



BR0645458



INIS-BR--4039

AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE
DE SÃO PAULO

**AVALIAÇÃO DA MICROINFILTRAÇÃO MARGINAL EM
CAVIDADES CLASSE V DE DENTES DECÍDUOS
PREPARADOS COM LASER Er:YAG E ALTA ROTAÇÃO**

NEUSA VIEIRA GALVÃO PULGA

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

Orientador:

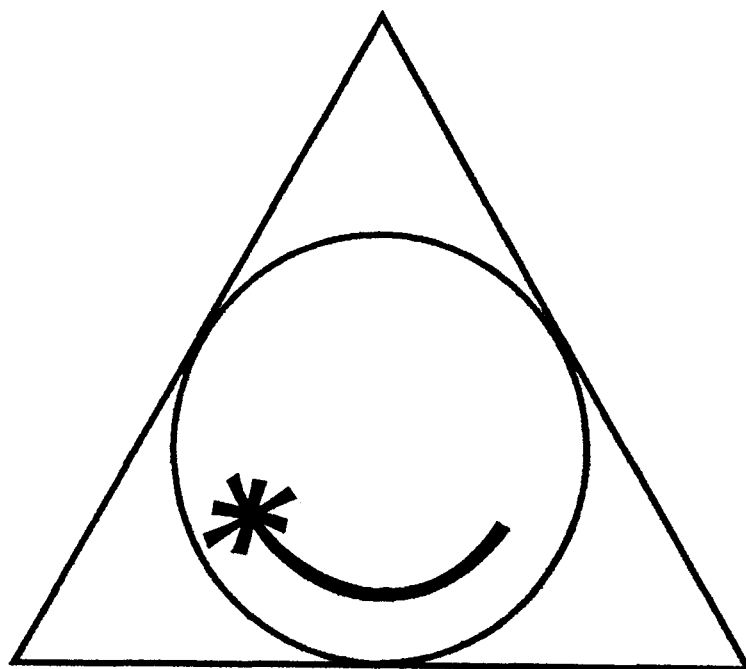
Prof. Dr. Carlos de Paula Eduardo

Co-Orientadora:

Profa. Dra. Martha Marques F. Vieira

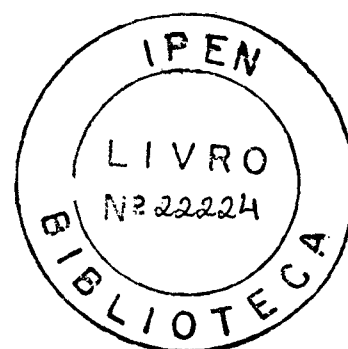
**São Paulo
2001**





**MESTRADO PROFISSIONALIZANTE DE LASER EM
ODONTOLOGIA**

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



**Avaliação da Microinfiltração Marginal em
Cavidades Classe V de Dentes Decíduos
Preparados com Laser Er:YAG e Alta Rotação**

NEUSA VIEIRA GALVÃO PULGA

Dissertação apresentada ao Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, como parte dos requisitos para obtenção do grau de Mestre em "Lasers em Odontologia".

Orientador:

Prof. Dr. Carlos de Paula Eduardo

Co-orientador:

Prof^a. Dra. Martha Marques F. Vieira

**SÃO PAULO
2001**

Agradeço:

A Deus, por ter me dado o dom da vida; por colocar anjos em meu caminho e forças para vencer a todos os obstáculos.

Aos meus pais por aceitarem me dar a vida.

Ao Ismael que é a minha força total: marido, amigo, conselheiro. E que sem a sua força, amor e incentivo eu não estaria defendendo esta dissertação.

Aos meus filhos: Fabiane e Bruno que são a luz de minha vida, por todos os momentos e por darem um imenso sentido a ela.

Aos meus irmãos, principalmente minha irmã Jacqueline, por seguir os meus caminhos na Odontologia e estar sempre ao meu lado.

Aos meus sogros Ítalo e Zezé e meus cunhados Caio, Kelce, Molina, Olenca, Roberto e meus sobrinhos, pelo carinho e afeição.

Ao Rafael, meu genro e colega de trabalho pela afeição e por ter sido o Einstein de minha vida, pois vislumbrou o Laser em nosso consultório.

À minha secretária, Sônia, pelos vinte e seis anos de dedicação e amizade e a todos do consultório, por me darem forças e acreditarem sempre em mim.

A todos os meus pacientes, os quais considero como meus filhos, e aos que doaram seus dentinhos para que fosse possível a realização deste trabalho.

À Andréia Ramos e ao Prof. Dr. Carlos Eduardo de Paula, por serem *Stern & Sognaraes*, isto é, nos mostraram o Laser na Odontologia pela primeira vez, pela sua amizade e conhecimento.

À Prof. Martha Vieira, pela co-orientação e carinho especial.

Ao Prof. Nilson, Prof^a. Denise Zezell, Prof. Puig, Prof. Wagner, Prof. Armando, Prof. Niklaus, Prof^a. Marta Simões e demais professores do IPEN, por terem sido Townes, Maiman, Born, Fabry-Pérot *et al.*, em nossas vidas, nos dando amizade, conhecimento e oportunidade de vislumbrar o "novo".

Aos Professores e Monitores das disciplinas do Mestrado de "Lasers em Odontologia" da FOU SP, em especial, ao Dr. Ricardo S. Navarro.

À Prof. Dra. Miriam Lacalle Turbino, que fez a análise estatística comigo.

Ao Arnaldo e Aldo, que ajudaram na parte de ciclagem térmica e corte dos espécimes, e análise através da lupa estereomicroscópica.

À Prof. Martha Simões pela força e apoio em completar a dissertação. "Ser generoso é estar presente no momento certo".

À Prof. Dra. Rosehelene Marotta Araújo por me prestigiar com a amizade e presença.

À Eleonora, Roseli, Fernanda pelo carinho, amizade e pela convivência tão gostosa.

Ao Redson pela amizade e também por me ajudar a colher os dentinhos doados.

Ao Cláudio Bertela, Eduardo e Alexandre pelo convívio e amizade.

À "Macau e Rubens", pela força e amizade com que sempre pude contar.

Aos meus colegas de Mestrado, por juntos termos momentos de aprendizado e amizade.

À Cláudia Blay que foi a "fada madrinha", fazendo com que eu acreditasse que ia dar certo.

À Aparecida, Sandra e Fernando pelo apoio e incentivo (funcionários do Mestrado Profissionalizante).

À Edna, da Edarte, por ter sido um dos anjos que Deus colocou no meu caminho.

AVALIAÇÃO DA MICROINFILTRAÇÃO MARGINAL EM CAVIDADES CLASSE V DE DENTES DECÍDUOS PREPARADOS COM LASER DE ER:YAG E ALTA ROTAÇÃO

Neusa Vieira Galvão Pulga

RESUMO

O objetivo deste estudo, *in vitro*, foi avaliar a microinfiltração marginal em cavidades Classe V de dentes decíduos preparadas com laser de Er:YAG e comparar com os graus encontrados em preparos realizados com alta rotação, e restaurados com dois materiais fotopolimerizáveis: resina composta e cimento de ionômero de vidro. Foram selecionados vinte e oito dentes decíduos íntegros, os quais foram divididos em quatro grupos: **Grupo 1 (G1)** Alta Rotação + Resina Composta; **Grupo 2 (G2)** Alta Rotação + Ionômero de Vidro; **Grupo 3 (G3)** Laser de Er:YAG (2,94 μm), 300 mJ, 3 Hz, peça de mão 2051, densidade de energia de 86 J/cm² + Resina Composta; e **Grupo 4 (G4)** Laser de Er:YAG (2,94 μm), 300 mJ, 3 Hz, peça de mão 2051, densidade de energia de 86 J/cm² + Ionômero de Vidro.

Após o preparo e a restauração os espécimes foram estocados a 37°C, em estufa, por 24 horas, termociclados, imersos em solução de Nitrato de Prata a 50% por 24 horas e revelados em solução fotoreveladora sob luz fluorescente por 6 horas, sendo seccionados ao meio e observados em lupa esteromicroscópica (40 X), em quatro graus de microinfiltração. Para a comparação entre os grupos, separaram-se os dados em oclusal e cervical. Os espécimes foram submetidos a dois testes de Kruskal-Wallis. Para os dados oclusais verificou-se haver significância estatística ao nível de 5% entre os grupos, e na comparação das médias dos postos verificou-se que o **G1** (M=35,1) - apresentou maior microinfiltração que o **G2** (M=24,0), assim como o **G1** apresentou maior microinfiltração que o **G3** (M=22,3). Os demais grupos não apresentaram diferenças estatísticas, entre si. Para os dados cervicais, o teste de Kruskal-Wallis demonstrou não haver diferença estatística. Compararam-se as infiltrações entre as faces oclusais e cervicais, em cada um dos grupos pelo teste de Wilcoxon; nessas comparações não foram detectadas diferenças estatísticas.

Concluimos neste estudo que o laser de Er:YAG mostrou-se efetivo no preparo de cavidades Classe V, bem como obteve o menor grau de microinfiltração nas Restaurações de Resina Composta, nas margens oclusais. Esses resultados indicaram a viabilização do uso do laser de Er:YAG para a realização de preparos cavitários conservadores em dentes decíduos.

MARGINAL MICROLEAKAGE EVALUATION IN CLASS V COMPOSITE RESTORATIONS OF DECIDUOUS TEETH PREPARED CONVENTIONALLY AND USING ER:YAG LASER

Neusa Vieira Galvão Pulga

ABSTRACT

The evaluation of marginal microleakage in class V restorations of deciduous teeth prepared using Er:laser and comparison to the ones observed when conventionally prepared, using two photopolimerizable materials, composite resin and glass ionomer cement, was the subject of this study.

Twenty eight complete deciduous teeth were divided into four groups Group 1 (G1) prepared with high speed drill + composite resin; Group 2 (G2) prepared with high speed drill + glass ionomer cement; Group 3 (G3) prepared using Er:YAG laser (2.94 μm), 300 mJ, 3Hz, handpiece 2051, energy density 86mJ/cm² + composite resin; Group 4 (G4) prepared using Er:YAG laser (2.94 μm), 300 mJ, 3Hz, handpiece 2051, energy density 86 J/cm² + glass ionomer cement.

After the preparation and restoration the specimens where stored at 37°C for 24 hours, thermally stressed, immersed in 50% aqueous solution of silver nitrate for 24 hours while kept in the dark. The specimens were rinsed in water, soaked in photodeveloping solution and exposed to fluorescent light for 6 hours. After this process the samples were sectioned and observed by stereomicroscopy. For comparison the groups were divided into occlusive and cervical microleakage. The results were analysed under the Kruskal-Wallis test. For the occlusive microleakage the statistical significance was 5% among the groups and the average comparison showed higher microleakage for G1 (M=35.1) than for G2 (M=24.0) as well as compared to G3 (M=22.3). The other groups didn't present statistical differences among them. For the cervical microleakage the Kruskal-Wallis test didn't present any statistical difference. Comparing the occlusive and cervical microleakage data, for every group, using the Wilcoxon test, no statistical differences were observed.

Concluding, this study showed the Er:YAG laser to be effective for class V restorations and to result in a smaller microleakage degree using the composite resin. These results indicate the viability of the Er:YAG laser for conservative restorations of deciduous teeth.

SUMÁRIO

| | | |
|----|--|----|
| 1. | INTRODUÇÃO | 1 |
| 2. | OBJETIVO | 8 |
| 3. | REVISÃO DA LITERATURA | 10 |
| | 3.1. Microinfiltração | 11 |
| | 3.2. Lasers | 22 |
| | 3.3. Laser na Microinfiltração | 48 |
| 4. | MATERIAIS E MÉTODOS | 60 |
| | 4.1. Materiais | 61 |
| | 4.1.1. Sistema Adesivo <i>Single Bond</i> | 62 |
| | 4.1.2. Resina Composta Fotopolimerizável - Filtek Z250 | 63 |
| | 4.1.3. Vitremer | 63 |
| | 4.2. Equipamentos | 64 |
| | 4.3. Métodos | 69 |
| | 4.3.1. Seleção de dentes | 69 |
| | 4.3.2. Preparo das cavidades | 70 |
| | 4.3.3. Preparo com Laser de Er:YAG - Ponta 2051 | 71 |
| | 4.3.4. Preparos com Alta-Rotação | 72 |
| | 4.3.5. Procedimento Restaurador | 73 |
| | 4.3.6. Polimento das Restaurações | 76 |
| | 4.3.7. Preparo dos Dentes para o Teste de Microinfiltração | 77 |
| | 4.3.8. Avaliação da Microinfiltração | 78 |
| | 4.3.9. Análise Estatística | 79 |
| 5. | RESULTADOS | 80 |
| | 5.1. Tratamento Estatístico dos Dados | 83 |
| | 5.1.1. Análise Estatística das microinfiltrações oclusais entre os 4 grupos | 83 |
| | 5.1.2. Comparação entre médias dos postos das amostras | 83 |
| | 5.1.3. Médias dos postos das amostras | 84 |
| | 5.1.4. Análise estatística das microinfiltrações cervicais entre os 4 grupos | 84 |
| | 5.1.5. Comparação das médias dos postos das amostras | 85 |
| | 5.1.6. Médias dos postos das amostras | 85 |

| | |
|--|-----|
| 5.1.7. Comparações entre as oclusais X cervicais em cada um dos grupos | 86 |
| 6. DISCUSSÃO | 95 |
| 7. CONCLUSÃO | 101 |
| REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS | 103 |

LISTA DE FIGURAS

| | |
|--|----|
| Figura 4.1 - Single Bond e Resina Composta Filtek - Z250 | 62 |
| Figura 4.2 - Vitremer | 64 |
| Figura 4.3 - Aparelho de Laser de Er:YAG - KaVo Key - Germany | 66 |
| Figura 4.4 - Peça de Mão 2051 | 66 |
| Figura 4.5 - Máquina de Ciclagem Térmica MCT-2 - Amm* Instrumental | 67 |
| Figura 4.6 - Lupa Estereomicroscópica Olympus, modelo SZ40, com 40X de aumento | 68 |
| Figura 4.7 - Dente Decíduo Doado | 69 |
| Figura 4.8 - Cavidade Classe V, Desenhada com Lápis Grafite | 70 |
| Figura 4.9 - Preparo do Dente com Laser de Er:YAG | 71 |
| Figura 4.10 - Preparos com Alta-Rotação - Ponta Diamantada 1011 | 72 |
| Figura 4.11 - Instrumento Cortante Rotatório 1011 - K.G.Sorensen | 73 |
| Figura 4.12 - Grupo 1 (G1) - Alta-Rotação + Resina Composta | 74 |
| Figura 4.13 - Grupo 2 (G2) - Alta-Rotação + Ionômero de Vidro | 75 |
| Figura 4.14 - Grupo 3 (G3) - Laser de Er:YAG + Resina Composta | 75 |
| Figura 4.15 - Grupo 4 (G4) - Laser de Er:YAG + Ionômero de Vidro | 76 |

LISTA DE TABELAS

| | |
|---|----|
| Tabela 1 - Resultados Originais | 88 |
| Tabela 1.1 - Alta-Rotação + Resina Composta | 89 |
| Tabela 1.2 - Alta-Rotação + Ionômero de Vidro - Vitremer | 90 |
| Tabela 1.3 - Laser + Resina Composta Z250 | 91 |
| Tabela 1.4 - Laser + Ionômero de Vidro - Vitremer | 92 |
| Tabela 2 - Moda entre os Três Examinadores - Kruskal-Wallis | 93 |

LISTA DE ABREVIATURAS

| | |
|-------------------------|--|
| μm | Micrômetro |
| μs | Microsegundo |
| APF | Flúor-fosfato-acidulado |
| Ca | Cálcio |
| CO_2 | Laser de Dióxido de Carbono |
| Er:YAG | Laser de Érbio:Ítrio-Alumínio-Granada |
| Ga-As-Al | Arseneto de Gálio-Alumínio |
| He-Ne | Hélio-Neônio |
| Ho:YAG | Hólmio:Ítrio-Alumínio-Granada |
| Hz | Hertz |
| J | Joule |
| J/cm^2 | Joule por centímetro quadrado |
| Laser | <i>Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation</i> |
| LELO | Laboratório Experimental de Lasers em Odontologia |
| Mj | Milijoule |
| mJ/cm^2 | Milijoule por centímetro quadrado |
| mJ/p | Milijoule por pulso |
| ml | Mililitro |
| mm | Milímetro |
| MPa | MegaPascal |
| mW | Miliwatt |
| Nd:YAG | Laser de Neodímio: Ítrio-Alumínio-Granada |
| nm | Nanômetro |
| ns | nanossegundo |
| $^{\circ}\text{C}$ | Grau centígrado |
| pH | Potencial de Hidrogênio |
| Pps | Pulso por segundo |
| SEM | Microscópio Eletrônico de Varredura |
| V | Volt |
| W | Watt |
| W | Watt - Unidade de potência |

1. INTRODUÇÃO

INTRODUÇÃO

“Trabalhar pelo que se ama, amar aquilo em que se trabalha”

Tolstoi

A *American Academy of Pediatric Dentistry* sugere que os cuidados com a saúde bucal do recém-nascido devem incluir o exame da cavidade bucal e a orientação preventiva dentro de 6 meses após a erupção do primeiro dente.

Isto porque, só logo ao nascimento, a cavidade bucal do recém-nascido é praticamente estéril. Após algumas horas passa a ser colonizada, principalmente por microorganismos facultativos e aeróbicos. Colônias de *Streptococcus salivarium*, *Streptococcus mitios*, *Staphylococcus* e *Lactibacillus* são facilmente identificados no epitélio bucal de bebês com poucas semanas de vida.

Já os *Streptococcus mutans* e os *Streptococcus sanguis* necessitam de superfícies duras para sua colonização.

Os dentes decíduos podem erupcionar em média a partir de 4 - 8 meses e até 24 - 36 meses de vida a criança já possui todos os dentes em sua cavidade bucal.

Mesmo estando no Século XXI, há, ainda, hoje, mesmo em consultórios particulares a incrível frase: "os dentes decíduos são fracos", ou "meu filho tomou muitos antibióticos". Não existem dentes "fracos", existem, ainda hoje, dentes "negligenciados". Porque os avós, os tios, as madrinhas dão ao bebê guloseimas, que poderão fazer parte de sua dieta, que sendo assim, será cariogênica.

A criança vai ingerir a dieta oferecida por seus responsáveis e a partir daí estabelecer seus hábitos dietéticos por toda a vida.

A saliva que banha toda mucosa bucal atua como um "filme" de proteção, repleta de proteína e agentes antivirais e antibacterianos. Portanto, o hábito da limpeza deve ser introduzido juntamente com a erupção do primeiro dente.

Do contrário, teremos a associação "microbiota/dieta/hospedeiro" desenvolvendo a cárie dentária, que na dentadura decídua a mais comum é a "cárie rampante" ou "cárie da mamadeira", que são lesões inicialmente de Classe V, podendo levar à destruição total do dente.

O esmalte do dente decíduo possui 95% de material inorgânico e pouca quantidade de água e material orgânico, tanto em peso (95%, 4% e 1%, respectivamente) como em volume (86%, 12% e 2%). O componente orgânico consiste principalmente da apatita, em suas formas hidróxi, flúor e carbonato.

Entre as características dos dentes decíduos temos que são 1/3 do tamanho dos dentes permanentes, e o ciclo vital é curto, variando para cada dente.

As camadas de esmalte e dentina são mais delgadas e menos mineralizadas com isso a câmara pulpar é mais ampla, há uma quantidade menor de túbulos e em menor diâmetro, com isso facilita a rapidez de um processo cariogênico não detectado.

A evolução tecnológica dos materiais, o conhecimento dos mecanismos de ação da cárie dental e a conscientização dos pacientes sobre a importância dos aspectos preventivos levou a profissão a uma mudança nos conceitos, que resultaram em uma posição mais conservadora nas últimas décadas.

