel with Erbium:YAG laser. *J. Clin. Laser Med. Surg.*, v. , p. 215-7, June 1991.
- 134 MYERS, T. D., MYERS, W. D. The use of a laser for debridement of incipient caries. *J. Prosthet. Dent.*, v. 53, n. 6, p. 776-9, June 1985.
- 135 NAKAYASHI, N. Adhesive bonding with 4 meta. *Oper. Dent.*, suppl. 5, p. 125-30, 1992.
- 136 NAKABAYASHI, N., TAKARADA, K. Effect of HEMA on bonding

to dentin. *Dent. Mater.*, v. 8, p. 125-30, Mar. 1992.

- 137 NAKABAYASHI, N., ASHIZAWA, M., NAKAMURA, M.
Identification of a resin-dentin hybrid layer in vital human dentin created *in vivo*: durable bonding to vital dentin. *Quintessence Int.*, v. 23, n. 2, p. 135-41, 1992.
- 138 NAKABAYASHI, N., KOJIMA, K., MASUHARA, E. The promotion of adhesion by the infiltration monomers into tooth substrates. *J. Biomed. Mater. Res.*, v. 16, p. 265-73, 1982.
- 139 NAKABAYASHI, N., NAKAMURA, M., YASUDA, N. Hybrid layer as a dentin-bonding mechanism. *J. Esthet. Dent.*, v. 3, n. 4, p. 133-8, July/Aug. 1991.
- 140 NAKABAYASHI, N., PASHLEY, D. H. *Hybridization of dental hard tissue*. Tokio: Quintessence, 1998. 125 p.
- 141 NIU, W. et al. A study on microleakage after resin filling of class V cavities prepared by Er:YAG laser. *J. Clin. Laser Med. Surg.*, v. 16, n. 4, p. 227-31, 1998.
- 142 OPDAM, N. J. M., ROETERS, F. J. M., VERDONSCHOT, E. H. Adaptation and radiographic evaluation of four adhesive systems. *J. Dent. Res.*, v. 25, n. 5, p. 391-7, 1997.
- 143 OUDHOF, H. A. J. et al. The comparison of adhesive dentin bonding with Er:YAG laser and conventional techniques. CONGRESS OF THE INTERNATIONAL SOCIETY FOR

LASERS IN DENTISTRY, 5, Jerusalem. *Proceedings...*
Bologna: Monduzzi, 1996. p. 103-5.

- 144 PAGHDIWALA, A. F., VAIDYANATHAN, T. K., PAGHDIWALA, M. F. Evaluation of Erbium:YAG laser radiation of hard dental tissues: analysis of temperature changes, depth of cuts and structural effects. *Scanning Microsc.*, v. 7, n. 3, p. 989-97, 1993.
- 145 PASHLEY, D. H. Clinical considerations of microleakage. *J. Endod.*, v. 16, n. 2, p. 70-7, Feb. 1990.
- 146 PASHLEY, D. H. Clinical correlations of dentin structure and function. *J. Prosthet. Dent.*, v. 66, n. 6, p. 777-81, 1991.
- 147 PASHLEY, D. H. The effects of acid etching on the pulpodentin complex. *Oper. Dent.*, v. 17, n. 6, p. 229-42, 1992.
- 148 PASHLEY, D. H. Smear layer: overview of structure and function. *Proc. Finn. Dent. Soc.*, v. 88, Suppl. 1, p. 215-24, 1992.
- 149 PASHLEY, E. L. et al. Effects of CO2 laser energy on dentin permeability. *J. Endod.*, v. 18, n. 6, p. 257-62, June 1992.
- 150 PASHLEY, D. H., HORNER, J. A., BREWER, P.D. Interactions of conditioners on the dentin surface. *Oper. Dent.*, suppl. 5, p. 137-50, 1992.
- 151 PASHLEY, D. H., PASHLEY, E. L. Dentin permeability and

restorative dentistry: a status report for the american journal of dentistry. *Am. J. Dent.*, v. 4, n. 1, p. 5-9, Feb. 1991.

- 152 PASHLEY, D. H. et al. Permeability of dentin to adhesive agents. *Quintessence Int.*, v. 24, n. 9, p. 618-31, 1993.
- 153 PAUL, S. J., PASHLEY, D. Nanoleakage at the adhesive dentin interface versus u-tensile bond strength. *J. Dent. Res.*, v. 77, p. 226, 1998. (Abstract 968).
- 154 PAUL, S. J., SCHARER, P. Primarily research. *J. Esthet. Dent.*, p. 5-9, Feb. 1993.
- 155 PAULSON, R. et al. Scanning electron microscopy of cusp-tip pits in developing and mature human dentitions. *Arch. Oral Biol.*, v. 29, n. 2, p. 117-25, 1984.
- 156 PELAGALLI, J. et al. Investigational study of the use of Er:YAG laser versus dental drill for caries removal and cavity preparation. Phase I. *J. Clin. Laser Med. Surg.*, v. 15, n. 3, p. 109-15, 1997.
- 157 PELINO, J. E. P. et al. In vitro study of the Nd:YAG laser effect on human dental enamel: optical and scanning electron microscope analysis. *J. Clin. Laser Med. Surg.*, v. 17, n. 4, p. 171-7, 1999.
- 158 PERDIGÃO, J., LOPES, M. Dentin bonding questions: for the

