

**MESTRADO PROFISSIONALIZANTE DE LASER EM  
ODONTOLOGIA**

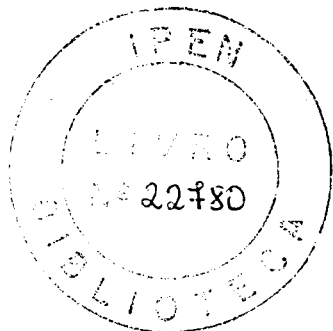


AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE  
DE SÃO PAULO

**SELAMENTO DE FÓSSULAS E FISSURA DE SEGUNDO MOLAR  
DECÍDUO INFERIOR COM O LASER DE Nd: YAG, ÁCIDO FOSFÓRICO  
E CIMENTO DE IONÔMERO DE VIDRO**

**MARIA APARECIDA TODA**

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



Orientador:  
Prof. Dr. Wagner de Rossi

Co-orientador  
Prof. Dr. José Eduardo  
Pelizon Pelino

**São Paulo  
2003**



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

**SELAMENTO DE FÓSSULAS E FISSURA DE SEGUNDO MOLAR  
DECÍDUO INFERIOR COM O LASER DE Nd: YAG, ÁCIDO FOSFÓRICO  
E CIMENTO DE IONÔMERO DE VIDRO**

**MARIA APARECIDA TODA**

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

Orientador:  
Prof. Dr. Wagner de Rossi

Co-orientador  
Prof. Dr. José Eduardo  
Pelizon Pelino

**São Paulo  
2003**

## **DEDICATÓRIA**

*Ao meu marido, Miguel Kechichian Júnior, por estar ao meu lado durante este período,  
compreendendo-me.*

*À minha filha, Luciana Toda Mori, que ajudou-me na execução deste trabalho,  
que soube compreender-me e que muito estimulou-me para a  
conclusão do mesmo.*

*À memória de meus pais, pela dedicação, carinho, compreensão e amor.*

## AGRADECIMENTOS

*Ao meu companheiro de todas as horas, muito especial, que me fortalece a cada instante, que nos momentos mais atribulados de minha vida me consola e faz com que eu enxergue a vida de uma maneira mais extraordinária e prazerosa, que fez com que eu superasse mais esta etapa: **DEUS**, muito obrigada por existir.*

*A todo o corpo docente do IPEN e da FOU SP, que contribuíram para a realização deste trabalho*

*Em especial ao meu orientador, **Professor Dr. Wagner de Rossi**, que colaborou muito na execução deste trabalho, ao apoio e dedicação em ensinar, pelas palavras amigas.*

*Ao meu Co-Orientador, Professor Dr. José  
Eduardo Pelizon Pelino,  
pelo apoio e atenção .*

*Aos Professores:  
Dra Denise Maria Zezell, Dr Armando  
Mirage, Dr Niklaus Ursus Wetter, Dr José  
Carlos Imparato, Dr Edmir Matson, que  
muito colaboraram nas idéias e conclusão deste  
trabalho.*

*Aos Professores,  
Dr. Carlos de Paula Eduardo e Dr. Nilson  
Dias Vieira Júnior, pela organização e realização  
do Curso de Laser*

*Ao Amigo,  
Jorge Bocangel, que colaborou na execução da  
Microscopia Eletrônica de Varredura.*

*Ao Amigo, Professor Dr Edgar Tangi,  
que durante o curso nos ajudou, fornecendo informações  
na clínica e nos outros trabalhos executados.*

*A todos os Amigos de Sala de Aula, que acabaram  
dando um toque especial, facilitando esta trajetória,  
em especial Claudia Goya, Íris, Maria  
Angélica, Reugma; ao meu grupo de  
Clínica: Marcelo, Rodrigo  
Macri, Leornado, e  
Manoelita.*

*Ao meu Amigo, que soube por diversas vezes me  
atuar nos seus finais de semana, me  
ajudando e fornecendo idéias, José Ricardo  
Archila*

*Ao Sr. Fernando e às Secretárias Sandra,  
Liliane, Elizabeth, Glads e em especial à  
Cida, que tanto me  
estimulou, em palavras, para que acabasse  
concluindo este trabalho, dizendo "A Vida  
é um Ciclo, e este ciclo nunca  
pode ficar em aberto".  
Devemos sempre concluir  
o que começamos para  
podermos prosperar.*

*Aos Irmãos: Mario Toda Jr, Newton César  
Toda e Wagner Ricardo Toda, que me deram  
muito apoio para que eu atingisse meus objetivos.*

*Às Cunhadas e Cunhado:  
Marly Midori Sato, Mônica Acabane,  
Viviane Toda, Paula Kechichian e  
Alessandro Kechichian.*



Aos Amigos,  
em especial: **Garbis Garabed** (em memória)  
e **Dona Mari**

Aos Amigos, que colaboraram muito,  
**Dr. Paulo Roberto de Souza, Sonia Maria,**  
**Cláudia Shisue, Faynna Roth, Lucimara,**  
**Sálvio, Pierre, Marcelo, Romeu, Tadeu;**  
enfim, a todos que acabaram contribuindo direta ou  
indiretamente para a execução deste trabalho.

Por fim, agradeço, de todo o coração, à uma pessoa muito importante em minha vida, minha filha **Luciana**, a qual tem me estimulado muito e também tem sido muito paciente, suportando meus dias de estresse, durante a execução deste trabalho.

## SELAMENTO DE FÓSSULAS E FISSURA DE SEGUNDO MOLAR DECÍDUO INFERIOR COM O LASER DE Nd: YAG, ÁCIDO FOSFÓRICO E CIMENTO DE IONÔMERO DE VIDRO

María Aparecida Toda

### RESUMO

O objetivo do nosso trabalho foi verificar o selamento de fóssulas e fissura de segundo molar decíduo inferior, *in vitro*, com o laser de Nd: YAG, ácido fosfórico a 37 % e o Cimento de Ionômero de Vidro (CIV, Fuji IX GC).

A proposta foi verificar as alterações estruturais morfológicas, quando da irradiação laser sobre a superfície de esmalte, observar o vedamento de fóssulas e fissura com o auxílio do uso do cimento de ionômero de vidro após a irradiação laser e verificar a eficiência do "duplo condicionamento" (ácido fosfórico + laser Nd: YAG). Ao mesmo tempo monitorarmos a evolução da temperatura no interior da câmara pulpar.

Nosso intuito foi conseguir uma técnica alternativa terapêutica para prevenirmos a cárie dental.

Os parâmetros do laser de Nd: YAG foram os mesmos: energia de 79 mJ/ pulso; 5 Hz de frequência; 0,4 W de potência média, fibra óptica ao contato de 320µm de diâmetro, fluência de 99,5 J/ cm<sup>2</sup>, sendo que o único diferencial foi o período de aplicação do laser na superfície de esmalte.

As amostras foram preparadas da seguinte maneira:

- 1) Laser Nd: YAG (53 segundos) + ácido + cimento de ionômero de vidro (CIV)
- 2) Laser Nd: YAG ( 53 segundos)
- 3) Laser Nd: YAG ( 20 segundos + 20 segundos) + ácido + CIV
- 4) Laser Nd: YAG ( 20 segundos + 20 segundos)
- 5) Ácido + CIV
- 6) Controle.

Verificamos por meio de Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV) regiões de fusão e ressolidificação devido à irradiação laser e uma melhor adaptação do Cimento Ionômero de Vidro quando executamos o "duplo condicionamento".

Quanto ao aumento de temperatura, podemos concluir que o período escalonado foi o melhor recomendado, pois a temperatura encontrou-se dentro do padrão que não acarretaria danos à polpa dental.

Para futuros trabalhos sugerimos um maior tempo de relaxação entre as irradiações laser, estudo comparativo deste método com outros lasers, a utilização de outros materiais seladores e o estudo com dentes permanentes.

## THE SEALING OF SECOND MANDIBULAR TEMPORARY MOLAR PITS AND FISSURE WITH THE LASER OF Nd: YAG, PHOSPHORIC ACID AND THE GLASS IONOMER CEMENT

Maria Aparecida Toda

### ABSTRAT

The main of our study was to check the sealing of second mandibular temporary molar pits and fissure, *in vitro*, with the laser of Nd: YAG, phosphoric acid at 37% and the glass ionomer cement (CIV, Fuji IX GC).

The proposal was to check the structural morphologic changes in the laser irradiation upon the enamel surface to watch the pits and fissure sealing with the glass ionomer cement use after the laser irradiation and to verify the efficiency of the "double conditioning" (phosphoric acid + Nd: YAG). At the same time we watch the evolution of the temperature in the pulp chamber's inside.

Our desire was to achieve a therapeutic alternative technic to prevent the dental caries.

The Nd; YAG laser parameters were the same: 79 mJ of energy per pulse; frequency of 5 Hz; mean power of 0,4 W; optical fiber on contact of 320  $\mu\text{m}$  diameter; fluency of 99,52 J/  $\text{cm}^2$ , assuming that the only differential was the time of the laser application on the enamel surface.

The samples were prepared with this way:

- 1) Laser Nd: YAG (53 second) + acid + CIV (Fuji IX)
- 2) Laser Nd: YAG (53 s)
- 3) Laser Nd: YAG (20 s + 20 s) + acid+ CIV
- 4) Laser Nd: YAG (20 s + 20 s)
- 5) Acid + CIV
- 6) Control

Through the scanning eletron microscopy (MEV) we noticed fusion and resolidification regions due to the laser irradiation and a better adaptation of the glass ionomer cement when we did the "double conditioning".

Concerning the temperature increase we can conclude that the echeloned period was the best recommended because the temperature was found in a pattern that would not cause any damage to the dental pulp.

For future studies we suggest a longer relaxing time between the laser irradiation, a comparative study of this method with other lasers, the use of other sealing materials and the study with the permanent teeth.