Devido a essas mudanças os profissionais passaram a ter um maior respeito pela estrutura dental sadia, por compreenderem que ela jamais poderá ser substituída por um material restaurador. Teve como consequência ainda, maior atenção deles com relação aos cuidados adicionais no momento de suas atividades na estrutura dental.

O aperfeiçoamento dos materiais de corte, a melhoria das propriedades dos materiais restauradores, a adição de flúor em alguns e, até mesmo, o aparecimento e a evolução das técnicas adesivas levaram, a profissão e o ensino, a discussões diferenciadas no momento da execução das técnicas operatórias, sempre voltadas para procedimentos conservadores.

De acordo com MONDELLI *et al.*, em 1998, a causa principal e mais comum que condiciona o preparo de uma cavidade Classe V é a

descalcificação do esmalte, que por suas características, favorecem a instalação do processo cariioso, necessitando, na maioria dos casos, da realização de uma restauração com material estético.

Um dos grandes problemas enfrentados pela Dentística Restauradora, ainda é a existência da microinfiltração marginal ao redor das cavidades restauradas com resina composta. Nas últimas décadas surgiram técnicas de condicionamento ácido e dos sistemas adesivos dentais, que minimizaram o problema, mas, a microinfiltração dental, ainda persiste, principalmente nas margens cervicais, sendo reconhecida como uma das maiores causas de falhas das restaurações. A ausência ou perda do vedamento marginal ao redor das restaurações pode promover descoloração marginal, hipersensibilidade, cáries recorrentes e, muitas vezes, o desenvolvimento de patologias pulpares (GOING, 1972; GOING, 1979; BAUER & HENSON, 1984; ASMUSSEM, 1985; BRANNSTRÖM, 1987; COX, 1992).

Segundo KIDD, 1976, TAYLOR & LYNCH, 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.

A preocupação de conservar a estrutura dentária e melhorar a adesividade, para eliminar a microinfiltração tem levado

pesquisadores a desenvolverem novos materiais e técnicas (BUONOCORE, 1955; BOWEN, 1962; BOWEN, 1963; BOWEN, 1965; LÜESCHER *et al.*, 1977; NAKABAYASHI *et al.*, 1982; WU, 1983; ARAÚJO *et al.*, 1990; ASMUSSEM & UNO, 1992; EICK, 1993; VENZ & DICKENS, 1993; WATANABE & NAKABAYASHI, 1993).

Após anos de pesquisa na área de Odontologia, o laser encontrou sua atuação na prevenção, conservação e preservação da estrutural dental, com mínima destruição e métodos conservadores no preparo cavitário.

MORIYA *et al.*, em 1998, realizou um estudo clínico de aplicação do laser de Er:YAG para o preparo cavitário em crianças. Foram selecionados: 19 pacientes, 22 dentes, com idades entre 2 e 12 anos. Os resultados mostraram que as crianças foram boas colaboradoras e, raramente se queixaram de qualquer dor ou sensação desagradáveis. Todos os 22 dentes tratados com laser não tiveram efeitos colaterais indesejáveis ou complicações durante o período de observação. Como conclusão os autores sugeriram que o laser de Er:YAG pretende ser um método alternativo útil para o preparo de cavidades para restaurações de resina composta em crianças.

TARTAIX, M.; *et al.*, 2001, em um estudo realizado pelo Departamento de Dentística Pediátrica, em Nuderf, sugere vantagens na utilização do laser de Er:YAG: pouco barulho, sem vibração, sem pressão, sem anestesia. Todos são itens importantes na preparação do tratamento da cárie dental, especialmente na Dentística Pediátrica.

Apesar dos estudos clínicos existentes, há uma grande deficiência de informação sobre o comportamento dos materiais

restauradores estéticos, em dentes decíduos preparados com laser. Por este motivo o propósito deste estudo foi avaliar a microinfiltração em dentes decíduos.

2. **O**BJETIVO

OBJETIVO

O objetivo deste estudo, *in vitro*, foi avaliar em dentes decíduos, o grau de microinfiltração nas margens oclusal e cervical de cavidades classe V, preparadas com laser de Er:YAG, comparando com os graus de microinfiltração encontrados nas cavidades preparadas com alta-rotação; restauradas com dois tipos de materiais fotopolimerizáveis: Resina Composta e cimento de Ionômero de Vidro.

3. REVISÃO DE LITERATURA

REVISÃO DA LITERATURA

3.1 Microinfiltração

O grande problema enfrentado pela Dentística Restauradora é a existência da microinfiltração marginal ao redor das cavidades restauradas com resina composta. Mesmo com o surgimento, nas últimas décadas, da técnica do condicionamento ácido e dos sistemas adesivos dentais, que minimizaram este problema, a microinfiltração marginal, ainda persiste, principalmente nas margens cervicais, sendo reconhecida como uma das maiores causas de falhas das restaurações. A ausência ou perda do vedamento marginal ao redor das restaurações pode promover descoloração marginal, hipersensibilidade, cáries recorrentes e, muitas vezes, o desenvolvimento de patologias pulpares (GOING, 1972; GOING, 1979; BAUER & HENSON, 1984; ASMUSSEM, 1985; BRANNSTRÖM, 1987; COX, 1992).

Segundo KIDD, 1976, TAYLOR & LYNCH, 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.

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

A adesão ao esmalte praticamente foi estabelecida desde o trabalho de 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 do ácido dá origem aos *tags*, que são prolongamentos da resina que se unem ao elemento dental. A microinfiltração pode ser quase eliminada nas regiões com camada suficiente de esmalte, quando se aplica este procedimento.

Em 1962, iniciou-se uma nova era na Odontologia, quando BOWEN, 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, BOWEN, em 1963, adicionou uma carga inorgânica à matriz através de um agente de união (silano).

Em 1965, BOWEN 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.

GOING, em 1972, fez uma revisão dos estudos relacionados com a infiltração, mostrando que, muitas vezes, técnicas complicadas foram desenvolvidas 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 nêutrons. 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.

GOING, 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.*, 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 efetivada 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.

DAVIDSON *et al.*, em 1984, estudaram a influência da contração da polimerização desenvolvida durante a polimerização da resina composta na adesão da 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 é 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.

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.*, 1990; SOH & HENDERSON, 1990). Em virtude disso, a adesão à dentina se dá de uma forma diferente. O esmalte apresenta uma estrutura prismática e um alto conteúdo mineral, cerca de 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 (BARNES, 1977; PAULSON *et al.* 1984; PASHLEY, 1991; PASHLEY *et al.*, 1993; MJÖR & NORDAHL, 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 mais profunda é mais permeável que a superficial, por ter maior quantidade de túbulos e de maior diâmetro (PASHLEY, 1991; PASHLEY & PASHLEY, 1991; PAUL & SCHARER, 1993).

Além dessas características peculiares, toda vez que se instrumenta a dentina, quando da realização de um preparo cavitário, existe a formação de uma camada de 5 a 15 μ m, denominada camada de esfregaço - composta por restos de dentina, esmalte e de microorganismos - que obstrui os túbulos dentinários, limitando a adesão à dentina (BRÄNNSTRÖM, 1984; GWINNETT, 1984; PASHLEY, 1990; PASHLEY, 1992; BURKE & McCAUGHEY, 1995).

Estes adesivos dentinários causaram dramáticas mudanças nos procedimentos restauradores e sua evolução 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 o risco de cáries secundárias (BURKE, 1995; CHAIN *et al.*, 1995; SILVA & SOUZA JÚNIOR, 1995; PILO & BEM-AMAR, 1999).

Os adesivos dentinários, em sua primeira geração, utilizaram ácidos com a finalidade de remover a camada de esfregaço, buscando estabelecer as ligações químicas e mecânicas, através do contato do agente de união com a superfície dentinária. Utilizavam, porém, materiais hidrofóbicos que foram insatisfatórios, quanto à resistência de união e microinfiltração (EICK *et al.*, 1991; SILVA & SOUZA JÚNIOR, 1995).

Já a segunda geração que foi desenvolvida no início dos anos oitenta e não removia a camada de esfregaço, tornando menor a força de união entre esta camada e a dentina. Porém, estes sistemas, também desempenharam pequena resistência adesiva, devido à característica hidrofóbica do monômero. Foi observada grande infiltração nestes sistemas pela separação da resina composta da dentina, em virtude da denaturação do colágeno da camada de esfregaço com o tempo (RETIEF *et al.*, 1988; PASHLEY *et al.*, 1992; YU, 1993; SILVA & SOUZA JÚNIOR, 1995).

Os adesivos de terceira geração, de formulação química mais complexa com monômeros hidrofóbicos e hidrofílicos, removem ou modificam a camada de esfregaço com o objetivo de se conseguir a penetração do agente de união à dentina formando os *tags* no interior dos túbulos dentinários, similares ao esmalte (NAKABAYASHI *et al.*, 1992). Essa nova substância para o tratamento da dentina denominou-se *primer*, composto por ácidos fracos, etanol ou acetona. Como a camada de esfregaço 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.*, 1988; BARKMEIER & COOLEY, 1992; PASHLEY *et al.*,

1992; MANDRAS *et al.*, 1993. A microinfiltração foi, significativamente melhorada, sem contudo, ser eliminada nas margens de cimento e dentina (PINTADO & DOUGLAS, 1988; ARAÚJO *et al.*, 1990; PORTO NETO, 1990; RIGSBY *et al.*, 1990; SOH & HANDERSON, 1990; ARAÚJO & SILVA, 1992; ARAÚJO *et al.* 1993; ARAÚJO *et al.*, 1997).

FUSAYAMA, 1979, introduziu o condicionamento do ácido total de esmalte e dentina, com a remoção completa da camada de esfregaço através da aplicação do ácido fosfórico, seguida da aplicação do *primer* e do adesivo, porém este procedimento foi muito combatido pela possibilidade de injúria pulpar (RETIEF *et al.*, 1974). O ácido fosfórico aplicado sobre a dentina promove uma descalcificação, removendo a camada de esfregaço, desobstruindo os túbulos dentinários e alargando a sua entrada, assumindo a forma de um funil (BADINI *et al.*, 1998).

NAKABAYASHI *et al.*, em 1982, 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 camada de esfregaço são de baixa concentração (cítrico, maleico, fosfórico de 10 a 37%), por um período curto de tempo (de 10 a 15 segundos), que ao mesmo tempo promovem a desmineralização seletiva da hidroxiapatita. A associação do ácido cítrico a 10% e do 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 (NAKABAYASHI, 1992;

NAKABAYASHI *et al.*, 1992). A hibridização é 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.

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.

Porém, estes adesivos de quarta geração não penetram totalmente por toda a área descalcificada pelos ácidos, levando à formação de uma zona de fragilidade, pela hidrólise do colágeno não protegido. Tentando sanar esta deficiência surgiu a quinta geração de adesivos dentinários onde o condicionador e o *primer* se apresentam juntos (WATANABE & NAKABAYASHI, 1993). Este produto apresenta pH de 1,4, sendo capaz de modificar a camada de esfregaço sem removê-la por completo, realizando descalcificação de 1 μ m. Estes integram-se à camada de esfregaço através de uma reação ácido-base, formando uma camada de integração (ECHEVARRIA, 1997 In: GOMES, 1998).

No entanto, mesmo estes adesivos modernos não eliminaram a microinfiltração (HEYMANN *et al.*, 1991; HARNIRATTISAI *et al.*, 1993; GOMES, 1998).

BARNES *et al.*, em 1993, estudaram a microinfiltração marginal em restaurações de Classe V com resina composta utilizando as técnicas *in vivo* e *in vitro*, com dois sistemas adesivos: Prisma

Universal Bond 2 e 3 e resina composta APH. Para este estudo foram preparadas cavidades de Classe V na face vestibular e lingual dos dentes. Na técnica *in vivo* os dentes foram extraídos aproximadamente seis semanas após a realização das restaurações. As amostras *in vitro* foram termocicladas em 540 ciclos de 5° e 55. Os dentes foram imersos em nitrato de prata, seccionados, classificados de acordo com o grau de microinfiltração. Apesar dos resultados demonstrarem que não houve diferença estatisticamente significativa entre os dois adesivos testados, o mesmo não se pôde atestar quando se compararam as restaurações *in vivo* e *in vitro*, visto que as realizadas *in vitro* apresentaram maior microinfiltração marginal. Os autores concluíram que os testes laboratoriais de microinfiltração podem promover maior microinfiltração do que se observa clinicamente.

SANO *et al.*, 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.

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

Recentemente, foi lançado um sistema de adesivo dentinário denominado *Prime & Bond NT - Nano Technology - Dentsply*. O fabricante menciona a presença de pequena resina (*D-resin*) e nanopartículas (*Nanofiller*) que possibilitariam melhor infiltração nas

porosidades da estrutura dentinária, garantindo uma alta resistência adesiva e melhor vedamento marginal.

SAUNDERS & SAUNDERS, em 1996, 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 a 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 malêico 10% e com ácido fosfórico 35%. Os dentes preparados foram submetidos a 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 48 horas, 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.

ECHEVARRIA *et al.*, em 1999, avaliaram a interface resina / dentina para verificar a adaptação da resina composta nas paredes dentinárias condicionadas ou não, com agentes condicionadores ácidos. Os autores observaram, que a espessura da 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 diferença significativa 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 dentinária.

PILO & BEN-AMAR, 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 0 a 4 para as paredes oclusais e cervicais. 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.

3.2 Lasers

A ciência tem evoluído rápida e constantemente, ocasionando um grande avanço nos aparelhos e equipamentos, onde o laser é amplamente empregado em especialidades físicas e biológicas.

Em 1917, EINSTEIN, estudou as interações entre luz e matéria. Constatou em sua teoria que a incidência de luz na matéria poderia causar uma emissão adicional de luz, chamada de emissão estimulada. Fundamentava-se, então, as bases teóricas para o desenvolvimento do laser. Laser é o acrônimo de *Light Amplification by Symulated Emission of Radiation* e significa a amplificação da luz por emissão estimulada de radiação.

MAIMAN, em 1960, utilizou um cristal de rubi para a obtenção da emissão estimulada de uma luz visível, denominada, Laser.

Em 1964, STERN & SOGNAES empregaram o laser na Odontologia, observando os danos térmicos produzidos nos tecidos duros dentais, que até pouco tempo inviabilizavam sua utilização clínica.

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

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

Esta 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 (KUTSCH, 1993).

Os sistemas lasers podem ser de baixa ou de alta potência. Entre os de alta potência temos Nd:YAG (KELLER & HIBST, 1989); Excímer (FRENTZEN *et al.*, 1994); Hólmio (EDUARDO *et al.*, 1992; ZECELL *et al.*, 1995); CO₂ (KANTOLA *et al.*, 1973); Argônio (KELSEY *et al.*, 1989).

Para os de baixa potência podemos citar o Arseneto de Gálio-Alumínio (Ga-As-Al) e o Hélio-Neônio (He-Ne); (SILVA *et al.*, 1992).

A utilização dos lasers de CO₂ e Nd:YAG obtiveram grande êxito em Medicina, com fins terapêuticos (COLLES, 1988). Em Odontologia, diferentes comprimentos de ondas têm sido estudados nas três áreas: prevenção, diagnóstico e tratamento de patologias bucais (MELCER, 1992).

Vários estudos relatam resultados positivos com o laser de Nd:YAG na hipersensibilidade dentinária, curetagem subgengival, alteação da superfície interna dos condutos radiculares, remoção de tecido cariado, preparo cavitário, apicetomia, detecção de cárie, polimerização de resina, dentre outros.

YAMAMOTO & OOYA, 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). CECCHINI, 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.*, 1995, observaram que no esmalte irradiado com laser de Nd:YAG. A superfície aparece como uma estrutura fundida. GONÇALVES *et al.*, 1999, verificaram a influência do condicionamento ácido, irradiação a laser e hipermineralização na resistência ao cisalhamento do sistema adesivo multiuso. Utilizaram o laser de Nd:YLF com 100 μ s/pulso, 250 mJ/pulso e densidade de energia de 1,31 J/cm² e, frequência de 0,3 Hz. Concluíram que o laser neodímio é promissor no aumento da resistência adesiva à dentina, quando utilizado após a aplicação do sistema adesivo.

O laser de Nd:YAG modificou a dentina superficial, porém não causou a sua desmineralização (GOODIS *et al.*, 1992; WHITE *et al.*, 1993). Tampouco, provocou a desvitalização do dente pelo aumento da temperatura intrapulpar, ficou comprovado que para que isso ocorresse, o tempo, a potência e a frequência deveriam ser adaptadas à espessura do remanescente dentinário (ADRIAN & WASHINGTON, 1977; WHITE *et al.*, 1994; GONZALES *et al.*, 1996; INOUE *et al.*, 1998).

Em 1989 iniciou-se a utilização do laser de Er:YAG para a remoção do esmalte e dentina. Houve grande interesse na aplicação do laser em tecidos duros devido à redução da dor, ruído e vibração em comparação com a alta-rotação convencional, eliminando a necessidade de anestesia (KELLER & HIBST, 1992; COZEAN *et al.* 1997; EVANS *et al.* 1998) e a possibilidade de uma remoção conservadora para o tratamento de pequenas lesões.

O laser de Er:YAG é absorvido pela água que existe no esmalte e dentina. 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.*, 1992; SUZAKI *et al.*, 1998).

O laser é capaz de cortar com eficiência o tecido duro-dental, além de estimular a formação da dentina secundária e, de ter efeito antibacteriano (KAYANO *et al.*, 1991; MORIOKA *et al.*, 1991; WIGDOR, 1992; GEORGIADES & PARARA, 1996).

Em seus estudos mostrou que este laser proporcionou aceitável microrretenção para materiais adesivos e provocou irregularidades na dentina semelhante ao condicionamento ácido. Várias pesquisas foram elaboradas para determinar a eficácia do laser de Er:YAG, quando comparado ao tratamento com alta-rotação para a remoção de cárie e preparo cavitário. Os autores verificaram que a utilização do laser é tão segura e eficiente quanto o método convencional.

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.

Também foram analisados testes de microinfiltração comparando preparos realizados com alta-rotação e com o laser de Er:YAG. 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.* 1992; KELLER & HIBST, 1993; JEAN *et al.* 1998; MISERENDINO, 1998).

Alguns anos de pesquisa, considerando evidências de que o laser de Er:YAG é eficaz para o tratamento da cárie dental, e, principalmente pelo conforto proporcionado ao paciente devido à ausência de vibração, pressão, ruído e sensibilidade durante o tratamento, em 1997 a FDA - *Food and Drug Administration*, aprovou, nos Estados Unidos, o uso deste laser para a realização dos preparos cavitários.

HIBST *et al.*, 1988 e depois HIBST & KELLER em 1989; KELLER & HIBST em 1989, descreveram os primeiros efeitos do laser de Er:YAG em tecidos duros saudáveis e cariados, demonstraram que isto é possível sem injúrias térmicas para a superfície dos tecidos duros. O laser de Er:YAG é um sistema laser promissor, pois a emissão em um comprimento de onda de 2,94 μm , coincide com principal pico de absorção da água, assim como dos radicais OH- presentes nos minerais do tecido duro, resultando em uma boa absorção em todo tecido biológico, incluindo esmalte e dentina.