- new millenium. *J. Adhesive Dent.*, v. 1, n. 3, p. 191-209, 1999.
- 159 PERDIGÃO, J., LOPES, M. Ultramorphological characterization of the hibrid layer/unaffected dentin bonded interface. *J. Dent. Res.*, v. 78, p. 110, 1999. (Abstract 40).
 - 160 PERDIGÃO, J., SWIFT JUNIOR, E. J. Analysis of dental adhesive systems using scanning electron microscopy. *Int. Dent. J.*, v. 44, p. 349-59, 1994.
 - 161 PERDIGÃO, J. et al. In vitro bond strengths and SEM evaluation of dentin bonding systems to different dentin substrates. *J. Dent. Res.*, v. 73, n. 1, p. 44-5, Jan. 1994.
 - 162 PFLUG, K. et al. Bond strengths of acetone-based one-both adhesives. *J. Dent. Res.*, v. 78, 1999. (Abstract 2290).
 - 163 PICK, R. M. Using lasers in clinical dental practice. *J. Am. Dent. Assoc.*, v. 124, n. 2, p. 37-47, Feb. 1993.
 - 164 PILO, R. S., BEN-AMAR, A. Comparison of microleakage for three one-bottle and three multiple step dentin bonding agents. *J. Prosthet. Dent.*, v. 82, n. 2, p. 209-13, Aug. 1999.
 - 165 PINTADO, M. R., DOUGLAS, W. H. The comparison of microleakage between two different dentin bonding resin systems. *Quintessence Int.*, v. 19, n. 12, p. 905-7, 1988.
 - 166 PORTO NETO, S. T. *Avaliação da micromicroinfiltração nas*

paredes de esmalte e cimento em cavidades de classe V restauradas com resina composta e ionômero de vidro. Araraquara, 1990. 164p. Tese (Doutorado em Dentística Restauradora) - Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista.

- 167 PRATI, C. et al. Relationship between bond strength and microleakage measured in the same class I restorations. *Dent. Mater.*, v. 8, p. 37-41, Jan. 1992.
- 168 PRATI, C. et al. Marginal morphology of class V composite restorations. *Am. J. Dent.*, v. 10, n. 5, p. 231-6, 1997.
- 169 PRATI, C. et al. Marginal hybrid layer in class V restorations. *J. Dent. Res.*, v. 77, p. 226, 1998. (Abstract 963).
- 170 RAMOS, A.C.B. *Micromicroinfiltração em cavidades de classe V preparadas com alta-rotação e com laser de Érbio:YAG :estudo in vitro. São Paulo, 1998. 136 p. Dissertação (Mestrado em Dentística) - Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo.*
- 171 RASKIN, A., D'HOORE, W., VREVEN, J. Effect of thermocycling on microleakage of class V restorations with two dentin bonding agents. *J. Dent. Res.*, v. 77, p. 937, 1998. (Abstract 2445).
- 172 RECHMANN, R., GOLDIN, D.S., HENNIG, T. Changes in surface morphology of enamel after Er:YAG laser irradiation. PEAROTHERSTONE, J. D. B., RECHMANN, P., FRIED, D. S.

- (Ed.). *Lasers in dentistry 4*. Washington:SPIE, 1998. p. 62-8.
(Proceedings of SPIE, v. 3248).
- 173 RECHMANN, P. et al. Er:YAG lasers in dentistry: an overview. In: PEAROTHERSTONE, J. D. B., RECHMANN, P., FRIED, D. S. (Ed.). *Lasers in dentistry 4*. Washington:SPIE, 1998. p. 2-13.
(Proceedings of SPIE, v. 3248).
- 174 RETIEF, D. H., AUSTIN, J. C., FATTI, L. P. Pulpar response to phosphoric acid. *J. Oral Pathol.*, v. 3, p. 114-22, 1974.
- 175 RETIEF, D. H. et al. In vitro investigation and evaluation of dentin bonding agents. *Am. J. Dent.*, v. 1, sp. iss., p. 176-83, Sept. 1988.
- 176 RIGSBY, D. F. et al. Marginal leakage and marginal gap dimensions of three dentinal bonding systems. *Am. J. Dent.*, v. 3, n. 6, p. 289-94, 1990.
- 177 ROSSOMANDO, K. J., WENDT JUNIOR, S. L. Thermocycling and dwell times in microleakage evaluation for bonded restorations. *Dent. Mater.*, v. 11, n. 1, p. 47-51, Jan. 1995.
- 178 RUYTER, I. E. The chemistry of adhesive agents. *Oper. Dent.*, suppl. 5, p. 32-43, 1992.
- 179 SAKAKIBARA, Y. et al. Morphological change of tooth surface irradiated by Er:YAG laser. INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 4, 1994, Singapore.

Proceedings... Bologna: Monduzzi, 1994. p. 163-6.

- 180 SANO, H. et al. Microporous dentin zone beneath resin-impregnated layer. *Oper. Dent.*, v. 19, p. 59-64, 1994.
- 181 SANO, H. et al. Comparative SEM and TEM observations of nanoleakage within the hybrid layer. *Oper. Dent.*, v. 20, p. 160-7, 1995.
- 182 SANO, H. et al. Nanoleakage: leakage within the hybrid layer. *Oper. Dent.*, v. 20, p. 18-25, 1995.
- 183 SAUNDERS, W. P., SAUNDERS, E. M. Microleakage of bonding agents with wet and dry bonding techniques. *Am. J. Dent.*, v. 9, n. 1, p. 34-6, 1996.
- 184 SEKA, W. et al. Laser ablation of dental hard tissue: from explosive ablation to plasma-mediated ablation. In: WIGDOR, H. A. et al. *Lasers in dentistry II*, Laguna Beach:SPIE, 1996. p. 144-58. (Proceedings of SPIE, v. 2672).
- 185 SEKINE, Y. et al. Erbium:YAG laser application to cavity preparation: light microscopic investigation of the tooth pulp. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 4, 1994, Singapore. *Proceedings...* Bologna: Monduzzi, 1994. p. 167-72.
- 186 SIDHU, S. K., SOH, G., HENDERSON, L. J. Effect of dentin age on effectiveness of dentin bonding agents. *Oper. Dent.*, v. 16,

p. 218-22, 1991.