## SUMÁRIO

	Página
RESUMO.....	vi
ABSTRAT.....	vii
LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS.....	x
LISTA DE FIGURAS.....	xii
<b>1. INTRODUÇÃO.....</b>	<b>1</b>
1.1 Cárie dental.....	1
1.1.1 Definição.....	1
1.1.2 Fatores etiológicos e prevenção.....	2
1.1.3 Diagnóstico.....	7
1.1.4 Tratamentos preventivos.....	7
<b>2. OBJETIVOS.....</b>	<b>8</b>
<b>3. REVISÃO DE LITERATURA.....</b>	<b>9</b>
3.1 Diferenças anatômicas e morfológicas dos dentes decíduos e permanentes....	9
3.2 Selante e condicionamento ácido.....	11
3.3 Selamento com cimento de ionômero de vidro.....	12
3.4 Laser na odontologia.....	16
3.4.1 Lasers utilizados na prevenção.....	18

3.4.1.1 Laser de Rubi.....	19
3.4.1.2 Laser de Argônio.....	20
3.4.1.3 Laser de Hólmio.....	21
3.4.1.4 Laser de CO <sub>2</sub> .....	23
3.4.1.5 Laser de Neodímio.....	27
3.4.1.6 Laser de Érbio.....	33
3.4.1.7 Laser de Excímer.....	35
3.4.1.8 Laser de Diodo.....	35
<b>4. MATERIAIS E MÉTODOS.....</b>	<b>36</b>
4.1 Equipamentos.....	36
4.1.1 Materiais.....	36
4.2 Condições de irradiação.....	37
4.3 Microscopia eletrônica de varredura (MEV).....	42
<b>5. RESULTADOS.....</b>	<b>44</b>
<b>6. DISCUSSÃO.....</b>	<b>59</b>
<b>7. CONCLUSÃO.....</b>	<b>64</b>
<b>8. SUGESTÕES PARA FUTUROS TRABALHOS.....</b>	<b>65</b>
<b>9. ANEXO: Aprovação do comitê de ética IPEN-CNEN/SP.....</b>	<b>66</b>
<b>10. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....</b>	<b>68</b>

### LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

°C.....	.....	graus Celsius
%.....	.....	percentagem
µm.....	.....	micrometro
µs.....	.....	microsegundo
Ar.....	.....	argônio
ART (TRA).....	.....	Tratamento Restaurador Atraumático
CIV.....	.....	Cimento de Ionômero de Vidro
cm.....	.....	centímetro
CO <sub>2</sub> .....	.....	dióxido de carbono
CTM.....	.....	Centro Tecnológico da Marinha
Er.....	.....	érbio
F.....	.....	flúor
FFA.....	.....	Flúor Fosfato Acidulado
FIG.....	.....	figura
FOUSP.....	.....	Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo
He - Ne.....	.....	hélio - neônio
Ho.....	.....	hólmio
Hz.....	.....	hertz
ICB.....	.....	Instituto de Ciências Biomédicas
IPEN.....	.....	Instituto de Pesquisa Energéticas e Nucleares
J.....	.....	joule
J/ cm <sup>2</sup> .....	.....	fluência
LASER.....	.....	Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation (Amplificação de luz por emissão estimulada de radiação)
MEV.....	.....	Microscopia Eletrônica de Varredura

mJ.....	milijoule
mm.....	milímetro
MPa.....	megapascal
Nd.....	neodímio
nm.....	nanometro
s.....	segundos
pps.....	pulsos por segundos
W.....	watt
YAG.....	Yttrium Aluminum Garnet
YLF.....	Yttrium Litium Fluoride
YSGG.....	Yttrium Scandium Galium Garnet
EA.....	esmalte aprismático
EP.....	esmalte prismático

## LISTA DE FIGURAS

<u>Figuras</u>	<u>Títulos</u>	<u>Páginas</u>
FIG. 1	- Principais cromóforos de tecidos biológicos. (Puig modificado).....	16
FIG. 2	- Protótipo do laser de Nd:YAG.....	37
FIG. 3	- Termopar e computador.....	37
FIG. 4	- Laser de Nd: YAG e acoplador da fibra óptica.....	37
FIG. 5	- Pincelamento do carvão vegetal, água e etanol.....	38
FIG. 6	- Amostra apoiada à base de acrílico.....	38
FIG. 7	- Visualizamos a luz-guia através da fibra de quartzo.....	39
FIG. 8	- Superfície oclusal do dente, submetida á irradiação laser (53 s)e o seu término.....	40
FIG. 9	- Aspecto da face oclusal após a irradiação com o laser de Nd:YAG.....	41
FIG. 10	- Corte longitudinal das amostras, vestibulo-lingual.....	41
FIG. 11	- Secções longitudinais das amostras dentro de anéis de cobre sobre a lâmina de cera (resina de preenchimento).....	42
FIG. 12	- Amostras preparadas para aurificação.....	43
FIG. 13	- Análise da superfície de esmalte e do CIV por oclusal e em vista lateral.....	43
FIG. 14	- Evolução temporal da temperatura das amostras (câmara pulpar) e da água.....	44
FIG. 15	- Interface ionômero- esmalte, corte longitudinal, vista lateral da amostra 1 (conforme FIG. 13), com parâmetros: 0,4 W, 5 Hz, 79 mJ e 99,5 J/ cm <sup>2</sup> .....	45
FIG. 16	- Pequena área do ionômero em contato com o esmalte, corte longitudinal, vista lateral da amostra 1, com os mesmos parâmetros.....	45
..		



FIG. 17 - Fusão e ressolidificação do esmalte na interface ionômero de vidro- esmalte, superfície oclusal da amostra 1.....	46
FIG. 18 - Interface ionômero- esmalte, corte longitudinal, amostra 1	46
FIG. 19 - Visualização do limite amelo-dentinário; corte longitudinal, vista lateral da amostra 2, e da espessura de esmalte (aproximadamente 600 $\mu\text{m}$ ).....	47
FIG. 20 - Vista lateral da amostra 2, corte longitudinal onde pode ser observada a fusão e ressolidificação de esmalte na superfície oclusal.....	48
FIG. 21 - Fissura parcialmente vedada, fusão e ressolidificação, superfície oclusal de esmalte, amostra 2.....	48
FIG. 22 - Verificamos na superfície de esmalte, regiões de fusão e ressolidificação, forames e detritos, amostra 2.....	49
FIG. 23 - Superfície de esmalte com aparência de ter sofrido descalcificação (padrão de condicionamento ácido), amostra 3....	50
FIG. 24 - Verificamos na interface ionômero- esmalte, onde o material sofreu contração, irregularidades da superfície do CIV ("tags"), diferente da amostra 1; corte longitudinal, vista lateral da amostra 3.....	51
FIG. 25 - Maior detalhe da região, da figura 24.....	51
FIG. 26 - Visualizamos "tags" do ionômero, fusão e ressolidificação do esmalte; corte longitudinal, vista lateral da amostra 3.....	52
FIG. 27 - Duas fósulas são visualizadas na superfície de esmalte: uma parcialmente vedada e outra não vedada, com fusão e ressolidificação; superfície oclusal de esmalte, amostra 4.....	53
FIG. 28 - Superfície interna da fósula, com aspecto irregular, superfície oclusal de esmalte, amostra 4.....	53
FIG. 29 - Esmalte com aspecto irregular: formação de grânulos maiores e regiões de fusão e ressolidificação, observado no interior da	

fóssula, amostra 4.....	54
FIG. 30 - Interface ionômero- esmalte, apresentando trincas no CIV; corte longitudinal, vista lateral, amostra 5.....	55
FIG. 31 - Superfície de esmalte mais regular comparada às demais amostras, corte longitudinal, vista lateral, amostra 5..	55
FIG. 32 - Maior aumento da mesma região; corte longitudinal, vista lateral, amostra 5.....	56
FIG. 33 - Superfície de esmalte, com porosidade, apresentando uma superfície irregular, amostra 6.....	57
FIG. 34 - Superfície de esmalte, amostra 6.....	57
FIG. 35 - Maior detalhe da figura 34, onde observamos que a superfície de esmalte não se apresentava lisa e uniforme, mas sim com ranhuras, depressões e irregularidades, amostra 6	58

## 1- INTRODUÇÃO

A maior preocupação na odontologia até os tempos atuais é a cárie dental, porque é uma entidade patológica de maior prevalência na cavidade bucal. A odontologia atual vem buscando alternativas para a prática preventiva, utilizando métodos e materiais isolados ou conjuntamente empregados, de acordo com as características individuais ou risco de cada paciente.

O declínio contínuo da prevalência de cárie dentária em superfícies oclusais, observado nos países desenvolvidos, é devido aos modelos de higiene oral. Este efeito cariostático é devido ao uso concomitante dos fluoretos em pastas e ao fornecimento de água fluoretada. Apesar das diferenças sócio-econômicas e política dos países subdesenvolvidos e desenvolvidos, devemos utilizar os conhecimentos científicos destes países mais desenvolvidos, adaptando-o em prol da nossa população, com o intuito de prevenirmos esta doença.

Atualmente são utilizados métodos mais avançados na prevenção de cárie, como por exemplo, o auxílio da irradiação laser. Vários lasers e técnicas estão sendo empregados, como veremos a seguir.

### 1.1 - Cárie dental

#### 1.1.1 - Definição

É uma doença infecto-contagiosa, de caráter multifatorial. A cárie dental é influenciada por vários fatores: fluxo salivar, composição da saliva, dieta, higiene oral e concentração de flúor. Os fatores primários para o desenvolvimento da cárie são a presença da microbiota cariogênica e da placa bacteriana. Sabendo-se que é uma doença infecto-contagiosa; Long et al (1993) estudaram sobre a transmissão da cárie por contaminação de mães aos filhos através do grau de infecção. Informações quanto aos cuidados que os pais devem ter na presença desta doença é muito importante.

### 1.1.2 - Fatores etiológicos e prevenção

Os fatores primários para o desenvolvimento da cárie são a presença da microbiota cariogênica e da placa bacteriana. Os *Streptococcus mutans* aderem-se ao biofilme, formando colônias denominadas placas bacterianas. Estas bactérias são acidogênicas e acidúricas, isto é, produzem e sobrevivem em ambientes ácidos; metabolizam os substratos ricos em sacarose, produzindo ácidos que acarretam maior porosidade da placa.

Estudo clínico feito por Azevedo et al (1993) com amostras coletadas de saliva, para análise, com 193 crianças; 97,9% encontrados foram do grupo *mutans*, dentre estes 47,1% encontrados eram somente *Streptococcus mutans* e dos 52,9% eram multicolonizados com *Streptococcus mutans* e *sobrinus*.