HIBST & KELLER, em 1989, com o propósito de investigar a eficiência do laser de Er:YAG para ablação em esmalte e dentina, determinaram a taxa de ablação, utilizando dentes humanos extraídos cortados em facetas de 2 mm de espessura e fixados em formaldeído a 4%. A abrasão do esmalte e dentina pela irradiação laser foi investigada em cinco superfícies cariadas e em vinte e cinco superfícies intactas. A luz laser foi focalizada perpendicularmente sobre os espécimes por meio de uma lente biconvexa de quartzo, com energia de 30 a 360mJ

por pulso, com uma taxa de repetição de 1Hz. Os espécimes foram examinados através de um microscópio óptico. O diâmetro da lesão produzida foi determinado por micrometria ocular e sua profundidade foi determinada pela focalização da superfície adjacente e da base da cavidade com o micrômetro aferido do microscópio para comparação, cavidades do mesmo tamanho foram produzidas com laser de CO₂ com irradiações de 1J de energia total e combinações de potência e tempo de exposição de 20W/50ms e 2W/500ms. Os autores concluíram que o laser de Er:YAG é efetivamente absorvido nas estruturas duras do dente pela água e pelos componentes inorgânicos e causa um aquecimento pequeno e rápido. O esmalte e a dentina são removidos pelo processo contínuo de vaporização e em forma de microexplosão, promovendo uma boa qualidade das paredes da cavidade. As medidas de temperatura indicam que durante a irradiação com o laser de Er:YAG uma quantidade mínima de aquecimento é transmitida aos tecidos adjacentes por difusão térmica quando comparada com as medidas encontradas com o laser de CO₂.

Em 1990, HOKE *et al.*, avaliaram a mudança de temperatura na câmara pulpar de dentes humanos, durante preparo com laser de 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. O laser de 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 & KELLER, em 1990, mostraram que a irradiação do laser de 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.

KAYANO *et al.*, em 1991, avaliaram o efeito do laser de 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 primeiros estudos, as superfícies vestibular e lingual de trinta dentes foram irradiadas com a energia de 500mJ, densidade de 15,9J/cm², profundidade de pulso de 200 ms e taxa de repetição de 1 ou 3Hz. Os dentes foram analisados em microscópio e os autores chegaram às seguintes observações:

- a. o laser de 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.*, observaram mudanças morfológicas no esmalte e na dentina, depois da irradiação com laser de Er:YAG. Preparos cavitários foram realizados em dez dentes

extraídos. Uma parte dos dentes foi pigmentada com corante preto, outra possuía lesão cáriosa e outra era hígida. Foram irradiados com o laser de Er:YAG com $15,9\text{J}/\text{cm}^2$ de densidade de energia. Os resultados em MEV demonstraram que o laser de Er:YAG tem 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 espécimes pigmentados foram mais profundos e as margens mais definidas quando comparados com os espécimes não pigmentados.

KUMAZAKI, em 1992, estudou a habilidade do laser de Er:YAG condicionar o esmalte dental. Foram utilizados dentes incisivos de bovinos. O agente adesivo utilizado foi o *Clearfil New Bond* e a resina composta *Clearfil*. Foi utilizado o laser de Er:YAG tipo ML12 com comprimento de onda $2,94\mu\text{m}$, potência de 1J, repetição de pulso de 10 pps e duração de pulso $200\mu\text{s}$. 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 100mJ. Estudos preliminares indicaram que 60mJ foram realizados em 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 de Er:YAG. O condicionamento a laser foi tão bom quanto com o ácido. A melhor irradiação foi com 600mJ (densidade de energia $8,5\text{J}/\text{cm}^2$). A força de tração foi mais relatada à

natureza e condições da superfície do esmalte do que pela irradiação com o laser.

GROSS *et al.*, em 1992, fizeram um estudo onde compararam a superfície do esmalte e da dentina, após a aplicação do laser de 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 400mJ; 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 de 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 laser com *spray*. A energia de 300mJ em dentina e 400mJ 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, esta camada foi removida e os túbulos foram parcialmente abertos. Os autores concluíram que, no esmalte, o laser de Er:YAG permite a técnica do condicionamento com ácido. Na superfície da dentina, a aplicação com laser e o preparo convencional mostraram resultados semelhantes.

Em 1992, PASHLEY *et al.*, em um estudo, *in vitro*, avaliaram o efeito do laser CO₂ na estrutura e permeabilidade da camada de esfregaço. Utilizaram três diferentes densidades de energia. Foram

usados: 11, 113 e 566J/cm². A exposição a menor energia aumentou a permeabilidade dentinária, medida através da condutância hidráulica, devido à perda parcial da camada de esfregaço superficial e *smear plugs*. 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 camada de esfregaço 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.

O estudo de VICKERS *et al.* em 1992, tinha como finalidade:

- a. formular um modelo para entender o processo de ablação;
- b. determinar o efeito da ablação do laser de 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 focalizado perpendicularmente, utilizando a energia de 0,0025 a 0,58 J/pulso.

Os espécimes 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 focalizado, perpendicularmente, por meio de lente biconvexa, com tamanho de foco de 0,6mm de diâmetro. A energia variou de 0,63 a 0,011J/pulso e taxas de repetição de 10, 20, 30, 40 e 50 Hz. Os espécimes foram examinados no microscópio, o diâmetro e a 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 de 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.

Em 1992, WIGDOR *et al.*, investigaram o efeito de três tipos de laser no tecido: 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, várias 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 3mm de diâmetro e 2mm de profundidade com alta rotação. O laser de 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 de Er:YAG, ou com a alta-rotação.

O laser de Er:YAG pulsado foi usado para determinar a profundidade da ablação em cortes transversais no esmalte e dentina de dentes humanos extraídos num estudo realizado por ZHAO

ZHANG *et al.*, em 1992. Os autores utilizaram energia por pulso variando de 25 a 365mJ e taxa de repetição de 2 e 5Hz. O laser foi focalizado sobre umas secções de 0.5 a 0.75mm de dentes molares, incluindo o esmalte e a dentina. Fotografias das cavidades preparadas com o laser com 2 e 5Hz indicaram o mínimo efeito térmico no esmalte com densidade de energia baixa de 80J/cm². Mínimo efeito térmico em dentina foi notado com densidade de energia abaixo de 74J/cm². As imagens da dentina mostradas através de microscopia eletrônica de varredura mostraram uma superfície serrilhada e irregular. Os autores concluíram que o laser de Er:YAG pode efetivamente promover a ablação do esmalte e da dentina com o mínimo efeito térmico, quando se utilizaram taxas de repetição de 2 e 5Hz. Com o propósito de comparar a superfície do esmalte e da dentina após a irradiação com o laser de Er:YAG e após preparação mecânica.

Quando os autores compararam os dados obtidos no tratamento com o laser e os dados do tratamento convencional, observaram que o esmalte mostrava-se com uma zona de detritos em forma de placas e, em alguns casos com uma pequena zona de prismas desintegrados. A superfície permanecia áspera após a remoção dos fragmentos superficiais com o auxílio de escovas. Além disso, o tratamento com o laser proporciona um ataque adicional à superfície resultando em um padrão microrretentivo. Tanto no tratamento convencional, quanto no tratamento com o laser de Er:YAG a análise mostrou que a superfície da dentina apresenta-se coberta com uma zona de detritos. Os túbulos dentinários abaixo da zona de preparação não mostram mudanças morfológicas. Em ambos os grupos, a rugosidade superficial é semelhante e, após escovação, muitos dos

túbulos dentinários se encontram cobertos com uma camada de fragmentos, a qual pode ser removida e os túbulos parcialmente reabertos após o condicionamento ácido da superfície.

KELLER & HIBST, em 1992, realizaram um estudo clínico com o laser de Er:YAG, em 67 dentes tratados de 33 pacientes. Neste estudo, lesões de cárie de classe I, II, III e IV foram tratadas, focalizadas com 0,8mm de tamanho do foco, taxa de repetição de 1 a 4Hz, energia variando de 150mJ/pulso a 450mJ/pulso e sob refrigeração com spray de água. Após o tratamento, os espécimes foram restaurados com resina composta. Os resultados demonstraram que nenhum dos dentes perdeu a vitalidade, nem ocorreu sensibilidade à percussão. A utilização de anestesia só foi necessária em um caso, concluindo-se, que a preparação do dente com o laser de Er:YAG promove uma menor sensação dolorosa do que os preparos realizados com alta rotação ou brocas de baixa rotação. Uma diferença foi observada entre a percepção da dor, nos preparos realizados, próximos e distantes da polpa. Em 26 casos de preparo longe da polpa, não houve sensibilidade em 16 deles. Em 41 casos de preparação próxima à polpa, uma pequena sensibilidade foi sentida em 29 deles. Os autores concluíram que o laser de Er:YAG é capaz de realizar preparos cavitários sem danos térmicos à polpa, sendo indicado para a remoção de cárie na prática diária.

HIBST & KELLER, em 1992, realizaram um outro estudo em dentes humanos extraídos com o propósito de quantificar o efeito térmico de pulsos simples do laser de Er:YAG, e melhor entender o mecanismo básico de aquecimento, as interferências causadas pelos parâmetros definidos no laser e o tipo de tecido utilizado. No primeiro grupo, as superfícies do esmalte e de dentina dos dentes seccionados ao

meio foram irradiadas com energia radiante variando de 5 a 500mJ/pulso. A temperatura da superfície foi medida por um sistema de imagem termográfica em função do tempo. No segundo grupo, o laser foi focalizado em *slices* de 2 ou 4mm de espessura. Uma cavidade foi realizada em contato com um termopar. O aumento da temperatura foi gravado durante o procedimento em várias energias radiantes e taxas de repetição. A irradiação foi parada quando a radiação laser alcançou o termopar. A temperatura máxima determinada por este método apresentou um limite superior da temperatura local, o que pode ocorrer na preparação de uma pequena cavidade dentro da polpa. Os autores observaram que para os pulsos sub-ablativos (37mJ/pulso) a queda da temperatura é mais rápida em esmalte do que em dentina, de acordo com a grande difusão térmica do esmalte. Porém, quando o limiar da ablação é excedido (225mJ/pulso, 435mJ/pulso) o efeito da temperatura é mais pronunciado no esmalte, quando comparado à dentina. Para pulsos repetitivos, o efeito da temperatura irá somar de acordo com o intervalo de tempo entre dois pulsos. Medidas com o termopar revelam que, para pulsos seqüenciais, a taxa de repetição é o parâmetro mais importante para determinar a temperatura acumulada.

GIMBLE *et al.*, em 1994, fizeram uma pesquisa com a finalidade de determinar a eficácia do laser de Er:YAG quando comparado ao tratamento convencional para tecidos dentais duros. 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 15mJ para tratamento das fóssulas e fissuras, a 250mJ para preparo cavitário e a frequência variou de 5 a 10

Hz. Para cada procedimento, foram utilizadas as seguintes energias: para fóssulas e fissuras - 47mJ e 59 segundos; para remoção de cárie e preparo cavitário - 159mJ e 71 segundos; condicionamento com laser - 118mJ e 43 segundos. Os dentes foram extraídos e os resultados dos procedimentos indicaram que o laser foi tão eficiente quanto às 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 Instrom mostrou que o condicionamento ácido, combinado com condicionamento a 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 foi mais favorável à utilização do laser do que, com a turbina dental convencional.

Em 1994, KUMAZAKI trabalhou com o laser de 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. Não há vibração, barulho, nem dor causada pelas turbinas de alta-rotação. No esmalte, a irradiação a laser produz superfície semelhante à produzida pelo condicionamento ácido. O comprimento de onda do laser de Er:YAG é de 2,94 μ m, o qual é absorvido pela água e produz calor pela vaporização da mesma. O laser de Er:YAG não tem efeito térmico na polpa, quando usado para preparo cavitário. Este laser é mais indicado para preparos cavitários, pois induz à evaporação instantânea da água dos tecidos dentais, produzindo uma pressão suficiente para cortar o dente facilmente.

FRENTZEN, em 1994, apresentou uma revisão de literatura sobre as aplicações clínicas, limitações e expectativas da irradiação a laser em tecido duro dental. Segundo ele, é essencial que, antes que novas técnicas sejam introduzidas na clínica, elas devem fornecer resultados genuínos e comprovados. No complexo, dentina-polpa e no periodonto, há uma regeneração limitada, portanto, os efeitos devem ser minimizados. Ele afirmou que qualquer tipo de laser absorvido pelo tecido dental é convertido em calor, pressão e energia química. Em virtude destas alterações, muitos pesquisadores preocuparam-se com o efeito térmico do laser sobre a polpa. Sob este aspecto parece que o laser de Er:YAG é menos nocivo quando é utilizado um esfriamento adequado.

Em 1995, KELLER & HIBST reportaram que, em comparação com os outros sistemas, o laser de Er:YAG é o preferido por uma série de indicações. As pesquisas, *in vitro*, e em animais têm mostrado que o laser de 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 porque o feixe de laser é refletido. Estudos histológicos e de aplicação clínica indicaram que os preparos a laser são possíveis, sem ou com o mínimo de dor. O laser de Er:YAG é recomendado, também para osteotomia, remoção de cistos, ou apicetomia por causa da excelente cicatrização. Poderá, no futuro, ser utilizado também em periodontia e endodontia.

Em 1996, EDUARDO *et al.* fizeram um estudo, *in vitro*, que foi dividido em duas partes: na primeira, avaliaram no MEV a superfície do esmalte após irradiação com o laser de Er:YAG, em

diferentes energias. Na segunda parte, compararam a resistência ao cisalhamento das resinas compostas, depois do condicionamento da superfície com o laser de 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 de Er:YAG, focalizado com energia de 140mJ/pulso; G3 foi tratado com 300mJ/pulso, ambos com taxa de repetição de 1Hz, sobre spray de água. A irradiação foi aplicada a uma distância de 13mm no 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 5mm/minuto. A análise das fotomicrografias demonstrou que a irradiação com o laser de 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 laser de Er:YAG.

Um estudo para comparar a adesão da resina composta à dentina, após o preparo da superfície dentária com o laser de Er:YAG ou com alta rotação, com ou sem subsequente condicionamento ácido da superfície, foi realizado por VISURI *et al.*, em 1996. As coroas de molares humanos extraídos foram removidas, expondo a dentina. Foi então removida uma camada adicional com alta-rotação ou com laser de Er:YAG (com 350mJ/pulso e taxa de repetição de 6 Hz) para verificar a imagem dos espécimes sob tratamento com alta rotação ou laser. A rugosidade das superfícies foi observada e comparada entre os grupos. Vários espécimes de cada grupo foram condicionados com

ácido e um cilindro de resina composta foi aderido às superfícies preparadas. A adesão da resina composta à dentina foi então submetida ao teste de cisalhamento e os resultados indicaram que houve melhor resistência à adesão nos espécimes irradiados com o laser, quando comparados com o condicionamento ácido e o preparo com alta rotação. As imagens de microscopia eletrônica de varredura mostraram a exposição dos túbulos dentinários no grupo após o tratamento com o laser e, também no grupo condicionado com ácido. Os autores concluíram que a preparação da dentina com o laser de Er:YAG deixa a superfície apropriada para a adesão de resinas compostas.

COZEAN *et al.*, em 1997, fizeram um estudo clínico para avaliar a eficácia e a segurança do laser de 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 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 dezoito (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 de 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 o 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 a necessidade de anestesia.

Para determinar o real efeito do laser de Er:YAG na ablação de dentes humanos *in vivo*, DOSTÁLOVÁ *et al.* (1997) utilizaram pré-molares indicados para extração devido ao tratamento ortodôntico. Antes da extração do dente, um preparo cavitário em forma oval foi realizado com o laser de Er:YAG com energia de 345mJ/pulso e taxa de repetição de 2 Hz. Após a extração, os dentes foram descalcificados por 6 semanas. Um corante a base de hematoxilina e eosina foi colocado sobre as secções longitudinais. Cento e setenta e duas secções foram preparadas e examinadas em microscópio óptico. Os resultados demonstraram que após a aplicação do laser de Er:YAG houve uma redução da camada de dentina e que aos túbulos dentinários tinham um curso radial em direção à superfície. Nenhuma estrutura ou injúria à superfície foi observada e nenhuma reação inflamatória foi achada na polpa, a qual apresentou vascularização normal. Concluíram, por este experimento, *in vivo*, que o laser de Er:YAG é eficiente e seguro para a ablação de esmalte e dentina quando é utilizado sob as condições descritas.

KELLER *et al.*, em 1998, investigaram a aceitação, por parte dos pacientes, de preparos cavitários realizados com o laser de Er:YAG em cinco serviços odontológicos, em hospitais. Os autores realizaram 206 preparos em 194 dentes de 103 pacientes, sendo que metade dos preparos foi realizada com laser e a outra metade com alta-rotação convencional. Foi utilizado o laser de Er:YAG, com 2,94 μm de

comprimento de onda, duração de pulso de 250 μ s 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. Concluíram, ainda, que a aplicação do laser de Er:YAG para preparo de cavidades foi mais confortável que o método convencional com alta-rotação.

Em 1998, DOSTÁLOVA *et al.* fizeram um estudo clínico onde avaliaram a ablação com laser de 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 450mJ, repetições de 1 a 4Hz com *spray* de água. O comprimento dos pulsos foi de 200 μ s. A avaliação clínica foi aos 6, 12 18 e 24 meses baseada na recomendação da ADA. Foram aplicados oito critérios: crista 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 400mJ, com repetição 2-4Hz para o esmalte. Para a dentina, a energia ótima foi 200mJ e repetição de 1 a 2Hz, 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 de Er:YAG é um método promissor para remoção de cáries e preparo cavitário.

Em 1998, RECHMANN *et al.* fizeram uma revisão da literatura a respeito da utilização do laser de Er:YAG, em Odontologia. Segundo vários autores, este tipo de laser tem sido testado com sucesso para várias aplicações como preparo cavitário, tratamento de lesão cariiosa, 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 de 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 de Er:YAG com grande aplicação em odontologia.

AOKI, WATANABE e ISHIKAWA, em 1998 fizeram uma revisão da literatura a respeito da utilização do laser de Er:YAG no Japão. Comentaram que este tipo de laser foi aprovado pelo Ministério da Saúde em 1995. As investigações utilizando-o mostraram sua efetividade nos tecidos duros e moles sem causar danos pelo calor e a influência na polpa é mínima. 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 foram feitos com o laser de Er:YAG, porém, ainda há necessidade de clarificar as suas vantagens e limitações, assim como, estabelecer procedimentos corretos de sua utilização.

Neste trabalho de 1998, SUZAKI *et al.* verificaram, no MEV, que a irradiação com o laser de Er:YAG¹ 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 de Er:YAG em dentes humanos e verificaram que este laser também tornou 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 1 Hz e energia de pulso de 600 mJ, com a utilização de *spray* de água.

COZEAN & POWELL, em 1998, fizeram um estudo para verificar se a polpa e o tecido dentinário não sofreriam danos quando fossem expostos à irradiação do laser de Er:YAG (2,94 μm) nos procedimentos de remoção de cárie, preparo cavitário e condicionamento, antes do condicionamento ácido. Eles observaram os resultados histológicos, comparando o laser de 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 foi feita em dentes extraídos, imediatamente após os procedimentos operatórios e depois de vários intervalos até um ano no pós-tratamento. Para os pacientes tratados com laser, não houve

¹ Kavo Key - Germany

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 utilizado.

Em 1998, MATSUMOTO, examinou as mudanças morfológicas dos dentes tratados com o laser de Er:YAG através do MEV, microscópio óptico, análise por energia dispersiva de raios X e microscópio eletrônico de transmissão. Foram utilizados: o parâmetro de 250 mJ; pulso 8 Hz e, a irradiação foi realizada sem contato. O autor observou pequena diferença na estrutura entre esmalte 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 a 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, na remoção de cáries de classe V, que não são tão profundas.

