



AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

**AVALIAÇÃO DA MICROINFILTRAÇÃO MARGINAL APÓS  
PREPAROS CAVITÁRIOS REALIZADOS COM *LASER*  
Er, Cr:YSGG E ALTA ROTAÇÃO EM DENTES  
DECÍDUOS, RESTAURADOS COM DIFERENTES  
CIMENTOS DE IONÔMERO DE VIDRO**

**RIVELY RODRIGUES ROSSI**

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

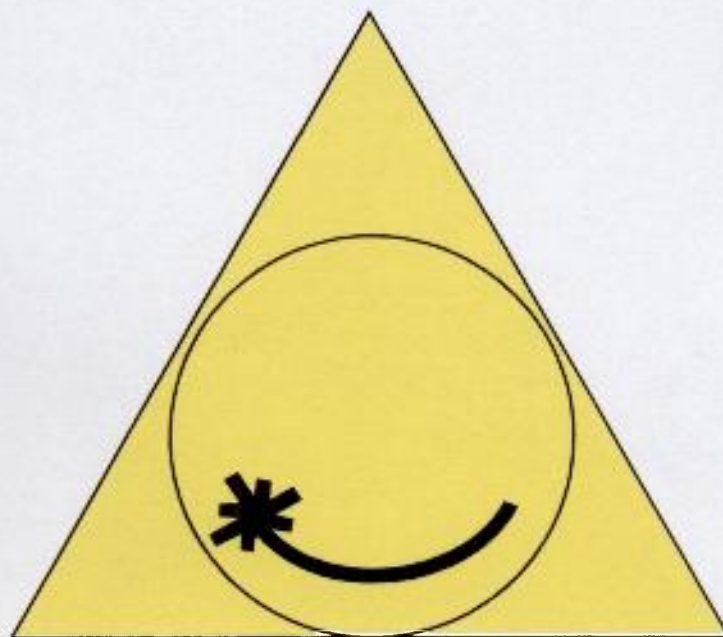
Orientador:  
Prof. Dr. Carlos de Paula Eduardo

Co-orientadora:  
Profa. Dra. Denise Maria Zezell

São Paulo  
2005



4.9-089.818.1:



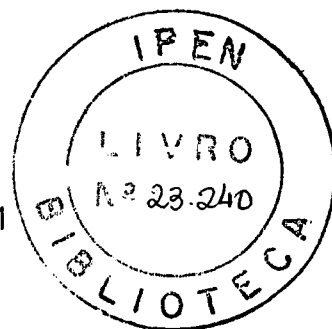
**MESTRADO PROFISSIONALIZANTE DE LASER EM  
ODONTOLOGIA**



Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares

**AVALIAÇÃO DA MICROINFILTRAÇÃO MARGINAL APÓS PREPAROS  
CAVITÁRIOS REALIZADOS COM *LASER* Er,Cr:YSGG E ALTA ROTAÇÃO EM  
DENTES DECÍDUOS, RESTAURADOS COM DIFERENTES CIMENTOS DE  
IONÔMERO DE VIDRO**

RIVELY RODRIGUES ROSSI



Dissertação apresentada ao Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, como parte dos requisitos para obtenção do grau de mestre profissional na área de *laser* em odontologia

Orientador: Prof. Dr. Carlos de Paula Eduardo

Co-orientadora: Profa. Dra. Denise Zzell

São Paulo 2005



## DEDICATÓRIA

Ao meus pais **Ricardo e Evely** por toda confiança, incentivo em minha vida profissional, amor e paciência;

Ao meu marido **Alexandre**, que através de incentivo, paciência e amor , e por estar ao meu lado durante os momentos mais difíceis desse processo, tornou possível essa conquista;

Aos meus irmãos **Rachel, Ricardo e Rafael** por todo carinho e companheirismo;

## **AGRADECIMENTOS ESPECIAIS**

**A Deus**, por guiar meus passos, e ter colocado em meu caminho tantas pessoas maravilhosas.

**Ao Prof. Dr. Carlos de Paula Eduardo**, pelo verdadeiro exemplo de amor à profissão, e seriedade, por quem tive o privilégio de ser orientada.

Muito obrigada pela confiança e oportunidade de trabalho.

**À Prof.a Dra. Denise Maria Zezell**, por toda sua dedicação, por suas sugestões e comentários que muito contribuíram à esse trabalho.

**À Prof.a Dra. Maria Salete Nahás Pires Côrrea**, por ter despertado em mim a vocação para Odontopediatria, pelas oportunidades de aprendizado, e por ser uma verdadeira educadora, com quem tenho a oportunidade de aprender a cada dia.

Agradeço sempre à Deus por ter posto em meu caminho uma pessoa tão maravilhosa.

Ao **Prof. Dr. John D. B. Featherstone**, da Universidade da Califórnia, San Francisco por sua valiosa contribuição à este trabalho;

À **Ana Cecília Aranha**, pela amizade e especial colaboração no desenvolvimento deste trabalho;

Ao **Dr. Ricardo Navarro**, por todas as valiosas sugestões e dinamismo, presentes na execução deste trabalho;

À **Cida, Liliane, Joelma e Aroldo**, pela dedicação e gentileza com que sempre me atenderam;

À **Elza e Elaine**, do IPEN por toda assistência e apoio durante esse processo;

Aos **amigos do curso de pós-graduação**, pelo companheirismo em todos os momentos que passamos juntos;

Aos **Professores** do Mestrado Profissionalizante Lasers em Odontologia – LELO / IPEN;

Aos **membros e suplentes** componentes da banca examinadora;

Á **todos** aqueles que direta ou indiretamente contribuíram para a realização deste trabalho;

**minha sincera gratidão**

## RESUMO

### AVALIAÇÃO DA MICROINFILTRAÇÃO MARGINAL APÓS PREPAROS CAVITÁRIOS REALIZADOS COM LASER Er,Cr:YSGG E ALTA ROTAÇÃO EM DENTES DECÍDUOS RESTAURADOS COM DIFERENTES CIMENTOS DE IONÔMERO DE VIDRO

O objetivo desse estudo *in vitro* foi avaliar a microinfiltração marginal em cavidades de classe V frente aos seguintes métodos de preparo: 1) alta-rotação e 2) *laser* - Er,Cr:YSGG (2,79  $\mu\text{m}$ ) – (Millenium, Biolase), Projeto CEPOF – LELO FOUSP, ponta de safira de 600  $\mu\text{m}$ , distância de 1 mm, com spray de água/ar. Foram também avaliados dois cimentos de ionômero de vidro, um convencional, Ketac Molar Easy Mix e o outro modificado por resina, Vitremer (ambos da 3M/ESPE). Cem dentes (caninos decíduos), hígidos, foram divididos em dez grupos: os grupos 1 e 2, preparados com alta rotação, grupos 3 e 4 *laser* (2,5W/1,5W), grupos 5 e 6 *laser* (2,5W/1,0W), grupos 7 e 8 *laser* (3,0W/1,5W) e grupos 9 e 10 *laser* (3,0W/1,0W), taxa de repetição de 20 Hz para todos os grupos com *laser*. Os parâmetros *laser* foram selecionados para esmalte e dentina, respectivamente. Os espécimes foram termociclados (700 ciclos, 5°C e 55°C por 1 min.), impermeabilizados, e imersos em solução de azul de metileno a 2%, pH 7, por 4 horas. Os espécimes foram seccionados no sentido vestibulo-lingual com discos diamantados dupla face (KG Sorensen). Os corpos de prova foram avaliados em lupa estereoscópica com 30 vezes de aumento, por três examinadores calibrados, a fim de detectar o grau de microinfiltração, utilizando-se o método de escores (0 a 3). Os dados obtidos foram submetidos ao teste não paramétrico de Kruskal-Wallis, e teste de *Dunn* para as comparações múltiplas ( $p < 0,05$ ). Os resultados obtidos no presente estudo mostraram que não houve diferença significativa entre os dois métodos de preparo utilizados, porém, houve diferença significativa entre os dois materiais restauradores nos grupos *laser*, em alguns parâmetros de irradiação, e o Vitremer foi o material que apresentou menor grau de microinfiltração. Concluiu-se, que o *laser* de Er,Cr:YSGG mostrou-se efetivo no preparo de cavidades de classe V em dentes decíduos, e que obteve os menores graus de microinfiltração nas restaurações realizadas com Vitremer.

## ABSTRACT

### **IN VITRO STUDY OF THE MARGINAL MICROLEAKAGE IN CLASS V CAVITIES RESTORATIONS IN DECIDUOUS TEETH, PREPARED WITH AN Er,Cr:YSGG LASER AND HIGH-SPEED HANDPIECE, USING TWO DIFFERENT GLASS IONOMERS**

This study evaluated the microleakage in class V restorations in deciduous teeth prepared using different parameters with Er,Cr:YSGG (2.79  $\mu\text{m}$ ) *laser* device (Millennium Biolase), CEPOF Project – LELO FOU SP, 600 $\mu\text{m}$  sapphire tip, 1mm distance, under air-water cooling, and high-speed handpiece. The teeth were restored with two different glass ionomer materials: conventional, Ketac Molar Easy Mix (3M/ESPE) and resin modified, Vitremer (3M/ESPE). One hundred deciduous teeth were divided into ten groups: 1 and 2, prepared with high-speed handpiece, 3 e and 4, *laser* (2.5W/1.5W), 5 e and 6 *laser* (2.5W/1.0W), 7 e and 8 *laser* (3.0W/1.5W), 9 e and 10 *laser* (3.0W/1.0W), 20 Hz. After the restorations, the samples were thermocycled (700 cycles, 5°C/55°C, 1 minute), isolated and immersed in a 4% methylene blue solution (pH 7), for 4 hours and sectioned in the buccolingual direction. Dye penetration were scored by 3 examiners using the score method (0-3), with a light stereoscope x 30. The data were submitted to a non-parametric statistical analysis, Kruskal-Wallis and Dunn test for multiple comparisons ( $p < 0.05$ ). The results showed no statistical difference between the two methods of preparation (handpiece and *laser*) used. However, there was a significant difference between the two restorative materials: Vitremer showed less microleakage than Ketac Molar Easy Mix in cavities prepared by *laser*, depending on the parameters used.

Our results indicate that Er,Cr:YSGG *laser* are effective in class V preparations in deciduous teeth, and the Vitremer showed the lower degrees of microleakage, when used with laser.

## SUMÁRIO

1- INTRODUÇÃO.....	1
2 – OBJETIVO .....	4
3 – REVISÃO DE LITERATURA .....	5
3.1 – Microinfiltração .....	5
3.2 – <i>Laser</i> .....	10
3.3 – <i>Laser</i> e Microinfiltração.....	18
3.4 – Ionômero de vidro.....	24
4 – MATERIAIS E MÉTODOS.....	29
5 – RESULTADOS .....	41
6 – DISCUSSÃO .....	48
7 – CONCLUSÃO.....	55
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....	56

## LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS

%	Porcentagem
µm	Micrometro
µs	Microssegundo
Bis-GMA	Bis-fenol A diglicidilmetacrilato
Ca	Cálcio
CIV	Cimento de ionômero de vidro
cm	Centímetro
cm <sup>2</sup>	Centímetro quadrado
CO <sub>2</sub>	Dióxido de carbono
EDX	Energia dispersiva de raios X
Er:YAG	Érbio:Ítrio-Alumínio-Granada
Er,Cr:YSGG	Érbio Cromo:Ítrio-Escândio-Gálio-Granada
h	Hora
HEMA	2- Hidroxietil metacrilato
Hz	Hertz
J	Joule
J/cm <sup>2</sup>	Joule/centímetro quadrado
Ketac	Cimento de ionômero de vidro Ketac Molar Easy Mix
Vitremer	Cimento de ionômero de vidro Vitremer
Kg	Kilograma
<i>LASER</i>	<i>Light Amplification by Stimulated Emission on Radiation</i>
LELO	Laboratório Especial de <i>Lasers</i> em Odontologia
CEPOF	Centro de Pesquisa em Óptica e Fotônica
CEPID	Centro de Pesquisa, Inovação e Difusão
MEV	Microscopia eletrônica de varredura
SEM	Scanning Eletronic Microscopy
min	Minuto
mJ	Milijoule
mJ/pulso	Milijoules por pulso
mm	Milímetro
N	Número

Nd:YAG	Neodímio:Ítrio-Alumínio-Granada
nm	Nanômetro
O	Oxigênio
°C	Graus centígrados
P	Fósforo
pH	Potencial de Hidrogênio
TEGDMA	Trietilenoglicol dimetacrilato
W	Watt

## 1 – INTRODUÇÃO

Apesar da prevalência da cárie dental em crianças ter diminuído significativamente nos últimos 20 anos em muitos países do ocidente, essa doença continua a ser um grande problema para adultos e crianças em todo o mundo. A preservação da estrutura dental e a prevenção da lesão de cárie têm sido um ideal na odontologia (Featherstone, 2000; Featherstone, 2003).

Foi importante para a diminuição da doença cárie, a evolução tecnológica de equipamentos e materiais, e estes, aliados à conscientização dos pacientes sobre a importância dos aspectos preventivos, levaram a uma mudança nos conceitos da odontologia. Após anos de pesquisa na área odontológica, o *laser* encontrou sua atuação na prevenção e preservação da estrutura dental, com métodos conservadores de preparo cavitário (Peters *et al.*, 2001; Imparato *et al.*, 2003).

O FDA aprovou, em 1997, a utilização clínica do *laser* de Er:YAG em tecidos duros dentais. Esse evento marcou uma nova era para os *lasers* na odontologia. A partir de 1999 o FDA, também aprovou a utilização do *laser* de Er:YAG para odontopediatria em tecidos duros dentais, e, posteriormente, o *laser* de Er,Cr:YSGG foi aprovado para a mesma finalidade em tecidos duros.

Nesse sentido, estudos com *laser* de CO<sub>2</sub> (9,6 µm) na prevenção de cáries em esmalte vêm sendo realizados em laboratório e demonstraram inibir a desmineralização em 85% (Fried *et al.*, 1996a; Fried *et al.*, 1998; Featherstone *et al.*, 2001).

Numerosos estudos com os *lasers* Er:YAG e Er,Cr:YSGG demonstraram seu potencial preventivo em lesões de cárie através do aumento da resistência ácida do esmalte dental (Morioka *et al.*, 1991; Fried *et al.*, 1996a; Arimoto *et al.*, 1998; Young *et al.*, 2000). Além disso, o *laser* de Er:YAG mostrou efetiva redução microbiana na realização de preparos cavitários (Blay, 2001; Sharon-Buller *et al.*, 2001).

A prevenção deve ser também parte integrante do tratamento odontológico, já que ainda não existe um material restaurador ideal (Fleming *et al.*, 2001).

A utilização dos *lasers* de Er:YAG (2,94 µm) e Er,Cr:YSGG (2,79 µm) apresentam como vantagens na realização de preparos cavitários a ausência de

contato e vibração, ruído reduzido ou modificado (*popping*), redução ou ausência do uso de anestesia em grande parte dos casos, apesar de um maior tempo de trabalho. (Gimble *et al.*, 1994; Keller & Hibst, 1995; Cozean *et al.*, 1997; Dostálová *et al.*, 1997; Pelagalli *et al.*, 1997; Eduardo *et al.*, 1998; Schmidt, 1999; Goldstein, 1999; Matsumoto *et al.*, 2002; Eduardo *et al.*, 2003). Os *lasers* são equipamentos pouco traumáticos e bastante viáveis na prática clínica Odontopediátrica (Denbensten *et al.*, 2000; Gutknecht & Eduardo, 2004).

Tendo sempre em vista evoluções nesse sentido, uma grande variedade de materiais restauradores vem sendo desenvolvida para uso clínico, e desde que a utilização do *laser* foi considerada para o preparo de cavidades, tornou-se, então, muito importante determinar a qualidade dos mesmos. Por isso, há necessidade de materiais restauradores que apresentem adesividade aos tecidos dentais irradiados pelo Er:YAG e Er,Cr:YSGG, de tal maneira, que promovam um perfeito vedamento marginal, força de união e durabilidade clínica das restaurações, evitando a formação de fendas marginais entre o dente e o material restaurador (Kumazaki, 1992; Visuri *et al.*, 1996; Eduardo *et al.*, 1996; Tanji *et al.*, 1997; Moritz *et al.*, 1998; Ramos, 1998; Pulga *et al.*, 2002; Oda *et al.*, 2001; Yamada *et al.*, 2001; Navarro *et al.*, 2002; Hossain *et al.*, 2002b; Palma Dibb *et al.*, 2002; Moldes, 2003; Corona *et al.*, 2003; Chinelatti *et al.*, 2004; Aranha *et al.*, 2005).

Apesar da evolução dos sistemas adesivos e redução nos graus de microinfiltração nas restaurações, esta ainda persiste, principalmente nas margens em dentina-cimento (Imparato, 1996; Matos & Matson, 1997; Quo *et al.*, 2002).

Segundo Kidd (1976), a microinfiltração se define como a “passagem de bactérias, fluidos, moléculas ou íons na interface dente / restauração”. Isso pode levar à hipersensibilidade, bem como recidiva de cáries e, por fim, à sua falha.

Nesse sentido, poucos trabalhos discutem na literatura o comportamento dos materiais restauradores em cavidades preparadas com *laser* de Er:YAG e *laser* de Er,Cr:YSGG, restauradas com ionômero de vidro (Quo *et al.*, 2002; Pulga *et al.*, 2002; Corona *et al.*, 2003a; Corona *et al.*, 2003b; Borsatto *et al.*, 2004b; Chinelatti *et al.*, 2004)

Os cimentos de ionômero de vidro foram introduzidos na Odontologia por Wilson & Kent (1972), e desde então muitos estudos têm sido realizados avaliando as propriedades mecânicas, adesivas, liberação de fluoretos, ação

bactericida, desgaste e rugosidade superficiais, dureza e durabilidade clínica dos mesmos.

O fluoreto proveniente dos cimentos de ionômero de vidro é constantemente liberado (liberação que diminui com o tempo), esse fluoreto migra na direção do esmalte, dentina, saliva e outros tecidos, e é também responsável pela redução do metabolismo da microbiota presente nas margens das restaurações; outra característica desses materiais é a capacidade de incorporar íons flúor, sugerindo que as restaurações possam servir de “reservatório” de fluoreto (Serra & Cury, 1992; Serra *et al.*, 1994; Raggio, 2001; Frencken & Holmgren, 2001; Nassif, 2003).

Apesar do grande número de publicações sobre o *laser* de Er:YAG em preparos cavitários, microinfiltração e adesão, tanto com dentes permanentes como com decíduos (Wright *et al.*, 1993; Ramos *et al.*, 1998; Jean, *et al.*, 1998; Pelagalli *et al.*, 1997; Niu *et al.*, 1998; Navarro *et al.*, 2000; Pulga *et al.*, 2002; Kohara *et al.*, 2002; Chinelatti *et al.*, 2004), o mesmo não ocorre com o Er,Cr:YSGG.

## 2 - OBJETIVOS:

Este estudo *in vitro* teve como objetivo avaliar a microinfiltração marginal em cavidades preparadas com alta-rotação e diferentes parâmetros do *laser* Er,Cr:YSGG (2,79  $\mu\text{m}$ ) e restauradas com dois diferentes cimentos de ionômero de vidro em dentes decíduos.

### **3 – REVISÃO DA LITERATURA**

#### **3.1 - Microinfiltração:**

##### **3.1.1 – Cimentos de Ionômero de Vidro**

A microinfiltração é um grande problema na atualidade, pois mesmo com o surgimento nas últimas décadas, de sistemas de condicionamento e adesivos de última geração, que aumentam a adesão dos materiais restauradores à estrutura dental, a microinfiltração marginal ainda persiste.

Muita atenção tem sido dada ao problema da microinfiltração nos últimos 25 anos, pois ela é responsável por uma grande porcentagem de falha nas restaurações (Kidd, 1976).

A ausência do vedamento marginal ao redor das restaurações pode promover descoloração marginal, hipersensibilidade, cáries recorrentes e, muitas vezes o desenvolvimento de patologias pulpares (Going, 1979; Bauer & Henson, 1984; Asmussem, 1985; Brännstrom, 1987; Cox, 1992; Matos & Matson, 1997).

De acordo com Ferdianakis (1998), esses defeitos reportam fracasso e necessidade de reposição em 58% e 71% em restaurações de amálgama e resina composta, respectivamente.

Nos dias de hoje, o material ideal, que tenha um perfeito vedamento marginal com a estrutura dental, e que não se altere com as mudanças de temperatura que ocorrem dentro da cavidade oral, ainda está sendo procurado.

Muitos estudos vêm sendo desenvolvidos desde 1955, quando Buonocore utilizou um novo método de tratamento sobre a superfície do esmalte dental, através da aplicação de ácido fosfórico a 37%, o que alterou a superfície do mesmo.

Ericson & Pears (1978), concluíram que houve uma redução da microinfiltração na interface esmalte/resina composta, após a introdução do condicionamento ácido.

Going (1979), através de revisão literária de estudos relacionados a microinfiltração, concluiu que, apesar de ter ocorrido um significativo progresso em

função de novos materiais e técnicas, o problema foi diminuído mas não resolvido.

Asmussen (1985), relatou que as principais deficiências das restaurações com resinas compostas são: abrasão, instabilidade de cor e microinfiltração. Esta última ocorre devido à contração de polimerização das resinas.

De acordo com Brännstrom (1987), há um fluxo contínuo da polpa em direção aos túbulos dentinários, nos dentes vitalizados. Quando ocorre uma fenda entre o dente e a restauração, há um fluxo de fluidos orais contendo bactérias que podem ir de encontro à polpa, provocando inflamação ou necrose da mesma.

Sorensen *et al.* (1991) num estudo *in vitro*, avaliando a microinfiltração de adesivos dentinários e bases de ionômero de vidro, concluíram que no grupo com margem em esmalte, não houve microinfiltração, e que os adesivos dentinários testados puderam reduzir, mas não prevenir a microinfiltração.

Segundo Pashley (1992), o condicionamento ácido da dentina promove a remoção do *smear layer*, porém a ação do ácido é afetada por agentes tamponadores (cálcio e fosfato da apatita). Assim sendo, os ácidos apresentam um efeito maior na dentina superficial, e conforme se difundem, ocorre o tamponamento, e a perda de sua eficácia. Segundo o autor, deve-se pensar na possibilidade de os ácidos causarem denaturação ao colágeno, o que interfere na penetração resinosa.