- 187 SILVA e SOUZA JUNIOR, M.H. Adesivos dentinários: evolução, estágio atual e considerações clínicas para sua utilização. *Maxi-Odonto Dentística.*, v. 1, p. 1-18, 1995.
- 188 SILVA, N. M. M., CECCHINI, R. C. M., EDUARDO, C. P. Aplicações clínicas do soft laser em Odontologia. *Rev. Paul. Odontol.*, v. 14, n. 4, p. 30-2, Jul./Ago. 1992.
- 189 SOH, G., HENDERSON, L. J. Contraction patterns in cavities tested with two dentin bonding agents. *Oper. Dent.*, v. 15, p. 167-72, 1990.
- 190 SOUZA, A.L.A., MENEZES, M. R. A., MENEZES, A. F. Efetividade do Er:YAG laser no condicionamento do esmalte dental: estudo *in vitro*. In: REUNIÃO ANUAL SOCIEDADE BRASILEIRA PESQUISA ODONTOLÓGICA, 15, 1998, Águas de São Pedro. *Anais...* São Paulo:SBPqO, 1998. p. 26. (Resumo A061).
- 191 SUZAKI, A. et al. Er:YAG laser irradiation effect on acid resistance of human enamel. *J. Dent. Res.*, v. 77, p. 820, 1998. (Abstract 1509).
- 192 TANJI, E. Y. *Alterações morfológicas do esmalte e dentina de cavidades classe I preparadas com o laser Er:YAG. Estudo in vitro*. São Paulo, 1998. 60 p. (Mestrado em Dentística) –

Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo.

- 193 TANJI, E.Y., MATSUMOTO, K., EDUARDO, C.P. Estudo do condicionamento da superfície dentinária com o ER:YAG laser. REUNIÃO ANUAL DA SOCIEDADE BRASILEIRA DE PESQUISA ODONTOLÓGICA, 13, Águas de São Pedro. 1996. *Anais...* São Paulo:SBPqO, 1996. p. 142. (Resumo 213).
- 194 TANJI, E. Y. et al. M. Microscopia eletrônica de varredura de cavidades preparadas com ER:YAG laser. REUNIÃO ANUAL DA SOCIEDADE BRASILEIRA DE PESQUISA ODONTOLÓGICA, 13, Águas de São Pedro. 1996. *Anais...* São Paulo:SBPqO, 1996. p. 142. (Resumo 216).
- 195 TAY, F. R., GWINNETT, A. J., WEI, S. H. Y. The overwet phenomenon: a scanning electron microscopic study of surface moisture in the acid conditioned, resin-dentin interface. *Am. J. Dent.*, v. 9, n. 3, p. 109-14, 1996.
- 196 TAY, F. R. et al. Micromorphologic relationship of the resin-dentin interface following a total etch technique in vivo using a dentinal bonding system. *Quintessence Int.*, v. 26, n. 1, p. 63-70, 1995.
- 197 TAY, F. R. et al. Resin permeation into acid-conditioned, moist and dry dentin: a paradigm using water-free adhesive primers. *J. Dent. Res.*, v. 75, n. 4, p. 1034-44, Apr. 1996.
- 198 TAYLOR, M. J., LYNCH, E. Microleakage. *J. Dent. Res.*, v. 20, n.

1, p. 3-10, 1992.

- 199 TITLEY, K. et al. Penetration of a dentin bonding agent into dentin. *Am. J. Dent.*, v. 7, n. 4, p. 190-4, 1994.
- 200 TONAMI, K. Effect of storage on tensile strength of bovine dentin. *J. Dent. Res.*, v. 75, p. 288, 1996. (Abstract 2161).
- 201 TORSTENSON, B., BRÄNNSTRÖM, M. Contraction gap under composite resin restorations: effect of hygroscopic expansion and thermal stress. *Oper. Dent.*, v. 13, n. 1, p. 24-31, 1988.
- 202 UNO, S., FINGER, W. J. Function of the hybrid zone as a stress-absorbing layer in resin-dentin bonding. *Quintessence Int.*, v. 26, n. 10, p. 733-8, 1995.
- 203 VAN MEERBEEK, B. et al. Comparative SEM and TEM examination of the ultrastructure of the resin dentin interdiffusion zone. *J. Dent. Res.*, v. 72, n. 2, p. 495-501, Feb. 1993.
- 204 VAN MEERBEEK, B. et al. Correlative transmission electron microscopy examination of nondemineralized and demineralized resin-dentin interfaces formed by two dentin adhesive systems. *J. Dent. Res.*, v. 75, n. 3, p. 879-88, Mar. 1996.
- 205 VAN MEERBEEK, B. et al. Three-year clinical effectiveness of four total-etch dentinal adhesive systems in cervical lesions.

Quintessence Int., v. 27, n. 11, p. 775-84, 1996.