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

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

O efeito da preparação com o laser de Er:YAG sobre a temperatura pulpar é, provavelmente, o maior problema no uso do laser para o preparo da cavidade em tecidos duros dentais. Por este motivo, GLOCKNER *et al.*, em 1998, estudaram o efeito sobre a temperatura na polpa de dentes incisivos e caninos humanos, realizando preparos na face palatina dos mesmos. A temperatura durante o preparo com o laser de Er:YAG foi comparada com a encontrada durante o preparo convencional com a broca. O estudo foi determinado para investigar se as medidas encontradas na cavidade pulpar permaneciam numa temperatura constante de 37°C da raiz protegida pela coroa, a qual foi termicamente isolada, exposta ao preparo e refrigerada por agentes. A análise dos resultados mostrou que durante a preparação com o laser houve uma queda de temperatura, após poucos segundos, de 37°C para 25°C até 30°C devido

à refrigeração com água e ar. Quando houve a trepanação na cavidade, observou somente um aumento da temperatura na polpa quando a medida foi feita diretamente no feixe do laser. A comparação com o preparo convencional, quando houve trepanação, demonstrou uma elevação da temperatura de mais de 60°C. Concluíram que a redução da dor com o uso clínico do laser de Er:YAG para preparo de cavidades de classe V tem sido mencionada em várias publicações e este fato pode estar relacionado a menor elevação da temperatura intrapulpar durante o preparo cavitário com o laser, em comparação com o preparo convencional com alta rotação.

CURTI, ROCCA e BERTRAND, em 2001, desenvolveram um estudo sobre a morfologia de cavidades classe V condicionadas com o laser de Er:YAG com o objetivo de avaliar a capacidade de um laser de Er:YAG (2940 nm) de condicionar as cavidades classe V, comparando instrumentos de rotação. Vinte e seis molares humanos, recém-extraídos foram selecionados e distribuídos aleatoriamente em dois grupos. Foram preparadas cavidades classe V padrão (profundidade 2 mm, largura de 1,5 mm, comprimento 3 mm) usando Grupo 1 uma broca diamantada para esmalte, mais uma broca de tungstênio com irrigação à água e, Grupo 2, um laser de Er:YAG (1000mJ, 12 Hz) com fluxo contínuo de água. Amostras para observação com SEM foram preparadas (Jeol 34 CF).

Os resultados foram para o Grupo 1 - as paredes das cavidades eram ligeiramente curvadas e uma camada de esfregaço cobria as paredes periféricas, bem como o fundo das cavidades. Poucos túbulos dentinários foram abertos. Impressões "tipo lagarta" foram observadas na dentina. Para o Grupo 2 as paredes das cavidades

ficaram irregulares e pontudas. Uma dentina lustrosa cobria o fundo das cavidades. O esmalte da parte superior das cavidades mostrou uma estrutura tipo causticada.

Em suas conclusões ficou evidente que o contorno pontudo das cavidades submetidas a laser faz mais contato com o hipotético material de restauração e com a superfície das paredes dentinárias, assim aumentando a adesão dos materiais de colagem. Porém, seria necessário investigar melhor outras observações como a propriedade mecânica da dentina lustrosa e a resistência à tração das resinas coladas.

SHARON-BULLER, BLOCK e SELA, 2001, desenvolveram um estudo sobre a eliminação de bactérias no preparo cavitário com o laser de Er:YAG. Este laser é conhecido por seu potencial de corte e ablação de tecidos. Em Odontologia, o laser de Er:YAG é um instrumento conveniente para a remoção do esmalte, dentina e cárie. Enquanto removendo lesões cariadas profundas, o risco principal é a exposição da polpa. Para prevenir a exposição da polpa podemos deixar um pouco da cárie e fazer um tampão indireto da polpa. No entanto, esse procedimento não terá êxito, se bactérias ou toxinas conseguirem infiltrar na polpa.

O objetivo deste estudo foi examinar o efeito do laser de Er:YAG na eliminação das bactérias após o preparo cavitário. Dois grupos de preparos cavitários foram aprontados, um com laser de Er:YAG e o outro com instrumentos convencionais. Uma amostra das bactérias foi colhida com um chumaço de algodão estéril no interior das cavidades de cada grupo, e foi colocada em uma lâmina de sangue

preparada com agar. Os resultados foram que nos preparos cavitários feitos com o laser de Er:YAG houve a ausência total de bactérias em 90% dos casos e nos 10% restantes, a quantidade de bactérias foi muito pequena, quando comparados com o grupo que utilizou instrumentos convencionais que apresentou uma grande quantidade de bactérias.

Este estudo piloto mostra que o laser de Er:YAG reduziu as bactérias das cavidades. Talvez até sugira que a remoção de cárie profunda por laser de Er:YAG seja vantajosa e possa melhorar o prognóstico para o tampão da polpa.

YAMADA JÚNIOR, TANJI e MYAKI, em 2001 desenvolveram um estudo comparativo da resistência à tração da liga de 6ª geração de sistemas de adesivos em dentina irradiada com o laser de Er:YAG. Este estudo mostrou que o condicionamento da dentina com o laser de Er:YAG não existiam diferenças estatísticas significantes com a resina composta na resistência à tração. A conclusão do estudo é que a irradiação com o laser de Er:YAG em dentina não afeta a resistência à tração da liga em sistemas adesivos de uma única operação.

a. Lasers na Microinfiltração

WRIGHT, McCONNELL e KELLER, em 1992, relataram que existia pouca informação quanto à qualidade da restauração quando o preparo cavitário era realizado e condicionado com o laser de Er:YAG.

WRIGHT, McCONNEL e KELLER, 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 de Er:YAG. Para isso, 15 molares humanos extraídos foram divididos em três grupos e preparados classe V de 1 mm 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 de Er:YAG. **Grupo 3:** preparado e condicionado com laser de Er:YAG. O laser de Er:YAG (2,94 μm). Todos os preparos foram obtidos entre 300 ± 50 pulsos aproximadamente, mantendo 2 pps. Para o condicionamento ácido, a energia foi de 200 mJ. 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 0,01 mm de espessura e, fotografados, para serem visualizados através de slides. Os autores concluíram que não houve diferença estatisticamente significante entre os três grupos estudados.

KELLER & HIBST, em 1993, investigaram em dentes humanos extraídos, a microinfiltração em restaurações de amálgama e resina composta, cujos preparos foram realizados com o laser de Er:YAG. O laser de Er:YAG (2,94 μm) foi utilizado com duração total de pulso de cerca de 250 μs . 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. Após a secção dos dentes, a avaliação do corante penetrado foi realizada no microscópio óptico e microrradiografado. 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.

Em 1993, HIBST & KELLER avaliaram a microinfiltração marginal em dentes restaurados após o preparo de cavidades com o laser de Er:YAG. Os autores observaram que a margem cavo-superficial produzida pelo laser de Er:YAG se apresenta rugosa em comparação com a margem de esmalte produzida pelo corte convencional com alta-rotação.

HIBST & KELLER, em 1994, desenvolveram um trabalho com o objetivo de 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 de Er:YAG, 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. O laser, porém, pode ser usado para criar microestrutura de retenção na superfície do esmalte, apresentando resistência adesiva excedendo a 10 MPa.

A irradiação a laser no esmalte e dentina causa mudanças morfológicas e, para verificar a qualidade da interface preparo/restauração, em 1998, JEAN *et al.*, avaliaram a microinfiltração na interface dentina/resina composta e esmalte/resina composta, utilizando o tratamento do preparo com laser comparado com preparo tratado com condicionamento ácido. Utilizaram 15 dentes recém-extraídos onde preparos classe V, com 3 mm de diâmetro e 2 mm 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 1 mm 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 a seco;
- b. o bisel do esmalte foi irradiado com laser de 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 foi utilizado *primer*. O adesivo *Scotchbond M.P.P.*, foi aplicado e fotopolimerizado por

dez segundos, e a resina composta Z-100 foi utilizada em duas camadas e fotopolimerizada por 40 segundos cada. Em seguida, foram deixados por 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 paramétrico Kruskal-Wallis foram obtidas medidas 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.

HIBST & KELLER, em 1994, compararam a qualidade do selamento marginal e mediram a força de tração nas restaurações de resina composta realizadas em cavidades preparadas com alta-rotação e com laser de Er:YAG. A microinfiltração foi avaliada pelo método de penetração do corante observando que as margens cavitárias biseladas com o laser não apresentaram vantagens quando comparado com as margens biseladas com pontas diamantadas. Porém, sobre a superfície biselada com essas pontas, quando o laser foi utilizado para criar uma micro-estrutura na superfície do esmalte, houve um bom selamento marginal e uma alta força de adesão excedendo 10 MPa.

KATAUAMI *et al.*, em 1996, no estudo por eles realizado, o efeito do tratamento com o laser sobre o tecido dentinário e a força de adesão de dois sistemas adesivos dentais foram examinados em dentes

bovinos extraídos. A análise em MEV revelou que a interface resina-dentina estava firmemente conectada com e sem condicionamento ácido.

RAMOS *et al.*, em 1996, avaliaram a microinfiltração em preparos realizados com alta rotação e com o laser Er:YAG. Concluíram que não havia diferença estatisticamente significativa entre os graus de microinfiltração nos três grupos estudados.

BECKER *et al.*, em 1996, avaliaram a microinfiltração de cavidades preparadas com o laser de Er:YAG em restaurações de resina composta. Verificaram, que a irradiação com o auxílio de um controlador mecânico, computadorizado, pode reduzir a rugosidade da superfície irradiada, com valores de microinfiltração menores que a irradiação manual com o laser de Er:YAG.

Em 1998, NIU *et al.*, investigaram a microinfiltração após o preparo de Classe V com laser de Er:YAG, comparando os resultados encontrados com preparos realizados convencionalmente. Utilizaram 48 dentes humanos extraídos, divididos em três grupos de 16 dentes cada. Dois grupos foram preparados com laser e, em apenas um deles, foi realizado o condicionamento da superfície com o ácido fosfórico a 37%, o terceiro grupo foi tratado com alta-rotação e condicionamento ácido fosfórico a 37%. Os espécimes foram colocados em Rodamina B a 36°C, por 48 horas e seccionados para que o grau de penetração do corante fosse avaliado. A análise através de lupa estereomicroscópica e MEV sugeriram que a microinfiltração nas cavidades preparadas com laser de Er:YAG apresentam o mesmo nível da encontrada nas cavidades preparadas convencionalmente.

JEAN, SCHRIEVER e HEIDEMANN, em 1998, realizaram preparos classe V nas superfícies vestibular e lingual de 15 dentes humanos extraídos, divididos em 3 grupos de 10 cavidades cada. Foi observado que a microinfiltração obtida na interface dentina-resina e esmalte-resina com o tratamento a laser de Er:YAG, foi significativamente, maior do que a encontrada nos espécimes tratados com ácido fosfórico.

MISERANDINO, em 1998 realizou estudos para determinar as modificações que ocorrem na superfície do esmalte humano após o preparo de cavidades com laser de Er:YAG e, também, avaliar o caminho da infiltração ao redor das restaurações adesivas. Concluiu que, a interação do laser com o esmalte e a dentina não produz danos térmicos, nem fraturas na estrutura dental. A infiltração marginal ao redor das restaurações era estatisticamente equivalente entre os dois grupos tratados, sugerindo que o laser de Er:YAG é uma alternativa viável para tratamentos tradicionais.

MISERENDINO, 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 foi tratado, com as seguintes finalidades: remoção da cárie, preparo cavitário e

restauração e, para o selamento das fossas e fissuras. Foram divididos em dois grupos:

- c. tratados com laser; e
- d. 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 foram avaliadas, 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 o laser para o selamento e para o preparo cavitário é uma alternativa viável.

RAMOS, em 1998, avaliou a microinfiltração em restaurações Classe V, preparadas com laser de Er:YAG e pelo método convencional com alta-rotação. Foram utilizados 36 dentes humanos terceiros molares íntegros 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 de Er:YAG. O laser de Er:YAG, focalizado a 12 mm da superfície dental, foi utilizado com 400mJ de energia/pulso de 128,61J/cm². O esmalte cavo-superficial foi atacado com o mesmo laser, com energia

de pulso reduzida para 60mJ, a frequência aumentada para 10Hz, resultando numa densidade de energia de 19,29J/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 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 24 h a 37°C, submetidos à ciclagem térmica e colocados numa solução de nitrato de prata por 24 horas. Foram, então, lavados e colocados numa solução fotoreveladora 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 com laser. Os resultados indicaram que o laser Er:YAG pode ser utilizado para preparos cavitários com Classe V de forma semelhante à alta-rotação, se, após o tratamento com o laser, a superfície for condicionada com ácido fosfórico.

PERDIGÃO & LOPES, em 1999, fizeram um estudo *in vitro* para analisar a interface entre dentina desmineralizada e dentina mineralizada com ou sem remoção do colágeno. 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.

CEBALLOS *et al.*, em 2000, desenvolveram um estudo de microinfiltrações em restaurações com compostos após condicionamento de cavidades com ácido ou laser de Er:YAG. A

intenção do estudo era de comparar as microinfiltrações de restaurações Classe V após o condicionamento das paredes das cavidades com ácido, laser ou laser e ácido.

Preparos Classe V, padrão lingual e bucal, foram feitos com 18 terceiros molares humanos extraídos. Os preparados foram distribuídos ao acaso em três grupos iguais ($n = 12$). Grupo 1: as cavidades foram condicionadas com ácido fosfórico a 35%. Grupo 2: as cavidades foram irradiadas com um laser Er-YAG a 2Hz e 250 mJ em dentina e 300 mJ em esmalte, com refrigeração à água. Grupo 3: as cavidades foram irradiadas com laser antes do condicionamento com ácido. Para as restaurações foram usados o Sistema Adesivo *Scotchbond I* e composto de resina Z100. As amostras foram armazenadas em água durante 24 horas a 37°C e passaram por ciclos térmicos (500 x) entre 6 - 60°C. Após imersão por 24 horas em fucsina básica 0,5%, a penetração do corante foi anotada de acordo com uma escala ordinal. Os dados foram analisados usando testes estatísticos não-paramétricos (Kruskal - Wallis e Mann - Whitney). Os resultados obtidos foram que nas paredes oclusais, a microinfiltração nas cavidades condicionadas com ácido era, significativamente mais baixo que aquela obtida após tratamento a laser ($P < 0.001$) ou após ambos os tratamentos ($P < 0.05$). Nas paredes cervicais não foram encontradas diferenças estatísticas.

Irradiação do esmalte com laser não é uma alternativa válida para pré-tratamento cáustico com ácido para melhor adesão de materiais compostos de resina. Condicionamento somente com ácido resultou em microinfiltração mais baixo na margem oclusal. Na parede gengival não foram encontradas diferenças em microinfiltração, apesar

de superfícies de dentina apresentarem várias características aparentemente favoráveis à colagem.

LOPES DA CRUZ *et al.*, 2000, desenvolveram um estudo sobre microinfiltração no condicionamento com o Laser de CO₂ em restaurações compostas de classe V. O laser CO₂ (10,6 μm) pode ser indicado para aplicações em tecido dental duro, se mostrar capacidade para remover a camada de esfregaço e criar superfícies irregulares capazes de favorecer retenção micromecânica de materiais de restaurações dentais adesivos. A intenção desta pesquisa foi avaliar o efeito "*in vitro*" de condicionamento com laser CO₂ da superfície cavitária de preparações de cavidades para restaurações com resinas compostas realizadas de modo convencional. Foram feitas quarenta cavidades Classe V com uma broca de alta velocidade em 20 molares humanos extraídos, divididos aleatoriamente em 4 grupos diferentes: Grupo 1 - laser CO₂ (3W, 2Hz, 50 ms) e depois condicionamento com ácido fosfórico a 37% nas superfícies do esmalte e da dentina; Grupo 2 - condicionamento com ácido fosfórico a 37% e depois com laser CO₂; Grupo 3 - laser CO₂; Grupo 4 - condicionamento com ácido fosfórico a 37%. As cavidades foram restauradas com um sistema adesivo (*OptiBond Solo-Kerr*) e resina composta (*Prodigy-Kerr*), e submetidas às cargas térmicas (700 ciclos, 5°-55°C). As amostras foram então impermeabilizadas, mergulhadas em solução de nitrato de prata a 50% por 8 horas e seccionadas com serrote Isomet. Os dentes foram expostos à luz *Photoflood* (G.E.) durante 5 minutos para revelar o corante. A infiltração foi verificada com microscópio estéreo e avaliada com notas. Os resultados foram analisados com ANOVA (p>1%) e teste de Tukey (p=5%) e mostraram resultados similares e estatisticamente mais baixos

para os grupos 2, 3 e 4 comparados ao grupo 1. Estes resultados sugeriram que o laser CO₂ pode ser útil para condicionamento dental, com os parâmetros de irradiação usados nesta pesquisa. Mais pesquisas serão necessárias para verificar condições de irradiação eficazes e seguras, e para testar outros materiais de restauração.

No ano de 2000, DENBESTEN *et al.*, fizeram um trabalho relatando um estudo prospectivo paralelo e controlado do uso do laser de Er:YAG para remoção de cáries e preparo cavitário em crianças. De um total de 92 pacientes de dois sítios separados foram selecionados para o tratamento em uma proporção de 2:1, laser e broca convencional. A idade dos pacientes variou entre 4 e 18 anos, com uma média de 10,5 anos. A energia média utilizada no tratamento de remoção de cárie foi de 147mJ e 10Hz e para preparo cavitário foi de 170mJ e 10Hz. Não houve nenhuma diferença significativa de dor entre os pacientes tratados com broca ou laser, e nenhuma complicação foi relatada após o tratamento ou durante o intervalo do estudo. A determinação do sucesso foi baseada em quatro critérios: 1- remoção de cárie satisfatória; 2- preparo cavitário satisfatório; 3- conservação da vitalidade pulpar e 4- restauração íntegra. Usando este critério, ocorreu sucesso em todos os 32 procedimentos realizados com broca e em 59 dos 60 procedimentos com o laser. Este estudo mostra que o laser de Er:YAG é apropriado para a remoção de cáries e preparo cavitário em crianças.

4. **M**ATERIAIS E **M**ÉTODOS

MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 Materiais

Citamos a seguir os principais materiais utilizados:

- ◆ Resina Composta Fotopolimerizável - Filtek (3M), Z-250
- ◆ Cimento de Ionômero de Vidro Fotopolimerizável (Vitremer) 3 M;
- ◆ Sistema adesivo Single Bond (3M);
- ◆ Soro fisiológico
- ◆ Água destilada (Siderpal)
- ◆ Cera utilidade (Horus-Herpo)
- ◆ Taças de borracha
- ◆ Pasta de Pedra Pomes (SS White)
- ◆ Instrumento cortante rotatório diamantado n. 1011 (K.G. Sorensen)
- ◆ Instrumento cortante rotatório diamantado n. 3195F (K.G. Sorensen)
- ◆ Espátula de Teflon (Premier - EUA)
- ◆ Pincel de ponta chata (Cosmedent 3 - EUA)
- ◆ Discos de lixa SofLex (3M Co., St. Paul, MN, EUA)
- ◆ Esmalte cosmético de cor vermelha (Colorama)
- ◆ Éster de cianocriolato (Super Bonder - Loctite Brasil Ltda.)
- ◆ Solução aquosa de nitrato de prata a 50%

- ◆ Solução fotoreveladora (Kodak)
- ◆ Lâmpada Photoflood de 250 W (G.E. do Brasil S.A)
- ◆ Resina Ortofilática (Resigel + Catalisador)
- ◆ Lixas de granulação
- ◆ Vinte e oito dentes humanos decíduos íntegros, extraídos

4.1.1 Sistema Adesivo *Single Bond*

O *Single Bond* é um sistema adesivo de aplicação simples com união de superfícies úmidas e possui várias indicações. É composto de *primer* que consiste de uma solução aquosa de HEMA e, copolímero de ácido polialquênóico, que reduz a sensibilidade à umidade e tem o pH 3,3; adesivo: resina fotopolimerizável de BISGMA e HEMA num único frasco; álcool e água solvente.