Um grande número de pesquisas envolvendo cimentos de ionômero de vidro convencionais e modificados por resina, e microinfiltração vem sendo realizadas.

Hallet & Garcia-Godoy (1993), compararam a microinfiltração de dois cimentos de ionômero de vidro convencionais com dois modificados por resina em restaurações de cavidades classe V. Os materiais utilizados foram: Fuji II LC; Fuji II, Photac Fil, Ketac Fil. Os autores observaram alto grau de infiltração, e os cimentos de ionômero de vidro modificados por resina não obtiveram melhores resultados quando comparados aos convencionais.

Brackett *et al.* (1995), realizaram preparos cavitários de classe V em dentes bovinos, os quais foram restaurados com os seguintes materiais: Ketac – Fil (ESPE) - cimento de ionômero de vidro quimicamente ativado, Photac – Fil (ESPE) e Fuji II LC – ambos cimentos de ionômero de vidro modificados por resina. Os corpos de prova foram termociclados de 5°C a 55°C, por 200 ciclos.

Não foi observado alto grau de microinfiltração, e os autores observaram que não houve diferenças entre os materiais.

Andrade *et al.* (1996), realizaram 60 cavidades de classe V nas superfícies vestibulares e linguais. Os preparos foram realizados com broca 56 e restaurados com os materiais: 1) Vidrion, 2) Variglass e 3) Vitremer. Os autores concluíram que, para a parede oclusal, o Variglass apresentou o menor grau de microinfiltração, seguido do Vitremer, e Vidrion R. Para a parede cervical, os materiais apresentaram comportamentos semelhantes.

Doerr *et al.* (1996), estudaram o comportamento de materiais restauradores (amálgama, Fuji IX, Fuji II LC, Vitremer) com relação a microinfiltração em 50 molares decíduos. Os grupos restaurados com Fuji IX (com verniz protetor fotopolimerizável) e Vitremer mostraram os menores graus de microinfiltração, e os grupos restaurados com amálgama e Fuji IX (sem o verniz), apresentaram os maiores graus de microinfiltração.

Andrade *et al.* (1997), realizaram cavidades de classe V nas faces vestibulares de terceiros molares humanos, com a parede cervical na junção amelocementária. Os dentes foram restaurados com os materiais: Vidrion R, Vitremer, Vitremer + Z 100 e Z 100. Os autores concluíram que a microinfiltração na parede cervical foi maior que na oclusal e que o material que apresentou resultados mais satisfatórios foi o Vitremer.

Morabito & Defabianis (1997), realizaram preparos de classe I em 80 molares decíduos, restaurados com os seguintes materiais: Miracle Mix (ionômero de vidro reforçado por amálgama), Photac Fill Aplicab (cimento de ionômero de vidro reforçado por resina, fotopolimerizável), Vitremer (cimento de ionômero de vidro reforçado por resina fotopolimerizável), Dyract (compômero). O compômero Dyract apresentou os menores graus de microinfiltração. Os cimentos de ionômero de vidro apresentaram altos graus de microinfiltração, dificuldade de manipulação e estética deficiente.

Virmani *et al.* (1997) pesquisaram a microinfiltração em 50 molares decíduos restaurados com amálgama, Fuji IX, Fuji II LC, Vitremer, Fuji IX com verniz protetor fotopolimerizável. Os autores observaram os corpos de prova, e concluíram que o uso de cimento de ionômero de vidro convencional protegido com verniz fotopolimerizável eliminou quase que por completo a microinfiltração.

Ao avaliar a microinfiltração em restaurações adesivas Matos & Matson (1997) variaram o tipo de material (Optibond + Herculite XRV-híbrida e Scotchbond Multipurpose Plus + Silux Plus microfill), o método de polimerização dos sistemas adesivos (foto e dual) e a técnica de inserção da resina (incremental e incremento único). Os resultados mostraram que a resina composta híbrida sofreu menor microinfiltração e o método de polimerização dual também apresentou menor microinfiltração do que o método fotopolimerizável. Quando comparadas às técnicas restauradoras não houve diferença estatisticamente significativa entre as técnicas incremental e do incremento único.

Pin *et al.* (1998), realizaram uma pesquisa *in vitro*, para avaliação da microinfiltração de um CIV convencional (Fuji IX) e dois CIV modificados por resina (Fuji II LC e Vitremer) e uma resina modificada por poliácidos (Dyract). O material que promoveu melhor vedamento marginal foi o Vitremer, seguido do Fuji II LC e Dyract. O resultado menos satisfatório foi apresentado pelo CIV convencional.

Carrara (1999) realizou preparos cavitários de classe V em caninos decíduos e restaurou-os com duas resinas compostas (Compoglass-F e Z-100), ionômero de vidro convencional (Chelon Fil) e modificado por resina (Vitremer). Após ciclagem térmica de 500 ciclos com variações de temperatura entre 5°C e 55°C, foram imersos em fucsina. A análise de microinfiltração se deu por métodos de escores, e concluiu-se que nenhum material foi capaz de impedir a infiltração marginal. O CIV convencional apresentou maiores graus de microinfiltração, e a mesma foi maior na parede cervical que na oclusal.

Também comparando as diferentes técnicas restauradoras, Russo *et al.* (2001) compararam a microinfiltração marginal em restaurações classe V executadas com resina composta, cimento de ionômero de vidro resino-modificado e compômeros. As restaurações foram executadas com e sem condicionamento ácido. Os resultados indicaram que o condicionamento ácido + adesivo foi capaz de reduzir a infiltração nas margens das restaurações de compômeros.

Borsatto *et al.* (2004a), avaliaram quantitativamente o grau de microinfiltração marginal de selantes de fóssulas e fissuras quando contaminados por saliva. Os materiais usados foram: Fluoroshield, Single Bond + Fluoroshield e Ketac-Fil. Quarenta e oito terceiros molares foram divididos em 6 grupos, dois para

cada material, sendo um controle e outro contaminado por saliva. Os resultados mostraram que a contaminação salivar aumentou significativamente a microinfiltração marginal e que sob contaminação de saliva apenas o grupo Single Bond + Fluroshield conseguiu um bom selamento marginal. Comparando Fluroshield (selante resinoso) com Ketac-Fil (selante ionomérico), o cimento ionomérico conseguiu um melhor selamento.

Ao comparar a microinfiltração de restaurações em cavidades classe V preparadas com brocas ou abrasão com jato de ar, e restauradas com cimentos de ionômero de vidro convencionais (Fuji IX – GC Corp e Ketac Molar – 3M/ESPE) e cimento de ionômero de vidro resino-modificado (Vitremer-3M/ESPE), Reis *et al.* (2004), não encontraram diferença estatisticamente significativa em relação aos métodos de preparo, exceto para o grupo preparado com broca e restaurado com Ketac Molar, que apresentou alta infiltração. Em relação aos materiais, o Ketac Molar foi o que apresentou maior microinfiltração e apenas o Vitremer foi capaz de selar completamente as margens das restaurações.

Durante os procedimentos de preparos cavitários há a formação da chamada *smear layer*, que interfere na adesão de materiais restauradores aos tecidos dentais. Há diferentes formas de tratar essa camada, que interfere na microinfiltração dos materiais. Yilmaz *et al.* (2005) avaliaram o efeito de diferentes agentes condicionadores (condicionador de cavidades Fuji, ácido maleico a 10%, ácido fosfórico a 35% e peróxido de hidrogênio a 3%) na microinfiltração de restaurações classe I em primeiros molares restaurados com Fuji IX. A distribuição dos grupos em relação a microinfiltração foi estatisticamente significativa: grupo controle > peróxido de hidrogênio > ácido maleico > condicionador de cavidades Fuji = ácido fosfórico. Os autores concluíram que os agentes condicionadores, de uma forma geral, diminuem ou eliminam completamente a microinfiltração de cimentos de ionômero de vidro de alta viscosidade em restaurações classe I.

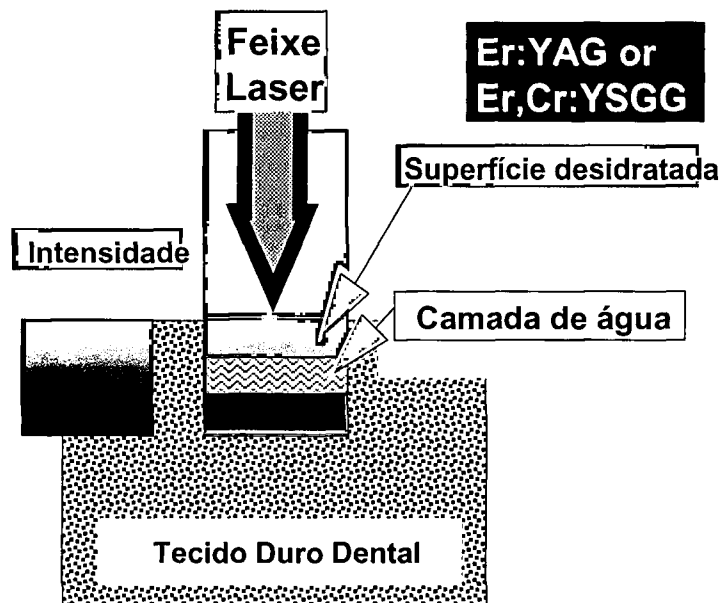
### 3.2 – Laser

A aplicação do *laser* nos tecidos duros dentais tem sido investigada há algum tempo e tem adquirido uma importância crescente nos últimos anos. Em 1964, Stern e Sognnares relataram que o esmalte dental poderia ser vaporizado pelo *laser* de rubi, sendo os primeiros de uma série de pesquisadores a desenvolverem trabalhos envolvendo *laser* para fins odontológicos.

Outros estudos foram desenvolvidos com *lasers* de rubi, CO<sub>2</sub>, Nd:YAG, diodos, no tratamento do tecido mineralizado. No entanto, foram observados consideráveis danos ao tecido duro dental, danos térmicos e sinais de carbonização (Hibst & Keller, 1989; Wigdor *et al.*, 1993; Wigdor *et al.*, 1995). Contudo, os *lasers* de Er:YAG (2,94  $\mu\text{m}$ ) e Er,Cr:YSGG (2,79  $\mu\text{m}$ ) têm se mostrado eficazes na interação com o tecido duro, através da remoção do tecido cariado e realização de preparos cavitários em esmalte e dentina quando comparado a outros *lasers*, devido à sua alta absorção em água e hidroxiapatita, com reduzidos efeitos térmicos (Hibst *et al.*, 1988; Hibst & Keller, 1989; Hoke *et al.*, 1990; Li *et al.*, 1992; Kumazaki, 1994; Keller & Hibst, 1995; Wigdor *et al.*, 1995; Fried *et al.*, 1996b; Tanji *et al.*, 1997; Glockner *et al.*, 1998; Rizoio *et al.*, 1998; Hossain *et al.*, 1999; Yu *et al.*, 2000; Matsumoto *et al.*, 2002; Navarro *et al.*, 2004).

O mecanismo de ablação mais provável nos comprimentos de onda de 2,94 e 2,79  $\mu\text{m}$  é um mecanismo de explosão mediada pela água (figura 3.2.1). Altas pressões são geradas pelo rápido aquecimento de camadas de água confinadas e inertes abaixo da superfície do tecido, levando a microexplosões e remoção da matriz mineral (Vickers *et al.*, 1992; Hibst & Keller, 1993; Fried *et al.*, 1998; Susaki *et al.*, 1998; Fried, 2000). Esse mecanismo de ablação é um processo térmico e, depende da absorção da radiação *laser* pelo tecido, onde a água é o principal cromóforo (Seka *et al.*, 1996).

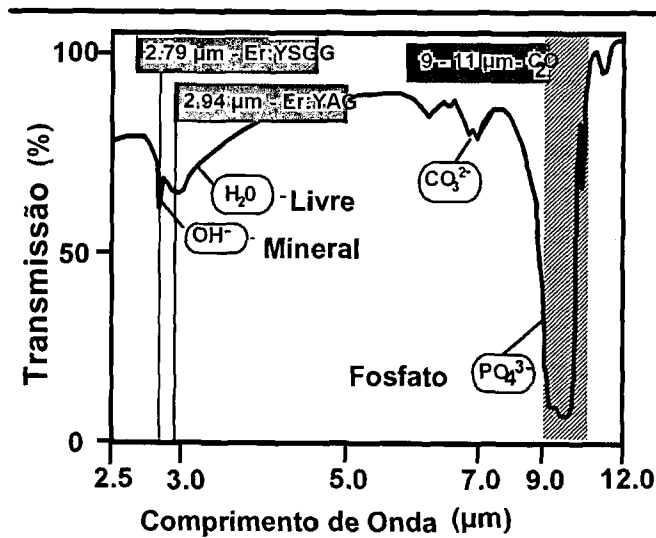
Nesse mecanismo, é necessário trabalharmos com a fluência no limiar de ablação, pois utilizando a fluência abaixo do limiar de ablação, pode ocorrer superaquecimento devido ao calor que se acumula no tecido, o que pode provocar carbonização e/ou necrose da polpa (Fried, 2000; Fried *et al.*, 2001; Apel *et al.*, 2002).



**Figura 3.2.1** – Representação do processo de ablação explosiva mediada pela água. Pulsos com fluência acima do limiar de ablação atinge a superfície desidratando as primeiras camadas do tecido duro. A sub superfície é aquecida e explode ao atingir 300°C. O tecido ejetado pelas microexplosões leva parte do calor. O calor remanescente se propaga ao redor e abaixo desta região

O *laser* de Er:YAG emite um comprimento de onda de 2,94  $\mu\text{m}$  e, portanto, coincide com o pico de absorção da água, enquanto o *laser* de Er,Cr:YSGG emite um comprimento de onda de 2,79  $\mu\text{m}$  e coincide com a banda de absorção da hidroxiapatita, como ilustrado na figura 3.2.2 (Seka *et al.*, 1996; Fried *et al.*, 1998).

### Espectro de transmissão Óptica da hidroxiapatita



**Figura 3.2.2** - Espectro de transmissão óptica da hidroxiapatita. A banda de 9 a 11  $\mu\text{m}$  corresponde ao fosfato e coincide com a emissão dos *lasers* de  $\text{CO}_2$ . A banda em torno de 3  $\mu\text{m}$  corresponde ao  $\text{OH}^-$  e coincide com a emissão dos *lasers* de érbio. Para 2,7  $\mu\text{m}$  a absorção preferencial é pelo  $\text{OH}^-$  mineral, enquanto que para 2,9 é pela água livre.

Os *lasers* de Er:YAG (2,94  $\mu\text{m}$ ), na remoção de tecidos duros dentais demonstraram não causar danos à polpa, quando a irradiação ocorre dentro dos parâmetros adequados e com spray de água (Hibst & Keller, 1989; Hoke *et al.*, 1990; Burkes *et al.*, 1992; Visuri *et al.*, 1996; Pelagalli *et al.*, 1997; Cozean & Powell, 1997; Glockner *et al.*, 1998; Gouw-Soares *et al.*, 2001; Yamada *et al.*, 2001).

Avaliando-se as características micromorfológicas de cavidades preparadas com o *laser* de Er:YAG pela microscopia eletrônica de varredura (MEV) pode-se observar um padrão morfológico similar ao condicionamento ácido, devido à ausência de *smear layer*, exposição dos prismas de esmalte e abertura dos túbulos dentinários, criando um padrão morfológico micro-retentivo que sugere a possibilidade da realização de procedimentos restauradores adesivos (Kumazaki, 1992; Visuri *et al.*, 1996; Eduardo *et al.*, 1996; Groth, 1997; Zezell *et al.*, 1997; Tanji *et al.*, 1997; Kataumi *et al.*, 1996; Moritz *et al.*, 1998; Bispo, 2000; Hossain *et al.*, 2001; Navarro *et al.*, 2002; Kohara *et al.*, 2002).

Os *lasers* de Er,Cr:YSGG (2,79  $\mu\text{m}$ ) na remoção de tecidos duros dentais demonstraram promover aumentos de temperatura aceitáveis e ausência de resposta inflamatória pulpar, quando a irradiação ocorre dentro dos parâmetros adequados e com spray de água (Eversole *et al.*, 1997; Rizoiu *et al.*, 1998; Yamazaki *et al.*, 2001; Hossain *et al.*, 2002a; Hossain *et al.*, 2003).

Alterações morfológicas em preparos realizados com *laser* de Er,Cr:YSGG em esmalte e dentina foram avaliadas. As superfícies demonstraram-se alteradas, com microirregularidades, túbulos dentinários abertos e ausência de *smear layer*. Os autores concluíram que o *laser* de Er,Cr:YSGG tem uma boa efetividade de corte em tecidos duros dentais sem a presença de sinais de carbonização após a utilização do mesmo (Hossain *et al.*, 1999; Yu *et al.*, 2000; Hossain *et al.*, 2002a; Wang *et al.*, 2002; Hossain *et al.*, 2003; Ishizaki *et al.*, 2004).

As elevações de temperatura quando do uso dos *lasers* em tecidos duros deve ser manter abaixo de 5,5°C para não haver danos ao tecido pulpar (Zach & Cohen, 1965).

Hibst & Keller (1989) avaliaram a eficiência de ablação utilizando o *laser* de Er:YAG em esmalte, dentina e tecido cariado. Utilizaram dentes humanos extraídos, cortados em facetas de 2 mm de espessura e fixados em formaldeído a 4%. A irradiação *laser* foi realizada perpendicularmente sobre os espécimes com energia de 30 a 360 mJ por pulso e taxa de repetição de 1 Hz. Analisou as dimensões das cavidades através do Microscópio Óptico, e a elevação de temperatura através de uma termo-câmera. Observou-se que o *laser* de Er:YAG foi efetivamente absorvido pelos tecidos mineralizados dentais, causando um aquecimento rápido e superficial.

Hoke *et al.* (1990), avaliaram a mudança de temperatura na câmara pulpar em dentes humanos através de um termopar, durante o preparo com *laser* de Er:YAG e spray de água. Os autores observaram um aumento médio de temperatura de 2,2°C durante o preparo cavitário e uma remoção eficiente de tecidos mineralizados sem danos aos tecidos adjacentes. O *laser* de Er:YAG pulsado se mostrou como um método efetivo na remoção de tecidos duros quando na presença de água.

Hibst & Keller (1993) estudaram o mecanismo de ablação do tecido duro dental pelo *laser* de Er:YAG, no qual ocorre a evaporação da água confinada no

tecido mineralizado, ocasionando microexplosões, promovendo a remoção dos tecidos dentais.

Fried *et al.* (1996b), avaliaram o limiar de fusão e vaporização do esmalte dental irradiado com os *lasers* de Er:YAG e Er,Cr:YSGG. A radiometria e a MEV indicaram que a ablação tem início em temperaturas bem abaixo das de fusão e vaporização da hidroxiapatita. A ablação com *laser* Er:YAG ocorre em menores densidades de energia e menores temperaturas de superfície ( $400^{\circ}\text{C} - 7\text{J}/\text{cm}^2$ ) que o *laser* Er,Cr:YSGG ( $800^{\circ}\text{C} - 18\text{J}/\text{cm}^2$ ).

Cozean *et al.* (1997), avaliaram, através de estudo clínico, a eficiência e segurança do uso do *laser* de Er:YAG para remoção de cárie e preparos cavitários, em esmalte e dentina. Foram realizados preparos cavitários de I a V, restaurados com amálgama ou resina composta. Os pacientes foram sendo reavaliados durante 18 meses, e os resultados mostraram que as características histológicas da polpa foram semelhantes entre os dentes tratados com *laser* e alta rotação. Concluiu-se que o *laser* de Er:YAG mostrou efetividade e segurança para o tratamento dos tecidos duros dentais, com boa aceitação dos pacientes.

Pelagalli *et al.* (1997), comparou a efetividade do *laser* de Er:YAG com instrumentos rotatórios em alta rotação na remoção de lesões de cárie. Os autores trabalharam com dentes hígidos ou com lesões de cárie, de 60 pacientes que foram tratados *in vivo* e depois extraídos imediatamente, após dois dias, após um mês ou 1 ano para análise morfológica e avaliação histológica. O *laser* foi utilizado com energias de 80 mJ a 120 mJ e taxa de repetição de 5 a 10 Hz, com spray de água e focalizado. A avaliação histológica mostrou que não houve comprometimento da temperatura pulpar. A MEV revelou ausência de fraturas e túbulos dentinários abertos.

Tanji *et al.* (1997), avaliaram as alterações morfológicas de tecido dentinário irradiado com o *laser* de Er:YAG. As superfícies vestibulares de dentes humanos foram desgastadas com lixas abrasivas, irradiadas com energias de 60, 80 e 100 mJ / pulso e taxa de repetição de 2 Hz. A MEV mostrou ausência de *smear layer* e exposição dos túbulos dentinários e, portanto, um padrão microrretentivo favorável para materiais adesivos.

Eversole *et al.* (1997), estudaram a aplicação do *laser* de Er,Cr:YSGG e preparos cavitários, bem como o efeito no tecido pulpar de dentes de coelhos e cães. Os autores utilizaram uma fibra óptica de 750  $\mu\text{m}$  de diâmetro, 20 Hz, e

testaram os parâmetros de 2 W = 22,6 J/cm<sup>2</sup>, 3 W = 33,9 J/cm<sup>2</sup>, 4 W = 45,2 J/cm<sup>2</sup>, 5 W = 56,6 J/cm<sup>2</sup>, 6 W = 67,9 J/cm<sup>2</sup>. Não foi observada nenhuma resposta inflamatória pulpar imediata ou após trinta dias da realização do preparo cavitário.

Rechmann *et al.* (1998), realizaram uma revisão da literatura a respeito da utilização do *laser* de Er:YAG em odontologia. Segundo muitos dos autores este *laser* tem sido estudado com sucesso em várias aplicações em tecidos duros, na realização de preparos cavitários, tratamento de lesões de cárie e condicionamento ácido de esmalte e dentina. Os autores concluíram que o *laser* de Er:YAG tem uma grande aplicação odontológica.

Eduardo *et al.* (1998), estudaram a realização de preparos cavitários com *laser* de Er:YAG, que se mostrou efetivo na realização de preparos cavitários conservadores, eliminando ou diminuindo o desconforto dos pacientes com relação à anestesia local na maioria dos casos e os ruídos e vibração da alta rotação.