- 206 VAN MEERBEEK, B. et al. A TEM study of two water-based adhesive systems bonded to dry and wet dentin. *J. Dent. Res.*, v. 77, n. 1, p. 50-9, Jan. 1998.
- 207 VENZ, S., DICKENS, B. Modified surface-active monomers for adhesive bonding to dentin. *J. Dent. Res.*, v. 72, n. 3, p. 582-6, Mar. 1993.
- 208 VICKERS, V. A. et al. Ablation of hard dental tissue with the ER:YAG laser. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 3, 1992, Salt Lake City. *Proceedings...* Salt Lake City: ISLD, 1992. p. 257-8.
- 209 VISURI, S. R. et al. Shear strength of composite bonded to Er:YAG laser-prepared dentin. *J. Dent. Res.*, v. 75, n. 1, p. 599-605, Jan. 1996.
- 210 WALSHAW, P. R., McCOMB, D. SEM characterization of the resin-dentine interface produced in vivo. *J. Dent.*, v. 23, n. 5, p. 281-7, 1995.
- 211 WATANABE, I., NAKABAYASHI, N. Bonding durability of photocured phenyl-P in TEGDMA to smear layer retained bovine dentin. *Quintessence Int.*, v. 24, n. 5, p. 335-42, 1993.
- 212 WHITE, J. M., FAGAN, M. C., GOODIS, H. E. Intrapulpal temperatures during pulsed Nd:YAG laser treatment of dentin

in vitro. *J. Periodontol.*, v. 65, n. 3, p. 255-9, Mar. 1994.

- 213 WHITE, J. M. et al. Caries removal in enamel and physical threshold identification of dentin with Nd & Ho:YAG lasers. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 3, 1992, Salt Lake City. *Proceedings...* Salt Lake City: ISLD, 1992. p. 121-2.
- 214 WHITE, J. M. et al. Identification of the physical modification threshold of dentin induced by neodymium and holmium YAG lasers using scanning electron microscopy. *Scanning Microsc.*, v. 7, n. 1, p. 239-46, 1993.
- 215 WIECZKOWSKY, G. et al. Microleakage pathway in restorations using a smear layer - mediated dentin bonding agent. *J. Dent. Res.*, v. 70, p. 396, 1991. (Abstract 1041).
- 216 WIECZKOWSKY, G. et al. Microleakage in various dentin bonding agent/composite resin systems. *Oper. Dent.*, suppl. 5, p. 62-7, 1992.
- 217 WIGDOR, H., ASHRAFI, S., ABT, E. SEM evaluation of CO₂, Nd:YAG and ER:YAG laser irradiation of dentin in vitro. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 3, 1992, Salt Lake City. *Proceedings...* Salt Lake City: ISLD, 1992. p. 131-2.
- 218 WIGDOR, H. et al. The effect of lasers on dental hard tissues. *J.*

Am. Dent. Assoc., v. 124, p. 65-70, Feb. 1993.

- 219 WILDER SMITH, P. et al. Effect of Nd:YAG laser irradiation and root planning on the root surface: structural and thermal effects. *J. Periodontol.*, v. 66, n. 12, p. 1032-9, Dec. 1995.
- 220 WRIGHT, G. Z., McCONNELL, R. J., KELLER, U. Microleakage of class V composite restorations prepared conventionally with those prepared with na Er:YAG laser: a pilot study. *Pediatr. Dent.*, v. 15, n. 6, p. 425-6, Nov./Dec. 1993.
- 221 WRIGHT, G. Z., McDONNEL, R. J., KELLER, U. Microleakage around resin restorations prepared with an Er:YAG laser. In: INTERNATIONAL SOCIETY LASER IN DENTISTRY, 3, 1992, Salt Lake City. *Proceedings...* Salt Lake City: ISDL, 1992. p. 99-100.
- 222 WU, W. et al. Detecting margin leakage of dental composite restorations. *J. Biomed Mater Res.*, v. 17, n. 1, p. 37-48, 1983.
- 223 YAMAMOTO, A. et al. Hard tissue breaking efficacy and possibilities for reducing pain by defocus irradiation of ER:YAG laser. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASER IN DENTISTRY, 6, 1998, Maui. *Proceedings...* Maui:ISDL, 1999. p. 106.
- 224 YAMAMOTO, H., OOYA, K. Potential of yttrium-aluminum-garnet

- laser in caries prevention. *J. Oral Pathol.*, v. 3, p. 7-15, 1974.
- 225 YOKOYAMA, K. et al. Clinical study of class V cavity preparation with Er:YAG laser. CONGRESS OF THE INTERNATIONAL SOCIETY FOR LASERS IN DENTISTRY, 5, 1996, Jerusalem. *Proceedings...* Bologna: Monduzzi, 1996. p. 139-43.
- 226 YOSHIYAMA, M. et al. Scanning microscopic characterization of sensitive vs. Insensitive human radicular dentin. *J. Dent. Res.*, v. 68, n. 11, p. 1498-502, Nov. 1989.
- 227 YOU, C., CHOI, B. C., POWERS, J. M. Bonding of composite to moist and dry cementum and dentin. *J. Dent. Res.*, v. 76, p. 65, 1997. (Abstract 412).
- 228 YU, X. Y. et al. Adhesion to dentin. *J. Calif. Dent. Assoc.*, v. 21, n. 6, p. 23-9, June 1993.
- 229 YUI, K. C. K., ARAUJO, R. M., GONÇALVES, S. E. P. Condicionamento ácido x NRC - Efeito no vedamento marginal de materiais estéticos. In: REUNIÃO ANUAL SOCIEDADE BRASILEIRA PESQUISA ODONTOLÓGICA, 16, Águas de São Pedro. *Anais...* São Paulo:SBPqO, 1999. p. 170. (Resumo 274).
- 230 ZANDONA, A. G. F. et al. Detection of occlusal demineralization with laser fluorescence. *J. Dent. Res.*, v. 76, n. 1, p. 254, 1997. (Abstract 1928).