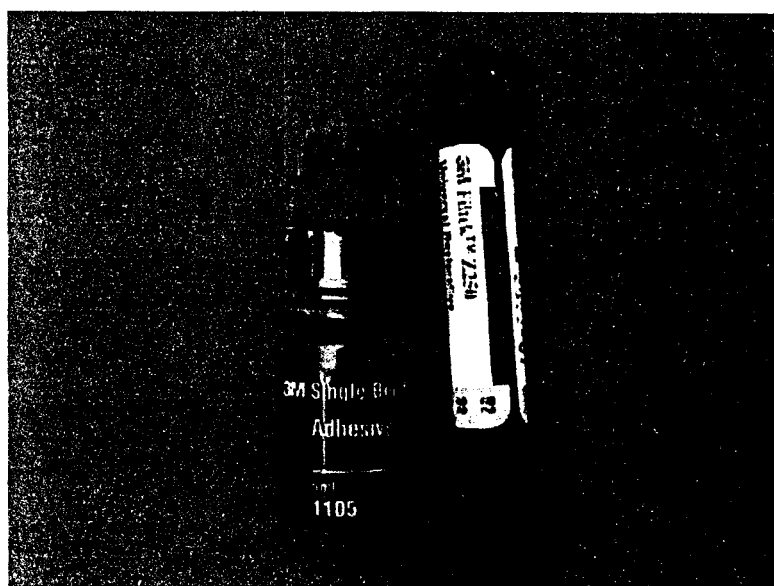


Figura 4.1 - *Single Bond* e Resina Composta Filtek Z250

4.1.2 Resina Composta Fotopolimerizada - Filtek Z250

Composição: o material restaurador 3M Filtek Z250 é um compósito polimerizável por luz e radiopaco. Foi desenvolvido para restaurações de dentes anteriores e posteriores. O *filler* do Filtek Z250 é zircônia/sílica. A carga inorgânica representa 60% em volume (sem silano) com o tamanho médio de partículas na faixa entre 0,19 a 3,3 microns. O Filtek Z250 contém as resinas BIS-GMA, UDMA e BIS-EMA.

4.1.3 Vitremer

Composição: o ionômero Vitremer restaurador é composto por pós-ionoméricos de várias cores, pelo líquido do ionômero de vidro, por um "*primer*" e um "*glase*" de acabamento. Este ionômero de vidro de polimerização por via tripla é composto por dois componentes, pó e líquido. O pó contém cristais de fluorossilicato e é radiopaco. O líquido é uma solução aquosa de ácido polialquênico modificado, sensível à luz. O Vitremer proporciona as principais vantagens dos cimentos de ionômeros de vidro, nomeadamente a adesão à estrutura dentária, a libertação de flúor e a biocompatibilidade. O Vitremer para restauração endurece quando é exposto a uma luz visível e possui adicionalmente dois mecanismos de autopolimerização que proporcionam uma polimerização relativamente rápida nas zonas onde a luz não pode penetrar, pelo que permite sua aplicação em bloco compacto.

Recomenda-se a aplicação do Vitremer de restauração com seu *primer*, que é um condicionador da estrutura dentária de um só

Recomenda-se a aplicação do Vitremer de restauração com seu *primer*, que é um condicionador da estrutura dentária de um só componente, polimerizável por luz visível. A sua função é de umedecer adequadamente a superfície dentária de forma a aumentar a adesão do ionômero de vidro. Após a aplicação do condicionador, deve-se secar o mesmo e fotopolimerizá-lo. Deve-se secar novamente e fotopolimerizar antes de colocar o ionômero de vidro, para se obter a máxima adesão do Vitremer à estrutura dental.

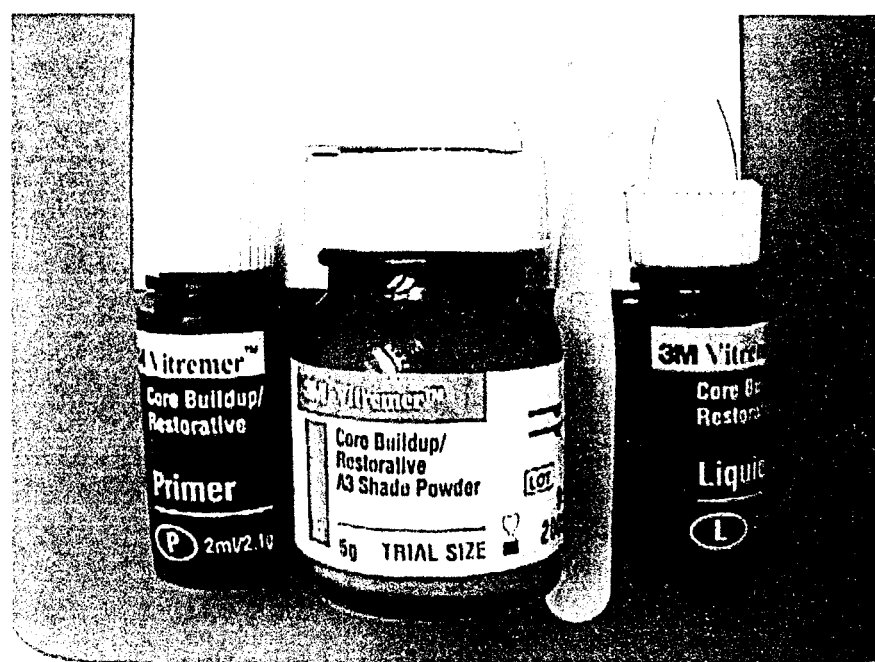


Figura 4.2 - Vitremer

Laser de Er:YAG - modelo KaVo KEY (KaVo Co. Biberach - Alemanha), emitindo comprimento de onda de 2,94 μm , energia por pulso variável entre 60 e 500mJ, taxa de repetição variando de 1 a 15 Hz, duração de pulso variável de 250 a 500 μs e diâmetro do feixe na região focalizada de 0,63 milímetros. Foi considerado o diâmetro na posição correspondente a 86% da energia transmitida. Possui um sistema de entrega do feixe de fibra-óptica ao qual está acoplado a uma peça de mão (número 2051) 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 de forma não contato, sendo o foco ideal estabelecido entre as distâncias de 12 a 15 mm da lente de saída do feixe até o tecido que será irradiado. O diâmetro da região de focalização é aproximadamente constante entre 12 e 15 mm da lente de saída. Possui um sistema de refrigeração através de *spray* de água, o qual irá atuar no processo de ablação. Devido ao comprimento de onda deste laser não estar localizado na região do visível do espectro eletromagnético, mas, sim do infravermelho, um laser de diodo com comprimento de onda de 635 nm (vermelho), atua como feixe-guia.

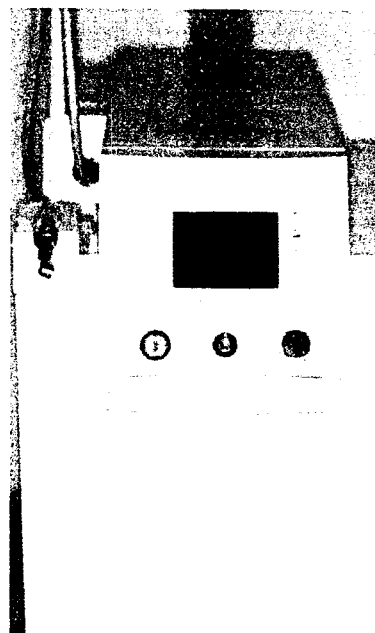


Figura 4.3 - Aparelho de Laser de Er:YAG - KaVo Key - Germany

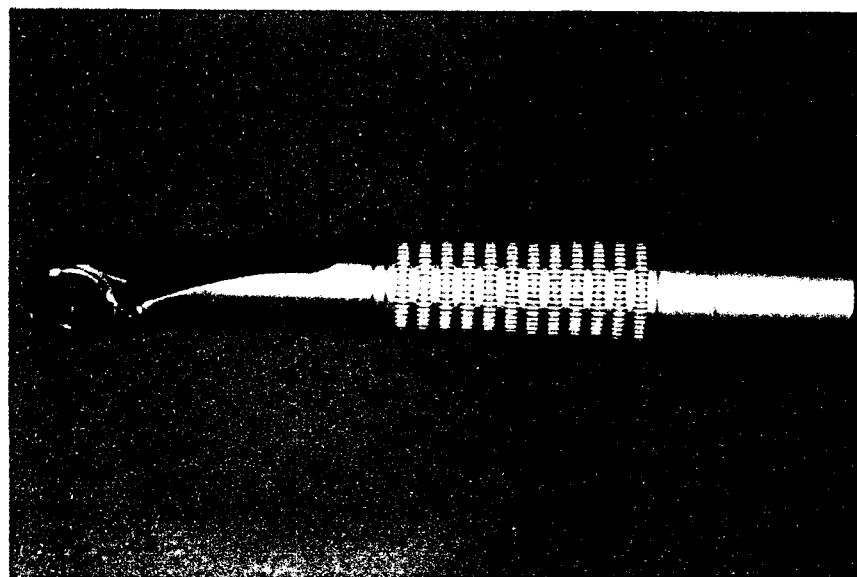


Figura 4.4 - Peça de mão 2051

- ◆ Instrumentos de alta rotação modelo super torque 625, refrigeração através de *spray* triplo, 350.000 rpm (KaVo do Brasil).
- ◆ Aparelho fotopolimerizador XL 3000 (3M do Brasil Ltda. - Divisão de Produtos Dentais), com intensidade de luz emitida acima de 400mW/cm².
- ◆ Máquina para ciclagem térmica MCT 2 - Amm* Instrumental.

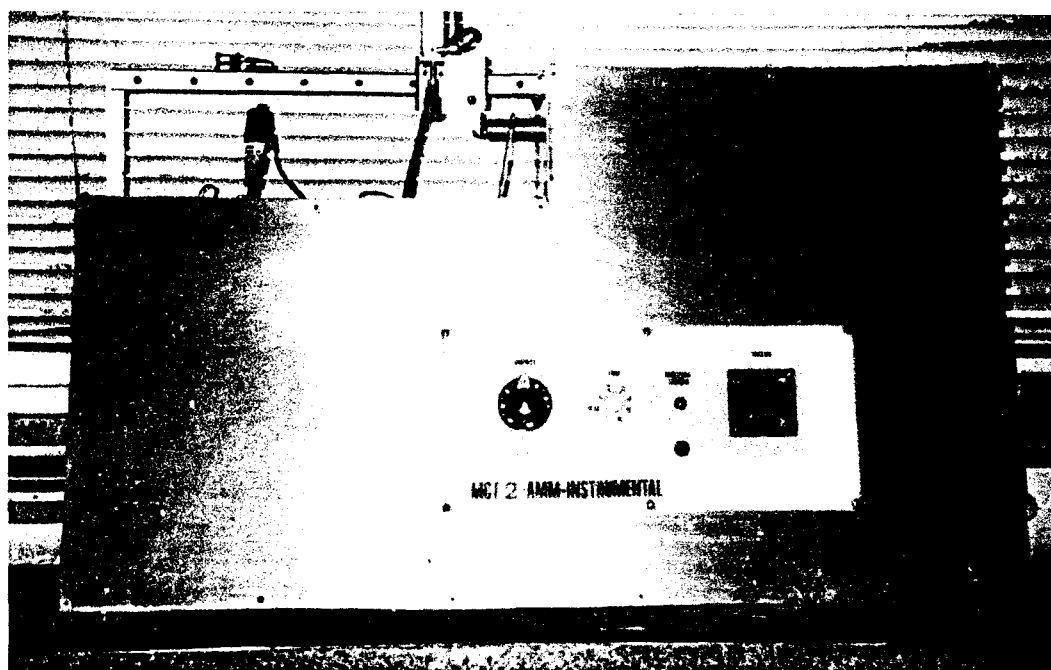


Figura 4.5 - Máquina de Ciclagem Térmica MCT-2 - Amm* Instrumental

- ◆ Cortador de tecido duro Labcut 1010 - Extec.
- ◆ Máquina politriz Ecomet 3 - Buehler
- ◆ Aparelho de ultra-som.

- ◆ Lupa Estereomicroscópica Olympus, modelo SZ40, com 40 X de aumento.

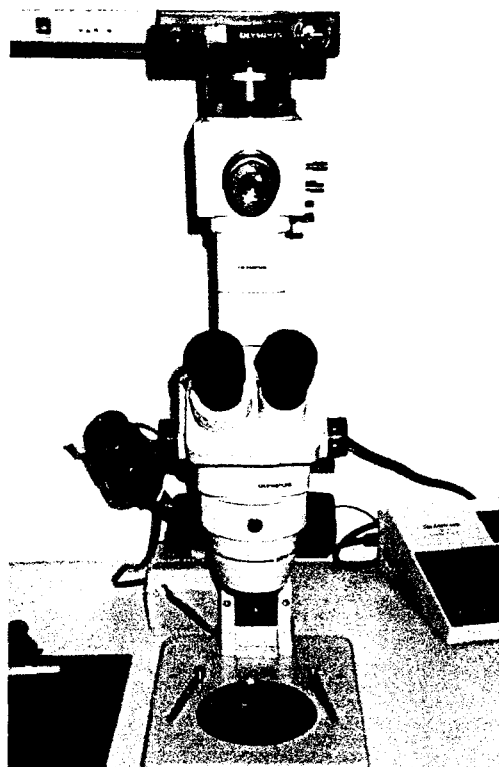


Figura 4.6 - Lupa Estereomicroscópica Olympus, modelo SZ40, com 40 X de aumento

4.3 Métodos

4.3.1 Seleção de dentes

Foram selecionados para este estudo, vinte e oito dentes decíduos humanos, esfoliados e doados e/ou extraídos por motivo de retenção excessiva do dente decíduo, livre de cárie e esmalte defeituoso ou trincado, com superfície vestibular íntegra. Os dentes decíduos utilizados foram incisivos, caninos e molares, armazenados em solução salina a 0,9% por um período não superior a 8 meses. Este estudo foi aprovado com o Parecer n. 106/00 do Comitê de Ética em Pesquisa da FOU SP. Os dentes foram limpos com pasta de pedra pomes e água, com auxílio de taças de borracha montadas em contra ângulo de baixa-rotação.

Após a limpeza e exame em lupa (3,5 x), os elementos dentais foram divididos igualmente em 4 grupos de 7 elementos.

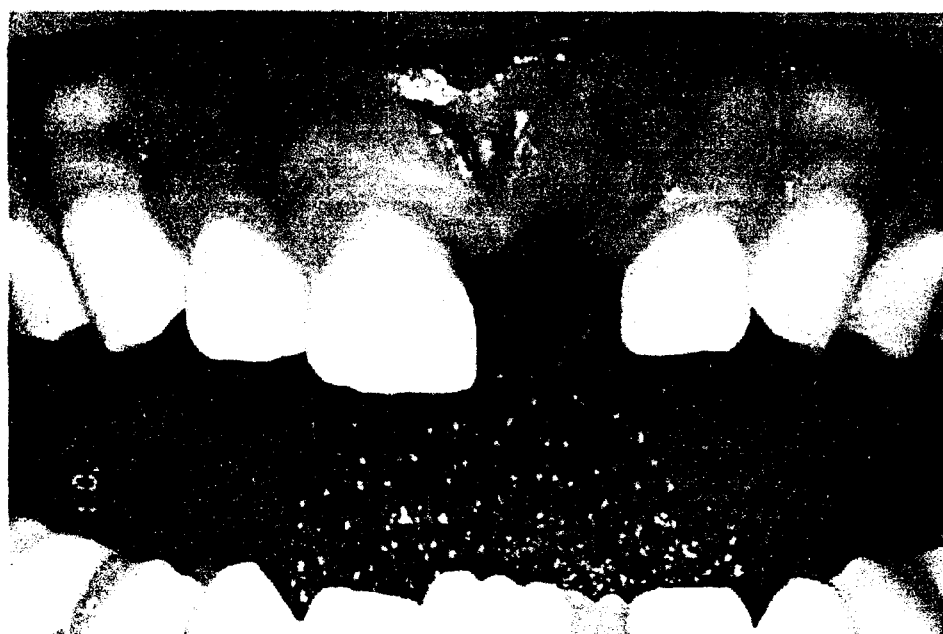


Figura 4.7 - Dente decíduo, doado

4.3.2 Preparo das cavidades

Todos os preparos cavitários foram feitos em dentes íntegros e seguiram um padrão. Todos os espécimes foram fixados em lâminas de cera utilidade com as faces vestibulares voltadas para cima e as cavidades de Classe V, foram dimensionadas em 3 mm de largura, 2 mm de altura, com o auxílio de uma lapiseira grafite de 0,5 mm de diâmetro. Estas medidas foram avaliadas durante o procedimento com o auxílio de uma sonda milimetrada. Em todos os grupos, a margem cavitária cervical foi mantida em esmalte.



Figura 4.8 -Cavidade Classe V, desenhada com a lápis grafite

4.3.3 Preparo com Laser de Er:YAG - Ponta 2051

O preparo dos espécimes foi realizado no LELO - Laboratório Experimental de Lasers em Odontologia - FOUSP - Projeto FAPESP 97/10823-0.

Foram seguidas todas as normas de segurança entre elas: proteção dos olhos para o comprimento de onda do laser ($2,94\mu\text{m}$), refrigeração à água, trava de segurança.

Para o preparo das cavidades foi utilizada a ponta 2051, focalizada a 12 mm da superfície e os parâmetros foram 300mJ por pulso, 3Hz de frequência resultando na densidade de energia de $86\text{J}/\text{cm}^2$.

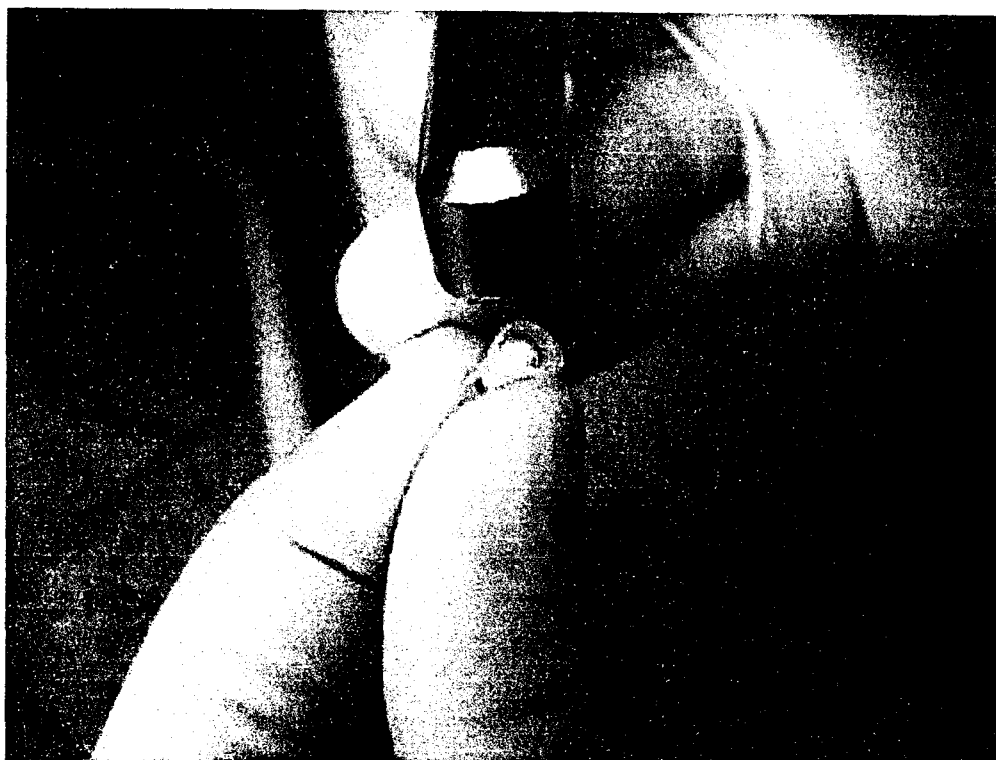


Figura 4.9 - Preparo do Dente com Laser de Er:YAG

4.3.4 Preparos com Alta-Rotação

Utilizou-se instrumento cortante rotatório diamantado n. 1011 (K.G. Sorensen), montado em alta-rotação e procederam-se os preparos cavitários anteriormente padronizados com lápis.