Aoki *et al.* (1998), estudaram a remoção de cáries comparando o *laser* de Er:YAG com o método convencional, avaliando o tempo de remoção e alterações morfológicas. O *laser* de Er:YAG foi utilizado com uma energia de 145 mJ/pulso e taxa de repetição de 10 Hz e no grupo controle, instrumento rotatório em baixa rotação. A MEV revelou que o *laser* promove ablação do tecido cariado de modo similar ao método convencional, deixando a superfície dentinária com ausência de *smear layer* e com os túbulos dentinários abertos.

Rizoio *et al.* (1998), compararam os efeitos do *laser* de Er,Cr:YSGG com preparos realizados em alta rotação (com ou sem *spray* de água), na medição da temperatura intrapulpar. Medições *in vitro* foram feitas em dentes humanos e *in vivo* em dentes de cães. As alterações de temperatura com o uso do *laser* não mostraram alterações, e os preparos com alta rotação mostraram um aumento de 4°C e 14°C com *spray*, e sem *spray* de água, respectivamente. O *laser* se mostrou seguro, sem efeitos térmicos deletérios à polpa.

O *laser* de Er,Cr:YSGG foi estudado por Hossain *et al.* (1999), utilizado com ou sem refrigeração. Uma potência de 3 a 6 W foi aplicada com 70% de ar, e com 70% de ar e 20% de água, quando foi utilizado o *spray* de água. Na MEV os autores observaram carbonização, áreas de fusão em esmalte e dentina, quando utilizado sem o *spray* de água e, superfícies irregulares, ausência de

*smear layer* e microporosidades no esmalte e na dentina quando com a presença do *spray* de água, sem sinal de danos térmicos.

Análise pela MEV realizada por Yu *et al.* (2000) mostraram que o *laser* de Er,Cr:YSGG com potências de 5,0 W e 6,0 W e taxa de repetição de 20 Hz aplicado no esmalte e na dentina de dentes humanos, por 5 segundos, promoveu ablação com ausência de fusão ou carbonização. A análise pelo EDX mostrou significativo aumento das concentrações de cálcio no esmalte e dentina irradiados, quando comparados ao controle.

Hadley *et al.* (2000), em estudo clínico, realizaram preparos de Classe I,III e V com *laser* Er,Cr:YSGG 5,5 – 6,0 W, 20 Hz no esmalte e 4,0 – 5,0 W na dentina, 20 Hz com ponta de safira de 750  $\mu\text{m}$  com uma distância de 2 -3 mm, e alta rotação. Houve ausência de desconforto na grande maioria dos pacientes tratados com *laser*, tanto no trans-operatório, quanto no pós-operatório e avaliação após 2, 30 dias e 6 meses. A vitalidade pulpar não se alterou durante todo o período do estudo. O *laser* Er,Cr:YSGG mostrou-se efetivo e seguro na realização dos preparos cavitários, mostrando-se como uma alternativa aos desconfortos causados pelos instrumentos rotatórios em alta rotação.

Gouw-Soares *et al.* (2001), realizaram a medição de temperatura na câmara pulpar durante a realização de preparos cavitários com *laser* de Er:YAG (Opus 20, Opus Dent, Israel). Os dentes foram divididos em 2 grupos: 500 mJ, 10 hz ( $63,69 \text{ J/cm}^2$ ) e 850 mJ, 10 Hz ( $108,28 \text{ J/cm}^2$ ), com uma fibra de 1,0 mm de diâmetro, com presença de *spray* de ar/água. Os autores verificaram que houve um aumento de temperatura abaixo de  $3^\circ\text{C}$  em ambos os grupos, e concluíram que nestes parâmetros o *laser* de Er:YAG é seguro para uso em dentes humanos.

Hossain *et al.* (2001), compararam as superfícies de esmalte e dentina irradiadas com *laser* de Er,Cr:YSGG e condicionadas com ácido fosfórico a 37%. Os dentes (40 espécimes) foram irradiados a 3 W ( $33,9 \text{ W/cm}^2$ ) por 6 segundos. As medidas para irregularidades de superfície foram realizadas com um microscópio a *laser* tridimensional (Keyence Corporation, Japan) e mostraram que as superfícies irradiadas com *laser* se apresentaram com maiores valores de irregularidades que as superfícies tratadas com ácido. Através da SEM, os autores observaram que as superfícies condicionadas com ácido mostraram ausência de *smear layer* em esmalte e dentina, com prismas de esmalte e túbulos dentinários visíveis, enquanto as superfícies irradiadas com *laser*, apresentaram

superfícies de esmalte e dentina irregulares, com recristalização e ausência de *smear layer*.

Yamada *et al.* (2001), avaliaram *in vitro* as alterações morfológicas e tempo de trabalho na remoção de lesão de cárie em dentes decíduos, utilizando *laser* de Er:YAG, alta rotação, e Carisolv. Neste estudo, o *laser* foi utilizado com energia de 300 mJ, taxa de repetição de 4 Hz, na presença de refrigeração em 30 dentes decíduos humanos. A MEV diferenciou com nitidez a superfície dentinária das cavidades preparadas com *laser* : irregulares, ausência de *smear layer* e túbulos dentinários abertos em relação aos outros dois métodos de preparo. O tempo de remoção da lesão de cárie com *laser* de Er:YAG foi maior quando comparado ao tratamento com instrumentos rotatórios convencionais, porém menor, quando comparado ao Carisolv.

Apel *et al.* (2002), determinaram o limiar de ablação do *laser* Er:YAG e Er,Cr:YSGG em esmalte dental, com irradiações de 2 J/cm<sup>2</sup> a 40 J/cm<sup>2</sup>. A MEV mostrou modificações de superfície, e a energia para o limiar de ablação do *laser* Er:YAG variou de 9 J/cm<sup>2</sup> a 11 J/cm<sup>2</sup> e para o *laser* Er,Cr:YSGG de 10 J/cm<sup>2</sup> a 14 J/cm<sup>2</sup>.

Matsumoto *et al.* (2002), pesquisaram clinicamente o *laser* Er,Cr:YSGG com potência de 3 a 6 W, com spray de água, para preparo cavitário e remoção de lesão de cárie em 44 pacientes. Não houve desconforto por parte do paciente, tratado sem anestesia, em 70% dos casos, e a avaliação clínica geral foi satisfatória em 90 % dos casos. Concluiu-se que o *laser* Er,Cr:YSGG é eficaz e seguro para preparo cavitário e remoção de cárie.

Matson *et al.* (2002), avaliaram através de SEM as alterações morfológicas causadas pelo *laser* de Er:YAG (Kavo Key 2), nos sulcos de esmalte de faces oclusais de molares permanentes hígidos. Nove dentes foram divididos em três grupos, com diferentes modos de irradiação, todos com spray de ar/água: 1) focado, 12 mm de distância, 200 mJ e 2 Hz; 2) modo contato, 350 mJ, 2 Hz; 3) modo contato, 400 mJ, 2 Hz. Os resultados mostraram que o grupo 1 mostrou um padrão de condicionamento de esmalte, com remoção de debris; os grupos 2 e 3, mostraram superfícies irregulares, fusão e recristalização da estrutura do esmalte.

Kato *et al.* (2003), realizaram estudo clínico com *laser* de Er:YAG em 32 pacientes pediátricos (16 dentes decíduos e 19 dentes permanentes), entre dois e doze anos. Os autores avaliaram a capacidade de remoção de tecido duro,

descoloração ou rachaduras após a irradiação, sensações de barulho, cheiro e vibração durante o tratamento, dor (durante tratamento, depois de uma semana, 3 meses, um ano, dois anos, três anos), cooperação durante o tratamento, descoloração ou fratura após uma semana, três meses, um ano, dois anos, três anos. Os autores concluíram que o *laser* de Er:YAG foi capaz de realizar ablação em esmalte e dentina de dentes decíduos e permanentes recém-irrompidos em pacientes pediátricos, sendo os pacientes bastante cooperativos. Durante um período de três anos, não se observou qualquer efeito devido ao tratamento *laser*.

Hossain *et al.* (2003), realizaram um estudo *in vitro* para avaliar os efeitos na estrutura dental, com relação à microdureza e análise atômica em preparos cavitários realizados com *laser* Er,Cr:YSGG e alta rotação. Foram utilizados 15 dentes humanos, irradiados com uma fibra de 750  $\mu\text{m}$  de diâmetro, 2-3 mm de distância, 20 Hz, 6 W para o esmalte e 3 W para dentina. Os resultados mostraram um tempo de preparo maior e variações de temperatura de 2°C a 3°C com o uso de *laser*, o que não ocasiona efeitos deletérios à polpa. Os espécimes foram submetidos à análise atômica e teste de microdureza. Comparando-se os dois modos de preparo não houve diferença estatisticamente significativa com relação à análise atômica (quantidades de Ca e P), e ao teste de microdureza. A MEV revelou superfícies irregulares, túbulos dentinários abertos e ausência de *smear layer* nas cavidades preparadas com *laser* e superfícies lisas nos preparos convencionais.

Matsumoto *et al.* (2003), estudaram as alterações na composição e morfologia da dentina irradiada com *laser* de Er:YAG. Os dentes foram irradiados a uma densidade de energia de 25,5 J/cm<sup>2</sup>, com ou sem spray de água. A SEM mostrou uma superfície irregular, ausência de *smear layer* e túbulos dentinários abertos, na presença do spray de água e, fusão, e rachaduras foram observadas nas superfícies irradiadas sem spray de água.

Ishizaki *et al.* (2004), pesquisaram mudanças de temperatura em superfícies radiculares e alterações morfológicas nas paredes do canal radicular irradiadas pelo *laser* de Er,Cr:YSGG (Millenium- Biolase). Os parâmetros utilizados foram: 2 W (22,6 J/cm<sup>2</sup>), 3 W (33,9 J/cm<sup>2</sup>) e 5 W (56,6 J/cm<sup>2</sup>), com tempo de irradiação de 2 segundos no ápice e 5 segundos nas paredes do canal dentinário em movimentos verticais. Os resultados desse estudo sugerem que os aumentos de temperatura (registrados por termografia), durante irradiação com

*laser* de Er,Cr:YSGG, dentro dos parâmetros utilizados, foram mínimas, não causando danos aos tecidos periodontais e ósseos. Através de SEM pode-se observar remoção de *smear layer*, e debris sem sinais de carbonização.

### 3.3 - Laser e Microinfiltração

O uso dos *lasers* de Er:YAG e Er:YSGG para remoção do tecido cariado, preparos cavitários e tratamento do substrato dental previamente à realização de procedimentos adesivos tem sido estudado quanto às alterações morfológicas, resistência de união e microinfiltração com diferentes sistemas adesivos ou materiais restauradores (Wright *et al.*, 1993; Hibst & Keller, 1993; Jean *et al.*, 1998; Niu *et al.*, 1998; Ramos *et al.*, 1998; Navarro *et al.*, 2000; Ceballos *et al.*, 2001; Hossain *et al.*, 2002b; Pulga *et al.*, 2002; Corona *et al.*, 2003; Chinelatti *et al.*, 2004; Aranha *et al.*, 2005).

Wright *et al.* (1993), estudaram a microinfiltração em preparos de classe V realizados com Er:YAG *laser* e alta rotação. Os grupos receberam três tipos de tratamento: preparo cavitário e condicionamento com *laser*; alta rotação e condicionamento com *laser*; alta rotação e condicionamento com ácido fosfórico a 37%. O método de avaliação foi através de escores e não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos.

Ramos, (1998), avaliou a microinfiltração em dentes preparados e tratados com Er:YAG *laser* (Kavo Key Laser) e ácido fosfórico a 37%. Os parâmetros *laser* utilizados, 128,61 J/cm<sup>2</sup> para preparos cavitários e 19,29 J/cm<sup>2</sup> para o tratamento das superfícies. As superfícies tratadas com alta rotação + ácido ou alta rotação + *laser* + ácido apresentaram graus de microinfiltração semelhantes, e menores que as encontradas no grupo em que o tratamento foi apenas Er:YAG. O autor concluiu que o *laser* de Er:YAG pode ser utilizado para preparos cavitários de classe V de forma semelhante à alta rotação, se após o tratamento com *laser*, a superfície for condicionada com ácido fosfórico.

Jean *et al.* (1998), avaliaram a microinfiltração obtida na interface dentina/esmalte-material restaurador, comparando *laser* de Er:YAG e condicionamento ácido. Utilizaram 15 dentes humanos extraídos em cavidades de

classe V nas faces vestibular e lingual. Os grupos foram divididos: 1) condicionamento com ácido fosfórico a 37%, 30 segundos para esmalte e 15 segundos para a dentina; 2) irradiação com *laser* Er:YAG, taxa de repetição de 4 Hz, a uma energia de 200 mJ/pulso no esmalte e 140 mJ/pulso na dentina; 3) controle. Os dentes foram restaurados com resina composta Z-100. Os espécimes foram submetidos aos processos de armazenagem e termociclagem (5°C e 55°C, 30 segundos), e então imersos numa solução de fucsina a 0.5% por 48 horas. Os resultados mostraram que houve maior grau de microinfiltração nas interfaces das cavidades tratadas com *laser* Er:YAG que nos grupos condicionados com ácido fosfórico.

Niu *et al.* (1998), investigaram a microinfiltração em preparos de classe V realizados com *laser* Er:YAG e alta rotação. Utilizaram 48 dentes humanos para o experimento, divididos em três grupos, dois grupos foram tratados com *laser*, e em apenas um deles foi realizado o condicionamento com ácido fosfórico a 37%, o terceiro grupo foi preparado com alta rotação e condicionado com ácido fosfórico a 37%. Em análise através de lupa estereomicroscópica e MEV, os autores concluíram que não houve diferença estatisticamente significativa entre os três grupos estudados.

Gutknecht *et al.* (1998), pesquisaram os efeitos dos *lasers* de Er:YAG e Er,Cr:YSGG na resistência adesiva à tração em superfícies de esmalte. As faces vestibulares de 80 molares humanos foram irradiadas com *laser* de Er:YAG (120 mJ/pulso e 8, 10, 12 e 15 Hz), com o *laser* de Er,Cr:YSGG (potências de 1, 2 e 3 W e 20 Hz) e com ácido fosfórico. Os resultados mostraram maiores valores de adesão para as superfícies condicionadas com o ácido fosfórico, porém essa diferença não foi estatisticamente significativa.

Khan *et al.* (1998), avaliaram a microinfiltração de cavidades preparadas com *laser* de Er:YAG (400 mJ e 6 Hz), e alta rotação, e restauradas com amálgama, resina composta e ionômero de vidro. Os resultados, avaliados pela MEV, mostraram a maioria das restaurações em resina composta e ionômero de vidro com graus menores de microinfiltração que as restaurações de amálgama. Os autores concluíram que o *laser* de Er:YAG é eficaz para preparos cavitários classe I com relação à microinfiltração.

Em estudo para avaliação da microinfiltração em esmalte, Borsatto *et al.* (2001), compararam o método convencional, com *laser* de Er:YAG, e associação

dos dois métodos, no tratamento da superfície de esmalte. Os autores concluíram que as superfícies tratadas exclusivamente com *laser* de Er:YAG tiveram o maior grau de microinfiltração.

Avaliou-se através de MEV, a influência da irradiação com o *laser* de Er:YAG em superfícies de esmalte e dentina tratados com sistema adesivo autocondicionante. O autor concluiu que o *laser* de Er:YAG altera a morfologia das superfícies irradiadas, criando um padrão microrretentivo; e que o *laser* influencia na resistência adesiva do sistema *primer* autocondicionante à superfície do esmalte e da dentina (Navarro, 2001).

Ceballos *et al.* (2001), avaliaram a microinfiltração de cavidades de classe V em esmalte e dentina tratadas com *laser* de Er:YAG (250 mJ, 300 mJ, 2Hz). Na margem oclusal, as amostras que receberam o tratamento *laser* ou *laser* mais condicionamento ácido apresentaram maiores graus de microinfiltração, e na parede gengival não houve diferença. Os autores concluíram que o *laser* não mostrou resultados satisfatórios no tratamento das superfícies dentinárias, porém na MEV apresentou características que parecem vantajosas na adesão.

Para avaliar a microinfiltração marginal em cavidades classe V submetidas ao tratamento com *laser* de Er:YAG, Oda *et al* (2001) utilizaram diferentes materiais estéticos (resina composta Z100 + single bond, Degufill Mineral + Etch & Prime, CIV resino-modificado Vitremer, CIV Ketac Bond, compômero F2000 e cimento de hidróxido de cálcio Dycal). O *laser* utilizado foi o Kavo Key Laser. Os dentes foram irradiados a uma energia de 80 mJ e frequência de 2 Hz. As amostras que apresentaram maior microinfiltração foram as tratadas com *laser* de Er:YAG + cimento de ionômero de vidro resino-modificado Vitremer, seguida, pelas tratadas com *laser* de Er:YAG + técnica do sanduíche (CIV + resina), as restauradas com CIV resino-modificado e as restauradas com a técnica do sanduíche, indicando uma grande microinfiltração quando se utilizou os cimentos de ionômero de vidro.

Hossain *et al.* (2002b), através de estudo avaliaram através de MEV as alterações de superfície do esmalte e dentina e a microinfiltração em cavidades preparadas com *laser* de Er,Cr:YSGG e alta rotação. Os resultados demonstraram que a superfície preparada com o *laser* melhora a adesão dos materiais restauradores. As superfícies mostraram-se rugosas e irregulares, com

ausência de *smear layer*. Em relação à microinfiltração, não houve diferença entre o *laser* e o preparo convencional com condicionamento ácido.

Pulga *et al.* (2002), avaliaram a microinfiltração marginal, utilizando o *laser* de Er:YAG e alta rotação em preparos de classe V em dentes decíduos restaurados com ionômero de vidro modificado por resina (Vitremmer) ou resina composta (Filtek Z250). Vinte e oito dentes foram divididos em quatro grupos: 1) alta rotação + resina composta, 2) alta rotação + ionômero de vidro, 3) *laser* + resina composta, 4) *laser* + ionômero de vidro. A densidade de energia utilizada para os preparos cavitários foi de 86 J/cm<sup>2</sup>. Verificou-se um maior grau de infiltração no grupo 1 em relação ao grupo 2 e ao grupo 3, o restante não apresentou diferença significativa. Os autores concluíram que o *laser* de Er:YAG foi efetivo no preparo de cavidades de classe V e obteve o menor grau de microinfiltração, nas restaurações de resina composta.

Kohara *et al.* (2002), avaliaram a morfologia da superfície e microinfiltração em cavidades de classe V, preparadas com *laser* Er:YAG e alta rotação, em dentes decíduos. Os espécimes (30) foram irradiados com *laser* a 300 mJ e 4 Hz, ou preparados com instrumentos rotatórios. Cinco cavidades de cada grupo foram avaliadas por MEV e as outras foram restauradas com resina composta sem ataque ácido. A MEV mostrou superfícies irregulares e sem a presença de *smear layer* nas cavidades preparadas com *laser*, a microinfiltração das cavidades preparadas com o método convencional foi maior que as preparadas com *laser*.

Moldes, (2003), avaliou a microinfiltração em 60 dentes bovinos hígidos, divididos em seis grupos, utilizando dois sistemas adesivos (Single Bond e One-Up Bond). Os grupos 1 e 2 utilizaram alta rotação, 3 e 4 *laser* de Er:YAG (10 Hz, 700 mJ para o esmalte e 600 mJ para a dentina) e 5 e 6 *laser* de Er,Cr:YSGG (ponta de safira de 750 µm, 20 Hz, 4 W para o esmalte e 2,5 W para a dentina), sendo que os grupos 1, 3 e 4 receberam condicionamento com ácido fosfórico a 35% e aplicação do Single Bond, e os outros grupos a aplicação do adesivo autocondicionante One-Up Bond. Observou-se que os adesivos autocondicionantes proporcionaram menores graus de microinfiltração, sendo que os valores de microinfiltração alta rotação/adesivo de frasco único apresentaram-se menores os valores *laser*/adesivo de frasco único.

Corona *et al.* (2003a), avaliaram a microinfiltração em cavidades de classe V preparadas com alta rotação e *laser* de Er:YAG restauradas com diferentes

materiais. Os parâmetros para o preparo cavitário foram 500 mJ, 5 Hz, foco de 1,0 mm e 120 mJ, 4Hz para o tratamento das superfícies. Os autores concluíram que o *laser* promoveu maior grau de microinfiltração que a alta rotação. As margens em esmalte apresentaram melhores resultados que as margens dentina – cimento.

Corona *et al.* (2003b), estudaram a influência do *laser* de Er:YAG na adesão. As superfícies dentinárias foram tratadas com Er:YAG (80 mJ, 2 Hz, distância focal 17 mm), Er:YAG com condicionador ou *primer*, e somente condicionador ou *primer* (controle) e, posteriormente restauradas com dois ionômeros de vidro modificados por resina (Vitremmer e ProTec CEM). Os autores concluíram que houve diminuição da adesão quando o *laser* foi utilizado sem o condicionador ou *primer*, e que a aplicação do *primer* ou condicionador após a irradiação com *laser* promoveu uma melhor adesão entre o dente e o material restaurador.

Chinellatti *et al.* (2004), avaliaram a microinfiltração em cavidades de classe V preparadas com *laser* de Er:YAG e alta rotação, e finalização com instrumento rotatório em baixa rotação em dois dos cinco grupos. Os autores irradiaram as superfícies em 400 mJ, 4 Hz, distância focal de 12 mm para o preparo cavitário, e 80 mJ, 2Hz, distância focal de 17 mm para o tratamento das superfícies. Em alguns grupos, foi utilizado ácido poliacrílico a 40% para o condicionamento, associado ou não ao *laser*. As cavidades foram restauradas com ionômero de vidro modificado por resina. Os autores encontraram os melhores resultados para o grupo controle (alta rotação, finalização com instrumento rotatório e condicionamento com ácido), e concluíram que o *laser* de Er:YAG afetou negativamente as restaurações com relação a microinfiltração, exceto no grupo em que foi realizada a finalização com broca após o preparo com *laser*.