- 231 ZENNYU, K. et al. Influences of irradiating directions of ER:YAG laser on morphology of hard dental tissues. INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 6, 1998, Maui. *Proceedings...*, 1998. p. 197-8.
- 232 ZECELL, D. M. et al. Experimental studies of the applications of the holmium laser in dentistry. *J. Clin. Laser Med. Surg.*, v. 13, n. 4, p. 283-9, 1995.

Apêndice A - Cálculo da densidade de energia

$$[\text{Energia}] = \text{Joule} = \text{J}$$

$$[\text{Potência}] = \text{Watt} = \text{Joule/segundo} = \text{J/s}$$

$$[\text{Área}] = \text{cm}^2$$

$$\text{Área de um círculo de raio } r \rightarrow A = \pi r^2$$

$$\text{Raio} = \frac{\text{diâmetro}}{2} = \frac{\text{"spot size"}}{2}$$

$$\text{Área}_{\text{Nd}} = \pi r^2 = 3,1416 \cdot \frac{(0,032)^2}{(2)^2} \text{ cm}^2 = 0,008 \text{ cm}^2$$

$$\text{Área}_{\text{Nd}} = 0,8 \cdot 10^{-3} \text{ cm}^2$$

$$\text{Área}_{\text{Er}} = \pi r^2 = 3,1416 \cdot \frac{(0,063)^2}{(2)^2} \text{ cm}^2 = 0,003 \text{ cm}^2$$

$$\text{Área}_{\text{Nd}} = 0,3 \cdot 10^{-3} \text{ cm}^2$$

$$\text{Densidade de energia (por pulso)} = \frac{\text{Energia}}{\text{Área}}$$

Supondo que toda a energia saiu da fibra e atingiu o "alvo" ou estando encostada ou no foco, conforme o caso.

$$\text{Densidade energia}_{Nd} = \frac{\text{Energia}_{Nd}}{\text{Área}_{Nd}} = \frac{60 \cdot 10^{-3} \text{ J}}{0,8 \cdot 10^{-3} \text{ cm}^2} = 74,6 \text{ J/cm}^2 \quad (\text{em cada pulso})$$

$$\text{Densidade energia}_{Er} = \frac{\text{Energia}_{Er}}{\text{Área}_{Er}} = \frac{350 \cdot 10^{-3} \text{ J}}{0,3 \cdot 10^{-3} \text{ cm}^2} = 116,7 \text{ J/cm}^2 \quad (\text{em cada pulso})$$

Apêndice B - Laser

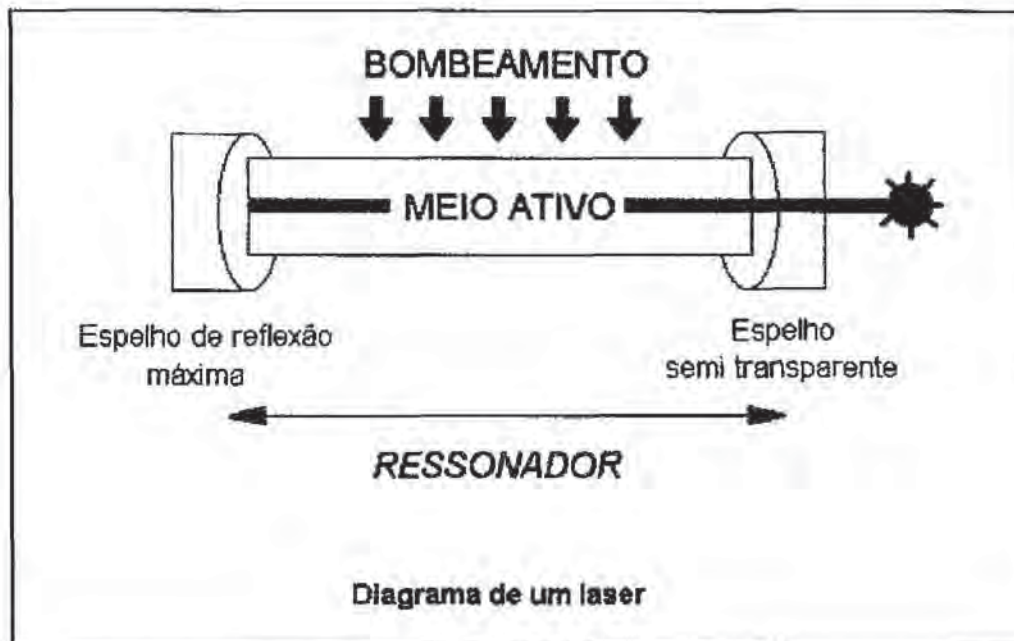
O termo LASER é o acrônimo de *Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation* (Luz Amplificada por Emissão Estimulada de Radiação).

Em 1916, Albert Einstein primeiramente postulou através de demonstrações matemáticas o processo de estimulação de porções do campo eletromagnético e produção de luz amplificada. O cientista holandês Neils Boher postulou que os átomos poderiam residir em mais de um estado energético, e que quando um átomo ao mudar de um estado energético para outro ocorre a absorção ou emissão de um quantum de energia luminosa. Estas teorias se tornaram realidade no início dos anos 1950 com o trabalho de Charles H. Townes, capaz de amplificar com sucesso as frequências de microondas, processo este denominado Maser. Em 1958, Townes e Arthur Shawlow sugeriram a extensão dos princípios Maser para a porção visível do espectro eletromagnético. Finalmente, Theodore Mainman, em 1960 utilizou o cristal de rubi e uma lâmpada fotográfica para produzir a primeira luz laser emitindo no visível.

Mecanismo do Laser

A luz laser, com características especiais que a diferencia da luz convencional é resultado da excitação do átomo ou molécula, que emite um fóton quando retorna ao seu estado fundamental. Este, por sua

vez, estimula outro átomo ou molécula que irá emitir outro fóton com a mesma energia. Este processo de emissão estimulada é possível através de um meio ativo, um bombeamento e uma cavidade ressonante.