Todos os preparos, tanto com alta-rotação como com o laser de ER:YAG, foram biselados com alta-rotação, usando o instrumento cortante rotatório diamantado n. 3195F (K.G. Sorensen).

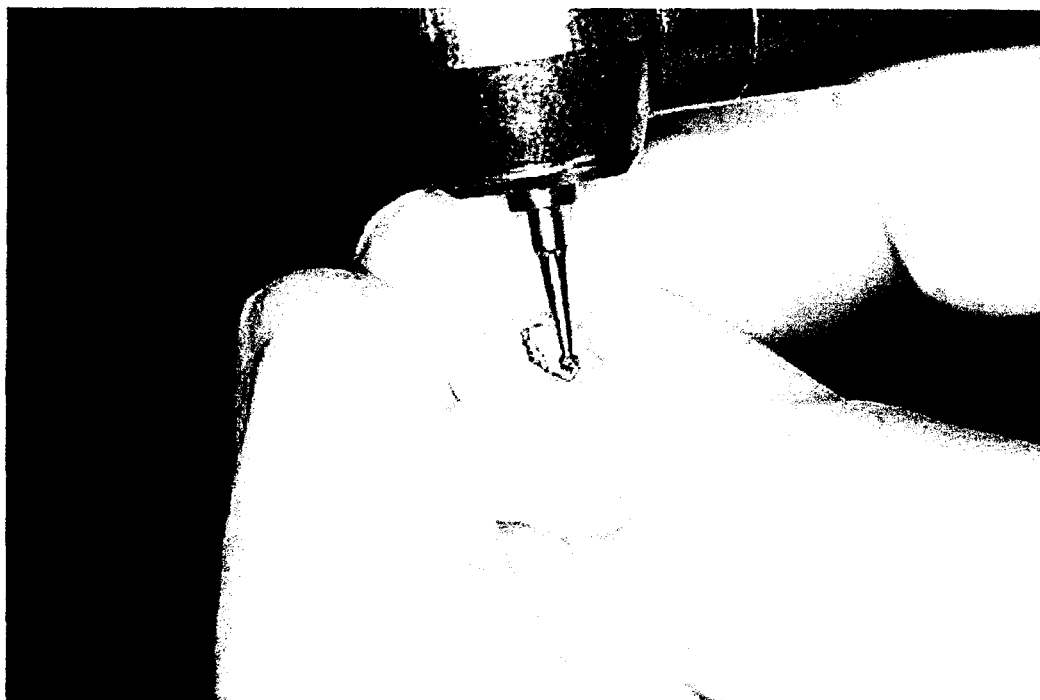


Figura 4.10 - Preparo do Dente com Alta Rotação - Ponta Diamantada 1011

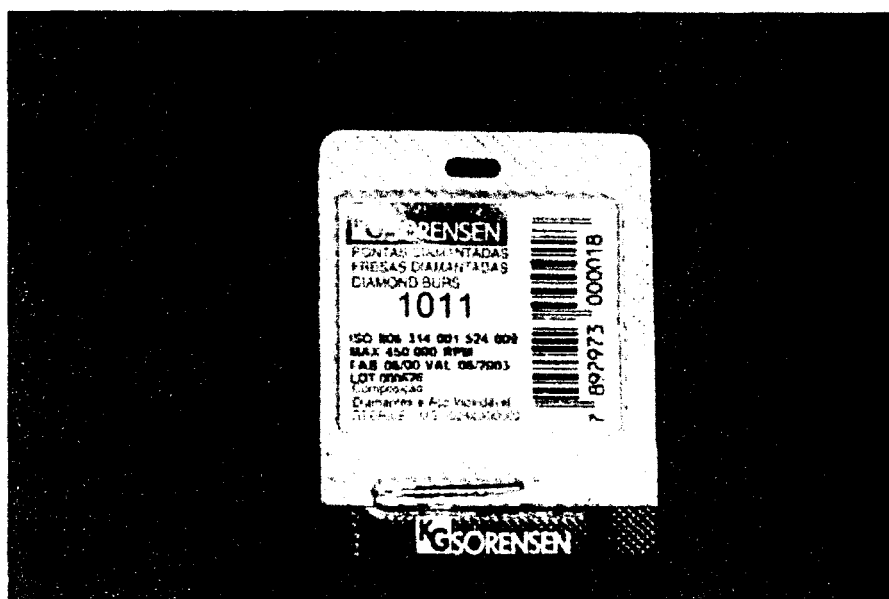


Figura 4.11 - Instrumento Cortante Rotatório 1011 - K.G. Sorensen

4.3.5 Procedimento Restaurador

Restauração das cavidades com resina composta:

As superfícies do esmalte foram condicionadas com ácido fosfórico a 35%, em forma de gel, durante 30 segundos. Após o procedimento do condicionamento ácido, as cavidades foram lavadas por 10 segundos com jatos de água. O excesso de água foi retirado com papel absorvente, deixando a superfície úmida.

Foi aplicada uma camada do adesivo "*Single Bond*" sobre a superfície com o auxílio de um pincel. A superfície foi secada levemente por dois (2) segundos e polimerizada com luz halógena por 10 segundos.

Restauração com resina composta fotopolimerizável Z-250 - cor A3, sendo colocadas com espátula em incrementos de 1mm.

Restauração da cavidade com cimento de Ionômero de Vidro:

Condicionamento com Vitremer (Primer) por 30 segundos.
Secou-se novamente e fotopolimerizou-se por 20 segundos;

Inserção do material restaurador Vitremer - cor A3, espatulado pó e líquido, fotopolimerizado por 40 segundos.

Tivemos assim formados os grupos:

Grupo 1 (G1) - Alta rotação + Resina Composta



Figura 4.12 - Grupo 1 (G1) - Alta Rotação + Resina Composta

Grupo 2 (G2) - Alta rotação + Ionômero de Vidro



Figura 4.13. - Grupo 2 (G2) - Alta Rotação + Ionômero de Vidro

Grupo 3 (G3) - Laser de Er:YAG 2,94 μ m, 300mJ, 3Hz, densidade de energia de 86 J/cm² + Resina Composta.



Figura 4.14 - Grupo 3 (G3) - Laser de Er:YAG + Resina Composta

Grupo 4 - G4 - Laser de Er:YAG 2,94 μ m, 300mJ, 3Hz, peça de mão 2051, densidade de energia de 86 J/cm² + Ionômero de Vidro.



Figura 4.15 - Grupo 4 (G4) - Laser de Er:YAG + Ionômero de Vidro

4.3.6 Polimento das Restaurações

Após a restauração, os dentes foram armazenados em água destilada, em estufa a 37°C por 24 horas antes do processo de acabamento.

O processo de acabamento e polimento foi realizado com pontas diamantadas de granulação fina em alta rotação e discos de lixa Soft-Lex de menor granulação (cor azul claro), em baixa rotação. Após esta etapa, os espécimes foram armazenados em água destilada por 7 dias até a ciclagem térmica.

4.3.7 Preparo dos Dentes para o Teste de Microinfiltração - Ciclagem Térmica

Os grupos foram colocados em um recipiente e identificados para inserção no aparelho de ciclagem térmica.

Neste processo de ciclagem térmica, os dentes passam por um *stress*, isto é, envelhecem como se tivessem sido utilizados no dia-a-dia com alimentos quentes e frios; onde há a dilatação e a contração.

Neste estudo foram utilizados 700 ciclos, de 5°C a 55°C, tendo um intervalo de 3 segundos e uma imersão de 1 minuto, num período de 24 horas.

Impermeabilização

Após ciclados foram impermeabilizados com uma camada de cianocrilato e duas camadas de esmalte cosmético colorido vermelho em toda a superfície dental, excetuando-se a região da restauração e 1,0 mm ao seu redor.

Imersão e Fixação

Após ciclados, foram impermeabilizados e imersos em solução de Nitrato de Prata a 50%, por 24 horas em temperatura ambiente com completa ausência de luz (WU *et al.* 1983, COX, 1992); foram então, lavados em água corrente, secados e colocados em uma solução foto-reveladora sob luz fluorescente por 6 horas, para facilitar a redução dos íons de prata para prata metálica (SANO, 1995).

Inclusão

Todos os espécimes foram incluídos em cubas plásticas de resina ortofitálica (Resigel líquido + Catalizador Butanox M50) para facilitar o processo de seccionamento e avaliação.

Seccionamento

Após a inclusão, procedeu-se à realização de um corte no centro, no sentido vestibulo-lingual com disco de diamante sob refrigeração de água, obtendo-se duas fatias.

4.3.8 Avaliação da microinfiltração

As fatias dos 7 espécimes de cada grupo foram avaliadas por 3 diferentes examinadores através de uma lupa estereomicroscópica (40 X) para determinar o grau de microinfiltração nas margens oclusal e cervical de cada corpo de prova, seguindo uma escala de 4 graus detalhada da seguinte forma:

- ◆ grau 0 = sem infiltração;
- ◆ grau 1 = mínima infiltração (menos de 1/3 do comprimento da parede);
- ◆ grau 2 = infiltração moderada (1/3 a 2/3 do comprimento da parede);
- ◆ grau 3 = extensa (mais que 2/3 do comprimento da parede), até a parede axial;

Após a análise, compararam-se os resultados para verificar a concordância entre os examinadores. Havendo concordância, determinou-se que o número que mais se repetisse seria considerado o resultado final de um determinado espécime.

4.3.9 Análise Estatística

De posse dos dados obtidos da microinfiltração, estes foram submetidos à análise estatística, utilizando-se o Teste de Kruskal-Wallis e o Teste de Wilcoxon.

5. **R**ESULTADOS

RESULTADOS

Os resultados originais consistiram de 312 valores de microinfiltração representados por escores na Tabela 1. Com esses dados que correspondiam aos três (3) examinadores, foi realizada a moda, resultando em 108 dados organizados na Tabela 2. (APÊNDICES 1 e 2).

Para comparação entre os grupos, os dados foram separados em oclusal e cervical e realizados dois (2) testes de Kruskal-Wallis.

Para os dados oclusais verificou-se haver significância estatística ao nível de 5% entre os grupos e, na comparação das médias dos postos verificou-se que o grupo G1 de alta rotação + resina composta (M = 35,1) apresentou maior microinfiltração, que o grupo G2, de alta rotação + ionômero de vidro (M = 24,0).

O grupo G1 de alta rotação + resina composta (M = 35,1) apresentou maior infiltração, que o G3, grupo de laser + resina

composta ($M = 22,3$). Os outros grupos não apresentaram diferença estatística entre si. Para os dados cervicais o teste Kruskal-Wallis demonstrou não haver diferença estatística entre os grupos.

Foram comparadas as infiltrações entre oclusal e cervical em cada um dos grupos pelo teste Wilcoxon. Com essas comparações não foram detectadas diferenças estatísticas entre oclusal e cervical em cada um dos grupos.

5.1 Tratamento Estatístico dos Dados

5.1.1 Análise estatística das microinfiltrações oclusais entre os 4 grupos

Resultados do teste de Kruskal-Wallis

| | |
|--|---------|
| Valor (H) de Kruskal-Wallis calculado | 10.0793 |
| Valor do X^2 para 3 graus de liberdade | 10.08 |
| Probabilidade de H_0 para esse valor | 1.79% |

Significante ao nível de 5 % ($\alpha = 0,05$).

5.1.2 Comparação entre médias dos postos das amostras

| Amostras Comparadas (comparações duas a duas) | Diferenças entre médias | Valores críticos (α) | | | Significância |
|--|----------------------------|-------------------------------|---------|---------|---------------|
| | | 0,05 | 0,01 | 0.001 | |
| altarc X altaciv | 11.0714 | 9.2676 | 12.3630 | 16.1590 | 5% |
| altarc X laserrc | 12.7381 | 9.6461 | 12.8678 | 16.8189 | 5 % |
| altarc X laserciv | 6.6429 | 9.2676 | 12.3630 | 16.1590 | ns |
| altaciv X laserrc | 1.6667 | 9.6461 | 12.8678 | 16.8189 | ns |
| altaciv X laserciv | 4.4286 | 9.2676 | 12.3630 | 16.1590 | ns |
| laserrc X laserciv | 6.0952 | 9.6461 | 12.8678 | 16.8189 | ns |

5.1.3 Médias dos postos das amostras

| Amostra | Soma de postos | Média |
|----------|----------------|-------|
| altarc | 491 | 35.1 |
| altaciv | 336 | 24.0 |
| laserrc | 268 | 22.3 |
| laserciv | 398 | 28.4 |

5.1.4 Análise estatística das microinfiltrações cervicais entre os 4 grupos

Resultados do teste de Kruskal-Wallis

| | |
|--|--------|
| Valor (H) de Kruskal-Wallis calculado | 6.9455 |
| Valor do X^2 para 3 graus de liberdade | 6.95 |
| Probabilidade de H_0 para esse valor | 7.37% |
| Não-significante ($\alpha > 0,05$). | |

5.1.5 Comparação entre médias dos postos das amostras

| Amostras Comparadas (comparações duas a duas) | Diferenças entre médias | Valores críticos (Ó) | | | Significância |
|--|----------------------------|----------------------|---------|---------|---------------|
| | | 0,05 | 0,01 | 0.001 | |
| altarc X altaciv | 6.0714 | 8.6765 | 11.5744 | 15.1282 | ns |
| altarc X laserrc | 0.8333 | 9.0307 | 12.0470 | 15.7460 | ns |
| altarc X laserciv | 8.2143 | 8.6765 | 11.5744 | 15.1282 | ns |
| altaciv X laserrc | 5.2381 | 9.0307 | 12.0470 | 15.7460 | ns |
| altaciv X laserciv | 2.1429 | 8.6765 | 11.5744 | 15.1282 | ns |
| laserrc X laserciv | 7.3810 | 9.0307 | 12.0470 | 15.7460 | ns |

5.1.6 Médias dos postos das amostras

| Amostra | Soma de postos | Média |
|----------|----------------|-------|
| altarc | 441 | 35.1 |
| altaciv | 356 | 25.4 |
| laserrc | 368 | 30.7 |
| laserciv | 326 | 23.3 |

5.1.7 Comparações entre as oclusais X cervicais em cada um dos grupos

Grupo 1 - Alta Rotação - Resina composta

Resultados do teste de Wilcoxon

| | |
|---|----------|
| Valor de z calculado pelo teste: | 0.81 |
| Probabilidade de Ho para esse valor de z: | |
| a. em testes monocaudais: | 20.9248% |
| b. em testes bicaudais: | 41.8496% |
| Não-significante ($\hat{O} > 0.05$) para o teste monocaudal | |

Grupo 2 - Alta Rotação - Cimento Ionômero de Vidro

Resultados do teste de Wilcoxon

| | |
|---|----------|
| Valor de z calculado pelo teste: | 0.37 |
| Probabilidade de Ho para esse valor de z: | |
| a. em testes monocaudais: | 35.7507% |
| b. em testes bicaudais: | 71.5014% |
| Não-significante ($\hat{O} > 0.05$) para o teste monocaudal | |

Grupo 3 - Laser - Resina Composta

Resultados do teste de Wilcoxon

| | |
|--|----------|
| Valor de z calculado pelo teste: | 1.10 |
| Probabilidade de Ho para esse valor de z: | |
| a. em testes monocaudais: | 13.6652% |
| b. em testes bicaudais: | 27.3304% |
| Não-significante ($\alpha > 0.05$) para o teste monocaudal | |

Grupo 4 - Laser - Cimento Ionômero de Vidro

Resultados do teste de Wilcoxon

| | |
|--|----------|
| Valor de z calculado pelo teste: | 1.47 |
| Probabilidade de Ho para esse valor de z: | |
| a. em testes monocaudais: | 7.1100% |
| b. em testes bicaudais: | 14.2200% |
| Não-significante ($\alpha > 0.05$) para o teste monocaudal | |

TABELA 1 - Resultados Originais

| GRUPOS | EX | 1 | | 2 | | 3 | | 4 | | 5 | | 6 | | 7 | | |
|--|----|----|----|----|----|----|----|----|----|----|----|----|----|----|----|---|
| | | L1 | L2 | L1 | L2 | L1 | L2 | L1 | L2 | L1 | L2 | L1 | L2 | L1 | L2 | |
| G1 Alta Rotação + Resina Composta | 1 | 0 | 0 | 3 | 3 | 1 | 0 | 1 | 1 | 0 | 1 | 0 | 0 | 1 | 1 | |
| | | 3 | 0 | 0 | 3 | 0 | 0 | 2 | 1 | 0 | 0 | 0 | 0 | 1 | 1 | |
| | | 0 | 0 | 3 | 3 | 1 | 1 | 1 | 1 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 1 | 1 |
| | 2 | 3 | 0 | 0 | 3 | 0 | 0 | 0 | 0 | 1 | 0 | 0 | 0 | 0 | 1 | 1 |
| | | 0 | 0 | 3 | 3 | 1 | 1 | 1 | 1 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 1 | 1 |
| | | 3 | 0 | 0 | 3 | 3 | 1 | 1 | 0 | 1 | 0 | 0 | 0 | 0 | 1 | 1 |
| | 3 | 3 | 0 | 3 | 3 | 3 | 0 | 0 | 0 | 1 | 1 | 0 | 0 | 0 | 1 | 1 |
| | | 0 | 0 | 3 | 3 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 1 | 0 | 0 | 0 | 1 | 1 |
| | | 3 | 0 | 3 | 3 | 3 | 0 | 0 | 0 | 1 | 0 | 0 | 0 | 0 | 1 | 1 |
| G2 Alta Rotação + Ionômero de vidro Vitremer | 1 | 0 | 0 | 2 | 2 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 1 | 0 | 0 | 0 | 0 | |
| | | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 2 | 0 | 0 | 0 | 0 | 1 | 0 | 0 | 0 | |
| | | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| | 2 | 0 | 0 | 2 | 2 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| | | 0 | 0 | 2 | 2 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| | | 0 | 0 | 2 | 2 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| | 3 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 2 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 1 | 0 | 0 |
| | | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 1 | 0 |
| | | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 1 | 0 |
| G3 Laser + Resina Composta | 1 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | |
| | | 1 | 2 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 1 | 2 | 3 | |
| | | 0 | 1 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 3 | 3 | |
| | 2 | 1 | 2 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 1 | 2 | 2 | |
| | | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 1 | 2 | |
| | | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 1 | 2 | |
| | 3 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 1 | 3 |
| | | 1 | 2 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 1 | 3 | 3 | |
| | | 0 | 0 | 1 | 1 | 0 | 1 | 0 | 0 | 1 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| G4 Laser + ionômero de vidro - Vitremer | 1 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | |
| | | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 1 | 0 | 0 | |
| | | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 1 | 0 | 0 | 1 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | |
| | 2 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | |
| | | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | |
| | | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 1 | 0 | 0 | |
| | 3 | 0 | 0 | 1 | 1 | 0 | 1 | 0 | 0 | 1 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | |
| | | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | |
| | | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 1 | 0 | 1 | |

Ex - examinador
L1 - lado 1
L2 - lado 2

TABELA 1.1 - Alta Rotação + Resina Composta

| GRUPO 1 | OCLUSAL | | | | | | CERVICAL | | | | | |
|---------|-----------------|----------------|-----------------|----------------|-----------------|----------------|-----------------|----------------|-----------------|----------------|-----------------|----------------|
| | EX ₁ | | EX ₂ | | EX ₃ | | EX ₁ | | EX ₂ | | EX ₃ | |
| | L ₁ | L ₂ | L ₁ | L ₂ | L ₁ | L ₂ | L ₁ | L ₂ | L ₁ | L ₂ | L ₁ | L ₂ |
| 1 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 3 | 0 | 3 | 0 | 3 | 0 |
| 2 | 3 | 3 | 3 | 3 | 3 | 3 | 0 | 3 | 0 | 3 | 0 | 3 |
| 3 | 1 | 0 | 1 | 1 | 1 | 1 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 4 | 1 | 1 | 1 | 1 | 0 | 1 | 1 | 1 | 0 | 1 | 0 | 1 |
| 5 | 0 | 1 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 1 | 0 | 0 | 1 | 0 |
| 6 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 7 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 |