Lizarelli *et al.* (2004) estudaram a microinfiltração de cavidades classe V re-hidratadas ou não (com *primer*), preparadas com brocas ou *laser* de Er:YAG (300 mJ, 10Hz) em dentes permanentes. As amostras receberam diferentes tratamentos: (I) preparo com broca + ácido fosfórico a 37% + adesivo (Single Bond) + resina composta (Z250), (II) preparo com broca + ácido fosfórico a 37% + *Primer* (Scotchbond Multi-Purpose) + adesivo + resina composta, (III) preparo com *laser* + adesivo + resina composta, (IV) preparo com *laser* + ácido fosfórico +

adesivo + resina composta e (V) preparo com *laser* + ácido fosfórico + *primer* + adesivo + resina composta. Através dos resultados os autores concluíram que a aplicação de *laser* Er: YAG não substitui o uso de ácido fosfórico e a aplicação de *primer* logo após o ácido fosfórico reduz significativamente a microinfiltração.

Borsatto *et al.* (2004b) avaliaram a microinfiltração da interface selante/esmalte na superfície oclusal de dentes decíduos usando três diferentes técnicas de condicionamento: (I) ácido fosfórico a 37%, (II) *laser* Er:YAG (120mJ; 4Hz) + ácido fosfórico a 37% e (III) *laser* Er:YAG (120mJ; 4Hz). O selante usado foi o Fluroshield (Dentisply), um selante resinoso. Os resultados indicaram diferenças estatisticamente significantes entre os grupos condicionados com ácido fosfórico e o grupo III. Os maiores valores de microinfiltração foram encontrados no grupo sem condicionamento com ácido fosfórico (III).

Oliveira *et al.* (2004), avaliaram os efeitos do *laser* de Er:YAG (17J/cm<sup>2</sup> e 20 J/cm<sup>2</sup>) e Er,Cr:YSGG (2,5 W) sobre a força de adesão do esmalte e da dentina de dentes humanos permanentes, utilizando um sistema adesivo autocondicionante (Clearfill SE), e restauração com resina composta (Filtek Z 250). Os resultados mostraram que o grupo controle apresentou melhores resultados que o grupo *laser* de Er:YAG, o qual mostrou resultados superiores ao grupo Er,Cr:YSGG. Os autores concluíram que dentro dos parâmetros *laser* utilizados nesse estudo, o *laser* não pode ser considerado tão eficiente quanto o método convencional na adesão em restaurações de resina composta.

Monghini *et al.* (2004), pesquisaram a influência da irradiação do Er:YAG (Kavo Key 2) *laser* na adesão e analisaram as alterações morfológicas dentinárias de dentes decíduos. Sessenta e nove caninos decíduos foram divididos em quatro grupos: 1) controle, condicionamento com ácido fosfórico; 2) *laser* a 60 mJ, 2 Hz + ácido; 3) *laser* a 80 mJ, 2 Hz + ácido e 4) *laser* a 100 mJ, 2 Hz + ácido. A irradiação foi a 17 mm de distância, desfocado, 35 segundos. Os resultados mostraram que a irradiação *laser* previamente à aplicação do adesivo influenciou negativamente a adesão, pois forças de adesão superiores foram encontradas no grupo controle (somente ácido fosfórico).

Aranha *et al.* (2005), avaliaram a microinfiltração em preparos realizados com *laser* de Er,Cr:YSGG e alta rotação em dentes bovinos, utilizando dois adesivos auto-condicionantes, (Clearfill SE Bond e Adhese). Os dentes foram irradiados com 1,5W, 3W e 4,5W e variaram-se as quantidades de ar/água do

aparelho *laser* (30%, 55% para água e 30% e 65% para o ar). Os autores observaram que não houve diferença estatisticamente significativa, no que diz respeito ao tipo de preparo, porém, houve diferença entre os materiais restauradores, o Clearfill SE Bond mostrou os melhores resultados. Concluiu-se que o sucesso da restauração depende na escolha correta do material restaurador e não no tipo de preparo cavitário e, que o *laser* de Er,Cr:YSGG é igualmente efetivo ao método convencional na realização de preparos cavitários.

### 3.4 – Ionômero de Vidro

A preocupação em conservar a estrutura dental, melhorar a adesividade e assim diminuir o grau de microinfiltração tem levado muitos pesquisadores a desenvolverem novos materiais e técnicas (Buonocore, 1955; Nakabayashi *et al.*, 1992; Watanabe & Nakabayashi 1993; Tao & Pashley, 1989; Van Meerbeek *et al.*, 1993).

O cimento de ionômero de vidro (CIV), concebido por Wilson & Kent (1972) foi desenvolvido a partir de dois outros materiais: o cimento de silicato e o cimento de policarboxilato de zinco. Do primeiro, aproveitou-se a capacidade de liberar íons flúor e do segundo a capacidade de se aderir às estruturas dentárias.

O cimento de ionômero de vidro é um material oxi-resinoso que apresenta como característica uma reação ácido-base, conferindo uma reação de presa química ao material. Ele é constituído basicamente por óxido de silício, óxido de alumínio, fluoreto de cálcio, fluoreto de alumínio, fluoreto de sódio e fosfato de alumínio. O líquido é uma solução aquosa com água, ácido poliacrílico, ácido tartárico, ácido maleico e ácido itacônico (Frencken & Holmgren, 2001; Navarro & Pascotto, 1998; Serra & Cury, 1992; Van Amerongen, 1996; Sëppa *et al.*, 1993; Raggio, 2001; Frencken & Holmgren, 2001; Serra *et al.*, 1994).

A reação de presa do CIV restaurador convencional, segundo Russo (1992), ocorre, de uma maneira simplificada, através da interação de vidros de alumínio, silicato de cálcio contendo flúor com uma solução aquosa contendo ácido polialcenóico. Após a mistura dos dois componentes, as partículas de vidro são atacadas pelo ácido, liberando íons cálcio e alumínio. Logo em

seguida ocorrem ligações iônicas entre cátions e poliânions, causando precipitações de sais, que consistem na matriz do cimento. Esta fase, chamada de presa inicial, ou geleificação, formam-se cadeias de poliacrilato de cálcio, susceptíveis a exposição a fluidos aquosos. Com a maturação do cimento, que ocorre aproximadamente, após 24 horas, há uma progressiva formação de cadeias de poliacrilato de alumínio, notoriamente mais resistente e menos solúvel, resultando em uma matriz mais estável.

Quanto a adesividade do CIV, ela contribui principalmente por permitir uma preservação da estrutura dental já que o material tem habilidade de aderir tanto ao esmalte quanto à dentina e ao cimento (Russo, 1992).

Esse tipo de cimento é classificado com relação à sua composição, como convencionais, anidros, modificados por resina e modificados por partículas metálicas. Clinicamente, são classificados em: tipo 1, cimentação; tipo 2, restauração; tipo 3, forramento e tipo 4, núcleos e restaurações definitivas (Navarro & Pascotto, 1998; Serra & Cury, 1992; Van Amerogen, 1996).

Além disso, os cimentos de ionômero de vidro são materiais que aliam propriedades desejáveis na realização de uma restauração, como adesividade, biocompatibilidade, estética, liberação de fluoretos e expansão térmica linear semelhante ao dente (Frencken & Holmgren, 1999; Pereira, 1998). Sendo assim, a liberação de fluoreto pode ser considerada a maior qualidade dos cimentos de ionômero de vidro, pois está relacionada ao seu potencial anticariogênico (Francchi *et al.*, 1999), sendo essa liberação semelhante nos cimentos convencionais e modificados por resina.

Bullard *et al.* (1998) estudaram a correlação entre o coeficiente de expansão térmico-linear e a microinfiltração de vários materiais restauradores e, o ionômero de vidro foi o que apresentou o menor grau de infiltração. Além disso, os autores encontraram correlação positiva entre o coeficiente de expansão térmico-linear e a microinfiltração.

Os cimentos de ionômero de vidro convencionais estão sujeitos a sofrer sinérese e/ou embebição, ou seja, perder ou ganhar água do meio, durante as fases de presa e maturação (24 horas), devendo receber uma proteção superficial para evitar tais fenômenos (Frencken & Holmgren, 2001). Devemos ainda destacar que os cimentos de ionômero de vidro convencionais apresentam alto tempo de presa, técnicas de manipulação e inserção críticas, menores valores de

adesão à estrutura dental, baixa resistência mecânica e ao desgaste que as resinas compostas (Navarro & Pascotto, 1998; Serra & Cury, 1992; Van Amerongen, 1996; Sjöppa *et al.*, 1993; Raggio, 2001; Frencken & Holmgren, 2001; Serra *et al.*, 1994).

Contudo, os cimentos de ionômero de vidro modificados por resina foram introduzidos para superar os problemas de sensibilidades à umidade, as baixas propriedades mecânicas, alto tempo de presa do material e buscando melhor estética que os cimentos convencionais. Os cimentos de ionômero de vidro modificados por resina possuem reação de presa tripla: química ácido-base, fotopolimerização da porção resinosa na presença de luz, reação na ausência de luz (Navarro & Pascotto, 1998; Serra & Cury, 1992).

A reação de presa mais importante nos ionômeros de vidro modificados por resina é a polimerização por luz ativada pela canforquinona presente na composição do líquido (substituição de parte do ácido poliacrílico por hidroximetilmetacrilato), o componente resinoso Bis-GMA confere à matriz ionomérica ligação cruzadas que levam ao aumento da resistência mecânica e aos fenômenos de embebição/sinérese, por sua vez, surgem os problemas dos materiais resinosos como a contração e polimerização e falhas de polimerização pela fonte luminosa (Navarro & Pascotto, 1998; Serra & Cury, 1992). Outro detalhe desfavorável ao cimento de ionômero de vidro modificado por resina é que, de acordo com Wilson (1990), eles contêm monômeros livres e são, por isso, menos biocompatíveis que os convencionais.

A reação de presa dos CIVs é essencialmente ácido-básica e resulta em um sal hidratado (Crisp *et al.*, 1974). Entre outros fatores que influenciam as características de presa do material, estão o tamanho das partículas e a proporção pó/líquido (Wilson & McLean, 1998). Um estudo feito por Crisp *et al.* (1975) demonstrou que CIVs com partículas mais finamente trituradas apresentam menor tempo de presa.

Para indicação de tratamentos em campo, como o Tratamento Restaurador Atraumático (TRA), os fabricantes dos materiais ionoméricos aumentaram a proporção pó/líquido do cimento de ionômero de vidro convencional, diminuíram o tempo de presa e também melhoraram o desgaste do material (Raggio, 2001). O cimento de ionômero de vidro é o material de escolha no TRA devido a sua facilidade de uso, não necessitando de fotoativação nem outro equipamento.

Além disso, apresenta biocompatibilidade pulpar e adere quimicamente à estrutura dental, formando um selamento marginal eficiente (Serra & Cury, 1992; Van Amerongen, 1996; Navarro & Pascotto, 1998; Sjöppa *et al.*, 1993; Raggio, 2001).

O Tratamento Restaurador Atraumático (TRA) é uma proposta alternativa para o tratamento e controle da doença cárie. É uma técnica bastante simples e de rápida execução que consiste na remoção do tecido cariado apenas com instrumentos manuais, sem a realização de nenhum tipo de preparo cavitário (van Amerongen, 1996).

Muitos cimentos de ionômero de vidro foram desenvolvidos especialmente para esta técnica, melhorando-se algumas propriedades dos CIVs convencionais: propriedades mecânicas, resistência ao desgaste, facilitando sua manipulação e inserção na cavidade, diminuindo o seu tempo de presa, sendo denominados de cimentos condensáveis ou de alta viscosidade (Rutar *et al.*, 2000) citando exemplos destes o Fuji IX (G.C. Corp.), Ketac Molar (ESPE) e Chem Flex (Dentsply). Mais recentemente foi lançado um material chamado Ketac™ Molar Easy Mix (3M/ESPE), que segundo o fabricante é do tipo anidro, o que significa que parte do ácido poliacrílico encontra-se liofilizado no pó. As partículas de vidro que compõe o pó são agregadas umas as outras formando uma esfera. Essa esfera auxilia a mistura do pó com o líquido, fazendo com que a reação de presa aconteça com mais rapidez. Junto a isso, a menor quantidade de ácido no líquido faz com que ele tenha um menor ângulo de contato, aumentando assim o molhamento e a facilidade de manipulação (Raggio, 2004).

Estudando o mecanismo de adesão de cimentos de ionômero de vidro indicados para o TRA (CIV convencional “melhorado”), Yip *et al.* (2001), por meio do teste de microtração associado à análise em microscópio eletrônico de varredura e transmissão, encontraram valores mais altos do que os relatados na literatura. O modo de fratura predominante foi o misto ou adesivo (interface).

#### 4 – MATERIAIS E MÉTODOS

Cem dentes decíduos (caninos inferiores), livres de trincas e fraturas, provenientes do Banco de Dentes Humanos da Faculdade de Odontologia da USP, foram selecionados após aprovação pelo projeto pelo Comitê de Ética em Pesquisa (protocolo número 226/04). Os dentes foram limpos e armazenados em água destilada até o momento de sua utilização. (Fig.4.1)



**Figura 4.1-** Dentes decíduos armazenados em água

Os dentes foram divididos em grupos ( $n=10$ ), variando o tipo de preparo cavitário. Utilizou-se laser Er,Cr:YSGG (Millenium, Biolase Technology, San Clemente, EUA) (Fig.4.2) que faz parte do Projeto Cepid (CEPOF) FAPESP junto ao LELO – FOUSP (Projeto nº 98-14270-8). O laser Er,Cr:YSGG foi utilizado com peça de mão e ponta de safira de 600  $\mu\text{m}$  de diâmetro (ponta G6), e a largura de pulso desse laser é de 140 – 150  $\mu\text{s}$ . Utilizou-se também instrumento rotatório em alta rotação para a realização dos preparos. Os dentes foram restaurados com ionômero de vidro (quimicamente ativado, Ketac Molar Easy Mix – Fig.4.3 ou modificado por resina, Vitremer – Fig.4.4). Ambos os ionômeros são da 3M/ESPE, de mistura manual, radiopacos e liberam íons flúor.



**Figura 4.2** - Laser de Er,Cr:YSGG

O Ketac Molar Easy mix é constituído de um pó, composto de vidro de fluorsilicato, cálcio e lantânio, pigmentos e um líquido composto de ácidos policarboxílico, ácido tartárico e água (lote utilizado foi: 175605). O material restaurador Ketac Molar Easy Mix é um ionômero de vidro convencional, que adere quimicamente ao esmalte e à dentina. Ele se diferencia do Ketac Molar, pois na composição de seu pó há grânulos mais finos, o que oferece uma dosificação mais exata e uma relação pó/líquido mais equilibrada; a mistura, menos pegajosa, tornando a manipulação mais fácil.



**Figura 4.3** - Cimento de Ionômero de Vidro KETAC MOLAR EASY MIX

O Vitremer é um cimento de ionômero de vidro (pó/líquido) que proporciona adesão à estrutura dental, liberação de flúor, e radiopacidade. É constituído de um *primer*, composto de copolímero do ácido poliacenóico modificado, grupos metacrilatos, etanol, canforoquinona; um pó, composto de cristais de fluoralumíniosilicato, persulfato de potássio ácido ascórbico e pigmentos; um líquido composto de ácido poliacenóico, grupos metacrilatos, água, HEMA, canforoquinona; e um *finishing gloss*, composto de Bis-GMA, TEGDMA e fotoiniciador (canforoquinona), (lote utilizado: 19104). Esse CIV é de polimerização de via tripla, toma presa quando é exposto a uma luz visível e possui dois mecanismos de autopolimerização que ocorrem onde não há penetração de luz, fato que permite sua aplicação em um único incremento. O *primer* Vitremer é um condicionador e sua função é umedecer a dentina de forma a aumentar a adesão do ionômero. O *finishing gloss* confere brilho e funciona como agente protetor das restaurações.



**Figura 4.4** - Cimento de Ionômero de Vidro VITREMER

Cavidades do tipo classe V foram padronizadas em 3mm de diâmetro e 2mm de profundidade, e desenhadas na face vestibular dos dentes decíduos com auxílio de um grafite de 0,5 mm de diâmetro. Essas medidas foram avaliadas durante o procedimento com auxílio de lima endodôntica, medida com régua e demarcada com caneta vermelha em 2 mm. Ambas as margens cavitárias, incisal e cervical, foram mantidas em esmalte.

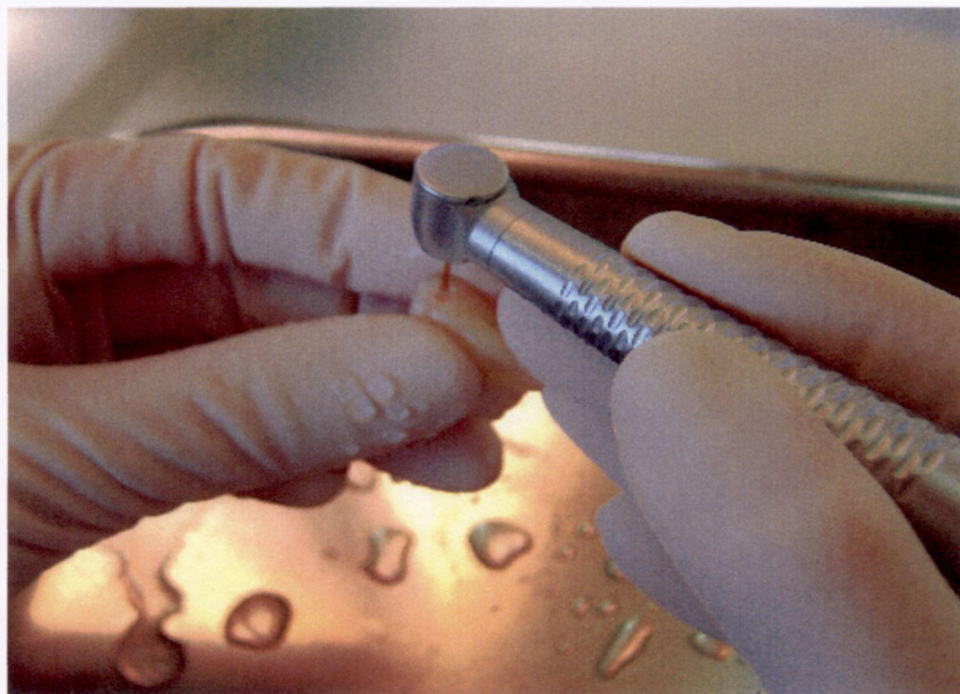
Os grupos 1 e 2 foram determinados como controle, e o preparo das cavidades foi executado em alta rotação com ponta diamantada 1012 (KG Sorensen), trocando-se a ponta diamantada a cada cinco dentes (Andrade *et al.*,1996) (Fig.4.5). Após o preparo, as cavidades foram lavadas com spray de água e secadas levemente com jato de ar.



**Figura 4.5** - Preparo Cavitário com instrumento rotatório de alta rotação (ponta diamantada 1012)

Nos grupos 3 a 10, foram executadas cavidades com o *laser* Er,Cr:YSGG a uma distância de 1mm da superfície e com a ponta de safira em movimentos regulares e constantes (Fig. 4.6). Verificou-se o término do esmalte e o início da

dentina através da secagem do dente com gaze e através dos parâmetros ( 2,5 e 3,0 W para esmalte e 1,0 e 1,5 W para dentina) , pois aqueles utilizados para esmalte, causavam carbonização na dentina; e então os parâmetros eram novamente selecionados. Dentes que apresentavam carbonização eram excluídos. A pressão do ar e a quantidade de água foram reguladas para 55% e 65% respectivamente. (segundo recomendação do manual do fabricante).



**Figura 4.6** - Preparo cavitário com *laser* de Er,Cr:YSGG.

Após os preparos das cavidades, estas eram lavadas com spray de água e secadas levemente com jato de ar.

Os parâmetros utilizados foram 2,5 e 3,0 W para o esmalte e 1,5 e 1,0 W para dentina, sendo estes determinados através da literatura (Eversole *et al.*, 1997; Hossain *et al.*, 1999; Yu *et al.*, 2000; Hadley *et al.*, 2000; Matsumoto *et al.*, 2002; Hossain *et al.*, 2002a; Hossain *et al.*, 2002b; Hossain *et al.*, 2003). Escolheu-se variar a potência, já que são poucos os trabalhos na literatura que definem determinados protocolos para remoção de tecido dentinário, seja em esmalte, seja em dentina em dentes decíduos.

Os protocolos utilizados estão descritos na tabela 1 à seguir.

Tabela 4.1 - Descrição dos parâmetros utilizados.

EQUIP.	GRUPO	MATERIAL	POTÊNCIA MÉDIA (W)		TAXA REPET. (Hz)	E/PULSO (mJ/pulso)		DENSIDADE ENERGIA (J/cm <sup>2</sup> )	
			E	D		E	D	E	D
Alta Rotação	1	Ketac Molar Easy Mix	---	---	---	---	---	---	---
	2	Vitremer	---	---	---	---	---	---	---
Er,Cr:YSGG*	3 *	Ketac Molar Easy Mix	2,5	1,5	20	125	75	44,6	26,8
	4 *	Vitremer	2,5	1,5	20	125	75	44,6	26,8
	5 *	Ketac Molar Easy Mix	2,5	1,0	20	125	50	44,6	17,8
	6 *	Vitremer	2,5	1,0	20	125	50	44,6	17,8
	7 *	Ketac Molar Easy Mix	3,0	1,5	20	150	75	53,6	26,8
	8 *	Vitremer	3,0	1,5	20	150	75	53,6	26,8
	9 *	Ketac Molar Easy Mix	3,0	1,0	20	150	50	53,6	17,8
	10 *	Vitremer	3,0	1,0	20	150	50	53,6	17,8

Legenda: E – esmalte; D – dentina.

\* Spray de água 65%; Pressão do ar 55%.