O meio ativo pode ser composto de um sólido, líquido ou gás, que estará confinado em uma cavidade óptica com 2 espelhos nas extremidades, sendo um de reflexão máxima e outro semitransparente. Um bombeamento que pode ser uma corrente elétrica, a luz de uma lâmpada de *flash* ou um laser, irá estimular o meio ativo.

O meio ativo pode ser:

- Sólido: como um bastão de cristal com um elemento dopante para produção de laser, quando excitado por uma lâmpada de *flash*. Exemplos: Nd:YAG, Ho:YAG, Rubi, Er:YAG.
- Líquido: um corante orgânico que emite laser quando ativado por outro laser. Exemplo: Corante rodamina.
- Gás: gases que podem ser estimulados por uma descarga elétrica ou

uma reação química. Exemplos: CO₂, argônio, criptônio, excimer.

- Cristais semicondutores: constituídos de camadas de cristais semicondutores sobrepostos, estimulados por corrente elétrica. Exemplo: laser de diodo.

O ressonador do laser, que é composto do meio ativo dentro de uma cavidade óptica com um espelho de reflexão total e outro parcial nas extremidades, sofre um bombeamento para que ocorra a emissão estimulada. Os fótons que viajam em movimento de ida e volta incidindo perpendicularmente aos espelhos do ressonador serão amplificados e aqueles que tomaram outras direções, serão perdidos. Parte da energia amplificada atravessa o espelho de reflexão parcial, na forma de uma luz monocromática, coerente e colimada denominada laser.

Propriedades do Laser

O laser é monocromático pois seus fótons possuem o mesmo comprimento de onda (a mesma cor), diferente da luz branca (lâmpadas incandescentes ou fluorescentes) que é formada por vários comprimentos de onda. A coerência é outra característica do laser, cujos fótons viajam na mesma direção, simultaneamente no tempo e espaço. O feixe de laser é colimado pois não diverge como uma luz convencional.

Sistemas de entrega de feixe

Os sistemas laser projetados para as áreas médicas possuem mecanismos de condução do feixe, criando condições para acesso à área cirúrgica, como por exemplo a cavidade oral. Estes podem ser braços articulados, fibras ópticas ou guia de onda oco. A ponta ativa de um equipamento de laser que pode ser acoplada ou não por lentes,

proporciona um tratamento no modo contato (contato com o tecido alvo) ou não-contato (à distância).

Modo de irradiação

Existe ainda o modo de irradiação que pode ser contínuo ou pulsado. Na emissão contínua, a irradiação do laser ocorrerá continuamente enquanto o operador estiver acionando o equipamento. Já na emissão pulsada, a irradiação se dará na forma de pulsos de intervalos de tempo curtos (na ordem de microssegundo) e com alto pico de potência.

Potência, energia e taxa de repetição

Nos equipamentos laser de alta potência pode-se ajustar a potência média, de acordo com o procedimento clínico a ser executado. Sendo um laser de emissão contínua, o valor da potência pico será o mesmo da potência média. Já no caso de uma emissão pulsada, a potência média será a média dos picos de potência num intervalo de tempo. A taxa de repetição ou quantidade de pulsos por segundo é medida em Hertz (Hz), também pode ser ajustada nos equipamentos laser com emissão pulsada.

A medida da potência de um laser é dada em Watt (W) e a energia (potência aplicada por um período de tempo) em Joule (J):

$$\text{Energia (J)} = \text{Potência (W)} \times \text{Tempo (segundo)}$$

Os equipamentos de laser podem possuir lentes para que diminua o que se conhece como diâmetro de feixe. A finalidade é de aumentar a concentração de energia num ponto focal. Nas áreas médicas, por exemplo, é vantajoso para obtenção de incisões precisas.

Densidade de energia

O diâmetro do feixe nos fornece um dado importante que é a densidade de energia, definida como a quantidade de energia numa determinada área:

$$\text{Densidade de energia (J/cm}^2\text{)} = \frac{\text{Energia (J)}}{\text{Área (cm}^2\text{)}}$$

Exemplo do cálculo da densidade de energia: Um dado equipamento possui uma fibra óptica com 1 mm de diâmetro, que será utilizada em contato com o tecido alvo. A densidade de energia, ou seja, a quantidade de energia depositada na área da circunferência delimitada pelo diâmetro da fibra, quando a energia é ajustada a 100 mJ, pode ser calculada a partir dos dados abaixo:

Energia de irradiação = 100 miliJoules = 0,1 Joule

Diâmetro do feixe = 1 mm = 0,1 cm → raio = 0,05 cm

Área = $\pi r^2 = 3,14 \times (0,05)^2 = 0,00785 \text{ cm}^2$

$$\text{Densidade de energia} = \frac{0,1 \text{ J}}{0,00785 \text{ cm}^2} = 12,7 \text{ J/cm}^2$$

Processo de Ablação

Os principais processos de ablação de tecidos duros ocorrem por explosões mediadas por água ou pela remoção de tecido mediados por plasma.