A sacarose é considerada o alimento mais cariogênico, a sua associação com o amido aumenta ainda mais esta ação. O potencial cariogênico da glicose, frutose, lactose, galactose e maltose são de menor intensidade quando comparadas com a sacarose, conforme citam, Bezerra e Toledo (1997).

No Brasil, o consumo médio de sacarose é em torno de 47Kg/ ano/ pessoa, conforme cita Pinto (1990) e que as crianças podem chegar a ter uma média de sete contatos com alimentos açucarados/ dia. É necessária, uma política de saúde direcionada para atingir uma ingestão per capita de açúcar anual de 10 Kg ou menos, em regiões sem água de abastecimento fluoretada ou pastas de dente com flúor. Em regiões onde há este abastecimento com a água fluoretada e que no qual, são consumidos 15 Kg de açúcar/ pessoa/ ano, segundo Sheiham (1984) estes consumos irão assegurar uma baixa prevalência de cárie.

A dieta, o fluxo salivar e a composição da saliva são os fatores moduladores. A capacidade tampão é dada pela quantidade de fluxo salivar, que promove a ação mecânica de remoção dos carboidratos e outras substâncias; a composição da saliva mantém o pH da cavidade bucal. O esmalte através de seus microporos está sempre em constante troca iônica de cálcio e fosfato no meio ambiente, acarretando no processo de des-remineralização. Quando deste desequilíbrio pode ocorrer a desmineralização, a instalação da cárie. A desmineralização do esmalte ocorre quando o pH da placa for menor ou igual a

5,5 e a remineralização quando o pH for maior ou igual a 5,5. Na fase inicial desta doença conseguimos reverter à lesão, remineralizando, evitando a cavitação.

Souza et al (1998) verificaram os níveis salivares de *S. mutans* antes e após a aplicação do programa curativo-preventivo direcionado às crianças de alto risco à cárie e concluíram que não houve alteração significativa dos níveis salivares de *S. mutans* após o tratamento preventivo convencional, sendo necessárias medidas conjuntas para que atinjam os fatores causais da cárie dentária. O fluxo salivar é um problema complexo, pois se relaciona com fatores nutricionais e psicológicos o que acaba dificultando o controle da cárie dental.

A sacarose, como já mencionada, favorece no aumento da incidência à cárie. São recomendados os alimentos naturais mais fibrosos na alimentação, pois promovem a auto-higiene, devido ao aumento do fluxo salivar e ao equilíbrio da desmineralização.

A higiene oral e o flúor são os modificadores. A higiene oral é importante para desagregar a estrutura da placa bacteriana, impedindo-a que se torne uma placa madura. Uma melhor técnica de escovação e com a qual possa adaptar-se, com mais frequência é essencial para uma higienização ideal. O controle mecânico é feito com a escova dental, o fio dental e outros.

Medeiros (1993) relatou a desinformação dos pais quanto à capacidade cariogênica do leite materno e a necessidade de higienização dos dentes em erupção dos bebês.

O flúor age reduzindo a solubilidade do esmalte. Experiências microbiológicas mostram evidências de que o íon flúor na saliva também seria capaz de inibir a formação e a produção de ácidos na placa dental. Este por sua vez pode ainda apresentar uma ação antibacteriana, inibindo o metabolismo dos carboidratos pelos microorganismos, com conseqüente diminuição na formação de ácidos que, além de afetar a microbiota, inibe a aderência de microorganismos à superfície dentária, conforme cita Hayes (1988).

O flúor presente durante a fase de formação e mineralização da hidroxiapatita, adere-se firmemente a esta, formando a fluorapatita. Durante muito tempo o flúor sistêmico foi considerado como o meio ideal na prevenção sendo

atualmente substituído por aplicações tópicas, conforme citam Larsen e Brun (1995).

Durante o processo de maturação do esmalte dental os carbonatos de cálcio são dissolvidos e liberados ao meio bucal, ficando retidos os íons de flúor, devido a maior afinidade com a apatita. Quando, do uso de flúor tópico na superfície de esmalte, forma-se o fluoreto de cálcio, o principal produto da reação do flúor com a apatita, que se precipita na forma de glóbulos, segundo Røla (1988).

Røla e Saxegaard, em 1990, verificaram que o cálcio e o fósforo da saliva formavam uma camada protetora de cálcio, revestindo o fluoreto de cálcio, diminuindo a solubilidade no meio bucal.

Rode et al (1996) verificaram que o reservatório de flúor regulado pelo pH, quando baixo, liberava o fluoreto; em pH favorável, ficava retido sobre o esmalte durante a absorção de fosfatos. A dissolução do fluoreto de cálcio é um fator muito importante, pois apenas o radical de flúor livre tem efeito na solubilidade do esmalte, ajudando na prevenção da cárie, citam Tem. Cate e Duijsters (1983).

A ingestão crônica de flúor através de diferentes veículos tópicos, assim como, os bochechos, géis e dentifrícios em crianças pré-escolares podem acarretar em fluorose. Já em ingestão aguda pode induzir num quadro de intoxicação leve ou até mesmo levar a óbito.

O flúor associado ao verniz foi desenvolvido em meados da década de 60, associando o fluoreto de sódio a uma base natural de colofônia, que aderiria à superfície dental na presença de água e saliva. Sendo de fácil aplicação, não exige elevada cooperação do paciente, diminuindo desta maneira o tempo de trabalho; seguro e acessível ao paciente. A desvantagem é relacionada à associação tópica de flúor gel, devido à pequena incorporação de fluoretos em relação ao pouco tempo de exposição com a superfície dental, segundo citam Peterson e Derand (1981). Outras desvantagens são a inviabilidade econômica devido à menor efetividade em dentes decíduos, quando comparados aos dentes permanentes, em função da menor quantidade de minerais e fluoretos no verniz e

que após a sua aplicação, a maior parte do fluoreto de cálcio formado é dissolvido no fluído bucal em poucas semanas.

Sabe-se que atualmente é perfeitamente possível prevenir e controlar a cárie, mecânica e quimicamente, com o controle e combate à placa bacteriana. Muitos agentes químicos estão sendo estudados como coadjuvantes, como veremos a seguir.

Os agentes quimioterápicos ou quimioprolifáticos que são definidos como qualquer composto que tenha a capacidade de intervir na adesão das bactérias à placa bacteriana e na atividade metabólica das mesmas, conforme Sheie (1995).

Os agentes antimicrobianos são compostos que podem reduzir a incidência de cárie pelo controle da formação de placa, extinguindo as espécies cariogênicas ou inibindo o metabolismo das bactérias, cita Marsh (1991).

O triclosan é um agente não iônico utilizado para diminuir a formação de placas bacterianas, devido à ação bacteriostática em baixas concentração e ação bactericida, agindo na membrana citoplasmática dos microorganismos, segundo Sheie (1995). Encontrado em soluções anti-sépticas, degermantes e pastas dentais.

Um dos agentes antimicrobianos largamente estudado é a clorexidina: uma biguanidina fortemente básica, contendo 2 cargas positivas. O gluconato de clorexidina é um anti-séptico de largo espectro, sendo eficiente no combate a variados nichos de bactérias. O bochecho é o método mais empregado para o controle da placa, segundo citam Feist et al (1989) e Schevarria et al (1993) possui ação bactericida e bacteriostática, prejudicando a multiplicação, a aderência e a produção de ácido. O efeito bacteriostático *in vitro* pode inibir enzimas proteolíticas e glicosídeas extracelulares de várias bactérias da placa, reduzindo a degradação de proteínas e glicoproteínas do hospedeiro, citam Beigton et al (1991).

Estes bochechos com clorexidina reduzem o número de *S. mutans* sem interferir nos lactobacilos. O efeito do tratamento feito com bochechos e géis é temporário, pois em poucas semanas ocorre a recolonização dos *Streptococcus*

*mutans*. Alguns efeitos colaterais do gluconato de clorexedina a 0,12% são: manchamento extrínseco de marrom, sabor desagradável e alteração do paladar. Balanyk e Sandaham (1985) desenvolveram os vernizes com clorexedina para conseguirem uma ação mais prolongada.

Zanela et al (1997) avaliaram o efeito de bochechos diários com digluconato de clorexidina a 0,2%, fluoreto de sódio a 0,05% pH 3,4 e esteviosídeo a 1% sobre a inibição do acúmulo de placã dentária em crianças; com bochechos diários com 5 ml de solução por minuto, durante 6 semanas. Concluíram que o digluconato de clorexidina apresentou uma redução de 52,63% da placa bacteriana, o fluoreto de sódio 39,34% e o esteviosídeo 30,60%, conforme estudo de Zanela et al (1997).

O esteviosídeo é um adoçante natural, glicosídeo cristalino. Esta substância contém tamino em sua composição, o qual atua na produção de polissacarídeos extracelulares, agindo na aderência das bactérias à superfície dentária, segundo Kasket et al (1985).

O listerine é um anti-séptico bucal que ajuda a prevenir a placa bacteriana e combater os germes que causam o mau hálito. É composto por timol, eucaliptol, mentol em solução hidroalcolica e em salicilato de metila. Segundo Sperança e Barbosa (1993) verificaram que agia sobre os *S. mutans*, no período de 30 segundos a 3 minutos como bacteriostático e após este período como bactericida.

Oliveira et al (1998) avaliaram o índice de placa em relação à eficácia no controle de placa bacteriana através da utilização ou não de listerine e/ ou escovação durante 12 dias num período de três meses, não foi estatisticamente significativa, conforme citam Jackson et al (1973).

A ampla e indiscriminada utilização de quimioterápicos não é recomendada, pois à maioria dos agentes desta natureza apresentam uma ação antimicrobiana não específica.



### **1.1.3 - Diagnóstico**

O diagnóstico da cárie pode ser feito com exames clínicos mais tradicionais: visual, tátil e radiográfico; sendo este último mais sofisticadamente feito com o uso de ultra-som, medida de resistência elétrica, transiluminação com fibra óptica, fluorescência induzida por laser, conforme observaram Benedetto e Antonso (1991), micro-câmera intra-oral, imagem digital, xerorradiografia e outros.