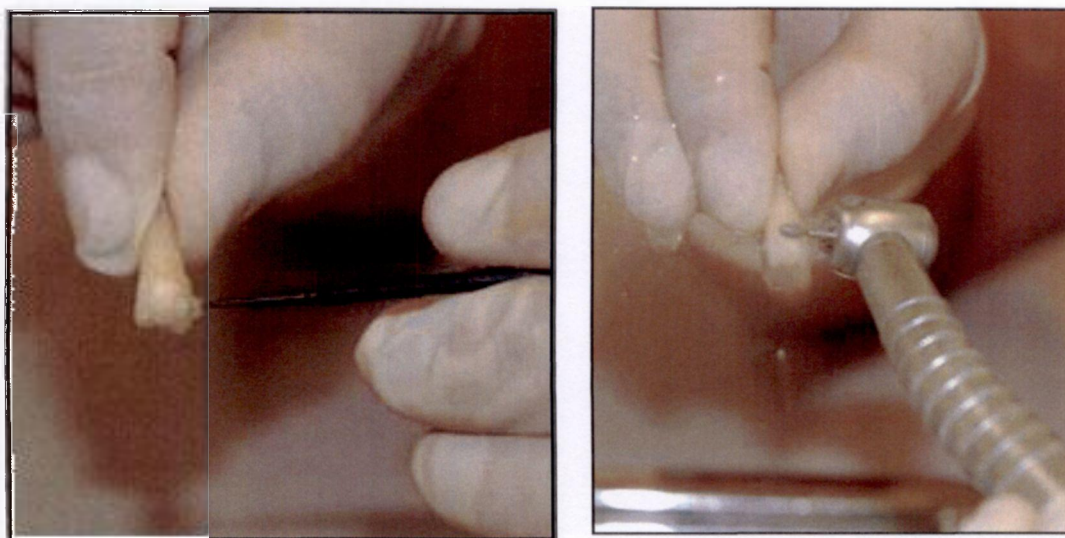
\* Largura de pulso laser: 140 – 150  $\mu$ s

Após a realização dos preparos cavitários, foram realizadas as restaurações, utilizando-se o cimento de ionômero de vidro designado para cada

grupo estabelecido. As cavidades foram restauradas com os materiais, seguindo as instruções do fabricante. As cavidades restauradas com o Ketac Molar Easy Mix (grupos 1, 3, 5, 7, 9) foram condicionadas com o líquido Ketac Molar Easy Mix, aplicando-se uma camada do líquido com pincel microbrush por 10 segundos. Após o procedimento, as cavidades foram lavadas abundantemente com jatos de água, sendo que o excesso foi retirado levemente com jato de ar, mantendo a cavidade seca, porém com aspecto brilhante.

O material foi dosado colocando-se sobre o bloco de mistura uma colher de pó para uma gota do líquido. A mistura foi realizada com uma espátula para cimento nº24 (Duflex) sobre o bloco da mistura, por 30 segundos até obter-se uma consistência homogênea, e então o ionômero foi inserido na cavidade com espátula de inserção nº1. A condensação foi realizada através de pressão digital com luva vaselinada por 10 segundos, conforme recomendações do fabricante.

Após a inserção, seguiu-se a aplicação do *finishing gloss*. A aplicação do *finishing gloss* foi realizada com pincel para resina e fotopolimerização por 10 segundos, como agente protetor da restauração (Van Noort, 1994; Gleghorn, 2001; Frencken & Holmgren, 2001), conforme instruções do fabricante (Fig. 4.7 A). Após o tempo de presa de 5 minutos, realizou-se o acabamento e polimento com pontas diamantadas de granulação fina (3168 FF), conforme instrução do fabricante (Fig. 4.7 B). Depois do polimento, uma nova camada de *finishing gloss* com pincel foi aplicada e fotopolimerizada por 10 segundos, com a mesma função de proteção.



**Figura 4.7** - Aplicação do *Finishing Gloss* (A) e polimento nas restaurações com Ketac Molar (B).

Nos grupos restaurados com Ketac Molar foi utilizado o *finishing gloss* proveniente do Kit do Vitremer.

Nas cavidades restauradas com Vitremer (grupos 2, 4, 6, 8, 10), aplicou-se o *primer* Vitremer com auxílio de microbrush, por 30 segundos. Após a aplicação do *primer* condicionador, as superfícies foram secas com jato de ar por 15 segundos e fotopolimerizadas por 20 segundos.

O material foi dosado colocando-se sobre o bloco de mistura duas colheres de pó para duas gotas do líquido. A mistura foi realizada com uma espátula para cimento nº24 (Duflex) sobre o bloco da mistura por 45 segundos até obter-se uma consistência homogênea.

O material restaurador foi inserido com espátula de inserção nº1 de uma só vez e fotopolimerizado por 40 segundos, conforme instrução do fabricante.

Após a restauração, os dentes foram armazenados em água destilada, em estufa a 37°C por 24 horas, antes do processo de acabamento e polimento. O processo de acabamento e polimento foi realizado com discos sof-lex umedecidos com água, em baixa rotação, conforme instrução do fabricante (Fig. 4.8). Em seguida, foi aplicado o *finishing gloss* com auxílio de microbrush, e fotopolimerizado por 20 segundos.



**Figura 4.8** - Discos de acabamento e polimento Sof-Lex

Em seguida, os conjuntos dente/restauração foram termociclados no aparelho de ciclagem térmica (MCT 2 AMM Instrumental) (Fig.4.9). Os grupos

foram colocados em um recipiente e identificados. Foram realizados 700 ciclos (Miranda Jr., 1992; Navarro *et al.*, 2002; Aranha *et al.*, 2005), sendo que cada um consistiu na imersão em água numa temperatura entre 5°C e 55°C por 60 segundos (Welsh & Hembree, 1985; Fayyad & Shortall, 1987; Tsunekawa *et al.*, 1992; Grieve *et al.*, 1993; Brackett *et al.*, 1995; Carrara, 1999; Raggio, 2001).



**Figura 4.9** - Aparelho de termociclagem

Após a termociclagem, os dentes foram secos com papel absorvente e foi aplicada cola epóxica (éster de cianocrilato em gel-Loctite) no ápice dental ou em remanescentes de raízes reabsorvidas, para evitar a penetração do corante azul de metileno. Além disso, os dentes foram impermeabilizados com esmalte cosmético vermelho (Colorama) em toda a sua extensão, respeitando a distância limite de 1mm das margens da restauração. Assim, os dentes foram armazenados em recipientes plásticos com gaze embebida em água para evitar a desidratação.

Após a secagem das amostras, os espécimes foram imersos em uma solução aquosa de azul de metileno (Fórmula e Ação) a 2%, pH 7 por 4 horas, lavados por 5 minutos em água corrente para remover o excesso da solução e secos com papel absorvente (Barry & Fried 1975, El-Deeb, 1985; Zidan *et al.*, 1987; Cooley & Robbins, 1988; Spangberg *et al.*, 1989; Brackett *et al.*, 1995) como na Fig. 4.10.



**Figura 4.10** - Imersão no corante azul de metileno

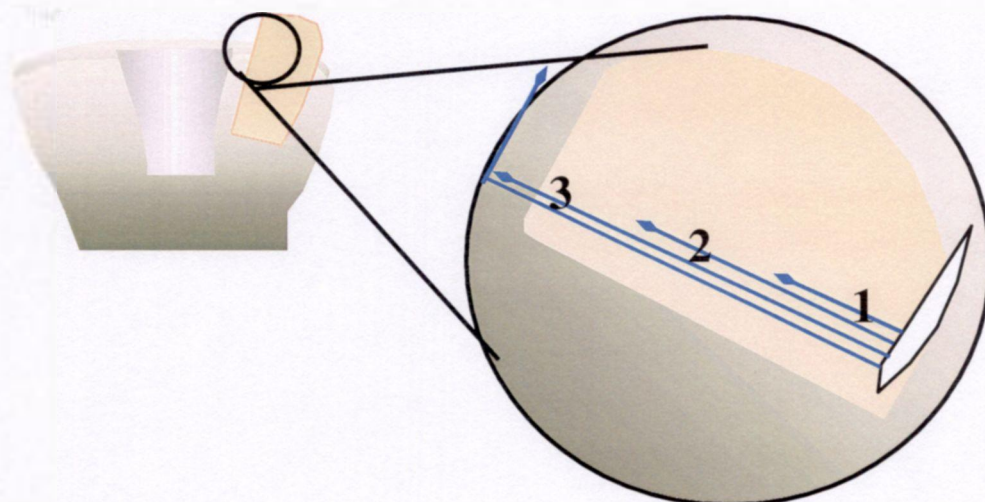
Cada restauração foi seccionada no centro, no sentido vestibulo-lingual, utilizando-se de discos diamantados dupla face (KG Sorensen) e peça de mão. Todos os espécimes foram fixados em lâminas de cera utilidade para apoio quando na realização do corte.

As amostras foram fixadas em lâminas de cera utilidade, separadas por grupo e numeradas individualmente, para avaliação do grau de microinfiltração.

O grau de microinfiltração foi avaliado nas duas amostras obtidas, por três examinadores, previamente calibrados, duplo-cego, e foi registrado o maior grau de microinfiltração (Matos & Matson, 1997). A avaliação foi realizada com auxílio de lupa estereoscópica (Meiji 2000 com aumento de 30X), seguindo os seguintes critérios, descritos na tabela 4.1 e ilustrados na fig. 4.12.



**Figura 4.11** – Lupa Estereoscópica



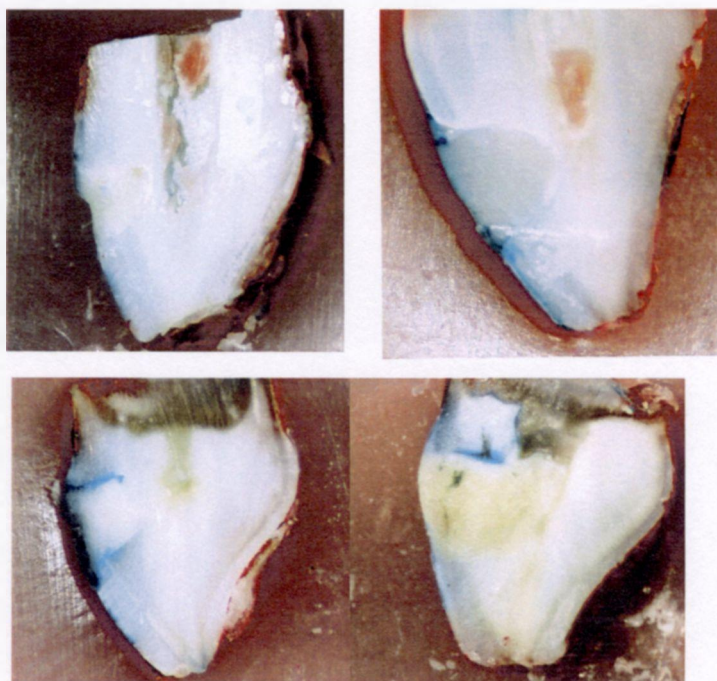
**Figura 4.12** – Ilustração do esquema referente a cada grau de infiltração do corante identificado por escores. A descrição dos escores encontra-se na tabela 4.1.

0	<b>AUSENTE</b>	Ausência de penetração da solução corante na interface dente/restauração.
1	<b>PEQUENA</b>	Penetração da solução corante na interface dente/restauração, na parede cervical, até o primeiro terço aproximado da distância entre a margem da cavidade e o ângulo áxio-cervical.
2	<b>MODERADA</b>	Penetração da solução corante na interface dente/restauração, até o intervalo entre o primeiro e o segundo terço aproximado da distância entre a margem da cavidade e o ângulo áxio-cervical.
3	<b>GRANDE</b>	Penetração da solução corante na interface dente/restauração, até o intervalo entre o segundo e o terceiro terço aproximado da distância entre a margem da cavidade e o ângulo áxio-cervical, atingindo ou ultrapassando o ângulo áxio-cervical.

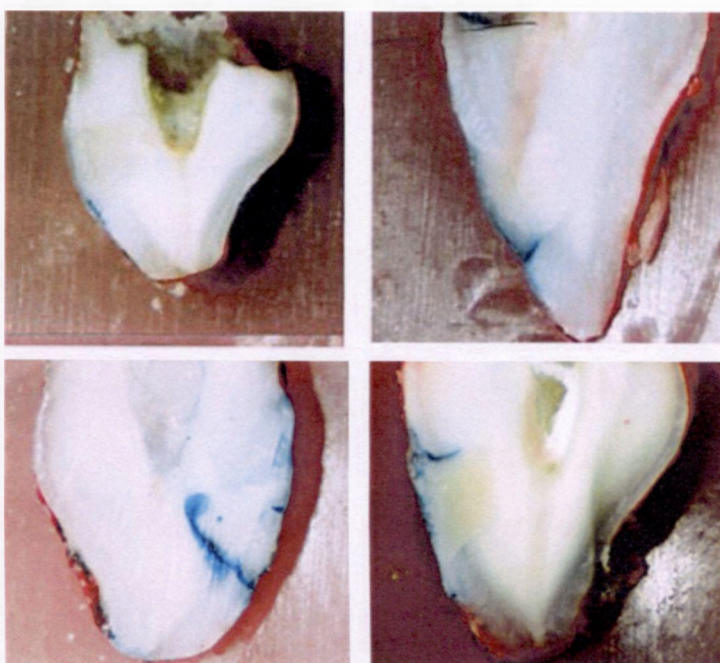
**Tabela 4.1** - Descrição da extensão de cada escore a ser considerado (Salama et al.,1995;Trushkowsky et al.,1996; Hilton et al.,1999; Raggio,2001; Aranha et al., 2005).

## 5 – RESULTADOS

As figuras 5.1 e 5.2 são representativas dos graus de infiltração obtidos nos dois diferentes modos de preparo.



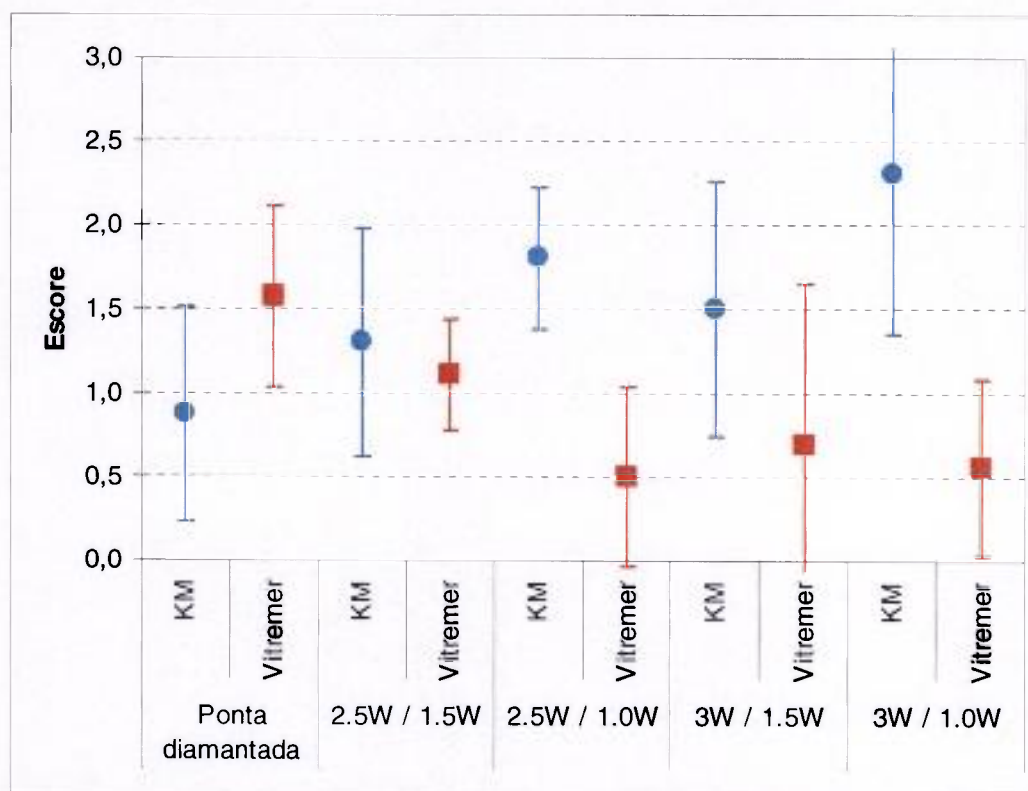
**Figura 5.1** – Amostras representativas de diferentes graus de microinfiltração dos preparos cavitários realizados com Instrumento Rotatório em alta rotação.



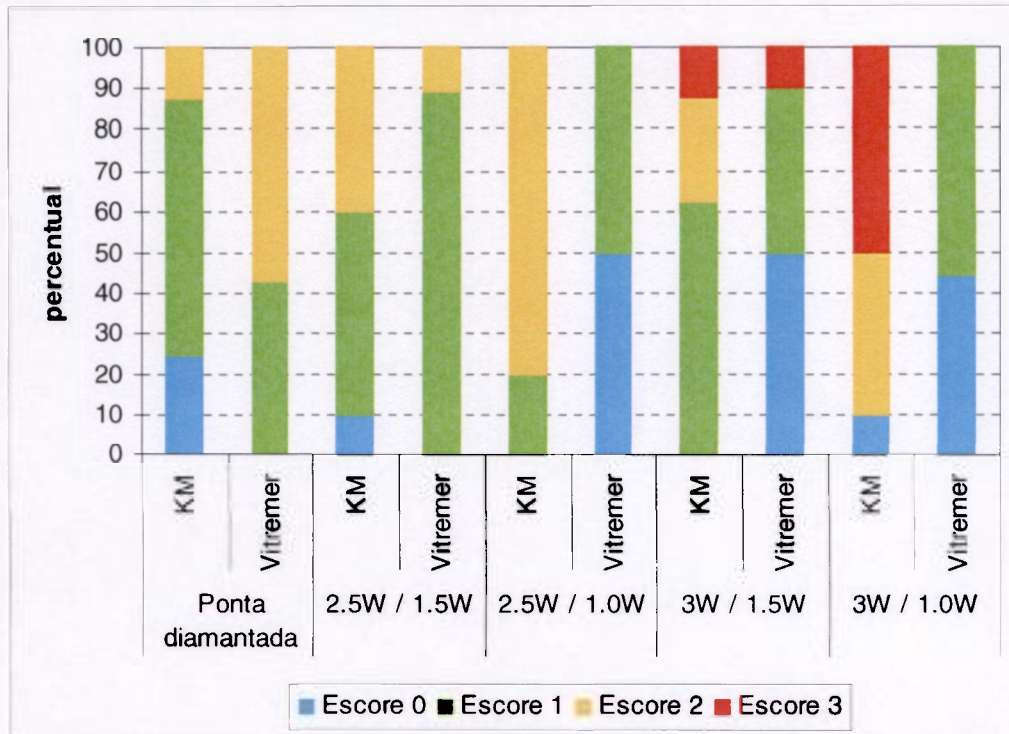
**Figura 5.2** – Amostras representativas dos diferentes graus de microinfiltração dos preparos cavitários realizados com *laser*

Os resultados finais referentes aos graus de microinfiltração marginal foram submetidos a uma análise descritiva como observado nas figuras 5.3 e 5.4, podendo observar a diferença numérica, isto é, no grau de microinfiltração entre os grupos estudados, porém, a análise inferencial irá determinar se existem ou não diferenças estatísticas significantes entre os grupos avaliados.

A análise Descritiva apresentada na figura 5.3 podemos observar as médias e os desvio padrão dos escores de microinfiltração nos diferentes grupos avaliados, na figura 5.4 observa-se as modas; e na tabela 5.1 podemos ver as médias, desvios padrão, valores mínimos e máximos para os graus de microinfiltração nos diferentes grupos avaliados.



**Figura 5.3** – Médias  $\pm$  1 Desvio Padrão para as microinfiltrações nos diferentes grupos avaliados



**Figura 5.4** – Modas dos escores de microinfiltração nos diferentes grupos avaliados.

**Tabela 5.1** – Medidas descritivas para as microinfiltrações nos diferentes grupos avaliados

Grupo	Tratamento	Ionômero	Média	Mediana	Desvio Padrão	Mínimo	Máximo
1	Ponta diamantada	Ketac	0,88	1,0	0,64	0	2
2		Molar					
3	2,5W / 1,5W	Vitremer	1,57	2,0	0,53	1	2
4		Ketac	1,30	1,0	0,67	0	2
5		Molar					
6	2,5W / 1,0W	Vitremer	1,11	1,0	0,33	1	2
7		Ketac	1,80	2,0	0,42	1	2
8		Molar					
9	3,0W / 1,0W	Vitremer	0,50	0,5	0,53	0	1
10		Ketac	1,50	1,0	0,76	1	3
11		Molar					
12	3,0W / 1,0W	Vitremer	0,70	0,5	0,95	0	3
13		Ketac	2,30	2,5	0,95	0	3
14		Molar					
15	3,0W / 1,0W	Vitremer	0,56	1,0	0,53	0	1

O teste estatístico não paramétrico de Kruskal-Wallis comprova a hipótese de nulidade, de que várias amostras provenham da mesma população ou de populações idênticas em relação às médias (Siegel, 1975).

Neste estudo, a hipótese de nulidade é de que não há diferença estatisticamente significativa entre os graus de microinfiltração marginal nos diferentes grupos avaliados. Em contra partida, a hipótese alternativa é que existem diferenças significativas entre elas.

Avaliamos através de análise estatística se o ionômero e/ou a técnica de preparo cavitário, tiveram influência significativa na microinfiltração nas restaurações.

Os resultados foram submetidos ao teste estatístico não-paramétrico de Kruskal-Wallis, no qual obtivemos um nível descritivo  $< 0,0011$ , pelo qual concluímos que existe pelo menos um grupo diferente de outro.

Para verificarmos quais grupos eram diferentes quando comparados entre si, realizamos comparações múltiplas utilizando o *teste de Dunn* (o qual se baseia diretamente no teste de Kruskal-Wallis). Utilizamos um nível de significância de 0,05; e calculamos um nível descritivo de 0,0011. Portanto, diremos que existe diferença entre os grupos quando o nível descritivo for menor que 0,0011 (tabela 5.2).