Remoção explosiva do tecido

O processo mais eficiente, em termos de quantidade (espessura) de remoção por pulso, ocorre pela explosão do tecido. Rápido aquecimento do tecido leva para a subsuperfície o aquecimento da água que é confinada na matriz do tecido duro. O confinamento inerte da água nesta subsuperfície leva a uma pressão atmosférica de milhões de bars, mesmo se somente 250 J/cm^3 (uma pequena fração do calor latente da vaporização da água de $\sim 2,5 \text{ kJ/cm}^3$) for aplicado. Esta pressão facilmente excede a resistência material do tecido ($\sim 40 \text{ MPa}$; 1 atm é aproximadamente $0,1 \text{ MPa}$) e leva a falhas no material e remoção explosiva da camada mais externa do tecido duro. A absorção pode ser devido a água ou ao tecido duro ou uma combinação de ambos. As pequenas dimensões físicas dos espaços contendo água garantem eficiente troca de calor (equalização da temperatura) entre a água e os componentes do tecido duro dentro de intervalos menores do que microssegundos. Se o comprimento de absorção da luz laser incidente é muito curto, a explosão da subsuperfície aquecida pode ocorrer via condução térmica dentro do tecido durante o tempo de irradiação, promovida pelo pulso laser se o mesmo tiver duração longa o suficiente. Para pulsos muito curtos (de nanossegundos ou abaixo) este processo não é aplicável.

A paralisação ou redução da eficiência de remoção do tecido por irradiação de múltiplos pulsos é freqüente no processo de explosão para a ablação do tecido. Esta observação é comumente uma consequência da desidratação do tecido em uma profundidade significativa para sucessivos pulsos de laser. Se a camada de água é desidratada significativamente, menores ou nenhum excesso de pressão são gerados no interior do alvo, mostrando queda ou paralisação do processo de ablação do tecido.

O processo de explosão para a remoção do tecido pode

acontecer nas temperaturas de superfície bem abaixo do ponto de fusão do tecido duro (900° - 1200°C). A temperatura exata da superfície antes e depois da explosão do tecido depende das condições da irradiação, bem como dos parâmetros do tecido (coeficiente de absorção, difusidade térmica, etc.). Além disso, a ablação do material remove uma significativa fração da energia depositada na forma de energia térmica e somente uma fração da energia laser incidente pode contribuir para o aquecimento do tecido remanescente.

Pluma da ablação

Para tempos de irradiação mais longos do que poucos picossegundos, a ablação do tecido alvo forma uma pluma adiante do alvo, o qual pode interferir na incidência do laser. Se o material na pluma continuar absorvendo, a pluma aquecerá e começará a ser visível como uma faísca. Além disso, se a velocidade de expansão e a quantidade de material removido for suficientemente grande, um estalo audível acompanhará o processo. A pluma é geralmente heterogênea, consistindo-se de água, materiais orgânicos e componentes do tecido duro de vários tamanhos e estados (sólido, líquido e gasoso). Enquanto o vapor da água é essencialmente transparente para radiações de $3\mu\text{m}$, os componentes do tecido orgânico podem continuar a ser absorvidos fortemente na pluma. A emissão térmica proveniente da pluma pode ser, portanto, um conveniente diagnóstico para o começo da ablação, e a análise espectroscópica da emissão da pluma pode ser uma poderosa ferramenta para determinar a temperatura e a composição da pluma.

Formação do plasma

Quando a intensidade da incidência do laser é bastante alta ($0,1$ a 10 GW/cm^2), um plasma pode se formar na pluma. Este plasma é

formado por constituintes teciduais ionizantes, sendo os primeiros elétrons comumente gerados de impurezas e com baixa energia de ionização.

A ablação mediada por plasma é sempre associada com a pluma que é mais ou menos visível, dependendo da energia de pulso do laser. Entretanto, a existência de uma faísca visível ou de um estalo audível não é prova da existência do plasma, o qual só seria identificado por técnicas que fossem sensíveis a elétrons livres ou espectroscopia, mas somente indica a presença de matéria quente ejetada sem significativa ionização.

Eficiência da ablação e taxas de ablação

A literatura sobre a ablação em tecidos duros dentais é extremamente ambígua em relação aos termos “taxas de ablação” e “eficiência da ablação”. Uma eficiência é tipicamente cotada em porcentagem do máximo possível para um dado processo. A eficiência da ablação pode ser definida como a fração f da quantidade total de energia que é dada para remover o tecido por ablação na forma de energia cinética e energia térmica, deixando uma fração $(1-f)$ no tecido em forma de calor. Saber qual a fração da quantidade de energia que sobra no tecido é muito importante para determinar a temperatura pulpar; e, conhecer a taxa de ablação é igualmente importante para avaliar os insucessos do procedimento. Porém, a eficiência da ablação não é uma medida da taxa de ablação.

As taxas de ablação são geralmente cotadas em mm/pulso, mm^3/J ou unidades equivalentes. Para ser significativa, estas taxas de ablação requerem especificação da densidade de energia da irradiação aplicada. As taxas de ablação dadas em mm/pulso também requerem especificação do tamanho do foco e sua definição correspondente.

De um ponto de vista prático, a informação importante relativa a ablação do tecido pelo laser reside na taxa de ablação e na

quantidade (ou fração) de energia por pulso deixada nos tecidos que não sofreram ablação pela incidência do laser. A eficiência por si só é de secundária importância. Devido aos efeitos múltiplos das irradiações por pulso são de igual importância desde que elas possam levar ao aquecimento cumulativo do tecido e a taxas de ablação variáveis.

ARAUJO, R. M. *Avaliação da microinfiltração e nanoinfiltração em restaurações de resina composta. Influência do laser no preparo cavitário e no pré-tratamento dentinário*. São José dos Campos, 2000. 220p. Tese (Livre-Docência em Dentística) – Faculdade de Odontologia – Campus de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista Julio de Mesquita Filho.