### **1.1.4 - Tratamentos Preventivos**

O tratamento preventivo é conseguido por meio de orientações quanto à adequada higiene oral, dieta menos prejudicial possível, uso do flúor e/ ou enxaguatórios antimicrobianos, além da aplicação de vernizes, selantes resinosos, ionômeros de vidros convencionais e modificados, também o uso de laser com o intuito de tornar o esmalte com menor solubilidade a ataque de ácidos, prevenindo desta maneira a instalação e à progressão da cárie e a associação de laser a estes produtos. Com o objetivo de conseguirmos selar as fóssulas e fissuras com segurança e eficiência, lançamos mão da associação do uso do laser de neodímio com posterior aplicação de ionômero de vidro, como veremos a seguir.

## 2 - OBJETIVOS

Este trabalho tem como objetivo verificar "*in vitro*" o selamento de fósulas e fissura de segundo molar decíduo inferior, com o laser de Nd: YAG e o ionômero de vidro convencional (Fuji IX GC); bem como verificar o aumento da temperatura nestes dentes, utilizando os mesmos parâmetros com este laser, com períodos de aplicações diferentes.

### 3 - REVISÃO DE LITERATURA

#### 3.1-Diferenças anatômicas e morfológicas dos dentes decíduos e permanentes.

As fósulas e fissuras são as regiões mais susceptíveis à cárie, onde o esmalte dental apresenta saliências e reentrâncias que favorecem na deposição de proteínas salivares, células e detritos alimentares, constituindo-se um ambiente ideal para o crescimento e desenvolvimento bacteriano.

Estudos epidemiológicos têm demonstrado que 84% de prevalência de cárie dental é encontrada na superfície oclusal em fossas e fissuras na faixa etária entre 5 e 17 anos de idade.

Jackson et al (1973) observaram que aos 15 anos, as cáries de fósulas e fissuras representavam aproximadamente 80% de todas as lesões de cárie.

Diferenças morfológicas são encontradas entre molares decíduos e permanentes no que diz respeito às fossas e fissuras, sendo menos profundas e estreitas na primeira dentição. Estes dentes apresentam menor espessura de estrutura dental para proteger a polpa, devido ao maior volume da polpa dental. A maior quantidade de dentina é encontrada na fossa central porque a polpa possui uma forma côncava. Sabe-se que o esmalte de dentes decíduos apresenta-se menos calcificado quando comparado aos dentes permanentes e que a espessura de esmalte/ dentina é menor, correspondendo aproximadamente à metade da espessura dos dentes permanentes.

O processo carioso evolui bilateralmente ao longo das paredes das fissuras, seguindo a direção dos prismas de esmalte, tendo, a lesão, um formato de cone com o ápice voltado para o esmalte. Devido à concavidade desta região, os ameloblastos se entrecruzam, podendo tornar-se estrangulados, resultando na morte celular e maturação incompleta do esmalte, propiciando desta maneira, pouca resistência à cárie.

As fissuras são classificadas: em "V", (34%) amplas em sua periferia, estreitando-se gradualmente em direção apical; em "IK", (26%) fenda extremamente estreita associada a um espaço mais amplo em sua profundidade; em "I", (19 %) fenda extremamente estreita do início ao fim; em "U", (14%) mesma largura da periferia ao fundo; demais, (17%) aspectos diversificados, segundo Nagano (1961).

Carvalho et al (1989) verificaram que existe uma tendência maior à ocorrência de cáries oclusais durante o período eruptivo dos dentes.

O esmalte do dente imediatamente erupcionado apresenta a cristalinidade incompleta. A maturação do esmalte ocorre por via difusão, quando em contato direto com a saliva, através dos íons cálcio, fósforo, magnésio, flúor, peptídeos ricos em histamina, torna-o mais mineralizado, portanto mais resistente à cárie. O processo eruptivo do dente é muito lento, levando em média aproximadamente 12 meses para a erupção total (coroa clínica). Sabendo-se que a maior susceptibilidade à cárie em superfície oclusal ocorre no período entre o início da erupção até a oclusão funcional do dente, medidas preventivas deverão ser empregadas nesta etapa, para impedir a instalação ou a progressão da cárie dental.

O esmalte da superfície da cervical de todos os dentes decíduos apresenta esmalte aprismático, porém nos dentes permanentes este tipo de esmalte é encontrado em menor proporção. Segundo Fava de Moraes (1989), a camada aprismática no dente decíduo corresponde cerca de 30 $\mu$ m de espessura. Os cristais em geral, desta área encontram-se orientados perpendicularmente à superfície e não é encontrada estrutura prismática típica.

Segundo Ripa et al (1966) verificaram a presença de esmalte aprismático na superfície de todos os dentes decíduos e em 70% dos dentes permanentes.

Estudando o esmalte aprismático de dentes permanentes e decíduos, Fava de Moraes (1989) e Costa (1994), encontraram características morfológicas semelhantes, afirmando que "os cristais de hidroxiapatitas estavam dispostos paralelamente entre si e perpendicularmente à superfície externa".

Sabemos que em decorrência da ação final dos ameloblastos, a superfície é coberta com uma película orgânica que em contato pós-eruptivo com proteínas salivares, são responsáveis pela formação de placa bacteriana, ocasionando problemas gengivais e a cárie dental.

Segundo Jendresen (1981) esta camada orgânica age como fator inibitório de qualquer reação direta com o esmalte, atuando como barreira e conseqüentemente diminuindo a energia de reação desta superfície.

Segundo Mjör, o esmalte é composto em peso de 95% de material inorgânico, 4% de água e 1% de material orgânico, e em volume, respectivamente 86%, 12% e 2%. A água, em conjunto com a matriz orgânica secretada pelos ameloblastos, participa ativamente do processo de desenvolvimento e maturação do esmalte, convertendo os fosfatos amorfos em hidroxiapatita.

A apatita é o principal componente inorgânico, sendo em formas de hidróxi, flúor e carbonato. O cálcio e o fosfato são os componentes muito encontrados no esmalte, verificamos com a fórmula química da hidroxiapatita:  $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ .

A dentina é composta de 70% de material inorgânico e água e de 30% de material orgânico. A dentina funciona como amortecedor, dissipando os esforços mastigatórios exercidos sobre o esmalte.

### **3.2 - Selante e condicionamento ácido**

A introdução do flúor na água de abastecimento das cidades e a aplicação tópica realizada periodicamente são medidas reconhecidas como eficientes na prevenção da cárie em superfícies lisas, com pouca eficiência em áreas de sulcos e fissuras. A limpeza é quase impossível com a escovação e até mesmo com os procedimentos profiláticos.

Visando solucionar este problema de cárie em fósulas e fissuras com a técnica invasiva (ameloplastia) e não invasiva, vários materiais foram estudados para serem aplicados como selantes. O objetivo destes materiais é a prevenção e/ ou a paralisação da cárie dental, isolando as bactérias da fonte de nutrição, diminuindo com o tempo o número de microorganismos remanescentes, tornando-os incapazes de causar mais destruição.

Os selantes são atualmente recomendados para dentes hígidos com fóssulas e fissuras profundas, em pacientes que apresentam alto risco à cárie dental; e quando na presença de lesão cariosa nas fissuras, restrita ao esmalte.

Técnicas operatórias desenvolvidas com o objetivo de preservação do tecido dentário foram possíveis de serem executadas devido aos materiais restauradores adesivos desenvolvidos até os tempos atuais.

Buonocore (1955) desenvolveu a técnica do condicionamento ácido, auxiliando a aderência dos materiais resinosos à superfície de esmalte. Desta maneira, introduziu o primeiro passo em direção ao tratamento com intervenção mínima.

Segundo Fava de Moraes (1989) a camada aprismática de esmalte, quando em condicionamento ácido, apresenta-se apenas rugosa, com microporos distribuídos irregularmente, não permitindo a adequada penetração da resina "tags" que acabam promovendo a retenção mecânica. Devido a isto, considera necessário o aumento do tempo de condicionamento ácido e o biselamento do ângulo cavo-superficial.

Estudos clínicos demonstraram a eficácia dos selantes resinosos no controle da cárie, servindo de barreira física quando da sua aplicação, impedindo a troca metabólica entre os microorganismos e o meio bucal, conforme citam os autores: Going (1978), Handelman (1976), Horowitz (1977), Jeronimus (1995).

### **3.3 - Selamento com cimento de ionômero de vidro**

Os selantes hidrófobos à base de BIS-GMA, a contaminação de umidade na superfície dentária afeta na retenção do selante resinoso. A dificuldade do controle da umidade em dentes recém-erupcionados é crítica, durante período limitado; favorecendo desta maneira a utilização do ionômero de vidro em pacientes com alta atividade de cárie para exercer efeito cárie-preventivo.

Wilson e Kent (1971) a partir do cimento de silicato foram desenvolvidos os cimentos translúcidos, cujo pó é feito pela fusão de misturas de sílica, alumínio, creolite, fluoretos, fluoreto de alumínio e fosfato de alumínio. Sendo, as vantagens em relação ao silicato a maior resistência da superfície às

manchas e aos ataques de ácidos fracos, união ao esmalte e menor irritabilidade à polpa.

Wilson e Kent (1972) com o objetivo de obter um cimento com baixa toxicidade à polpa e solubilidade no meio bucal, e ao mesmo tempo com alta resistência, capacidade de adesão ao dente e com valor estético.

Este cimento exerce uma ação cariostática e anticariogênica na estrutura dentária adjacente devido à liberação do íon flúor existente em sua composição. Esta liberação de fluoreto é controlada pelo pH, sendo que no período de desmineralização é liberado fluoreto para a placa dental e durante o período de remineralização, o fluoreto da placa pode ser absorvido pelo esmalte, segundo Iwase et al (1992); sendo este material um reservatório de flúor, age interferindo na des-remineralização, ainda que em pacientes com alto risco de cárie, proporciona uma redução na incidência de cáries adjacentes à restauração.

Conforme citam Bernardo et al, em 2000, a ação do flúor ocorre nos ciclos des-remineralização, e não depende da quantidade incorporada ao esmalte, mas sim da sua presença constante no meio bucal.

Hatibovic-Kofman et al (1994) verificaram que o cimento de ionômero tem a capacidade de ser recarregado com flúor, quando exposto às soluções fluoretadas.