**Tabela 5.2** – Níveis descritivos para as comparações múltiplas pelo método de Dunn (as diferenças significativas estão sombreadas)

Tratamento	Ionômero	Ponta diamantada		2,5W / 1,5W		2,5W / 1,0W		3,0W / 1,5W		3,0W / 1,0W	
		Ketac Molar	Vitremer	Ketac Molar	Vitremer	Ketac Molar	Vitremer	Ketac Molar	Vitremer	Ketac Molar	Vitremer
Ponta diamantada	Ketac Molar		0,0820	0,2465	0,5627	0,0109	0,3493	0,1520	0,5700	0,0012	0,4088
	Vitremer	0,0820		0,4770	0,2194	0,5329	0,0082	0,7223	0,0176	0,1924	0,0098
2,5W / 1,5W	Ketac Molar	0,2465	0,4770		0,5590	0,1413	0,0319	0,7256	0,0670	0,0264	0,0385
	Vitremer	0,5627	0,2194	0,5590		0,0438	0,1231	0,3707	0,2307	0,0061	0,1476
2,5W / 1,0W	Ketac Molar	0,0109	0,5329	0,1413	0,0438		0,0004	0,3003	0,0010	0,4537	0,0005
	Vitremer	0,3493	0,0082	0,0319	0,1231	0,0004		0,0179	0,6755	0,0000	0,8909
3,0W / 1,5W	Ketac Molar	0,1520	0,7223	0,7256	0,3707	0,3003	0,0179		0,0377	0,0815	0,0215
	Vitremer	0,5700	0,0176	0,0670	0,2307	0,0010	0,6755	0,0377		0,0001	0,7740
3,0W / 1,0W	Ketac Molar	0,0012	0,1924	0,0264	0,0061	0,4537	0,0000	0,0815	0,0001		0,0000
	Vitremer	0,4088	0,0098	0,0385	0,1476	0,0005	0,8909	0,0215	0,7740	0,0000	

**Tabela 5.3**– Níveis descritivos para as comparações múltiplas pelo método de Dunn – **Ketac Molar** (as diferenças significativas estão sombreadas)

Tratamento	Ponta diamantada	2,5W / 1,5W	2,5W / 1,0W	3,0W / 1,5W	3,0W / 1,0W
Ponta diamantada		0,2465	0,0109	0,1520	0,0012
2,5W / 1,5W	0,2465		0,1413	0,7256	0,0264
2,5W / 1,0W	0,0109	0,1413		0,3003	0,4537
3,0W / 1,5W	0,1520	0,7256	0,3003		0,0815
3,0W / 1,0W	0,0012	0,0264	0,4537	0,0815	

**Tabela 5.4** – Níveis descritivos para as comparações múltiplas pelo método de Dunn **Vitremer** (as diferenças significativas estão sombreadas)

Tratamento	Ponta diamantada	2,5W / 1,5W	2,5W / 1,0W	3,0W / 1,5W	3,0W / 1,0W
Ponta diamantada		0,2194	0,0082	0,0176	0,0098
2,5W / 1,5W	0,2194		0,1231	0,2307	0,1476
2,5W / 1,0W	0,0082	0,1231		0,6755	0,8909
3,0W / 1,5W	0,0176	0,2307	0,6755		0,7740
3,0W / 1,0W	0,0098	0,1476	0,8909	0,7740	

Avaliamos se houve diferença estatística no grau de microinfiltração marginal, com relação: 1) material restaurador; 2) método de preparo (*laser* ou alta rotação); 3) método de preparo x material restaurador.

Comparando-se os materiais, podemos observar (tabela 5.2), que não houve diferença significativa entre os CIV Ketac e Vitremer, nos grupos, em que se utilizou alta rotação (G1 e G2), nos grupo *laser*, onde os parâmetros foram 2,5/1,5 W (G3 e G4), e nos grupos *laser* onde os parâmetros foram 3,5/1,5 W (G7 e G8). Houve diferença significativa entre os dois materiais, nos grupos *laser* onde os parâmetros foram 2,5/1,0 W (G5 e G6) e 3,0/1,0 W (G9 e G10); nesses grupos, o CIV Vitremer apresentou maior percentual de escores 0 e 1, enquanto o CIV Ketac apresentou maior percentual de escores 2. Para escores 3 não houve diferença entre os materiais. Podemos concluir, que o CIV Vitremer apresentou menor grau de microinfiltração, que o CIV Ketac.

Com relação aos métodos de preparo pode-se observar que não houve diferença significativa, independente do material utilizado (tabelas 5.3 e 5.4). Na tabela 5.5, podemos observar a porcentagem de escores nos dois métodos de preparo:

**Tabela 5.5** - Distribuição das Modas dos escores nos métodos de preparo

Moda	Preparo			
	Alta Rotação		Laser	
	N	%	N	%
0	2	10 %	15	20,0 %
1	11	55 %	33	47,5 %
2	7	35 %	19	25,0 %
3	-	-	6	7,5 %

Analisando-se as diferenças significantes na interação do material restaurador e método de preparo cavitário, podemos observar que houve diferença entre os grupos G5 e G9 dos grupos G6, G8 e G10. O grupo 5, onde o preparo foi a *laser* (2,5/1,0 W), e o grupo 9, onde o preparo foi a *laser* (3,0/1,0 W), ambos restaurados com CIV Ketac, foram diferentes dos grupos 6: *laser* (2,5/1,0 W), grupo 8: *laser* (3,0/1,5 W) e grupo 10: *laser* (3,0/1,0 W), restaurados com CIV Vitremer.

O grupo 5, onde o preparo cavitário foi realizado com *laser* e restaurados com cimento de ionômero de vidro Ketac Molar Easy Mix, apresentou diferença significativa em relação aos grupos 6, 8 e 10 (restaurados com cimento de ionômero de vidro Vitremer).

Os grupos 6, 8 e 10 apresentaram menores valores de escores para microinfiltração que os grupos 5 e 9. Os demais grupos não apresentaram diferenças estatisticamente significantes. A distribuição das modas dos escores nos grupos avaliados estão na tabela 5.6.

**Tabela 5.6 – Distribuição das modas dos escores entre os grupos**

<b>Moda</b>	<b>G 1</b>	<b>G 2</b>	<b>G 3</b>	<b>G 4</b>	<b>G 5</b>	<b>G 6</b>	<b>G 7</b>	<b>G 8</b>	<b>G 9</b>	<b>G 10</b>
0	2		1	9		5		5	1	4
1	7	4	5	1	2	5	7	4		6
2	1	6	4		8		2		5	
3							1	1	4	

## 6 – DISCUSSÃO

A preservação da estrutura dental, e a prevenção da lesão de cárie tem sido um ideal da odontologia. A detecção precoce da lesão de cárie, o uso do flúor para aumentar a remineralização e a realização de preparos cavitários minimamente invasivos, são princípios necessários, para que esse ideal seja alcançado. (Featherstone, 2003).

O *laser* surgiu como uma nova alternativa em relação aos procedimentos convencionais, podendo ser utilizado no tratamento propriamente dito, ou como coadjuvante nos procedimentos odontológicos. A utilização clínica do *laser* em tecidos duros (CO<sup>2</sup> 9,6 µm, Er:YAG, Er,Cr:YSGG) promovem um aumento à resistência ácida do substrato dental. (Fried *et al.*, 1996a; Fried *et al.*, 1998; Hossain *et al.*, 1999; Hossain *et al.*, 2000; Featherstone *et al.*, 2001; Eduardo *et al.*, 2004), surgindo como uma alternativa na prevenção das lesões de cárie.

Os *lasers* de Er:YAG e Er,Cr:YSGG através da absorção da água e da hidroxiapatita, ocasionam a ablação explosiva do tecido duro dental, promovendo uma “ação seletiva”, pontual, removendo a lesão de cárie e preservando estruturas sadias do dente. (Navarro *et al.*, 2004) O *laser* promove a remoção da dentina infectada, mantendo a dentina afetada, promovendo redução microbiana. (Blay, 2001; Eduardo *et al.*, 2003).

Os *lasers* de Er:YAG e Er,Cr:YSGG, na remoção de tecidos duros dentais demonstraram não causar danos à polpa, quando a irradiação ocorre dentro dos parâmetros adequados e com spray de água. (Hibst & Keller, 1989; Rizoiu *et al.*, 1998; Visuri *et al.*, 1996; Pelagalli *et al.*, 1997; Cozean & Powell, 1997; Gouw – Soares *et al.*, 2001; Yamada *et al.*, 2001; Hossain *et al.*, 2002a; Hossain *et al.*, 2003). Avaliando - se as características micromorfológicas de cavidades preparadas com os *lasers* de Er:YAG e Er,Cr:YSGG, pela microscopia eletrônica de varredura (MEV) pode-se observar um padrão morfológico similar ao condicionamento ácido, devido à ausência de *smear layer*, exposição dos prismas de esmalte e abertura dos túbulos dentinários, criando um padrão morfológico microrretentivo, favorecendo a retenção dos materiais adesivos. (Visuri *et al.*, 1996; Eduardo *et al.*, 1996; Groth, 1997; Tanji *et al.*, 1997; Kataumi *et al.*, 1996;

Moritz *et al.*, 1998; Hossain *et al.*, 1999; Bispo, 2000; Hossain *et al.*, 2001; Ceballos *et al.*, 2001; Navarro *et al.*, 2002; Kohara *et al.*, 2002; Hossain *et al.*, 2002a; Wang *et al.* 2002; Hossain *et al.*, 2003; Ishizaki *et al.*, 2004).

Existem poucas referências na literatura em relação a microinfiltração em preparos realizados com *lasers* de Er:YAG e Er,Cr:YSGG, e restaurados com ionômero de vidro. (Quo *et al.*, 2002; Corona *et al.*, 2003a; Corona *et al.*, 2003b; Chinelatti *et al.*, 2004).

Trabalhos realizados com ionômero de vidro (convencionais e/ou resinosos) em preparos realizados com instrumento rotatório mostraram variação nos resultados, com relação ao tipo de ionômero de vidro utilizado, e o grau de microinfiltração (Hallet & Garcia – Godoy, 1993; Doerr *et al.*, 1996; Carrara, 1999; Raggio, 2001; Nassif, 2003).

Os resultados obtidos no presente estudo mostraram que houve diferença entre 1) os materiais restauradores utilizados, em determinados grupos, onde o preparo foi *laser*, sendo que o CIV Vitremer (resinoso) apresentou menores graus de microinfiltração; 2) não houve diferença entre os dois métodos de preparo utilizados (*laser* ou alta rotação); e 3) houve diferença entre determinados grupos, analisando-se a interação material restaurador com método de preparo e o CIV Vitremer foi o que apresentou menores graus de microinfiltração.

Estudos realizados em preparos cavitários convencionais e restaurados com cimento ionomérico apresentaram resultados similares ao presente estudo, o CIV resinoso apresentou menores escores de microinfiltração quando comparado ao CIV convencional. (Andrade *et al.*, 1997; Pin *et al.*, 1998; Carrara *et al.*, 1999). Enquanto que outros estudos reportam resultados diferentes dos nossos (Doerr *et al.*, 1996; Virmani *et al.*, 1997; Smales *et al.*, 1997).

Carrara *et al.*, 1999, obtiveram resultados similares aos nossos, o CIV convencional apresentou maiores graus de microinfiltração. O autor realizou preparos cavitários em caninos decíduos humanos, e restaurou-os com o CIV Chelon Fil (convencional), CIV Vitremer (modificado por resina), Compoglass (resina composta modificada por poliácidos) e Z 100 (resina composta). Concluiu-se que o CIV Chelon Fil (convencional) apresentou maior microinfiltração marginal que os outros grupos estudados.

O CIV convencional se adere em sua maior parte, quimicamente ao substrato dental, através de trocas iônicas entre os íons carboxilato do material e

íons fosfato e Cálcio do tecido dental, há também uma pequena adesão através do micro-embricamento. O CIV modificado por resina, sofre uma adesão através do embricamento de sua parte resinosa (BisGMA) com a estrutura dental e há também um mecanismo de adesão química. (Raggio,2001; Nassif,2003).

Resultados semelhantes aos do presente estudo, foram encontrados por e Quo *et al.* (2002) e Aranha *et al.* (2005) que testaram os *lasers* de Er:YAG e *laser* de Er,Cr:YSGG, respectivamente. Os autores observaram que não houve diferença estatisticamente significativa com relação a microinfiltração, no que diz respeito ao tipo de preparo, porém, houve diferença entre os materiais restauradores. Sendo que, Quo *et al.* (2002), obtiveram resultados diferentes dos obtidos nesse estudo, no que diz respeito ao material restaurador, o cimento de ionômero de vidro modificado por resina (Fuji II LC) apresentou maiores graus de microinfiltração que o convencional (Fuji II).

Estudos de Ramos *et al.*, 1998; Khan *et al.*, 1998; Niu *et al.*, 1998; Navarro *et al.*, 2000;Ceballos *et al.*, 2001; Hossain *et al.*, 2002b; obtiveram resultados semelhantes ao presente estudo, não houve diferença significativa entre o preparo cavitário realizado com *laser* e alta rotação.

Estudo realizado por Hossain *et al.*, 2002b, com *laser* de Er,Cr:YSGG na realização de preparos cavitários em dentes decíduos e restaurados com resina composta, mostram resultados similares ao presente estudo. Os parâmetros *laser* utilizados foram, 67,9 J/cm<sup>2</sup> para esmalte e 33,9 J/cm<sup>2</sup>, e os autores não encontraram diferenças significantes entre preparos realizados com *laser* e alta rotação.

Resultados diferentes do presente estudo foram relatados por (Corona *et al.*, 2001; Corona *et al.*, 2003a; Chinelatti *et al.*, 2004; Oliveira *et al.*, 2004). Os autores relataram que os preparos cavitários realizados e tratamento de superfície realizados com *laser* afetaram negativamente o selamento marginal.

Há falta de estudos avaliando os preparos cavitários com *laser* de Er,Cr:YSGG em dentes decíduos, principalmente relacionando este comprimento de onda com os cimentos de ionômero de vidro, o que dificultou a comparação dos resultados obtidos no presente estudo com prévios.

O *laser* de Er:YAG apresenta comprimento de onda de 2790nm, próximo ao de Er,Cr:YSGG com 2780nm, ambos, têm alta absorção por água e hidroxiapatita, portanto, alta interação com tecidos mineralizados , apresentando

aplicações clínicas e efeitos similares na morfologia dos tecidos dentais irradiados (Eduardo, 2004), portanto, optamos por realizar uma associação dos resultados do presente estudo com estudos que utilizaram *laser* de Er:YAG.

Devido ao *laser* de Er:YAG ter um comprimento de onda muito semelhante ao *laser* de Er,Cr:YSGG citamos alguns estudos com Er:YAG relacionados a ionômero de vidro.

Pulga *et al.* (2002), avaliaram a microinfiltração marginal, utilizando o *laser* de Er:YAG e alta rotação em preparos de classe V em dentes decíduos restaurados com ionômero de vidro modificado por resina (Vitremer) ou resina composta (Filtek Z250). Os autores encontraram que alta rotação + resina composta teve maiores graus de microinfiltração quando comparado à alta rotação + ionômero de vidro e *laser* + resina composta. A densidade de energia utilizada para os preparos cavitários foi de 86 J/cm<sup>2</sup>.

Chinelatti *et al.* 2004 relataram que, o *laser* de Er:YAG (Kavo Key *laser* 2) afetou negativamente o selamento marginal das cavidades ,as quais foram restauradas com cimento de ionômero de vidro modificado por resina. Os autores utilizaram para o preparo cavitário, *laser* focado a 12 mm de distância, fluência de 128,33 J/cm<sup>2</sup>. As cavidades receberam condicionamento ácido com o próprio *laser* de Er:YAG *laser*, irradiando numa distância de 17 mm, modo desfocado, 80 mJ, 2 Hz.

Essa diferença com relação ao presente estudo, pode ter ocorrido em função da aplicação de densidades de energia maiores (duas vezes) que as utilizadas neste trabalho. Os autores utilizaram o CIV modificado por resina Fuji II LC, enquanto o CIV modificado por resina do presente estudo foi o Vitremer.

Corona *et al.* (2003a), obtiveram resultados diferentes dos resultados desse estudo, nos quais o *laser* influenciou negativamente o selamento marginal, e causaram maiores graus de microinfiltração nas cavidades restauradas por ionômero de vidro modificado por resina. Os autores utilizaram o *laser* de Er:YAG (Kavo Key 2), com parâmetros para preparo cavitário de 500 mJ, 5 Hz e diâmetro do feixe *laser* de 1,0 mm. Essa diferença pode ter ocorrido pela irradiação de uma densidade de energia ( $64 \text{ J/cm}^2$ ) maior que a utilizada nesse estudo, no esmalte e na dentina. Os materiais restauradores utilizados no presente estudo, também foram diferentes dos materiais utilizados pelos autores.

Corona *et al.* (2003b), obtiveram resultados negativos no grau de microinfiltração, de cavidades condicionadas com *laser* de Er:YAG e restauradas com CIV modificado por resina. Os autores utilizaram o *laser* (Kavo Key 2), nos parâmetros de 80 mJ, 2Hz, a uma distância de 17 mm, desfocado. Os resultados mostraram que o grupo controle, somente uso do condicionador *primer*, antes do material restaurador apresentou os melhores resultados. Diferentemente dos resultados encontrados no estudo anterior, com relação á adesão material restaurador/substrato dental, Bispo, (2000), irradiou com o *laser* de Er:YAG (Kavo Key 2), a superfície de esmalte, nos parâmetros de 80 mJ, 2 Hz, e 80 mJ, 4Hz, porém a uma distância de 12 mm, focado. O autor encontrou nesses parâmetros, resultados iguais ao grupo controle (somente ácido fosfórico) e também ao grupo *laser* + ácido fosfórico nos mesmos parâmetros. Os diferentes resultados encontrados nesses dois estudos pode ter ocorrido pelo modo de irradiação desfocado, utilizado no primeiro estudo, ou focado, utilizado no estudo realizado por Bispo, (2000). A distância e o modo de irradiação (focado ou desfocado) podem ser importantes nos efeitos da irradiação *laser* sobre o tecido dental e sua absorção pelo esmalte e dentina.

Monghini *et al.* (2004), utilizou O *laser* de Er:YAG para o condicionamento de superfícies de dentina, e utilizou parâmetros de: 60 mJ, 80 mJ e 100 mJ, 2 Hz , e a irradiação foi a 17 mm da estrutura dental, desfocada, como no estudo de Corona *et al.*,(2003b), e obtiveram resultados similares, o grupo controle (somente ácido fosfórico) apresentou resultados mais satisfatórios com relação à adesão. Isso vem de encontro com nossa hipótese, sobre distância e modo de aplicação (focado ou desfocado).

Os resultados obtidos em nosso estudo, onde os menores graus de microinfiltração apresentaram-se no CIV modificado por resina (Vitremer), e os maiores graus de microinfiltração para o CIV convencional (Ketac Molar), nas cavidades preparadas com *laser*, pode ter ocorrido pelas mudanças na estrutura morfológica e na composição química, que o *laser* promove no substrato dental, em interação com dois diferentes materiais.

Uma hipótese para os resultados do presente estudo, com relação ao CIV convencional, (Ketac), poderia ser que, o *laser* ao alterar a composição química dental, interferiria na reação dos íons policarboxilato do CIV com o cálcio e fosfato do substrato dental, diminuindo a adesão desse material. Pode-se observar na dentina irradiada com *laser*, um padrão morfológico similar ao condicionamento ácido (Groth, 1997; Tanji *et al.*, 1997, Bispo, 2000; Hossain *et al.* 2003).

Com relação ao CIV modificado por resina (Vitremer), ter apresentado os menores graus de microinfiltração, poderia ser devido ao fato de que o *laser* causou uma modificação na morfologia do substrato dental, o que favoreceu a adesão da parte resinosa (BisGMA) desses CIV. A aplicação do condicionador *primer*, pode ter aumentado a molhabilidade (grau de umedecimento), e a energia de superfície, que associado às alterações morfológicas causadas pelo *laser* (abertura dos túbulos dentinários e ausência de *smear layer*), aumentaram o micro-embricamento e conseqüentemente a adesão, entre o material restaurador e o dente.

Há algumas vantagens no uso do *laser* sobre o método convencional (instrumentos rotatórios), que tornam o tratamento menos traumático aos pacientes jovens, aumentando a aceitação ao tratamento dental e o número de retornos ao consultório em futuras consultas. (Goldstein,1999). O *laser* de Er,Cr:YSGG apresenta como vantagens, ausência de contato e vibração; ruído reduzido ou modificado, relatado pelos pacientes infantis como *popping* (semelhança ao ruído de estouro de pipocas); ausência de anestesia em grande parte dos casos; (Pelagalli *et al.*, 1997; Eduardo *et al.*, 1998; Schmidt, 1999; Hadley, 2000; Matsumoto *et al.*, 2002; Kato *et al.*, 2003) e a realização de preparos cavitários mais conservadores que o método convencional. (Navarro *et al.*, 2004).

A utilização da tecnologia *laser* vem incorporando novas filosofias e atitudes por parte do profissional e do paciente. O *laser* tem um caráter

multidisciplinar e a odontopediatria utiliza essa tecnologia em diferentes áreas de atuação (prevenção, dentística restauradora, endodontia, cirurgia), em procedimentos mais rápidos e precisos, proporcionando conforto e segurança ao paciente, com grande aceitabilidade clínica.

A escolha dos materiais restauradores também é um aspecto muito importante na preservação da estrutura dental. Os cimentos de ionômero de vidro são materiais que aliam características tais como, a adesividade à estrutura dental, biocompatibilidade, estética potencial antimicrobiano e potencial anticariogênico, através da constante liberação de fluoretos. (Frencken & Holmgren, 2001).

A prevenção deve ser também parte integrante do tratamento odontológico, já que ainda não existe um material restaurador ideal. (Fleming *et al.*, 2001).

A associação de uma tecnologia que promove uma maior preservação da estrutura dental, com um material restaurador preventivo, é ideal para o paciente odontopediátrico, podendo ser uma alternativa promissora, dentro de uma proposta social, para programas preventivos de educação em saúde.

## 7 – CONCLUSÕES

Em algumas condições (parâmetros) desta pesquisa:

➤ O *laser* de Er,Cr:YSGG confirmou ser um método efetivo, tanto quanto o método convencional na realização de preparos cavitários de Classe V em dentes decíduos ;

➤ Houve diferença entre 1) os materiais restauradores utilizados, em determinados grupos, onde o preparo foi *laser*, sendo que o CIV Vitremer (resinoso) apresentou menores graus de microinfiltração; 2) não houve diferença entre os dois métodos de preparo utilizados (*laser* ou alta rotação); e 3) houve diferença entre determinados grupos, analisando-se a interação material restaurador com método de preparo e o CIV Vitremer foi o que apresentou menores graus de microinfiltração.

➤ Dentro dos resultados obtidos nesse estudo, podemos concluir que o material restaurador deve ser considerado mais importante que o tipo de preparo realizado, no que diz respeito a microinfiltração.