RESUMO

O objetivo desta pesquisa foi avaliar a microinfiltração através da microscopia óptica e a nanoinfiltração, através da Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV), em cavidades classe V, preparadas por dois métodos: 1) irradiação à laser Er:YAG mais condicionamento ácido e 2) turbinas de alta-rotação. Foi observado também a influência da irradiação do laser Nd:YAG em dois sistemas de adesivo dentinários: *Single Bond* (3M) e *Prime & Bond NT* (Dentsply). As cavidades foram restauradas com a resina composta Z100 quando foi utilizado o adesivo *Single Bond* e TPH com o adesivo *Prime & Bond NT*. Para o preparo com laser Er:YAG (*Kavo Key, Germany*) foi utilizado 350 mJ, 4 Hz e densidade de energia de 116,7 J/cm². Para o pré tratamento dentinário com o laser Nd:YAG (*Pulse Master 1000 - ADT - USA*) foi utilizado 60 mJ, 10 Hz, 0,6W durante 10 segundos, e densidade de energia de 74,6 J/cm². Foram utilizados 80 dentes bovinos, e os preparos foram realizados nas faces vestibular e lingual totalizando 160 preparos divididos em 8 grupos de 20 dentes cada um. G1) (LNT) – preparo com laser Er:YAG + *Prime & Bond NT* + TPH; G2) (LS) – preparo com laser Er:YAG + *Single Bond* + Z100; G3) (LSNd) – preparo com laser Er:YAG + *Single Bond* + laser Nd:YAG + Z100; G4) (LNTNd) – preparo com laser Er:YAG + *Prime & Bond NT* + laser Nd:YAG + TPH; G5) (CNT) – preparo convencional + *Prime & Bond NT* + TPH; G6) (CS) – preparo convencional + *Single Bond* + Z100; G7) (CSNd) – preparo convencional + *Single Bond* + laser Nd:YAG + Z100; G8) (CNTNd) – preparo convencional + *Prime & Bond NT* + laser Nd:YAG + TPH. Depois de restaurados, os dentes foram submetidos à termociclagem por 300 ciclos nas temperaturas entre 5° C ± 2° C e 55° C ± 2° C. (30 segundos em cada temperatura). Os dentes foram colocados no nitrato de prata 50% por 24 horas em total ausência de luz e colocados numa solução foto-reveladora sob luz fluorescente por 6 horas. Foram seccionados no sentido inciso-gengival obtendo três fatias. A avaliação da microinfiltração na margem gengival foi feita através de lupa estereomicroscópica segundo escores de zero a quatro. A fatia mediana foi polida e

preparada para avaliação da nanoinfiltração em MEV. Os resultados foram submetidos a análise estatística de Kruskal-Wallis e teste de Miller, através dos quais o grupo G3 (LSNd), preparo com laser Er:YAG + *Single Bond* + laser Nd:YAG, apresentou os menores valores quanto a microinfiltração e nanoinfiltração.

Palavras-chave: Infiltração dentária; nanoinfiltração; laser; adesivos; resina composta.

ARAUJO, R. M. *Evaluation of microleakage and nanoleakage in composite restorations. Influence of laser cavity preparation and dentin pre-treatment.* São José dos Campos, 2000. 220p. Tese (Livre-Docência) – Faculdade de Odontologia – Campus de São José Campos, Universidade Estadual Paulista Julio de Mesquita Filho.

ABSTRACT

The purpose of this study was to evaluate the microleakage and nanoleakage in class V restorations prepared with Er:YAG laser and conventionally. The influence of Nd:YAG laser irradiation in two adhesive systems was also investigated: Single Bond (3M) and Prime & Bond NT (Dentsply). The cavity were restored with composite Z100 when Single Bond was used and composite TPH with adhesive system Prime & Bond NT. The cavity preparation with laser Er:YAG (Kavo Key, Germany), 350 mJ, 4 Hz and 116,7 J/cm² was used. The dentin treatment with laser Nd:YAG (Pulse Master 1000 – USA) was used with 60 mJ, 10 Hz, 0,6 W, and 74,6 J/cm². Eighty extracted bovine incisors were used, and class V preparations were done at buccal and lingual faces totalysing 160 cavity preparation divided into eight groups: G1) (LNT) – Er:YAG laser preparation + Prime & Bond NT + TPH; G2) (LS) – Er:YAG laser preparation + Single Bond + Z100; G3) (LSNd) – Er:YAG laser preparation + Single Bond + laser Nd:YAG +Z100; G4) (LNTNd) – Er:YAG laser preparation + Prime & Bond NT + Nd:YAG +TPH; G5) (CNT) – conventional preparation + Prime & Bond NT + TPH; G6) (CS) – conventional preparation + Single Bond + Z100; G7) (CSNd) – conventional preparation + Single Bond + Nd:YAG + Z100; G8) (CNTNd) – conventional preparation + Prime & Bond NT + Nd:YAG + TPH. All specimens were termocycled for 300 full cycles between 5° C ± 2° C and 55° C ± 2° C (dwell time of 30 seconds, stored in 50% silver nitrate solution for 24 hours, kept in darkness, rinped in water, soaked in photodeveloping solution and exposed to fluorescent light for 6 hours. After this procedure, the specimens were sectioned longitudinally in 3 portions and the extend of microleakage at gengival wall was determined under stereomicroscopy following a criteria ranging from 0 to 4. The medium portion sectioned of each specimens were polished and prepared for nanoleakage avaliation by SEM. The results were analysed and submmitted to statistical tests Kruskal Wallis and Miller. Conclusion: all groups showed microleakage and nanoleakage, however, the group G3 (LSNd) – Er:YAG + Single Bond + Nd:YAG + Z100, showed less microleakage and

nanoleakage.

Keywords: Microleakage; nanoleakage; laser; adhesives; composite resins.