Costa et al (1995), Rodrigues-Loyola et al (1994), Seppä et al (1991) verificaram que a ação anticariogênica dos cimentos de ionômero de vidro seria aumentada pela inibição do crescimento de *S. mutans* e redução de placa bacteriana.

Segundo Mount (1998), é importante diminuir a energia superficial da estrutura dentária, para que o cimento de ionômero, que apresenta alta energia superficial, escorra completamente sobre as paredes cavitárias.

Navarro e Pascotto, em 1998, relataram que o pH das soluções utilizadas para a reincorporação de íons flúor exerceu influência sobre sua liberação maior do que a concentração do agente fluoretado utilizado, sendo que a aplicação tópica do flúor fosfato acidulado a 1,23% foi capaz de promover uma liberação de flúor mais elevada do que a aplicação do gel neutro de NaF a 2%.

McLean e Wilson (1974) mostraram em estudo clínico que respectivamente após um ano e dois anos, 84% e 78% dos selantes estavam retidos, quando da introdução de ionômero de vidro para selamento de fôssulas e fissuras, e, que estas tinham mais de 100  $\mu$ m de profundidade, que permitia um volume adequado de material.

Shimokobe et al (1982) verificaram que após doze meses, obtiveram 62,8% de retenção com o ionômero de vidro, com a técnica não invasiva.

Mejàre e Mjör (1990) observaram em estudo comparativo, a retenção de um cimento de ionômero de vidro com dois selantes resinosos, Delton e Concise avaliados durante cinco anos. Verificaram que com o CIV houve a perda de 61% no período de seis a doze meses e 84% após três anos, enquanto que os selantes resinosos apresentavam a retenção em média de 90%. Com a análise de réplicas concluíram que dos diagnosticados clinicamente como perda total, 93% apresentavam o CIV na base da fissura e nenhuma cárie foi encontrada, e, que 5% dos dentes dos selados com resina encontravam-se cariados.

Estudo comparativo entre restaurações, feitas com dentes permanentes e decíduos, de compósito e cimento de ionômero de vidro (Ketac Fil), mostram que depois de restaurados, submetidos ao processo de cárie artificial, e, submetidos posteriormente à análise com microscopia de luz polarizada. Varpio e Norén (1994) concluíram que as lesões ocorriam com mais freqüência, em dentes decíduos, restaurados com resina e que nenhuma diferença, estatisticamente significativa, foi encontrada quando restaurados com CIV em dentes decíduos e permanentes.

Aranda e Garcia, em 1995, observaram quando da utilização de um CIV experimental, próprio para selamento, os selantes encontravam-se presentes aos três e seis meses após aplicação sob avaliação clínica. Aos doze meses encontravam-se presentes 20%, 70% parcialmente perdidos e 10% totalmente perdidos. Em estudo feito com MEV, com réplicas, após doze meses, que embora gastos, os ionômeros encontravam-se presentes no interior das fissuras de todos os dentes e que nenhum dente foi encontrado cariado durante este período.

Arrow e Riordam (1995) com o estudo comparativo entre Ketac-Fil (CIV) e Delton (selante resinoso), com dentes molares recentemente erupcionados (456 crianças), avaliados após quatro anos da colocação,



concluíram que a maior retenção foi encontrada no grupo do selante resinoso, porém em relação à cárie a efetividade foi de 80,6% com o CIV. Sugeriram que não seria necessária, a completa retenção do material para prevenir a cárie em dentes recém erupcionados.

Torppä-Saarinnen e Seppä (1990) avaliaram clinicamente a retenção com Fuji III (CIV) em molares e pré-molares após quatro meses: 75% totalmente presentes, 22% parcialmente perdidos e 3% totalmente perdidos. Estudo com réplicas destes mesmos dentes recém extraídos, com a microscopia, observaram que em 80% das fissuras em que os selantes estavam aparentemente perdidos, algum material permaneceu no interior da fissura e que a profundidade de penetração do selante variou entre 0,4 a 2,5 mm. Nenhuma cárie foi diagnosticada neste período.

Komatsu et al (1994) propuseram a reaplicação do CIV (Fuji III) após a perda total ou parcial durante 3 anos. A redução da cárie foi significativamente maior nos dentes selados, sendo a redução de 76,1%, 69,9% e 66,5% em um, dois e três anos respectivamente.

Frencken et al (1996) avaliaram, em Zimbabwe, um programa de saúde de selamento e restaurações, seguindo a técnica ART com 569 estudantes, com idade média de 13 anos. Foi utilizado um CIV (Chem Fil Superior), com dentes selados sob pressão digital; dos 511 selados foram avaliados 365, destes, 28% estavam ausentes e 0,8% apresentavam cariados, após três anos.

Tostes et al, em 1999, avaliaram a remineralização do esmalte de sulcos e fissuras de terceiros molares previamente desmineralizados, selados com Fuji IX (CIV) e Delton (resinoso); "*in situ*". A recuperação da dureza só foi observada com o CIV, onde a média de dureza Knoop, do grupo selado com Fuji IX, foi estatisticamente maior que os demais grupos, em todas as distâncias testadas (25µm, 75µm, 125µm) e resultados semelhantes foram encontrados em fissuras em "I" e "U", um menor endurecimento nas em "V" também foi obtido, com microscopia de luz polarizada. Concluíram que o fluoreto liberado pelo CIV e incorporado ao esmalte de sulcos e fissura deixou o esmalte mais duro.

### 3.4 - Laser na odontologia

Maiman, em 1960, conseguiu a primeira emissão de luz a partir da excitação de um cristal de Rubi por meio de uma lâmpada e, a partir desta data, muitos tipos de laser (Light Amplification by Emission of Radiation) foram desenvolvidos. Estes lasers são hoje em dia, amplamente utilizados em várias áreas: nas indústrias, na medicina, em pesquisas, na odontologia, na telemetria e outras. Os lasers são emitidos em vários comprimentos de ondas, como veremos a seguir, com respectivos cromóforos de tecido biológico (FIG.1).

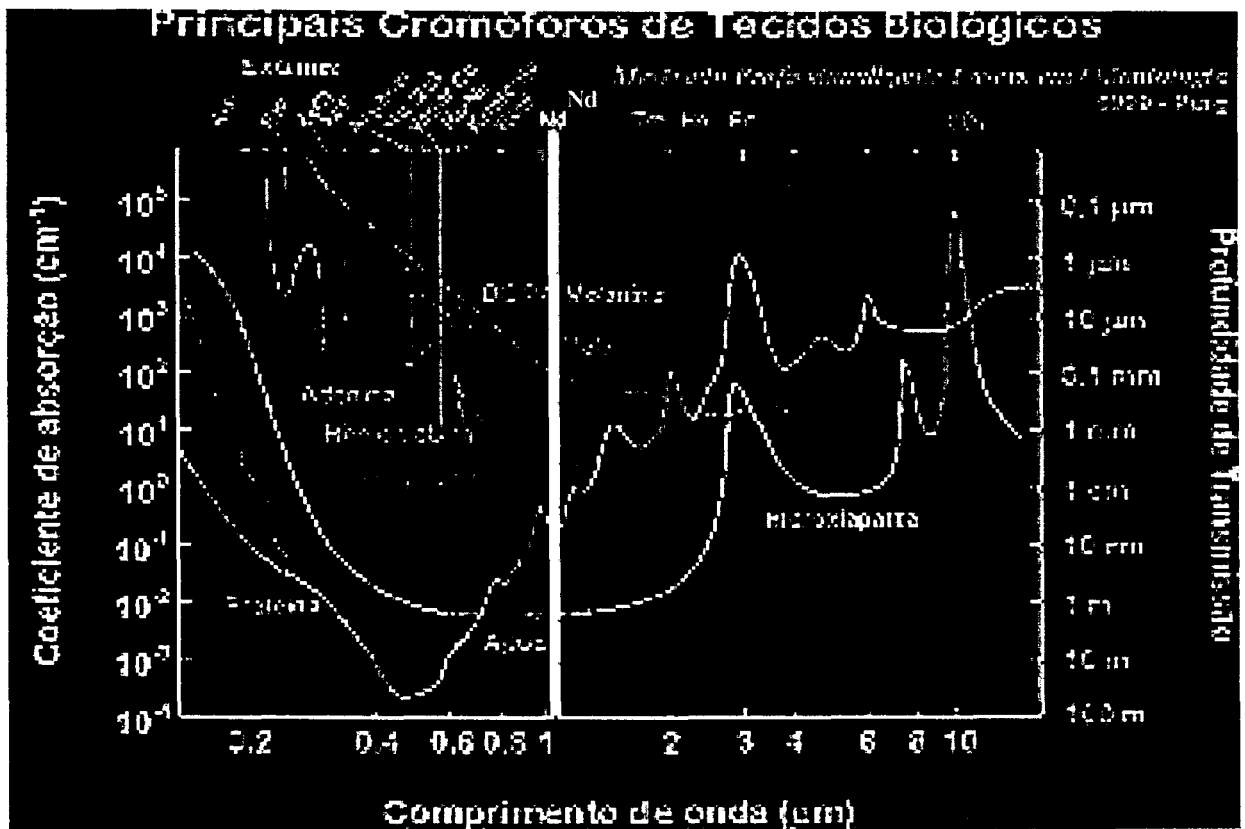


FIG. 1- Principais cromóforos de tecidos biológicos ( Puig <sup>1</sup> modificado ).

Segundo Dostálová et al (1993) as características de absorção de qualquer luz laser depende principalmente do comprimento de onda. A absorção também depende da cor e do tecido de aplicação da luz laser.

<sup>1</sup> Fonte Maldonado, 2000, p.6 ( <http://www.lipen.br/~puigmald> )

Os lasers são classificados em "soft" (laser mole) ou "hard" (laser duro). Os "soft" lasers são os de baixa potência: He-Ne, GA-AS-AI; este comprimento de onda promove o aumento da atividade celular e estimula a circulação, sendo utilizados para reduzir a inflamação, edema, dor e para ajudar na cicatrização, sendo desta maneira empregados para o tratamento de herpes labial, aftas, hipersensibilidade dentinária, pós-cirúrgico, posterior preparo cavitário devido à sensibilidade e posterior às intervenções endodônticas. Os "hard" são largamente utilizados em aplicações cirúrgicas porque promovem a coagulação, vaporização e cortes precisos de tecidos. Podemos desta maneira citar alguns deles: Neodímio, Érbio, Hólmio, CO<sub>2</sub>, Argônio e Excimer, também conhecidos como lasers térmicos, pois afetam o tecido devido o aquecimento de estruturas celulares, promovendo corte ou remoção tecidual.