TABELA 1.2 - Alta Rotação + Ionômero de Vidro - Vitremer

| GRUPO 2 | OCLUSAL | | | | | | CERVICAL | | | | | |
|---------|-----------------|----------------|-----------------|----------------|-----------------|----------------|-----------------|----------------|-----------------|----------------|-----------------|----------------|
| | EX ₁ | | EX ₂ | | EX ₃ | | EX ₁ | | EX ₂ | | EX ₃ | |
| | L ₁ | L ₂ | L ₁ | L ₂ | L ₁ | L ₂ | L ₁ | L ₂ | L ₁ | L ₂ | L ₁ | L ₂ |
| 1 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 2 | 2 | 2 | 0 | 0 | 2 | 2 | 0 | 0 | 2 | 2 | 0 | 0 |
| 3 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 2 | 0 | 2 | 0 | 2 |
| 4 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 5 | 0 | 1 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 1 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 6 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 1 | 0 | 0 | 0 | 1 | 0 |
| 7 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 1 | 0 |

TABELA 1.3 - Laser + Resina Composta Z250

| GRUPO 3 | OCLUSAL | | | | | | CERVICAL | | | | | |
|---------|-----------------|----------------|-----------------|----------------|-----------------|----------------|-----------------|----------------|-----------------|----------------|-----------------|----------------|
| | EX ₁ | | EX ₂ | | EX ₃ | | EX ₁ | | EX ₂ | | EX ₃ | |
| | L ₁ | L ₂ | L ₁ | L ₂ | L ₁ | L ₂ | L ₁ | L ₂ | L ₁ | L ₂ | L ₁ | L ₂ |
| 1 | 0 | 0 | 0 | 1 | 0 | 0 | 1 | 2 | 1 | 2 | 1 | 2 |
| 2 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 3 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 4 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 5 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 6 | 0 | 3 | 0 | 3 | 0 | 1 | 1 | 2 | 1 | 2 | 1 | 3 |
| 7 | | | | | | | | | | | | |

TABELA 1.4 - Laser + Ionômero de Vidro - Vitremer

| GRUPO 4 | OCLUSAL | | | | | | CERVICAL | | | | | |
|---------|-----------------|----------------|-----------------|----------------|-----------------|----------------|-----------------|----------------|-----------------|----------------|-----------------|----------------|
| | EX ₁ | | EX ₂ | | EX ₃ | | EX ₁ | | EX ₂ | | EX ₃ | |
| | L ₁ | L ₂ | L ₁ | L ₂ | L ₁ | L ₂ | L ₁ | L ₂ | L ₁ | L ₂ | L ₁ | L ₂ |
| 1 | 0 | 0 | 0 | | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 2 |
| 2 | 1 | 1 | 0 | 0 | 1 | 1 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 3 | 0 | 1 | 0 | 1 | 0 | 1 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 4 | 0 | 1 | 0 | 1 | 0 | 1 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 5 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 6 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 1 | 0 | 1 | 0 | 1 | 0 |
| 7 | 0 | 0 | 0 | 1 | 0 | 1 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |

| | GRUPO | OCLUSAL | | | | CERVICAL | | | |
|-----------------------|-------|---|----------------|---|----------------|--|----------------|--|----------------|
| | | ARCO Alta rotação + resina composta - Oclusal | | ACIVO Alta rotação + ionômero de vidro - Oclusal | | ARCC Alta rotação + resina composta - Cervical | | ACIVC Alta rotação + ionômero de vidro - Cervical | |
| | | L ₁ | L ₂ | L ₁ | L ₂ | L ₁ | L ₂ | L ₁ | L ₂ |
| A L T A | 1 | 0 | 0 | 0 | 0 | 3 | 0 | 0 | 0 |
| | 2 | 3 | 3 | 2 | 2 | 0 | 3 | 0 | 0 |
| | 3 | 1 | 1 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 2 |
| | 4 | 1 | 1 | 0 | 0 | 0 | 1 | 0 | 0 |
| | 5 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| | 6 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 1 | 0 |
| | 7 | 1 | 1 | 0 | 0 | 1 | 1 | 0 | 0 |
| | GRUPO | LRCO Laser resina composta - Oclusal | | LCIVO Laser - cimento ionômero de vidro - Oclusal | | LRCC Laser resina composta - Cervical | | LCIVC Laser - cimento ionômero de vidro - Cervical | |
| | | L ₁ | L ₂ | L ₁ | L ₂ | L ₁ | L ₂ | L ₁ | L ₂ |
| | | L ₁ | L ₂ | L ₁ | L ₂ | L ₁ | L ₂ | L ₁ | L ₂ |
| L A S E R | 1 | 0 | 0 | 0 | 0 | 1 | 2 | 0 | 0 |
| | 2 | 0 | 0 | 1 | 1 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| | 3 | 0 | 0 | 0 | 1 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| | 4 | 0 | 0 | 0 | 1 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| | 5 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| | 6 | 0 | 3 | 0 | 0 | 1 | 2 | 1 | 0 |
| | 7 | - | - | 0 | 1 | - | - | 0 | 0 |

6. DISCUSSÃO

DISCUSSÃO

Desde o início do século XX, devido à importância clínica dada à microinfiltração várias pesquisas têm sido realizadas para verificar o vedamento na interface entre os materiais restauradores e a estrutura dental.

A microinfiltração na interface dente-restauração é considerado o fator de maior influência na longevidade de uma restauração. Vários estudos demonstram que as técnicas e os materiais restauradores convencionais não realizam um perfeito e completo selamento marginal. Demonstram que a infiltração de fluidos, bactérias e produtos de sua decomposição poderão acontecer entre a superfície dental e a restauração.

Em nosso estudo foram realizados preparos cavitários de Classe V em dentes decíduos com alta-rotação e com laser de Er:YAG com margens oclusal e cervical em esmalte, com a finalidade de analisar se os preparos realizados com o laser promoveriam, ou não, um melhor selamento das margens cavitárias em relação aos preparos com alta rotação. Esta discussão baseou-se em dados realizados em

dentes permanentes, fazendo-se necessário que haja mais estudos com o laser de Er:YAG em dentes decíduos.

Diversos 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 & LYNCH, 1992). O nitrato de prata tem sido aceito, atualmente, por grande parte dos pesquisadores e, segundo WU et al, 1983, COX, 1992 é, atualmente, o mais utilizado. O uso do nitrato de prata proporcionou uma melhor visão da microinfiltração e a combinação do nitrato de prata e análise com a lupa estereomicroscópica (40X), que identifica o caminho da microinfiltração, mostrando claro o traçado da localização e a extensão da infiltração, foram utilizados neste estudo.

FUSAYAMA, em 1980, relatou, que o condicionamento com o ácido fosfórico, a 37% sobre a superfície do esmalte e da dentina, deveria ser utilizado com a finalidade de abrir os canaliculos dentinários e facilitar a penetração do agente adesivo e, conseqüentemente eliminar a existência da microinfiltração entre o material restaurador e a estrutura dental. Este fato foi observado no presente estudo a partir da observação de um menor grau de microinfiltração nos espécimes do grupo 3 (G3) e (G2) sendo utilizado o condicionamento ácido fosfórico a 35% em superfície de esmalte e dentina.

Nos trabalhos de WELSH & HEMBREE JR. (1985); CRIM & ABBOT (1988); FITCHIER *et al.* (1990), os autores observaram que o

aumento no grau de infiltração nas margens cervicais das cavidades se deve ao fato dessas margens se encontrar em dentina e cemento e não haver, ainda, um sistema adesivo dental capaz de eliminar a microinfiltração nesta área. Neste trabalho foram encontrados preparos sem infiltração, pois os preparos terminaram em esmalte.

Nenhum material usado, ainda hoje, em Dentística Restauradora oferece uma adesão adequada à estrutura dental e, embora alguns dos materiais restauradores mais novos, como os sistemas baseados em condicionamento ácido e adesivo dentinários para resina, tenham reduzido significativamente os microespaços, sempre haverá a possibilidade de ocorrer uma fenda microscópica entre a restauração e a cavidade preparada (SPARRIUS & GROSSMAN, 1989). Neste estudo foi observada através da lupa estereomicroscópica (40X) a presença desses microespaços nas margens das cavidades.

ZEZELL *et al.*, em 1997, avaliaram o aspecto micromorfológico de cavidades preparadas com o laser de Er:YAG. A análise em SEM mostrou que o esmalte dental apresenta uma superfície com aspecto de condicionamento e a dentina apresenta túbulos dentinários abertos. Este estudo acrescentaria uma metodologia a ser utilizada em dentes decíduos.

TANJI *et al.*, em 1997, avaliaram as mudanças morfológicas da superfície dentinária irradiada com o laser de Er:YAG com três diferentes densidades de energia. A análise em microscópio eletrônico de varredura (SEM) mostrou que melhores áreas de ablação foram encontradas quando o laser foi utilizado com densidade de energia de

14,11J/cm², apresentando um padrão de retenção e que o condicionamento ácido não foi efetivo em algumas áreas onde ocorreu ablação promovida pelo laser. Tivemos como resultado que em cavidades Classe V, preparadas com laser e condicionadas com ácido e restauradas com resina composta apresentou menor microinfiltração na parede oclusal. Também faz-se necessário mais pesquisas em dentes decíduos.

NAVARRO, *et al.*, 2000, avaliaram a influência de variáveis larguras de pulso e diferentes parâmetros de energia do laser de Er:YAG na morfologia e microinfiltração de preparos cavitários restaurados com resina composta. Os resultados foram submetidos ao teste de Mann-Whitney ($p < 0.05$), mostrando não haver diferenças estatisticamente significantes entre os grupos, o que ocorreu em nosso estudo, embora tenhamos utilizado apenas um parâmetro de energia do laser.

Comparando a qualidade do selamento marginal, através de teste de microinfiltração, nas restaurações de resina composta, realizadas em cavidades preparadas com alta-rotação e com o laser de Er:YAG, HIBST & KELLER, em 1994, concluíram que as margens cavitárias biseladas com o laser não apresentavam vantagens quando comparadas com as margens biseladas com pontas diamantadas. Esta metodologia acrescentaria dados para estudos em dentes decíduos.

Estudando a microinfiltração de restaurações de resina composta, cujos preparos foram realizados com o laser de Er:YAG, WRIGHT *et al.*, 1992, 1993, notaram que houve diferença estatística significativa quando comparado com os preparos convencionais, assim

como KELLER & HIBST, em 1993, e HIBST & KELLER, em 1994, no nosso estudo observamos dados significantes quando comparados os grupos G1 e G2 e G1 e G3.

RAMOS, em 1998, avaliou a microinfiltração em restaurações classe V de resina composta, utilizando o mesmo sistema adesivo usado neste estudo, *Single Bond* e a resina composta Z100, e não encontrou diferença entre os preparos a laser e os convencionais, quando condicionados com o ácido fosfórico.

Resultados semelhantes foram encontrados por JEAN *et al.*, em 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.*, 1998, NIU *et al.*, 1998, KUSAKA *et al.*, 1998, BLANKENAU *et al.*, em 1999, em restaurações Classe V, também afirmaram a necessidade de condicionamento ácido nos preparos a laser, principalmente em esmalte e, quando comparado, com o preparo convencional os resultados de microinfiltração foram semelhantes. NIU *et al.*, em 1998, observando com SEM, encontraram fendas marginais em todos os grupos. KUSAKA *et al.*, em 1998, também observaram grande infiltração em todos os materiais testados.

Interessante observar que, em todos os trabalhos desta revisão de literatura, a microinfiltração estava presente, tanto nos preparos a laser como nos preparos convencionais.

Ainda, em 1998, NIU *et al.*, avaliaram o grau de microinfiltração após o preparo de cavidades classe V com o laser de Er:YAG, comparando com os resultados encontrados em preparos realizados convencionalmente. Através de análise de lupa

estereomicroscópica e SEM sugeriram que a microinfiltração nas cavidades preparadas com laser de Er:YAG apresentavam o mesmo nível da encontrada nas cavidades preparadas convencionalmente. No presente estudo tivemos que o G1 (Alta Rotação + Resina Composta) apresentou maior microinfiltração que o G3 (Laser de Er:YAG + Resina Composta) nas margens oclusais, levando-nos a crer que há necessidade de mais estudos.

Em futuros estudos que avaliem a microinfiltração marginal seria interessante utilizar a metodologia de BONA MATOS *et al.*, 1999, que realizou o condicionamento da dentina e, em seguida, o agente adesivo sem polimerização, aplicou o laser Nd:YAG e, somente após o laser, polimerizou o adesivo. Concluiu que o momento forte do laser de Nd:YAG foi a utilização após o agente adesivo.

ARAÚJO, em 2000, em seu estudo sobre avaliação da microinfiltração e nanoinfiltração em restaurações de resina composta - influência do laser no preparo cavitário e no pré-tratamento dentinário concluiu de acordo com a metodologia utilizada que G3 (LSNd, preparo com laser de Er:YAG + *Single Bond* + laser de Nd:YAG apresentou os menores valores quanto à microinfiltração e nanoinfiltração, valorizando os estudos sobre a microinfiltração.

HIBST *et al.*, 1996, investigaram o potencial do laser de Er:YAG em redução bacteriana. Em 2001, BLAY, utilizou parâmetros semelhantes e apresentou concordância com os resultados previamente reportados por estes autores, indicando que o laser de Er:YAG pode ser usado como um potente e seguro bactericida. Em odontologia

pediátrica poderia ser utilizado com sucesso, descontaminando a dentina, prevenindo o tratamento endodôntico.

Neste estudo um dos materiais restauradores utilizados foi o cimento de Ionômero resinoso modificado fotopolimerizável (Vitremer), que obteve menores graus de microinfiltração, podendo ser indicado em dentística restauradora, para consultórios particulares em crianças muito jovens. O seu alto custo inviabiliza o uso rotineiro e nas pesquisas em instituições de ensino.

MORIYA *et al.*, em 1998, sugeriram que o laser de Er:YAG pretende ser um método alternativo útil para o preparo de cavidades para restaurações de resina composta em crianças. Concordamos, pois encontramos menor microinfiltração nos preparos realizados com o laser de Er:YAG, o que justificaria o tratamento odontopediátrico.

Também TARTAIX, *et. al.*, 2001, sugerem vantagens na utilização do laser de Er:YAG: pouco barulho, sem vibração, sem pressão, sem anestesia; são itens importantes na preparação do tratamento da cárie dental, especialmente na Dentística Pediátrica, no que concordamos.

Este estudo vislumbra o sucesso da utilização do laser de Er:YAG em Odontopediatria.

CONCLUSÃO

CONCLUSÃO

O laser de Er:YAG se mostrou efetivo no preparo de cavidades Classe V e obteve o menor grau de microinfiltração nas restaurações de Resina Composta, nas margens oclusais e que foi estatisticamente diferente dos três grupos.

Estes resultados indicam a viabilização do uso do Laser de Er:YAG para a realização de preparos cavitários conservadores em odontologia pediátrica.

Referências **B**ibliográficas

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. AOKI, A.; WATANABE, H.; ISHIKAWA, I. Er:YAG clinical 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).
3. ARAÚJO, R. M. et. al. Estudo da microinfiltração em restaurações de resinas compostas para dentes posteriores. Efeito do material preparo cavitário e condicionamento do esmalte a nível cervical. *Ver. Odont. UNESP*, V. 19, P. 191-201, 1990.
4. ARAÚJO, 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. *Ver. Odontol. UNESP*. v. 22, n. 2, p. 257-65, 1993.
5. ARAÚJO, 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).
6. ARAÚJO, R.M. & SILVA, M. V. Avaliação da infiltração em dentes posteriores. Efeito do adesivo dentinário associado ao amálgama e à resina composta. *Ver. Odontol. UNESP.*, v. 21, p. 223-31, 1992.

7. ARAÚJO, 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. (Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, UNESP).
8. ASMUSSEM, E. Clinical relevance of physical, chemical, and bonding properties of composite resins. **Oper. Dent.**, v. 10, p. 61-73, 1985.
9. ASMUSSEN, E. & UNO, S. Adhesión of restorative resins to dentin: chemical and physicochemical aspects. **Oper. Dent. Suppl.**, 5, p. 68-74, 1992.
10. BADINI, S. R.G.; ARAÚJO, R. M.; ARAÚJO, M. A. M. Estudo da passagem de diferentes concentrações de ácido fosfórico através de dentina e observação da morfologia dentinária pelo MEV. **Rev.. Odont. UNESP.**, v. 27, p. 251-64, 1998.
11. 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.
12. BARKMEIER, W.W. & COOLEY, R. L. Laboratory evaluation of adhesive systems. **Oper. Dent.**, suppl. 5., p. 50-61, 1992.
13. 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.
14. BECKER, J.; SCHRIEVER, D.; HEIDEMANN, D. Randdichte on plastischen fullungen nach computergesteuerter Erbium-YAG - Laserpreparation. **Dtsch Zahnarztl Z.**, v. 51., n. 8 p. 448-451, aug. 1996.

15. BERKOWITS, R. J.; JORDAN, H. U.; WHITE, G. The early establishment of *Streptococcus mutans* in the mouth of infants. *Arch Oral Biol.* V. 20, n. 3, p. 171-74, 1975.
16. BERKOWITZ, R. J. Streptococcus mutans. Establishment and transmission in infants. *J. Dent. Child.* V. 43, p. 192-95, 1976.
17. BLAY, C. C. **Análise Comparativa da Redução Bacteriana com Irradiação do Laser de Er:YAG ou Ponta Montada em Alta-Rotação após a Remoção do Tecido Cariado em Dentina: Estudo *in anima nobile*.** São Paulo, 2001, 120 p., 1998. Dissertação - Mestrado em Lasers. FOU SP - IPEN.
18. BONA MATOS, A. *et al.* Nd:YAG Laser Influence on Sound Dentin Bond Strength. *Journal of Clinical Laser Medicine & Surgery.* V. 17, Number 4. São Paulo, SP, 1999.
19. 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.
20. 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 n. 3066, 112, 1962 apud BARATIERI, *et al.* **Dentística: procedimentos preventivos e restauradores.** Rio de Janeiro: Quintecessence, 1989.
21. BOWEN, R. L. Properties of silica reinforced polymer for dental restorations. *J. Am. Dent. Assoc.* v. 66, p. 57-62, 1963.
22. BRÄNNSTRÖM, M. Infection beneath composite resin restorations: can it be avoided? *Oper. Dent.*, v. 12, n. 4, p. 159-63, 1987.
23. BRÄNNSTRÖM, M. Smear layer: pathological and treatment considerations. *Oper. Dent.*, v. 9, suppl. 3, p. 35-42, 1994.