➤ Os preparos cavitários realizados com *laser*, com densidades de energia de 44,6J/cm<sup>2</sup> e 53,6 J/cm<sup>2</sup> (esmalte) e 17,8 J/cm<sup>2</sup> e 26,8 J/cm<sup>2</sup> (dentina), associados ao Vitremer, apresentaram os menores graus de microinfiltração.

**REFERÊNCIAS BIBLIGRÁFICAS**

1. ANDRADE, M., MORONI, J. R., CANDIDO, M. S. M., LOFFREDO, L. C. M. Efeito da aplicação de flúor sobre a dureza superficial de cimentos de ionômero de vidro. **Rev. Assoc. Paul. Cir. Dent.**, v. 50, n. 2, p. 193-196, 1996.
2. ANDRADE, M.; PORTO-NETO, S. T.; SENA, C. L. B; CAMPOS, E. A. Estudo in vitro da microinfiltração marginal em cavidades de classe V restauradas com cimento de ionômero de vidro e resina composta. **Odonto** 2000., v.1, n.1, p.32-36, 1997.
3. AOKI, A.; ISHIKAWA, I.; YAMADA, T.; OTSUKI, M.; WATANABE, H.; TAGAMI, J. Comparision, between Er:YAG laser and convencional techniques for root caries treatment in vitro. **J. Dent. Res.**. 1998, v. 77, n. 6, p. 1404-1414.
4. APEL, C.; MEISTER, J.; IOANA, R. S.; FRANZEN, R.; HERING, P.; GUTKNECHT, N. The ablation threshold of Er:YAG and Er:YSGG laser irradiation in dental enamel. **Lasers Med. Sci.**, v. 17, n. 4, p. 246-252, 2002.
5. ARANHA, A. C.; MARTINS, V. R. G.; MARQUES, M. M.; EDUARDO, C. P. Assessing microleakage of Er, Cr: YSGG laser prepared cavities with self-etching system. **Abstract...IADR** Mar. 2005. Disponível em:<[www.iadr.org](http://www.iadr.org)>. Acesso em 03 mar. 2005
6. ARIMOTO, N.; SUZAKI, A.; KATADA, H.; SENDA, A. Acid resistance in lased dentin. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 6., 1998, Maui. **Proceedings...** Maui: ISLD, 1998. p. 61- 62.
7. ASMUSSEM, E. Clinical relevance of physical, chemical and bonding properties of composite resins. **Oper. Dent.**, v. 10, n. 2, p. 61-73, 1985.
8. BARRY, G. N.; FRIED, I. L. Sealing quality of two polycarboxylate cements used as root canal sealers. **J. Endod.** v. 1, n. 3, p. 107-111, 1975.
9. 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.
10. BISPO, L. B. Condicionamento do esmalte com Er: YAG laser e ácido fosfórico: resistência à tração e microscopia eletrônica de varredura. 2000. Dissertação (Mestrado em Dentística) - Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, São Paulo.

11. BLAY, C. A análise comparativa da redução bacteriana com irradiação do laser de Er:YAG ou ponta montada em alta rotação convencional após remoção de tecido cariado em dentina: estudo em *anima mobile*. 2001. Dissertação [ Mestrado profissionalizante :Lasers em Odontologia] - IPEN-Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, São Paulo.
12. BORSATTO, M. C.; CORONA, A. S.; DIBB, R. G.; RAMOS, R. P.; PECORA, J. D. Microleakage of a resin sealant after acid-etching, Er: YAG laser irradiation and air-abrasion of pits and fissures. **J. Clin. Laser Med. Surg.**, v. 19, n. 2, p. 83-87, 2001.
13. BORSATTO, M. C.; CORONA, S. A.; ALVES, A. G.; CHIMELLO, D. T.; CATIRSE, A. B.; PALMA-DIBB, R. G. Influence of salivary contamination on marginal microleakage of pit and fissure sealants. **Am. J. Dent.**, v. 17, n. 5, p. 365-367, 2004a.
14. BORSATTO, M. C, CORONA, S. A.; RAMOS, R. P.; LIPORACI, J. L.; PECORA, J. D.; PALMA-DIBB, R. G. Microleakage at sealant/enamel interface of primary teeth: effect of Er: YAG laser ablation of pits and fissures. **J. Dent. Child.**, v. 71, n. 2, p. 143-147, 2004b.
15. BRACKETT, W. W.; GUNNIN, T. D.; JOHNSON, W. W.; CONKIN, J. E. Microleakage of light-cured glass-ionomer restorative materials. **Quintessence Int.**, v. 26, n. 8, p. 583-585, 1995.
16. BRANNSTRÖM, M. Infection beneath composite resin restorations: can it be avoided? **Oper. Dent.**, v. 12, n. 4, p. 159-163, 1987.
17. BULLARD, R. H.; LEINFELDER, R. F.; RUSSEL, C. M. Effect of coefficient of thermal expansion on microleakage. **J. Am. Dent. Assoc.**, v. 116, n. 7, p. 871-874, 1998.
18. 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, 1955.
19. BURKES Jr., E. J.; HOKE, J.; GOMES, E.; WOLBARSHT, M. Wet versus dry enamel ablation by Er: YAG laser. **J. Prosthet. Dent.**, v. 67, n. 6, p. 847-851, 1992.
20. CARRARA, C. E. Avaliação da infiltração marginal e resistência ao cisalhamento de materiais restauradores adesivos em dentes decíduos. 1999. Tese [Doutorado] – Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, Bauru.

21. CEBALLOS, L.; OSORIO, R.; TOLEDANO, M.; MARSHALL, G. W. Microleakage of composite restorations after acid or Er-YAG laser cavity treatments. **Dent. Mater.**, v. 17, p. 340-346, 2001.
22. CHINELATTI, M. A.; RAMOS, R. P.; CHIMELLO, D. T.; BORSATTO, M. C.; PÉCORA, J. D.; PALMA-DIBB, R. G. Influence of the use of Er: YAG laser for cavity preparation and surface treatment in microleakage of resin-modified glass ionomer restorations. **Op. Dent.**, v. 29, n.4, p. 430-436, 2004
23. COOLEY, R. L.; ROBBINS, J. W. Glass ionomer microleakage in Class V restorations. **Gen. Dent.** v. 36, n. 2, p. 113-5, 1988.
24. CORONA, S. A. .M.; BORSATTO, M. C.; PALMA-DIBB, R. B.; RAMOS, R. P.; BRUGNERA Jr., A.; PÉCORA, J. D. Microleakage of class V resin composite restorations after bur, air-abrasion or Er: YAG laser preparation. **Op. Dent.**, v. 26, n. 5, p. 491-497, 2001.
25. CORONA, S. A., M.; BORSATTO, M. C.; PÉCORA, J. D.; SÁ ROCHA, R. A. S.; RAMOS, T. S.; PALMA-DIBB, R. G. Assessing microleakage of different class V restorations after Er: YAG laser and bur preparation.. **J. Oral Rehabil.**, v. 30, n. 10, p. 1008-1014, 2003a.
26. CORONA, S. A. M.; MENEZES, M.; BORSATTO, M. C.; CHIMELLO, D. T.; PÉCORA, J. D.; PALMA-DIBB, R. G. Influence of Er: YAG laser on tensile bond strength of resin-modified glass-ionomer cements to dentin. **J. Oral Laser Applications**, v. 1, n. 3, p. 21-25, 2003b.
27. COX, C. F. Microleakage related to restorative procedures. **Proc. Finn. Dent. Soc.**, v. 88, suppl I, p. 83-93, 1992.
28. COZEAN, C.; ARCORIA, C. J.; PELAGALLI, J.; POWELL, G. L. Dentistry for the 21<sup>st</sup> century? Erbium: YAG laser for teeth. **J. Am. Dent. Assoc.**, v. 128, n. 8, p. 1080-1087, 1997.
29. CRISP, S.; WILSON, A. D. Reactions in glass-ionomer cements. I. Decomposition of the powder. **J. Dent. Res.**, v. 53, n. 6, p. 1408-13, 1974.
30. CRISP, S.; FERNER, A.; LEWIS, B. G.; WILSON, A. D. Properties of improved glass-ionomer cement formulations. **J. Dent.**, v. 3, n. 3, p. 125-30, 1975.

31. Den BESTEN, P. K.; WHITE, J. M.; PELINO, J.; LEE, K.; PARKINS, F. A. Randomized prospective parallel controlled study of safety and effectiveness of Er:YAG laser use in children for caries removal. In: *LASERS IN DENTISTRY VI. Proceedings...* SPIE, v. 3910. 2000. p. 171-174.
32. DOERR, C. L.; HILTON, T. J.; HERMESCH, C. B. Effect of thermocycling on the microleakage of conventional and resin-modified glass ionomers. *Am. J. Dent.*, v. 9, n. 1, p.19-21, 1996.
33. DOSTÁLOVÁ, T.; JELÍNKOVÁ, H.; KUCEROVÁ, H.; KREJSA, O.; HAMAL, K.; KUBELKA, J.; et al. Noncontact ER: YAG laser ablation: clinical evaluation. *J. Clin. Laser. Med. Surg.*, v. 16, n. 5, p. 273-282, 1997.
34. EDUARDO, C. P.; MYAKI, S. I.; OLIVEIRA Jr., W. T.; ARANA-CHAVEZ, V. E.; TANJI, E. Y. Micromorphological evaluation of enamel surface and shear bond strength of a composite resin after Er:YAG laser irradiation. An in vitro study. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 5., 1996, Israel. *Proceedings...* Bologna: Monduzzi, 1996. p. 41-44.
35. EDUARDO, C. P.; EDUARDO, F. P.; HAYPEK, P. Restorative dentistry and esthetics with lasers. In: *LASERS IN DENTISTRY: REVOLUTION OF THE DENTAL TREATMENT IN THE NEW MILLENIUM. Proceedings...* 8th International Congress on *lasers* in dentistry. International Congress Series. Japan, 2003. p. 91-99.
36. EDUARDO, P. L. P.; RAMOS, A. C. B.; EDUARDO, C. P. The use of the Er:YAG laser in cavity preparation - Clinical cases. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON *LASERS* IN DENTISTRY, 6., 1998, Maui. *Proceedings...* Maui: ISLD, 1998. p. 202-205.
37. EL-DEEB, M.; HORSWELL, B.; WAITE, D. E. A primate model for producing experimental alveolar cleft defects. *J. Oral. Maxillofac. Surg.*, v. 43, n. 7, p. 523-527, 1985.
38. ERICSEN. H. M.; PEARS, G. In vitro caries reacted to marginal leakage around composite resin restorations. *J. Oral. Rehabil.* v.5. n1. p 15-22, 1978.
39. EVERSOLE, L. R.; RIZOIU, I.; KIMMEL, A. I. Pulpal response to cavity preparation by an erbium, chromium: YSGG laser-powered hydrokinetic system. *J. Am. Dent. Assoc.*, v. 128, n. 8, p. 1099-1106, 1997.
40. FAYYAD, M. A.; SHORTALL, A. C. Microleakage of dentine-bonded posterior composite restorations. *J Dent.*, v. 15, n. 2, p. 67-72, 1987.

41. FEATHERSTONE, J. D. B. The science and practice of caries prevention. *J. Am Dent. Assoc.*, v. 131, n. 7, p. 887-899, 2000.
42. FEATHERSTONE, J. D. B.; FRIED, D.; GANSKY, S. A.; STOOKEY, G. K.; DUNIPACE, A. J. Effect of Carbon dioxide laser treatment on lesion progression in an intra-oral model. *Laser In Dentistry VII*. 2001. **Proceedings...** SPIE 4249. p. 87-91.
43. FEATHERSTONE, J. D. B. The caries balance: contributing factors and early detection. *CDA J.*, v. 31, n. 2, p. 129-133, 2003.
44. FERDIANAKIS, K. Microleakage reduction from newer esthetic restorative materials in permanent molars. *J. Clin Pediatr. Dent.*, v. 22, n. 3, p. 221-229, 1998.
45. FLEMING, G. J. P.; BURKE, F. J. T.; WATSON, D. J.; OWEN, F. J. Materials for restoration of primary teeth: I Conventional materials and early glass ionomers. *Dent. Update*, v. 28, n. 10, p. 486-491, 2001.
46. FRANCCI, C.; DEATON, T. G.; ARNOLD, R. R.; SWIFT Jr., E. J.; PERDIGÃO, J.; BAWEN, J. W. Fluoride release from restorative materials and its effects on dentin demineralization. *J. Dent Res.*, v. 78, n. 10, p. 1647-1654, 1999.
47. FRENCKEN, J. E.; HOLMGREN, C. J. Atraumatic restorative treatment (ART) for dental caries. Nijmegen: STI Book, 1999.
48. FRENCKEN, J. E.; HOLMGREN, C. F. Tratamento restaurador atraumático (ART) para a cárie dentária. São Paulo: Santos, 2001.
49. FRIED, D. IR laser ablation of dental enamel. [Invited Paper] In: *Lasers in Dentistry VI*. **SPIE**, v. 3910, p. 136-148, 2000.
50. FRIED, D.; FEATHERSTONE, J. D.; VISURI, S. T.; SEKA, W. D.; WALSH Jr., J. T. Caries inhibition potential of Er:YAG and Er: YSGG laser radiation. In: *LASERS IN DENTISTRY II Proceedings...* SPIE. v. 2672. 1996a. p. 73-78.
51. FRIED, D.; STEVEN, R.; FEATHERSTONE, J.; WALSH, J. T.; SEKA, W.; GLENA, R. E.; et al. Infrared Radiometry of Dental Enamel During Er: YAG e Er: YSGG laser Irradiation. *J. Biomed. Optics*, Vol. 1, n. 4, p. 455-465 – SPIE, 1996b.

52. FRIED, D.; ZUERLEIN, M.; FEATHERSTONE, J. D. B.; SEKA, W.; DUHN, C.; McCORMACK, S. M. IR laser ablation of dental enamel: mechanistic dependence on the primary absorber. **Applied Surface Sci.**, v. 127-129, p. 852-856, 1998.
53. FRIED, D.; RAGADIO, J.; CHAMPION, A. Residual heat deposition in dental enamel during IR laser ablation at 2079, 2.94, 9.6, and 10.6 micron. **Lasers Surg. Med.**, v. 29, n. 3, p. 221-229, 2001.
54. GIMBLE, C.; HANSEN, R.; SWETT, A.; WINN, D.; PELAGALLI, J.; COZEAN, C. Er:YAG clinical studies for hard tissue applications. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 1994, Singapore. **Proceedings...** Bologna: Monduzzi, 1994. p. 267-271.
55. GLEGHORN, T. The use of glass ionomer mataterials in pediatric dentistry. **Dent. Today**, v. 20, n. 6, p. 76-79, 2001.
56. GLOCKNER, K.; RUMPLER, J.; EBELESEDER, K.; STADTLER, P. Intrapulpal temperature during preparation with the Er:YAG laser compared to the conventional burr: an in vitro study. **J. Clin. Laser. Med. Surg.**, v. 16, n. 3, p. 153-157, 1998.
57. GOING, R. E. Reducing marginal leakage: a review of materials and techniques. **J. Am. Dent. Assoc.**, v. 99, p. 646-51, 1979.
58. GOLDSTEIN, R. E. Multipurpose laser offers unique approach to restorative dentistry. **Dent. Today**, v. 18, n. 10, p. 78-81, 1999.
59. GOUW-SOARES, S. C. Temperature rise in cavities prepared in vitro by Er:YAG laser. **J. Lasers Oral. Appl.**, v. 1, n. 2, p. 119-123, 2001.
60. GRIEVE, A. R.; SAUNDERS, W. P.; ALANI, A. H. The effects of dentine bonding agents on marginal leakage of composite restorations--long-term studies. **J Oral Rehabil.**, v. 20, n. 1, p. 11-8, 1993.
61. GROTH, E. B. Estudo comparativo do condicionamento do esmalte dental com Er: YAG laser e ácido fosfórico: análise morfológica e resistência à tração. 1997. Tese (Doutorado em Dentística) - Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, São Paulo.

62. GUTKNECHT, N.; APEL, C. H.; CARTSBURG, S.; LAMPERT, F. Bond strength of composite on Er:YAG laser - Er, Cr: YSGG laser and acid etched enamel. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 6., 1998, Maui. **Resumos...** Maui: International Society for Lasers in Dentistry, 1998. p. 57.
63. GUTKNECHT, N.; EDUARDO, C. P. A Odontologia e o Laser: a atuação do laser na Especialidade odontológica. São Paulo: Quintessence, 2004.
64. HADLEY, J.; YOUNG, D. A.; EVERSOLE, L. R.; GORNBEN, J. A. A laser-powered hydrokinetic system for caries removal and cavity preparation. **J. Am. Dent. Assoc.**, v. 131, n. 6, p. 777-785, 2000.
65. HALLET, K. B.; GARCIA-GODOY, F. Microleakage of resin modified glass ionomer cement restoration: an in vitro study. *Dent. Mater.*, v. 9, n. 5, p. 306-311, 1993.
66. HIBST, R.; KELLER, U.; STEINER, R. Die wirkung gepulser Er:YAG laserstrahlung auf zahngebe. **Lasers Med. Surg.**, v.4. p 163-165, 1988
67. HIBST, R.; KELLER, U. Experimental studies of the application of Er:YAG laser on dental hard substances: I. Light microscopic and SEM investigations. **Lasers Surg. Med.**, v. 9, n. 4, p. 338-344, 1989.
68. HIBST, R.; KELLER, U. Mechanism of Er:YAG laser-induced ablation of dental hard substances. In: *Lasers in Orthopedic, Dental, and Veterinary Medicine II. Proceedings...* SPIE v. 1880. 1993. p. 156-162.
69. HILTON, T. J.; FERRACANE, J. L. Cavity preparation factors and microleakage of class II composite restorations filled at intraoral temperatures. **J. Am. J. Dent.**, v.12, n. 3, p. 123-130, 1999.
70. HOKE, J. A.; BURKES Jr., E. J.; GOMES, E. D.; WOLBARSHT, M. L. Erbium: YAG (2.94  $\mu\text{m}$ ) laser effects on dental tissues. **J. Laser Appl.**; v. 2, n. 3-4, p. 61-5, 1990.
71. HOSSAIN, M.; NAKAMURA, Y.; YAMADA, Y.; KIMURA, Y.; MATSUMOTO, N.; MATSUMOTO, K. Effects of Er, Cr: YSGG laser irradiation in human enamel and dentin: ablation and morphological studies. **J. Clin. Laser Med. Surg.**, v. 17, n. 4, p. 155-159, 1999.

72. HOSSAIN, M.; NAKAMURA, Y.; YAMADA, Y.; SUZUKI, N.; MURAKAMI, Y.; MATSUMOTO, K. Analysis of surface roughness of enamel and dentin after Er, Cr: YSGG laser irradiation. **J. Clin. Laser Med. Surg.**, v. 19, n. 6, p. 297-303, 2001.
73. HOSSAIN, M.; NAKAMURA, Y.; YAMADA, Y.; MURAKAMI, Y.; MATSUMOTO, K. Compositional and structural change of human dentin following caries removal by Er, Cr: YSGG laser irradiation in primary teeth. **J. Clin. Pediatr. Dent.**, v. 26, n. 4, p.377-382, 2002a.
74. HOSSAIN, M.; NAKAMURA, Y.; YAMADA, Y.; MURAKAMI, Y.; MATSUMOTO, K. Microleakage of composite resin restoration in cavities prepared by Er, Cr: YSGG laser irradiation and etched bur cavities in primary teeth. **J. Clin. Pediatr. Dent.**, v. 26, n. 3, p. 263-268, 2002b.
75. HOSSAIN, M.; NAKAMURA, Y.; TAMAKI, Y.; YAMADA, Y.; MURAKAMI, Y.; MATSUMOTO, K. Atomic analysis and knoop hardness measurement of the cavity floor prepared by Er, Cr: YSGG laser irradiation *in vitro*. **J. Oral Rehabil.**, v. 30, n. 5, p. 515-521, 2003.
76. IMPARATO, J.C.P. Avaliação da microinfiltração de quatro técnicas restauradoras com resina composta nas caixas proximais em cavidades classe II de molares decíduos. 1996. Dissertação (Mestrado em Odontopediatria)-Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo.
77. IMPARATO, J.; ROCHA, R.; RAGGIO, D. Realidades e Perspectivas na Odontopediatria. In: XXI CIOSP. São Paulo: Artes Médicas, cap. 1, p. 3-19. 2003.
78. ISHIZAKI, N. T.; MATSUMOTO, K.; KIMURA, Y.; WANG, X.; KINOSHITA, J.; OKANO, S. M. et al. Thermographical and morphological studies of Er, Cr: YSGG laser application for cavity preparation on root canal walls. **Photomed. Laser Surg.**, v. 22, n. 4, p. 291-297, 2004.
79. JEAN, A.; ARMENGOL, V.; ASSOUMOU, M.; HAMEL, H. Microleakage along composite restoration following Er:YAG laser irradiation versus acid-etched. **J. Dent. Res.**, v. 77, p. 937, 1998. (Abstract 2447).
80. KATAUMI, M.; YAMADA, T.; INOKOSHI, S.; TAGAMI, J.; ANDO, Y.; AOKI, A.; WATANABE, H.; ISHIKAWA, I. SEM observations of ER: YAG laser irradiated dentin-resin interface. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASER IN DENTISTRY, 1996, Jerusalem **Proceedings...** Bologna: Monduzzi, 1996. p.63-66.