A taxa de tecido removido da zona de dano térmico depende de vários fatores, são eles: comprimento de onda, potência, duração da exposição, quantidade absorvida, sistema de entrega, condutibilidade tecidual.

A interação da energia do laser sobre o tecido segundo Dederich (1993) e Kutsch (1993) pode ser: refletida, absorvida, difundida ou transmitida.

Quando a luz é absorvida pelo tecido, a energia radiante é transformada em energia térmica (calor), dando origem a vários gradientes de temperatura. Os lasers, que acarretam baixos gradientes de temperatura, promovem o efeito de coagulação. Já os que geram altos gradientes, proporcionam a vaporização e corte do tecido. A vaporização ocorre do aquecimento do tecido com uma temperatura superior a 100 °C e a coagulação ocorre quando a temperatura se encontra entre 60 °C e 100 °C.

O laser de neodímio apresenta muitas aplicações na odontologia: redução de microorganismos intracanal e em cirurgias apicais, analgesia, gengivoplastia, aumento de coroa clínica, curetagem subgengival, operculectomias, frenectomias, úlceras aftosas e lesões herpéticas, biópsias, além destas aplicações atua também na redução de sensibilidade dentinária, finalizando, a remoção de cáries, limpando sulcos e fôssulas, auxiliando indiretamente à retenção de materiais restauradores, e tornar a superfície de esmalte mais ácido resistente. O comprimento de onda de emissão é 1,064 µm,

não opera no visível necessitando de um laser visível de He-Ne ou diodo, podendo ser utilizados como luz-guia, Este comprimento de onda é transmitido através de fibra óptica de quartzo, sendo os principais cromóforos: a hemoglobina e a melanina. Devido não ser muito bem absorvido pela água e hidroxiapatita, necessita de um foto-iniciador, que pode ser o nanquim ou o carvão vegetal micromizado, sendo o último citado, mais estético.

O laser de Argônio emite comprimento de onda de 488 nm e 514,5 nm; muito absorvido pela hemoglobina e melanina, pouco absorvido pela água e hidroxiapatita. Utilizado na fotopolimerização de resinas compostas, hemostasia, clareamento dental e atualmente utilizado na prevenção de cárie.

O laser de CO<sub>2</sub> possui grande afinidade pela água, sendo bem absorvido pelos tecidos biológicos, promove a vaporização e corte; a desvantagem deste laser é o braço articulado. Emite comprimento de onda de 9,3 μm, 9,6 μm, 10,3 μm e 10,6 μm.

O laser de Hólmio é utilizado na medicina: ortopedia, neuro, otorrino, gastro, oftalmo, urologia e ginecologia, na odontologia em esmalte e na dentina e em outras áreas como a telemetria e processos industriais. Apresentam comprimento de onda coincidente com um dos picos de absorção da água, também é bem absorvido por pigmentos e apresenta grande afinidade com a hidroxiapatita. Emite comprimento de onda de 2,1μm e 2,065 μm, podendo ser utilizado com fibra de quartzo ou sílica.

O laser de Érbio emite comprimento de onda de 2,94 μm, apresenta uma boa absorção pelos tecidos biológicos, inclusive esmalte e dentina, utilizado para remoção dos tecidos cariados, osteotomia, remoção de cistos, condicionamento de esmalte.

O laser de Excimer opera em comprimento de onda na faixa do ultravioleta, próximo do espectro de absorção das proteínas constituintes do DNA e RNA. Hoje em dia, estudos em superfície de esmalte dental já são encontrados.

### **3.4.1 - Lasers utilizados na prevenção**

Os primeiros estudos da aplicação do laser começaram com a investigação dos efeitos do laser no esmalte humano, dentina e materiais

odontológico de restauração. Nestes tópicos abordaremos estudos com diferentes lasers utilizados sobre esmalte dental, com diferentes parâmetros, com a finalidade de auxiliar na remoção ou prevenção da cárie, com associação ou não de materiais e outros métodos; e análise quanto aos danos térmicos que por ventura possam acarretar. Os lasers mais utilizados na prevenção da cárie dental são: Neodímio, CO<sub>2</sub>, Hólmio, Argônio, sendo os mais recentes empregados os de Érbio e Diodo; devido às mudanças químicas, encontradas após irradiação, que acarretam na menor solubilidade do esmalte, com a diminuição de carbonato, água e orgânico das fases minerais do esmalte, tornando-o mais ácido resistente; com as alterações físicas, menor permeabilidade é obtida devido à fusão e ressolidificação do esmalte, quando do uso do laser observamos também uma redução bacteriana.

#### 3.4.1.1 - Laser de Rubi

Goldman et al (1965) utilizaram um laser de Rubi com densidade de energia variando de 4000 a 13400 J/cm<sup>2</sup>, no esmalte de incisivos e molares humanos. Com a densidade de energia de 4000 J/cm<sup>2</sup>, notaram que houve a formação de pequenas crateras e aparecimento de uma mancha esbranquiçada, e com 13400 J/cm<sup>2</sup> houve a formação de pequenas cavidades, evidenciando que com determinadas densidades de energia, o laser pode penetrar no esmalte.

Kinersly et al (1965) aplicaram o laser de Rubi pulsado sobre o esmalte dental "*in vitro*" com densidade de potência superior a 1.000.000 W/cm<sup>2</sup>, pulso de 0,0005 s de duração e ponta da fibra óptica com 20 a 25 µm de diâmetro e notaram a formação de cratera e manchas esbranquiçadas na superfície.

Stern e Sognaes (1965), num estudo *In vitro* verificaram o efeito do laser na superfície do esmalte, com um laser de Rubi com energia de 5 a 20 J e outro, com energia de 2 a 5 J, empregando uma ponta mais fina e, observaram a formação de uma cratera apresentando uma margem de aparência vitrificada.

Gordon (1966) utilizou o laser de Rubi com densidade de energia de 12600 J/cm<sup>2</sup>, realizou um estudo *in vitro* em dentes humanos para confecção de preparos cavitários e observou que durante o uso do laser, forma uma penugem

pela vaporização da estrutura dental e que a mesma aumentava em quantidade, à medida que a cavidade se aprofundava.

Peck; Peck (1967) observaram a perda de substância com formação de crateras sem relação com tipo de dente, quando utilizado o laser de Rubi.

#### 3.4.1.2 - Laser de Argônio

Westerman et al (1994) observaram os efeitos da conjugação do laser de Argônio e da aplicação tópica de FFA por 4 minutos, sobre a formação *in vitro* de lesões de cáries no esmalte de humanos. Os parâmetros utilizados foram: potência de 2 W, durante 10 s, com densidade de energia de 100 J/cm<sup>2</sup>. Cada dente foi dividido em quatro partes, sendo que cada parte pertenceu a um grupo de estudo: um controle, um com laser, aplicação de flúor + laser, laser + aplicação de flúor. Observaram que utilização do laser acarretou na redução da profundidade da lesão em 34% comparado com o grupo controle. Quando da combinação laser + flúor (FFA), a profundidade da lesão diminuiu cerca de 50% e aumentou de maneira significativa a resistência do esmalte na formação de cárie.

Blankenau et al (1999) realizaram um estudo *in vivo* de prevenção às lesões de cárie, utilizando o laser de Argônio de 250 mw, produzindo aproximadamente 12 J/cm<sup>2</sup>. Em seguida foram feitas avaliações, com luz polarizada, dos dentes extraídos por razões ortodônticas para determinar a quantidade de desmineralização. Os resultados mostraram uma redução de 29% na desmineralização nos dentes experimentais comparados ao grupo controle e os autores concluíram que o laser de Argônio reduziu, de maneira significativa, a desmineralização do esmalte.

Anderson et al (2000) realizaram um estudo *in vitro* para comparar a resistência à cárie do esmalte humano com o laser de Argônio de baixa potência. Foram usados 30 dentes humanos extraídos, divididos em grupos da seguinte maneira: 1) controle; 2) laser; 3) aplicação de FFA a 1,23%, durante 4 minutos + laser; 4) solução de fluoreto de sódio a 2% durante 4 minutos + laser. Em seguida foram criadas lesões de cárie artificiais e os dentes foram preparados para avaliação de luz polarizada. Com os resultados verificaram que a combinação do fluoreto de sódio com o laser foram mais eficiente, diminuindo a desmineralização

em cerca de 29%, comparada ao grupo controle, aumentando de maneira significativa à resistência do esmalte.

#### 3.4.1.3 - Laser de Hólmio

Lipas et al (1992) utilizaram diferentes tipos de lasers: Ho: YAG, CO<sub>2</sub>, CO<sub>2</sub> + Nd: YAG e Ar: F, para verificação da rugosidade superficial de esmalte humano, sendo comparada esta rugosidade com o ataque ácido. As análises dos espécimes irradiados pelo Ho: YAG a 25 pps resultaram em cavidade e superfície do esmalte rugosa com mínima carbonização e, o laser de Ar: F foi o que apresentou o resultado mais próximo do padrão produzido pelo ácido.

White et al (1992) relataram que o laser de Ho: YAG mostrou-se promissor a modificações no esmalte dentário. A microdureza da superfície do esmalte irradiado pelo laser de Ho: YAG aumentou em 16% em relação aos controles.

Cernavin (1994) investigou os efeitos do Nd: YAG e Ho: YAG em esmalte e dentina de dentes humanos extraídos. O laser de Ho: YAG produziu um ponto limpo na dentina com menos *melting* do tecido circundante que Nd: YAG que produziu um considerável *melting* e recristalização da dentina. Concluíram que o Ho: YAG é mais suave ao corte tanto em esmalte como em dentina quando comparado ao Nd: YAG. Com estes parâmetros: Ho: YAG com spot size de 250 µm, 650 mJ/cm<sup>2</sup> e para o Nd: YAG com spot size de 200 µm, 3.300 mJ/cm<sup>2</sup>.