24. BRUGNERA JÚNIOR, A. et. al. In vitro study of intrapulpar temperature change with short and very short pulse Er:YAG laser preparation of class V cavities. Laser Center - Camilo Castelo Branco University. APCD and Federal University of Rio de Janeiro - UFRJ. **7th International Congress on Lasers in Dentistry**. July 30 - August 2, 2000. Bruxelas,
25. BUONOCORE, M. G. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. **J. dent. res.**, v.34, n.6, p. 849-853, Dec. 1955.
26. 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.
27. 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.
28. BURKES, E. J.; HOKE, J.; GOMES, E.; WOLBARSHT, M. Wet tissue versus dry enamel ablation by Er:YAG laser. **J. Prosthet Dent.** v. 67, n. 6, p. 847-51, june 1992.
29. CARLSSON, J. et. al. Early establismment of *Streptococcus salivarius* in the mouth of infants. **J. Dent. Res.**, v. 49, n.2, p. 415-18, 1970.
30. CECCHINI, R. C. **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, 148 p. Dissertação de Mestrado em Dentística. Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo.
31. CEBALLOS, L. *et. al.* Microleakage of composite restorations after acid or Er:YAG laser cavity treatments. **Dental Materials.** 17 (2001), p. 340-346.
32. CHAIN, M. C.; ARAÚJO, R.M. e TEIXEIRA, L.C. Adesivos

- dentínarios: uma nova era na Odontologia. **Rev. Gaúcha Odontol.** v. 42, n.3, p. 134-8, maio/jun, 1994.
33. COLLES, M. J. Medical lasers. **J. Biomed. Eng.**, v. 10, p. 569-75, Nov, 1988.
34. CORRÊA, Maria Salete Nahás. **Odontopediatria na primeira infância.** São Paulo: Livraria Editora Santos, 1998, p.196-205; p. 404.
35. COX, C. F. Microleakage related to restorative procedures. **Proc. Finn. Dent. Soc.**, v. 88, suppl., I, p. 83-93, 1992.
36. COX, C.F. Effects of adhesives resins and various dental cements on the pulp. **Oper. Dent. Suppl.** 5, p. 165-76, 1992.
37. COZEAN, C. D. & POWELL, L. Er:YAG clinical results on hard tissues: phases I. In: PEATHERSTONE, J. D. B., RECHAMANN, P., FRIED, D. S. (Ed.). **Lasers in dentistry.** Washington: SPIE, 1998. Proceedings of SPIE, v. 3248, p. 14-21; p. 33-38.
38. COZEAN, C. *et. al.* Dentistry for the 21 st. century? Erbium: YAG laser for teeth. **J. Am. Dent. Assoc.**, v. 128, p. 1080-7, Aug. 1997.
39. CRIM, G.A.; ABBOT, L. J. Effect of curing time on marginal sealing by four dentin bonding agents. **Am. J. Dent.**, v. 1, n.1, p. 12-14, feb. 1988.
40. CURTI, M.; ROCCA, J. P.; BERTRAND, M. F. Morfologia de Cavidades Classe V Condicionadas com Laser de Er:YAG. Um estudo SEM. **Congresso de Viena**, maio de 2001.
41. 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.

42. DENBENSTEN, P. K. *et al.* A randomized prospective parallel controlled study of the safety and effectiveness of Er:YAG laser use in children for caries removal. In: Lasers in Dentistry VI. **Proceedings of SPIE**, v. 39-2000.
43. DOSTÁLOVÁ, T.; JELÍNKOVÁ, H.; KREJSA, O.; HAMAL, K.; KUBELKA, J.; PROCHÁZKA, S.; HIMMLOVÁ, L. Dentin and pulp response to Erbium: YAG laser ablation: preliminary evaluation of human teeth. **J. Clin. Laser Med. Surg.**, v. 15, n. 3., p. 117-21, 1997.
44. 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).
45. 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.
46. 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).
47. EDUARDO, C. P. *et al.* Aplicações clínicas do Nd:YAG laser: hipersensibilidade dentinária e curetagem subgingival. **Rev. Paul. Odontol.** v. 14, n. 5, p. 33-5, set/Out., 1992.
48. EDUARDO, C. P. *et al.* Scanning electron microscopy study on enamel etching with Nd:YAG laser and phosphoric acid. **J. Clin. LaserMed. Surg.**, v. 13, n. 2, p. 81-5, 1995.
49. 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.
50. 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, Mauí, **Proceedings**. Mauí: ISDL, 1998, p. 202-5.
51. EICK, J. D. Adhesives and noshinking dental resins of the future. **Quintessence Int.**, v. 24, n. 9, p. 632-40, 1993.
52. 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.
53. EINSTEIN, A. Zur quantum theorie der strhlung. **Phis. Z.**, v. 18, p. 121, 1917.
54. EVANS, D. J. P. *et al.* A clinical evaluation of an Erbium:YAG laser for cavity preparation. **J. Dent. Res.**, v. 77, p. 955, 1998. (Abstract 2591).
55. FITCHIE, J. G. *et al.* Microleakage of two new dentinal bonding systems. **Quintessence Int.**, v. 21, n. 9, p. 749-52, Sept. 1990.
56. FRASER, C. J. A study of the efficacy of dental fillings. **J. Dent.Res.**, v. 9, p. 507-17, 1929.
57. 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.
58. FUSAYAMA, T. Non-pressure adhesion of a new adhesive restorative resin. **J. Dent. Res.**, v. 58, n. 4, p. 1364-70, Apr. 1979.

59. 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.
60. 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.
61. 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.
62. GOING, R. E. Microleakage around dental restorations a summarizing review. **J. Am. Dent. Assoc.**, v. 84, p. 1349-57, June 1972.
63. GOING, R.E. Reducing marginal leakage: a review of materials and techniques. **J. Am. Dent. Assoc.**, v. 99, p. 646-51, Oct. 1979.
64. GONÇALVES, S.E.P., ARAÚJO, M.A.M., DAMIÃO, A.J. Dentin bond strength: influence of laser irradiation, acid etching and hypermineralization. **J. Clin. Laser Med. Surg.** v. 17, n. 2, p. 77-85, 1999.
65. 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.
66. GOMES, O. M. M. **Análise de microinfiltração em cavidades de classe V restauradas com diferentes sistemas adesivos.** Araraquara, 1998, 164 p., 1998. Tese (Mestrado em Dentística Restauradora). Faculdade de Odontologia, Universidade

Estadual Paulista.

67. 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).
68. GROSS, D.; RAAB, W. H-M; KELLER, U.; HIBST, R. Surface morphology of dental hard tissues after Er:YAG laser treatment. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 1992. Salt Lake City. **Proceedings ...** Salt Lake City: International Society of Lasers in Dentistry, 1992, p. 133-4.
69. GWINNET, A. J. Smear Layer: morphological considerations. **Oper. Dent.**, v. 9, suppl., 3, p. 3-12, 1984.
70. HARNIRATTISAI, C. *et al.* Adhesive interface between resin and etched dentin of cervical erosion/abrasion lesions. **Oper. Dent.**, v. 18, p. 138-43, 1993.
71. 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.
72. HIBST, R.; KELLER, U. Bond strength and microleakage of composite restorations after Er:YAG laser preparation and conditioning. In: International Congress on Lasers in Dentistry, 1994. Singapore, **Resumos**. Singapore: ISLD, 1994.
73. HIBST, R.; KELLER, U.; BRAUN, A.; SCHRODER, D. Er:YAG Laser etching of dental hardsubstances. In: Annual Meeting. **American Society Laser Medicine and Surgery**. 1993, New Orleans. Resumos. New Orleans: **American Society Laser Medicine and Surgery**, 1993. [Resumo n. 71]
74. 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.
75. 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.
76. HIBST, R.; KELLER, U.S. Heat effect of pulsed Er:YAG laser radiation. **SPIE** vol. 1200, p. 379-86, 1990.
77. HOKE, J. *et al.* Erbium-YAG (2,94 micron) laser effects on dental tissues. **J. Laser Appl.**, v. 2, n. 314, p. 61-5, p. 1990.
78. INOUE, M. *et al.* Transmisión of Nd:YAG laser through human dentin. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 6, Maui, 1998. **Proceedings...** 1998, p. 212-3.
79. 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.
80. JOHANSSON, I. Diet counseling and behaviour change. **Caries Res.**, v. 27, p. 47-49, 1993. Suplemento 1.
81. 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.
82. KATAUMI, N. *et al.*, I. SEM observations of Er;YAG laser irradiated dentin-resin interface. In: International Congress on Lasers in Dentistry, 1996. Jerusalem. **Proceedings.** Bologna: Monduzzi, 1996. p. 63-66.
83. KAYANO, T.; OCHIAI, S.; KIYONO, K.; YAMAMOTO, H.; NAKAJIMA, S.; MOCHIZUKI, T. Effect of Er:YAG laser

- irradiation on human extracted teeth. **J Clin Laser Med Surg.**, v.4, p.147-150, Apr. 1991.
84. 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.
85. 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.
86. KELLER, U.; HIBST, R. Erbium:YAG laser in caries therapy: indications and first clinical results. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 1992, Salt Lake City. **Proceedings ...** Salt Lake City: International Society of Lasers in Dentistry, 1993. p. 151-152.
87. KELLER, U.; HIBST, R. Erbium:YAG laser in caries therapy: indications and first clinical results. I: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 3, 1992, Salt Lake City. **Proceedings ...** Salt Lake City: ISLD., 1992, p. 151-2.
88. 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.
89. KELSEY, W. P. *et al.* Enhancement of physical properties of resin restorative materials by laser polymerization. **Laser Surg. Med.**, v. 9., n. 6. 623-27, 1989.
90. KIDD, E. A. M. Microleakage: a review. **J. Dent. Res.**, v. 4, p. 199-206, 1976.
91. 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.
92. KUMAZAKI, M. Results of etching with the Er:YAG laser. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 1992, Salt Lake City. **Proceedings...** Salt Lake City: International Society of Lasers in Dentistry, 1992, p. 141-142.
93. LOPES DA CRUZ, A. N. **Microinfiltração no Condicionamento com Laser de CO2 em Restaurações Compostas Classe V.** Faculdade de Odontologia da USP - IPEN/CNEN, São Paulo, Ago/2000.
94. LÜESCHER, B. *et al.* Microleakage and marginal adaptation in convencional and adhesive class II restorations. **J. Prosthet. Dent.** v. 37, n. 3, p. 300-9, Mar., 1977.
95. MAIMAN, T. H. Stimulated optical radiation in ruby. **Nature.**, v, 187, n. 4736, p. 493-494, Aug. 1960.
96. 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.
97. MATSUMOTO, K. Basic and clinical research on Er:YAG laser in dentistry. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 6, 1998, **Proceedings**, Maui: ISDL, 1998, p. 14, p. 235-6.
98. MATSUMOTO, K.; NAKAMURA, Y.; WAKABAYASHI, H. A morphological study on the cavity preparation by Er:YAG laser. **J. Japan Soc. Conserv. Dent.**, v. 34, n. 3, p. 729-733, June 1991.
99. 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.
100. MISERENDINO, J. L. SEM and dye penetrarion comparison of Er:YAG laser versus traditional treatment. *In:* INTERNATIONAL SOCIETY LASER IN DENTISTRY, 6, 1998. **ProceedingsMaui:ISDL, 1998, p. 34.**
101. 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.
102. 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.
103. MORIYA, K.; KATO, J.; TAKAGI, Y. A clinical application of Er:YAG laser for restorative dentistry in children. *In:* INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 1998, Maui. **Proceedings ... Hawaii, Maui: International Society of Lasers in Dentistry, 1998, p. 199-201.**
104. NAKABAYASHI, N.; KOJIMA, K.; MASHARA, E. The promotion of adhesion by the infiltration monomers into tooth substrates. **J. Biomed. Mater. Res.**, v. 16, p. 265-73, 1982.
105. 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.
106. NAVARRO, R.S. *et al.* Er:YAG Laser cavity preparation with different parameters and moder of operation: a microleakage study. **Program and Abstract Handbook of 7th International**

**Congress on Lasers in Dentistry of International Society for
Lasers in Dentistry - ISLD. Brussels, July, 2000.**

107. NIU, W.; ETO, J. N.; DIMURA, Y.; TAKEDA, F. H.; MATSUMOTO, K. 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. 227-231, 1998.
108. PASHLEY, D. H. Clinical correlations of dentin structure and function. **J Prosthet Dent**, v. 66, n. 6, p. 777-781, Dec. 1991.
109. PASHLEY, D. H. The effects of acid etching on the pulpodentin complex. **Oper Dent**, v. 17, n. 6, p. 229-292, Nov/Dec. 1992.
110. PASHLEY, D. H. Clinical considerations of microleakage. **J. Endod.**, v. 16, n. 2, p. 70-7, Feb. 1990.
111. 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.
112. PASHLEY, D. H.; CARVALHO, R. M. Dentine permeability and dentine adhesion. **J Dent**, v. 25, n. 5, p. 355-372, Sept. 1997.
113. PASHLEY, E. L. *et al.* Effects of CO2 laser energy on dentin permeability. **J. Endod.**, v. 18, n. 6, p. 257-62, June 1992.
114. PAUL, S. J. & SCHARER, P. Primarily research. **J. Esthet. Dent.**, p.5-9, Feb. 1993.
115. 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.
116. PERDIGÃO, J.; LOPES, M. Dentin bonding questions: for the new millenium. **J. Adhesive Dent.** v. 1, n. 3, p. 1991-209, 1999.

117. PERDIGÃO, J.; LOPES, M. Ultramorphological characterization of the hibrid layer/unaffected dentin bonded interface. **J. Dent. Res.** v. 78, p. 110, 1999 (Abstract 40).
118. PFLUG, K. *et al.* Bond strengths of acetone-based one-both adhesives. **J. Dent. Res.**, v. 78, 1999. (Abstract, 2290).
119. PILO, R. S. & BEN-AMAR, A. Comparison of microleakage for three on-bottle and three multiple step dentin bonding agents. **J. Prosthet. Dent.**, v. 82, p. 209-13, Aug. 1999.
120. 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.
121. PORTO NETO, S. T. **Avaliação de microinfiltração nas paredes de esmalte e cimento em cavidades de classe V restauradas com resina composta e ionômero de vidro.** Araraquara, 1990. Tese (Doutorado em Dentística Restauradora) - Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista.
122. RAMOS, A. C. B.; EDUARDO, C. P.; TANJI, E.Y.; ZECELL, D. M. Microleakage in class V restorations prepared with the Er:YAG laser. An in vitro study. In: **International Laser Congress, 1996.** Athens. Proceedings. Bologna: Monduzzi, 1996, p. 257-261.
123. RAMOS, A.C.B. **Microinfiltração em cavidades classe V preparadas com alta-rotação e com o laser de Er:YAG: estudo *in vitro*.** São Paulo, 1998, 136 p. (Dissertação Mestrado em Dentística). Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo.
124. RECHMANN, P. *et al.* Er:YAG lasers in dentistry: an overview. In: PEARTHERSTONE, J. D. B., RECHMANN, P., FRIED, D. S. (Ed.). **Lasers in dentistry 4.** Washington: SPIE, 1998, P. 2-13.

125. RETIEF, D. H.; AUSTIN, J. C.; FATTI, L. P. Pulpar response to phosphoric acid. **J. Oral Pathol**, v. 3, p. 114-22, 1974.
126. 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.
127. 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.
128. SANO, H. *et al.* Microporous dentin zone beneath resin-impregnated layer. **Oper. Dent.**, v. 19, p. 59-64, 1994.
129. SHARON-BULLER, A.; BLOCK, A.; SELA, M. Eliminação de Bactérias no Preparo Cavitário com o Laser de Er:YAG. **Congresso de Viena**, maio de 2001.
130. SILVA, N. M. M.; CECCHINI, R. C.; EDUARDO, C. P. Aplicações clínicas do soft-laser em Odontologia. **Rev. Paul. Odont.**, v. 14, n. 4, p. 30-2, Jul/ Ago, 1992.
131. SILVA E SOUZA JÚNIOR, M. H. Adesivos dentinários: evolução, estágio atual e considerações clínicas para sua utilização. **Maxi-Odonto Dentística.**, v. 1, p. 1-18, 1995.
132. SMITH, D. J.; KING, W.F.; TAUBMAN, M. A. Salivary IgA antibody to oral *Streptococcus antigens* in predentate infants. **Oral Microbiol Immunol.** V. 5, n.2, p. 57-62, apr., 1990
133. SOH, G. & HENDERSON, L.J. Contraction kpatterns in cavities tested with two dentin-bonding agents. **Oper. Dent.**, v. 15, p. 167-72, 1990.
134. SPARRIUS, O.; GROSMAN, E. S. Marginal leakage of composite restorations in combination with dentinal and enamel bonding

- agents. **J. Prosthet Dent.**, v. 1, n.6, p. 678-684, June 1984.
135. SUSAKI, A. *et al.*. Er:YAG laser irradiation effect on acid resistance of human enamel. **J. Dent. Res.**, v. 77, p. 820, 1998. (*Abstract*, 1509).
136. TANJI, E. Y.; MATSUMOTO, K.; EDUARDO, C. P. Scanning electron microscopic observation of dentin surface conditioned with the Er:YAG laser. **Deutschesellschaft Laser News Letteer.**, v. 7, p. 6, Jan/Feb, 1997. [Edição de Congresso].
137. TAYLOR, M. J. & LYNCH, E. Microleakage. **J. Dent. Res.**, v. 20, n. 1, p. 3-10, 1992.
138. 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.
139. VICKERS, V. A.; JACQUES, S.L.; POWERS, J. M.; MARTIN, J. W. Ablation of hard dental tissues with the Er:YAG laser. *In*: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 1992, Salt Lake City. **Proceedings...** Salt Lake City: International Society of Lasers in Dentistry, 1992, p. 257-258.
140. 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.
141. WATANABE, I. & NABAYASHI, 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.
142. WELSH, E. L.; HEMBREE JR., J. Microleakage at the gingival wall with four Class V anterior restorative material. **J. Prosthet. Dent.**, v. 54, n. 3, p. 370-72, Sept. 1985.

143. 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.
144. 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.
145. WIGDOR, H. *et al.* The effect if lasers on dental hard tissues. **J. Am. Dent. Assoc.**, v. 24, p. 65-70, Feb. 1993.
146. WIGDOR, H.; ASHRAFI, S., ABT, E. SEM evaluatuion 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.
147. 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, 1992, Salt Lake City: **International Society of Lasers in Dentistry**, 1992, p. 131-132.
148. WRIGHT, G. Z.; McCONNELL, R.J.; KELLER, U. Microleakage of class V composite restorations prepared conventionally with those prepared with an Er:YAG laser: a pilot study. **Pediatric Dent.** v. 15, n. 6, p. 425-426, Nov./Dec. 1993.
149. WRIGHT, G. Z.; McCONNELL, R.J.; KELLER, U. Microleakage around resin restorations prepared with an Er:YAG laser. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 1992, Salt Lake City. **Proceedings...** Salt Lake City: International

Society of Lasers in Dentistry, 1992, p. 99-100.

150. 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.
151. WU, W. *et al.*. Detecting margin leakage of dental composite restorations. **J. Biomed Mater Res.**, v. 17, n. 1, p. 37-48, 1983.
152. YAMADA JR., A.M.; TANJI, E. Y.; MYAKI, S. I. Estudo Comparativo da resistência à tração da liga de 6ª geração de sistemas adesivos em dentina irradiada com o laser de Er:YAG. **Congresso de Viena**. maio de 2001.
153. YAMAMOTO, H.; OOYA, K. Potential of Yttrium-Aluminum-Garnet laser in caries prevention. **J. Oral Pathol.**, v. 3, p. 7-15, 1974.
154. YU, X. Y. *et al.* Adhesión to dentin. **J. Calif. Dent. Assoc.**, v. 21, n. 6, p. 23-9, June 1993.
155. 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.


ANEXO A
PARECER N. 106/00



PARECER nº 106/00

O Grupo de Trabalho indicado pelo Comitê de Ética em Pesquisa, **APROVOU** o protocolo de pesquisa "**Avaliação da infiltração marginal em cavidades Classe V em dentes decíduos, preparadas com laser de Er: YAG**", de responsabilidade da pesquisadora **Neusa Vieira Galvão Pulga**, sob orientação do Professor Doutor **Carlos de Paula Eduardo**.

São Paulo, 16 de outubro de 2000


Profa.Dra. Célia Regina Martins Delgado Rodrigues
Coordenadora do CEP-FOUSP

EDARTE - TRABALHOS ESCOLARES

Rua Casimiro de Abreu, 52 - Jd. Maringá

12243-600 - SJCAMPOS - SP

FONE/FAX: (12) 3942-3644

e-mail: edarte@netvale.com.br



M22224



Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares

Av. Prof. Lineu Prestes, 2242 - Cidade Universitária - CEP 05508-000

Fone (0XX11) 3816-9000 - Fax (0XX11) 3812-3546

SÃO PAULO - São Paulo

[Http://www.ipen.br](http://www.ipen.br)

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