81. KATO, J.; MORIYA, K.; JAYAWARDENA, J. A.; WIJEYEWEERA, R. L. Clinical application of Er: YAG laser for cavity preparation in children. *J. Clin. Laser Med. Surg.*, v. 21, n. 3, p. 151-155, 2003.
82. KELLER, U.; HIBST, R. Effects of Er:YAG laser on enamel bonding of composite materials. In: *Lasers in orthopedic, dental and veterinary medicine II*. Los Angeles: SPIE, v.1880, p. 162-168, 1993.
83. KELLER, U.; HIBST, R. Histological findings of pulpal changes after Er:YAG laser irradiation. *J. Dent. Res.*, v. 74, p. 54-51, 1995. (Resumo IADR n. 1159).
84. KHAN, M. F.; YONAGA, K.; KIMURA, Y.; FUNATO, A.; MATSUMOTO, K. Study of microleakage at Class I cavities prepared by Er: YAG laser using three types of restorative materials. *J. Clin. Laser Med. Surg.* v. 16, n. 6, p. 305-308, 1998.
85. KIDD, E. A. M. Microleakage: a review. *J. Dent.*, v. 4, n. 5, p. 199-206, 1976.
86. KOHARA, E. K.; HOSSAIN, M.; KIMURA, Y.; MATSUMOTO, K.; INOUE, M.; SASA, R. Morphological and microleakage studies of the cavities prepared by Er: YAG laser irradiation in primary teeth. *J. Clin. Laser Med. Surg.*, v. 20, n. 3, p. 141-147, 2002.
87. KUMAZAKI, M. Results of etching with the Er: YAG laser. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 3., 1992, Salt Lake City. *Proceedings...* Salt Lake City: ISLD, 1992. p. 141-142.
88. KUMAZAKI, M. Removal of hard tissue (cavity preparation) with the Er: YAG laser. IN: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY. *Proceedings...* 1994. p. 151- 7.
89. LIZARELLI, R. F.; SILVA, P. C.; NETO, S. T.; NAGNATO, V. S. Study of microleakage at class V cavities prepared by Er: YAG laser using rewetting surface treatment. *J. Clin. Laser Med. Surg.*, v. 22, n. 1, p. 52- 55, 2004.
90. MATOS, A. B.; MATSON, E. Microinfiltração de lesões cervicais restauradas com diferentes materiais adesivos e técnicas. *R.P.G.*, v. 4, n. 4, p. 252-253, 1997.
91. MATSON, J. R.; MATSON, E.; NAVARRO, R. S.; BOCANGEL, J. S.; JAEGER, R. G.; EDUARDO, C. P. Er: YAG laser effects on enamel occlusal fissures: an in vitro study. *J. Clin. Laser Med. Surg.* V. 20, n. 1, p. 27-35, 2002.

92. MATSUMOTO, K.; HOSSAIN, M.; HOSSAIN, I.; KAWANO, H.; KIMURA, Y. Clinical assessment of Er, Cr: YSGG laser irradiation on root canal walls: a scanning electron microscopic and thermographic study. **J. Endod.**, v. 27, n. 1, p. 9-12, 2001.
93. MATSUMOTO, K.; HOSSAIN, M.; KAWANO, H.; KIMURA, Y. Clinical assessment of Er, Cr: YSGG laser application for cavity preparation. **J. Clin. Laser Med. Surg.**, v. 20, n. 1, p. 17-21, 2002.
94. MATSUMOTO, K.; HOSSAIN, M.; TSUZUKI, N.; YAMADA, Y.; Morphological and Compositional Changes of human dentin after Er: YAG laser irradiation. **J. Oral. Laser Appl.** v. 3, n. 1, p. 15-20, 2003.
95. MIRANDA Jr.; GOMES, W. Avaliação da infiltração *in vitro* em caixas proximais restauradas com resinas compostas e cimento ionômero de vidro. 1992. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, São Paulo.
96. MISERENDINO, J. L. SEM and dye penetration and comparison of Er: YAG laser vs. traditional treatments. In: **Proceedings** International Congress on laser in dentistry. 1998. Maui. Maui: International Society for *lasers* in dentistry. 1998. P. 34.
97. MOLDES, V. L. Estudo *in vitro* da microinfiltração em restaurações de cavidades classe V preparadas com alta rotação e laser de Er:YAG e Er,Cr:YSGG, utilizando-se dois sistemas adesivos. 2003. Tese [Doutorado] – Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo.
98. MONGHINI, E. M.; WANDERLEY, R. L.; PECORA, J. D.; PALMA-DIBB, R. G., CORONA, S. A.; BORSATTO, M. C. Bond strength to dentin of primary teeth irradiated with varying Er: YAG laser energies and SEM examination of the surface morphology. **Lasers Surg. Med.**, v. 34, n. 3, p. 254-259, 2004.
99. MORABITO, A.; DEFABIANIS, P. The marginal seal of various restorative materials in primary molars. **J. Clin. Pediatr. Dent.**, v. 22, n. 1, p. 51-54, 1997.
100. MORIOKA, T.; TAGOMORI, S.; OHO, T. Acid resistance of laser human enamel with Erbium: YAG laser. **J. Clin. Laser Med. Surg.**, p. 215-217, June 1991.
101. MORITZ, A.; SCHOOP, U.; GOHARKHAY, K.; SZAKACS, S.; SPERR, W.; SCHWEIDLER, E.; et al. Procedures for enamel and dentin conditioning: a comparison of conventional and innovative methods. **J. Esthet. Dent.**, v. 10, n. 2, p. 84-93, 1998.

102. 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. 135-141, 1992.
103. NASSIF, A. C. S. Estudo *in vitro* da interferência da clorexidina na resistência e morfologia de união de dois cimentos de ionômicos, indicados para restauração atraumática à dentina de dentes decíduos. 2003. Tese [Mestrado] - Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo.
104. NAVARRO, M. F. L.; PASCOTTO, R. C. Cimentos de ionômero de vidro – aplicações clínicas em odontologia. São Paulo: Artes Médicas; 1998.
105. NAVARRO, R. S.; GOUW-SOARES, S. C.; HAYPEK, P.; ZECELL, D.; YOUSSEF, M.; EDUARDO, C. P. Er: YAG laser cavity preparation with different parameters and mode of operation: a microleakage study. In: PROGRAM AND ABSTRACT HANDBOOK 7<sup>TH</sup> INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY OF INTERNATIONAL SOCIETY FOR LASERS IN DENTISTRY-ISLD. Brussels, July, 2000.
106. NAVARRO, R. S. Resistência à tração de resina composta sobre esmalte e dentina condicionados com laser de Er:YAG e um sistema adesivo auto-condicionante : análise das superfícies pela microscopia eletrônica de varredura. 2001. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo. São Paulo. 2001.
107. NAVARRO, R. S.; YOUSSEF, M. N.; BOCANGEL, J. S.; EDUARDO, C.P.; MATOS, A B. Bond strength to enamel and dentin conditioned by Er: YAG laser and self-etching adhesive. **J. Dent. Res.**, v. 81, p. 76. 2002. (Abstract 0402).
108. NAVARRO, R. S.; GONTIJO, I.; RAGGIO, D; IMPARATO, J.,C.P.; GUEDES-PINTO, A. C.; EDUARDO,C.P. Conservative and Minimal intervention in caries with Er: YAG and Er,Cr: YSGG lasers in Pediatric Dentistry. **Braz. Dent. J.**, v. 15 , p. 78, 2004. (Res. OP 36)
109. 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.
110. ODA, M.; ZÁRATE-PEREIRA, P.; MATSON, E. Estudo *in vitro* da microinfiltração marginal em cavidades submetidas ao tratamento com laser de Er: YAG e restauradas com materiais estéticos. **Pesqui. Odontol. Bras.**, v. 15, n. 4, p. 290-295, 2001.

111. OLIVEIRA, M. E.; GUTNECHT, N.; ZECELL, D. M.; APEL, C.; BLAY, A.; TURBINO, M. I.; et al. Tensile bond strength of a self-etching system to enamel and dentin conditioned by Er, Cr: YSGG and Er: YAG laser. In: Internationaler Jahreskongress der Deutschen Gesellschaft für Laserzahnheilkunde, 13. 31.01-01.02.2004.Hamburgo. **Resumos...Hamburgo.**
112. PALMA-DIBB, R. G., MILORI CORONA, S. A.; BORSATTO, M. C.; FERREIRA, K. C.; PEREIRA RAMOS, R.; DJALMA PECORA J. Assessing microleakage on class V composite resin restorations after Er: YAG laser preparation varying the adhesive systems. **J. Clin. Laser Med. Surg.**, v. 20, n. 3, p. 129-133, 2002.
113. PASHLEY, D. H. The effects of acid etching on the pulpodentin complex. **Oper. Dent.**, v. 17, n. 6, p. 229-242, 1992.
114. PELAGALLI, J.; GIMBEL, C. B.; HANSEN, R. T.; SWETT, A.; WINN, D. W. 2<sup>nd</sup>. Investigational study of the use of Er: YAG laser versus dental drill for caries removal and cavity preparation—phase I. **J. Clin. Laser Med. Surg.**, v. 15, n. 3, p. 109-115, 1997.
115. PEREIRA, P. N. R. Glass ionomeric restoratives: concepts on secondary caries inhibition and adhesion. 1998. Tese [Doctor in Dental Sciences] – Faculty of Dentistry, Tokyo Medical and dental University, Tokyo.
116. PETERS, M; Mc LEAN, M. Minimally invasive operative care: I minimal intervention and concepts for minimally invasive cavity preparations. **J. Adhes. Dent.**, 3, p. 7-16, 2001.
117. PIN, M. L. G. Avaliação da microinfiltração marginal em cavidades classe II modificadas, restauradas com cimentos de ionômero de vidro, convencional, modificados por resina e com uma resina composta modificada por poliácidos : estudo in vitro. **Revista da Faculdade de Odontologia de Bauru**, v. 6, n.4, p. 7-13, 1998.
118. PULGA, N. V. G.; PULGA, F. G.; RIBEIRO, R. C.; RIBEIRO, M. S.; RAMOS, A; TURBINO, M. L.; et al. Marginal microleakage evaluation in Class V composite restorations of deciduous teeth prepared conventionally and using Er:YAG laser. **Lasers Surg. Med. Suppl.** 14, p. 81, 2002. (Abstract of 22nd Annual Meeting of American Society for Laser Medicine and Surgery- Atlanta, April, 2002).
119. QUO, B. C.; DRUMMOND, J. L.; KOERBER, A.; FADAVI, S.; PUNWANI, I. Glass ionomer microleakage from preparations by an Er/YAG laser or a high-speed handpiece. **J. Dent.**, v. 30, n. 4, p. 141-146, 2002.

120. RAGGIO, D. P. Avaliação "in vitro" da microinfiltração, liberação de fluoreto e resistência adesiva de cinco cimentos de ionômero de vidro utilizados no tratamento restaurador atraumático(TRA), 2001. Dissertação (mestrado) – Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.
121. RAGGIO, D. P. Dureza knoop de cimentos de ionômero de vidro indicados para o tratamento restaurador atraumático (TRA) [Tese de Doutorado]. Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, São Paulo, 2004.
122. RAMOS, A. C. B. Microinfiltração marginal em cavidades de classe V preparadas com alta rotação e com laser de Érbio:YAG : estudo in vitro. 1998. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, São Paulo.
123. RECHMANN, P.; GOLDIN, D.S.; HENNING, T. Er: YAG *lasers* in dentistry: an overview. In: *LASERS IN DENTISTRY 4*. Washington: SPIE. 1998. p. 2-13.
124. REIS, L. S.; CHINELATTI, M. A.; CORONA, A. S.; PALMA-DIBB, R. G.; BORSATTO, M. C. Influence of air abrasion preparations on microleakage in glass ionomer cement restorations. **J. Mater. Sci. Mater. Med.**, v. 15, n. 11, p. 1213-1216, 2004.
125. WRIGHT, G. Z.; Mc CONNELL, R. J.; KELLER, U. Microleakage of class V composite restorations prepared conventionally with those prepared with an Er: YAG laser: a pilot study. **Pediatr. Dent**, v. 15, n. 6, p. 425-26, 1993.
126. RIZOIU, I.; KOHANGHADOSH, F.; KIMMEL, A. L.; EVERSOLE, L. R. Pulpal thermal responses to an erbium, chromium: YASGG pulsed laser hydrokinetic system. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.*, v. 86, n. 2, p. 220-223, 1998.
127. RUSSO, E. M.; de CARVALHO, R. C.; MATSON, E.; dos SANTOS, R. S. Microleakage in class V cavities restored with esthetic materials, using different restorative techniques. **Pesqui. Odontol. Bras.** v. 15, n. 2, p. 145-150, 2001.
128. RUTAR, J.; MCALLAN, L.; TYAS, M. J. Clinical evaluation of a glass ionomer cement in primary molars. **Pediatr. Dent.**, v. 22, n. 6, p. 486-488, 2000.
129. SALAMA. F. S.; RIAD. M. I.; MEGID, F. Y. A. Microleakage and marginal gap formation of glass ionomer resin restorations. **J. Clin. Pediatr. Dent. Birmingham.**, v.20. n. 1 .p. 31-36, 1995.

130. SCHMIDT, D. A. The millennium has arrived. **Dent. Today**, v. 18, n. 9, p. 104-105, Sept. 1999.
131. SEKA, W., FEATHERSTONE, J. D. B.; FRIED, D.; VISURI, S. R.; WALSH, J. T. Laser ablation of dental hard tissue: from explosive ablation to plasma-mediated ablation. [Invited Paper] In: *Lasers in dentistry II*. **SPIE**, v. 2672, p. 144-158, 1996.
132. SERRA, M. C.; CURY, J. A. The in vitro effect of glass-ionomer cement restoration on enamel subjected to a demineralization and remineralization model. **Quintessence Int.**, v. 23, n. 2, p. 143-147, 1992.
133. SERRA, M. C.; NAVARRO, M. F.; FREITAS, S. F., CARVALHO, R. M.; CURY, J. A.; RETIEF, D. H. Glass ionomer cement surface protection. **Am. J Dent.**, v. 7, n. 4, p. 203-6, 1994.
134. SHARON-BULLER, A.; BLOCK, C.; SELA, M. Elimination of bacteria with Er: YAG laser in cavity preparation. In: 1<sup>th</sup> CONGRESS OF THE EUROPEAN SOCIETY FOR ORAL LASER APPLICATIONS ESOLA. Austria, **Abstracts...ESOLA**, May, p. 10, 2001.
135. SHORTALL, A. C. Microleakage, marginal adaptation on composite resin restorations. **Br. Dent. J.**, v. 153, n. 6, p. 223-227, 1982.
136. SIEGEL, S. *Estatística não-paramétrica : para as ciências do comportamento*. São Paulo: Mc Graw-Hill do Brasil, 1975.
137. SMALES, R. J.; GAO, W.; HO F, T. In vitro evaluation of sealing pits and fissures with newer glass-ionomer cements developed for the ART technique. **J Clin. Pediatr. Dent.** v. 21, n. 4, p. 321-323, 1997.
138. SORENSEN, J. A.; DIXIT, N. V.; WHITE, S. N.; AVERA, S. P. In vitro microleakage of dentin adhesives. **Int. J. Prosthodont.** v. 4, n. 3, p. 213-218, 1991.
139. SPANGBERG, L. S.; ACIERNO, T. G.; YONGBUM CHA, B. Influence of entrapped air on the accuracy of leakage studies using dye penetration methods. **J Endod.**, v. 15, n. 11, p. 548-551, 1989.
140. STERN, R. H.; SOGNNARES, R. F. Laser beam on dental hard tissues. **J. Dent. Res.** v.43. p. 873. 1964. [Resumo].

141. SUSAKI, A. Er: YAG laser irradiation effect on acid resistance of human enamel. **J. Dent. Res.** v. 77. p. 820, 1998 (Abstract. 1509).
142. TANJI, E. Y.; MATSUMOTO, K.; EDUARDO, C. P. Scanning electron microscopic observations of dentin surface conditioned with the Er: YAG laser. **Deuts. Gesellschaft Laser Newsletter**, v. 8, p. 6, 1997. (Resumo DGL n. 6)
143. TAO, L.; PASHLEY, D. H. The relationship between dentin bond strengths and dentin permeability. **Dent Mater.**, v. 5, n. 2, p. 133-139, 1989.
144. TRUSHKOWSKY, R. D.; GWINNETT, A. J. Microleakage of class V composite, resin sandwich, and resin modified glass ionomers. **Am. J. Dent.**, v. 9, n. 3, p. 96-99, 1996.
145. TSUNEKAWA, M.; USAMI, Y.; IWAKU, M. SETCOS, J. C.; MARSHALL, S. J. A new light-activated adhesive cavity liner: an in vitro bond strength and microleakage study. **Dent Mater.**, v. 8, n. 5, p. 296-298, 1992.
146. Van AMERONGEN, W. E. Dental caries under glass ionomer restorations. **J. Pub. Health Dent.**, v. 56, n. 3, p. 150-154, 1996.
147. Van MEERBEEK, B.; DHEM, A.; GORET-NICAISE, M.; BRAEM, M.; LAMBRECHTS, P.; VANHERLE, G. Comparative SEM and TEM examination of the ultrastructure of the resin-dentin interdiffusion zone. **J. Dent. Res.**, v. 72, n. 2, p. 495-501, 1993.
148. Van NOORT, R. Introduction to dental materials. Baltimore: Mosby, 1994.
149. VICKERS, V. A.; JACQUES, S. L.; POWERS, J. M.; MARTIN, J. W. Ablation of hard dental tissues with 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.
150. VIRMANI, S.; TANDON, S.; RAO, N. Cuspal fracture resistance and microleakage of glass ionomer cements in primary molars. **J Clin Pediatr Dent.**, v. 22, n. 1, p. 55-8, 1997.
151. VISURI, S. R.; GILBERT, J. L.; WRIGHT, D. D.; WIGDOR, H. A.; WALSH Jr., J. T. Shear strength of composite bonded to Er: YAG laser-prepared dentin. **J. Dent. Res.**, v. 75, n. 1, p. 599-605, 1996.

152. WANG, X.; ISHIZAKI, N. T.; SUZUKI, N.; KIMURA, Y.; MATSUMOTO, K. Morphological changes of bovine mandibular bone irradiated by Er, Cr: YSGG, laser: an *in vitro* study. **J. Clin. Laser Med. Surg.**, v. 20, n. 5, p. 245-250, 2002.
153. WATANABE, I.; NAKABAYASHI, N. Bonding durability of photocured phenyl-P in TEGDMA to smear layer-retained bovine dentin. **Quintessence Int.**, v. 24, n. 5, p. 335-342, 1993.
154. WELSH, E. L.; HEMBREE, J. H. Microleakage at the gingival wall with four class V anterior restorative materials. **J. Prosthet. Dent.**, v. 54, n.3, p.370-372, 1985.
155. WIGDOR, H.; ASHRAFI, S.; ABT, E. SEM evaluation of CO<sub>2</sub>. Nd: YAG and Er:YAG laser irradiation of dentin in vitro. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY. 1992. Salt Lake City. **Proceedings...** Salt Lake City: International Society of *lasers* in dentistry. 1992. p. 131-132.
156. WIGDOR, H.; ASHRAFI, S.; ABT, E. SEM evaluation of CO<sub>2</sub>. Nd: YAG and Er:YAG laser irradiation of dentin in vitro. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY. 1992. Salt Lake City. **Proceedings...** Salt Lake City: International Society of *lasers* in dentistry. 1992. p. 131-132.
157. WIGDOR, H.; ABT, E.; ASHRAFI, S.; WALSH, J. T. JR. The effect of *lasers* on dental hard tissues. **J. Am. Dent. Assoc.** v. 124, n. 2, 65-70. 1993.
158. WIGDOR, H. A.; WALSH, J. T.; FEATHERSTONE, J. D.; VISURI, S. R.; FRIED, D.; WALDVOGEL, J. L. *Lasers* in Dentistry. **Lasers Surg. Med.** v. 16, p. 103-133. 1995.
159. WILSON, A. D.; KENT, B. E. A new translucent cement for dentistry. the glass ionomer cement. **Br. Dent. J.**, v. 132, n. 4, p.133-135, 1972.
160. WILSON A. D. Resin modified glass-ionomer cement. **Int. J. Prosth.**, v. 3, n. 5, p. 425-429, 1990.
161. WILSON, A. D., MCLEAN, J. W. Glass-ionomer cement. Chicago: Quintessence, 1998.
162. YAMADA, Y.; HOSSAIN, M.; NAKAMURA, Y.; SUZUKI, N.; MATSUMOTO, K. Removal of carious dentin by mechanical, chemomechanical and Er: YAG laser in deciduous teeth. **J. Clin. Laser Med. Surg.**, v. 1, n. 2, p. 109-114, 2001.

163. YAMAZAKI, r.; GOYA, C.; YU, D. G.; KIMURA, Y.; MATSUMOTO, K. Effects of erbium, chromium: YSGG laser irradiation root canal walls: a scanning electron microscopic and thermographic microscopic study. **J. Endod.**, v. 27, n. 1, p. 9-12. 2001.
164. YAP, A. U. J.; PEARSON, G. J.; BILLINGTON, R. W.; STOKES, A. N. An *in vitro* microleakage study of three restorative techniques for class II restorations in posterior teeth. **Biomaterials**, v. 17, n. 21, p. 2031-2035, 1996.
165. YILMAZ, Y.; GURBUZ, T.; LOCOGULLARI, M. E. The influence of various conditioner agents on the interdiffusion zone and microleakage of glass ionomer cement with a high viscosity in primary teeth. **Oper. Dent.**, v. 30, n. 1, p. 105-112, 2005
166. YIP, H. K.; TAY, F. R.; NGO, H. C.; SMALES, R. J., PASHLEY, D. H. Bonding of contemporary glass ionomer cements to dentin. **Dent. Mater.**, v. 17, n. 5, p. 456-470, 2001.
167. YOUNG, D. A.; FRIED, D.; FEATHERSTONE, J. D. Treating occlusal pit and fissure surfaces by IR laser irradiation. In: **LASERS IN DENTISTRY VI. Proceedings...SPIE**. v. 3910. 2000. p. 247-253.
168. YU, D. G.; KIMURA, Y.; KINOSHITA, J. I.; MATSUMOTO, K. Morphological and atomic analytical studies on enamel and dentin irradiated by an Erbium, Chromium: YSGG laser. **J. Clin. Laser Med. Surg.**, v. 18, n. 3, p. 139-143, 2000.
169. ZACH, L.; COHEN, G. Pulp response to externally applied heat. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.** v.19, s/n, p.515-530, 1965.
170. ZECELL, D. M., TANJI, E. Y.; HAYPEC, P.; EDUARDO, C. P. Scanning electron microscopy and rx fluorescence of class I cavity preparation with Er:YAG laser. **Deutsche Gesellschaftfür Laser Newsletter**, v.8., n. Congress - edition, p. 8, 1997.
171. ZIDAN, O.; GOMEZ-MARIN, O.; TSUCHIYA, T. A comparative study of the effects of dentinal bonding agents and application techniques on marginal gaps in Class V cavities. **J. Dent. Res.**, v. 66,