O Laser de Ho: YLF emite radiação luminosa no comprimento de onda de 2,065 µm, coincidindo com um dos picos de máxima absorção da água, o que propicia uma menor profundidade de penetração de ablação, sem a necessidade da introdução de pigmentos. Desta forma o Ho: YLF apresenta maior absorção pela água quando comparado ao Ho: YAG que emite em 2,1 µm.

Eduardo et al (1994) utilizaram um laser de Ho: YLF pulsado, com energia de 120 a 750 mJ por pulso sobre a superfície do esmalte e da dentina, observaram a formação de perfurações de aproximadamente 4 mm de profundidade com paredes lisas e homogêneas. Com as irradiações de baixas

energias obtiveram formação de crateras pequenas e rasas com coloração esbranquiçada.

Zezell et al (1996) com o laser de Hólmio, pulsado, com energia de 500 mJ/ pulso, com 30 pulsos na mesma posição, densidade de energia de 2.079 J/cm<sup>2</sup>, sendo que, no grupo 1 a cavidade encontrava-se vazia e no grupo 2 foi preenchida para simular a circulação sangüínea no interior da polpa; no grupo 1 a temperatura aumentou 2°C e no grupo 2 aumentou 3,8°C. Concluíram que estes resultados estavam dentro do limite de tolerância.

Pratisto et al, em 1996, mostraram a vantagem da associação do feixe de Ho: YAG e Er: YAG para ablação explosiva de tecido sobre a água ou gel. Quando, da associação, constataram que removiam o dobro de material que o Er: YAG isolado e que era 5 vezes menos prejudiciais que o Ho: YAG isolado. De 10 a 20 vezes menos prejudicial termicamente, sendo no futuro as associações de comprimento de onda muito vantajosas.

Sinofsky (1996) comparou os três tipos de lasers: CO<sub>2</sub>, Ho: YAG, Er: YAG quanto ao dano térmico. O Er: YAG apresentou menor região de dano, o de Ho: YAG foi o de menor remoção de material, sendo uma vantagem o uso da fibra. O de CO<sub>2</sub> será mais promissor quando for transportável por fibra.

Zezell et al (1997), com um protótipo de Ho: YLF, 2,065 µm, 1,25 J e 5 Hz com largura de pulso de 250 µs, observaram alterações morfológicas e que não houve aumento interno da temperatura.

Zezell et al (1998) mostraram os benefícios possíveis do laser de Ho: YLF nos tecidos duros dos dentes. Seu comprimento de onda de 2,065 µm, emissão de absorção pela água, com pouca penetração na profundidade dos tecidos e a associação com fluoretos podem ser usados para a prevenção da cárie, através das mudanças nas propriedades físicas do esmalte para melhorar sua resistência a desmineralização ácida causada pelas bactérias cariogênicas. Os resultados mostraram que a microdureza do esmalte aumentou e também a absorção.

Bonk et al, em 1999, realizaram um estudo com o protótipo do laser de Er: Tm: Ho: LF, com emissão pulsada, de comprimento de onda 2,065 µm, com energia máxima aproximada de 2 J/ pulso. Neste trabalho utilizaram pulsos de



energia aproximada de 300 mJ/ pulso e com largura de pulso de 250  $\mu$ s, densidade de energia 617,73 J/ cm<sup>2</sup> e densidade de potência de 2,47 x 10<sup>6</sup> W/ cm<sup>2</sup>; irradiando esmalte, para avaliar microdureza da estrutura. Os resultados em relação à profundidade da cratera foram de 260  $\mu$ m, que é da mesma grandeza que a previsão apresentada por Barton, de 225  $\mu$ m de profundidade. Como no trabalho de Sinofsky (1996), que previu uma região de 450  $\mu$ m x 450 $\mu$ m afetada termicamente a partir do ponto de incidência do laser, com densidade de energia semelhante à utilizada neste estudo. Este valor indica que toda a superfície do esmalte contida na grade de pulsos foi afetada termicamente. Concluíram que a irradiação de esmalte dental com a luz laser nas condições deste trabalho resulta em esmalte com maior resistência da superfície à corrosão mecânica e química, indicando a possibilidade de utilização deste laser na prevenção de cáries.

Strefezza et al, em 2001, utilizaram o laser de Ho: YLF em superfícies oclusal de molares e pré-molares de 10 coelhos, com os seguintes parâmetros: 1) taxa de repetição de 0,5 Hz e largura temporal 250  $\mu$ m, com 10 pulsos de 300 J/ pulso; 2) com 10 pulsos de 500 J/ pulso. Estudo *in vitro* com monitoração da temperatura revelou um aumento de 1 °C para grupo 1 e 4,5 °C para o grupo 2; por MEV verificou fusão e ressolidificação e da análise histopatológica concluíram que nos dois parâmetros não acarretaram em resposta inflamatória pulpar.

#### 3.4.1.4 - Laser de CO<sub>2</sub>

Miserendino et al (1989) mediram alterações térmicas da superfície vestibular de terceiro molares quando do uso de laser de CO<sub>2</sub>, modo contínuo. Os parâmetros utilizados foram: potências de 2, 4, 6, 8 e 10 W, com duração de 0,5 a 2,5 s e diâmetro focal de 1 mm; sendo que obtiveram a elevação de até 5,5 °C com potência abaixo de 10 W, o que está ao redor do nível de tolerância da polpa. No que diz respeito ao tempo de exposição ao laser, encontraram maior variação da temperatura quando utilizaram o maior tempo de exposição.

Scheinin e Kantola, em 1969, observaram por meio de análise de microrradiografia e microscopia de luz polarizada que houve um grande aumento na radiopacidade na área da cratera em esmalte, quando do uso do laser de CO<sub>2</sub>.

Stern et al, em 1972, observaram com a microscopia eletrônica de varredura (MEV), amostras submetidas ao CO<sub>2</sub> pulsado com densidade de energia de 13 J/ cm<sup>2</sup> (5 pulsos), 25 J/ cm<sup>2</sup> (8 pulsos) e 50 J/ cm<sup>2</sup> (24 pulso), com duração de pulso de 50 μs. Os resultados obtidos mostraram que a maior densidade de energia foi responsável pela formação de fendas com cerca de 2 μm de largura e poros com cerca de 1 μm de diâmetro, com 25 J/ cm<sup>2</sup>, os microporos pareciam estar parcialmente obliterados; a formação de fendas e de microporos eram maiores quando da aplicação de densidade de energia maior, já com as menores densidades foi encontrado menor formação de fendas e microporos.

Kuroda e Fowler, em 1984, avaliaram as alterações do esmalte dental de dentes humanos com o laser de CO<sub>2</sub>, com densidade de energia de 10000 J/ cm<sup>2</sup> durante 1 s. Verificaram que houve a formação de uma cratera que foi analisada por difração ao raio X e espectroscopia e que houve a fusão da hidroxiapatita do esmalte que era composta de fases menores de fosfato de α-tricálcio, Ca<sub>3</sub>(PO<sub>4</sub>)<sub>2</sub>; fosfato tetracálcio, Ca<sub>4</sub>(PO<sub>4</sub>)<sub>2</sub> e uma fase maior de apatita modificada, que apresentava redução no conteúdo de água, proteína, carbonato e cloro.

Watanabe et al, 1986, notaram a formação de crateras, com superfícies circulares, com margens bem definidas e áreas vitrificadas. Usando um laser de Co<sub>2</sub> com irradiação contínua de 10 W, durante 0,02 s em uma extensão de 3 mm, na superfície do esmalte de molares humanos.

Nelson et al (1986) utilizaram um laser CO<sub>2</sub>, com pulsos de 100 a 200 ns, 1Hz, com spot size de 2 a 5 mm de diâmetro, com pulso máximo de energia de 5 J, com densidades de energia que variavam de 10 a 50 J/ cm<sup>2</sup>. Após o uso do laser, os dentes foram armazenados em solução desmineralizante para serem submetidos à teste de microdureza, no qual verificaram a inibição à formação de lesão de cáries e que esta inibição era maior quando a densidade de energia era mais elevada. A dentina apresentou uma superfície mais rugosa que o esmalte, quando do uso do laser e também mais sensível, sendo desta maneira, este estudo considerado muito importante para a odontologia preventiva e restauradora. Neste mesmo ano estudaram diferentes comprimentos de onda:

9,32; 9,57; 10,27 e 10,59  $\mu\text{m}$ . Concluíram que a irradiação foi mais efetiva quando da aplicação da maior energia (50J/  $\text{cm}^2$ ), em qualquer comprimento de onda. Concluíram que o monóxido difosfato de tetracálcio  $\text{Ca}_4(\text{PO}_4)_2$  é o componente superficial que sofre derretimento, quando do uso do laser juntamente com a fase de hidroxiapatita com carbonato reduzido, colaborando com a menor solubilidade do esmalte.

Benedeto e Antonson, em 1988, utilizaram o laser de  $\text{CO}_2$  para detecção de cárie de fissuras e de esmalte. O motivo pelo qual os autores selecionaram esse comprimento de onda para o diagnóstico, se deve a alta absorção da água e de material orgânico que geralmente fazem parte das lesões de cárie. O esmalte sadio tem fraca absorção desse comprimento de onda de 10,6  $\mu\text{m}$ . Os dentes foram expostos a um laser de  $\text{CO}_2$  de 2,5 W de potência com taxa de repetição de 18 pulsos por segundo, com spot size de 500  $\mu\text{m}$ .

Ferreira; Palamara et al (1989) estudaram os efeitos do laser de  $\text{CO}_2$  contínuo, na ultra-estrutura do esmalte humano dentário, encontraram mudanças significativas no tocante à estrutura prismática, cristais homogêneos e não homogêneos de apatita, com diferença de tamanho e largura quando comparado com o grupo controle, perda da estrutura prismática, o que, no entanto, não indica uma melhora na ultra-estrutura do esmalte, porém pode explicar a redução das taxas de desmineralização já observadas no esmalte irradiado.

Peters et al, em 1990, compararam a eficiência do laser pulsado e contínuo de  $\text{CO}_2$ , na diminuição da desmineralização superficial do esmalte. Os dentes sofreram irradiação de 2,5 W, com pulsos de 0,01 s com o laser pulsado. No contínuo sofreram irradiação de 2,5 W de potência e pulso de 0,10 s. Concluíram que tanto o modo pulsado como o modo contínuo, podem reduzir a desmineralização superficial em lesões de cárie superficiais.

Yu et al, em 1990, estudaram os efeitos do laser de  $\text{CO}_2$  com densidade de energia de 65 J/  $\text{cm}^2$ , sobre a superfície de esmalte, mantidos em solução desmineralizante. Observaram que o esmalte dental transformado em uma hidroxiapatita ficou menos solúvel e houve sinergismo entre a irradiação laser e inibidores químicos.

Rauhamaa-Mäkinen et al, 1991, avaliaram os efeitos da irradiação do laser de CO<sub>2</sub> e de Nd: YAG, isoladamente e da irradiação coaxial dos lasers já citados sobre o esmalte dental, empregando a potência de 5, 10,15 e 20 W; com tempos de irradiação de 2, 5,10 e 15 s. Observou-se que após o uso do laser de CO<sub>2</sub>, o tamanho das crateras aumentou proporcionalmente com o aumento da densidade de energia, sendo que as paredes se apresentavam lisas e vitrificadas. Já com o uso do laser de Nd: YAG, não houve a formação de crateras e outros efeitos na superfície do esmalte. Na irradiação coaxial houve as mesmas alterações morfológicas daquelas encontradas com a irradiação de CO<sub>2</sub> - Nd: YAG. Os autores observaram que a irradiação coaxial de Nd: YAG e CO<sub>2</sub> aumentou os efeitos do laser de CO<sub>2</sub>, enquanto que o laser de Nd: YAG não provocou efeitos significantes na superfície do esmalte.

Walsh e Perham, em 1991, realizaram estudo *in vitro* para observar os efeitos do laser de CO<sub>2</sub> na região de fóssulas e fissuras de dentes humanos hígidos, ou com cárie incipiente. Utilizaram potências de 1, 2, 5, 10, 30 e 60 W resultando em densidades de energia  $1,27 \times 10^3$ ;  $2,55 \times 10^3$ ;  $1,27 \times 10^4$ ;  $3,82 \times 10^4$  e  $7,64 \times 10^4$  J/ cm<sup>2</sup>, com tempo de irradiação de 0,1 s. Os dentes foram examinados com o auxílio de microscopia eletrônica de varredura, após serem submetidos à corte no sentido vestibulo-lingual. Com as potências de 2 e 5 W, ocorreu à fusão e posterior recristalização do esmalte, com evidências de vedamento parcial das fissuras em algumas amostras. A cárie incipiente era vaporizada, mantendo o esmalte hígido fundido. Já com as altas potências de 30 e 60 W, houve uma destruição significativa da superfície, com uma zona central de vaporização e uma região externa de fusão. Concluíram que o laser de CO<sub>2</sub> selava as fóssulas e fissuras, ajudando na prevenção de cárie dental.

Boran et al, em 1991, estudaram *in vitro* o efeito inibitório na desmineralização do esmalte com a utilização do laser de CO<sub>2</sub>, com potências de 1,5 e 2,5 W, sendo ambas as potências aplicadas durante 0,15 s. Após a utilização do laser, os dentes foram imersos em solução desmineralizadoras por 15 dias e a seguir foram seccionados para serem observados sob microscopia de luz polarizada. Nos dois níveis de potência observados apareceram zonas de desmineralização, significativamente menores comparados ao grupo controle.

Concluíram, então, que o laser de CO<sub>2</sub> teria efeito inibitório sobre a desmineralização da superfície do esmalte.

Echevarria et al (1993) utilizaram um laser CO<sub>2</sub>, com potências de 7 ou 8 W, em superfícies oclusais de molares e pré-molares extraídos. Observaram por meio de microscopia eletrônica de varredura, que o conteúdo orgânico e bacteriano, nas fóssulas e fissuras largas eram vaporizados, e nas estreitas ocorria a fusão. Desta forma, concluíram que o laser promovia a vaporização, abertura, recristalização e fusão da superfície oclusal, sem retirar tecido sadio.

Rosso et al, em 1994, efetuaram um estudo clínico de 3 meses de acompanhamento com um laser de CO<sub>2</sub> para a prevenção de cáries oclusais. Foram utilizados dentes permanentes hígidos onde 16 dentes serviram de controle, 26 dentes foram tratados com um selante de fóssulas e fissuras e 36 dentes receberam tratamento com este laser, com parâmetros de 2 W e 7 Hz, e, os outros 46 dentes tiveram tratamento com a associação de laser e selante. Observaram que houve um aumento na retenção do selante e houve uma maior resistência do esmalte ao ataque da cárie, como resultado da ação do laser a estrutura cristalina de esmalte.

#### **3.4.1.5 - Laser de Neodímio**

Kimura et al, em 1983, utilizaram um laser de Nd: YAG pulsado com energia variando de 0,3 a 36 J/ pulso para avaliar as alterações na composição química e estrutura cristalina do esmalte fundido após o seu uso. Observaram a formação de uma camada vitrificada na superfície do esmalte, havendo uma concentração de componentes inorgânicos maior no esmalte fundido do que o esmalte não irradiado, e a transformação da hidroxiapatita do esmalte em ortofosfato.

Hargreaves e Pisco-Dubienski, em 1984, utilizando os lasers de Nd: YAG "Q-Switched" e CO<sub>2</sub> observaram a resistência do esmalte dental à desmineralização. Após as aplicações dos lasers, os espécimes foram tratados com ácido fosfórico a 37%. Com microscopia de varredura, notaram que as superfícies eram mais resistentes quando do emprego do laser, desta maneira, o laser favorecia na prevenção de cáries.

Tagomori e Morioka, em 1989, realizaram um estudo *in vitro* onde soluções de fluoreto de sódio a 2% ou FFA foram aplicados topicamente antes ou após a irradiação do laser. O laser pulsado de Nd: YAG de densidades de energia variando de 0 a 100 J/ cm<sup>2</sup>, com frequência de 20 Hz e tempo de irradiação de 0,5 s. Através da estocagem das amostras em solução desmineralizante observaram a resistência do esmalte ao ácido pela leitura da quantidade de cálcio dissolvida de sua superfície e a distribuição de cálcio, fosfato e flúor foi determinada através de um microanalisador de elétrons (EPM), além disso, as amostras foram avaliadas por MEV. Foi observado que dos vários tratamentos realizados: aplicação isolada do laser, aplicação isolada do flúor, aplicação de flúor após o uso do laser, e aplicação de flúor antes do laser, os melhores resultados foram com energias maiores que 30 J/ cm<sup>2</sup>, com aplicação tópica posterior à irradiação da luz laser, sendo a aplicação tópica com fluoreto de sódio a 2% foi menos expressiva que com FFA. Com a MEV perceberam a fusão do esmalte em profundidades de aproximadamente 5 µm e formação de fendas com profundidade variando de 10 a 100 µm. Análise com MEV revelaram que a aplicação tópica de FFA, após a irradiação acarretou numa grande elevação na quantidade de flúor e uma pequena elevação da quantidade de cálcio em uma profundidade de 20 µm. Os autores concluíram que esse tipo de laser tem potencial muito grande na prevenção da cárie.

Myers, em 1990, avaliou histologicamente e com a microscopia eletrônica de varredura (MEV) os efeitos do laser de Nd: YAG pulsado sobre o esmalte e a dentina de dentes humanos extraídos. A superfície do esmalte foi pintada com tinta preta antes da irradiação para facilitar a absorção da energia, usando a potência de 0,8 W, energia de 80 mJ e frequência de 10 Hz. As amostras de dentina hígida foram submetidas ao laser com energia de 80 mJ e frequência de 10 Hz sem o uso da tinta. Dessas amostras de dentina cariada, metade não foi irradiada para servir de grupo controle. As amostras submetidas com o uso do laser foram submetidas a cortes para análise histológica e foram coradas para avaliação em microscópio óptico. Esse autor, em outro artigo, no

mesmo ano, observou também que no esmalte houve a formação de crateras com profundidade variando entre 15 a 40  $\mu\text{m}$ , enquanto que em nenhuma área de carbonização e de fenda foi constatada. Na dentina houve a formação de crateras e a ausência de fendas. Histologicamente não observou a formação de fendas ou separação grosseira dos túbulos dentinários que poderiam estar associados aos danos térmicos provocados pelo laser.

Shirazuka et al, em 1991, estudaram a resistência do esmalte e da dentina com laser de Nd: YAG, potência de 1,5 W, frequência de 30 Hz e tempo de irradiação de 20 s. Dividiram o experimento em quatro grupos: no primeiro utilizaram FFA, no segundo FFA após condicionamento ácido, no terceiro FFA após o laser e no quarto FFA após condicionamento ácido e o laser. Em seguida, as amostras foram imersas em solução desmineralizante. Observaram nos resultados que o grupo tratado com FFA e laser e grupo tratado com FFA após condicionamento ácido e laser, apresentaram maior resistência aos ácidos, sendo então um método útil na prevenção de cárie.

Tagomori et al, em 1991, utilizaram o Nd: YAG com densidade de energia de 30 J/  $\text{cm}^2$  por cinco segundos em três grupos de espécimes: 1) Com o laser; 2) Aplicação do FFA; 3) Aplicação do FFA após o laser. As amostras foram colocadas em solução desmineralizante e em seguida em solução remineralizante. Observaram que o esmalte tratado com o laser obteve maior resistência aos ácidos, devido a remineralização das zonas superficiais do esmalte.

Iwase et al, em 1992, utilizaram um laser de Nd: YAG pulsado, em fósulas e fissuras de dentes humanos com a finalidade de avaliar a resistência a ácidos. Os parâmetros utilizados foram: 40 J/  $\text{cm}^2$ , 20 Hz, 0,5 s; em seguida, a aplicação tópica de flúor foi empregada neste grupo; o grupo controle não foi irradiado. Estes dentes foram tratados em solução desmineralizante e com o espectrofotômetro foi detectada a presença de cálcio. Relataram que ocorreu a maior resistência quando da associação laser e flúor.

Meurman et al, em 1992, avaliaram a estrutura cristalina e as alterações químicas da hidroxiapatita após a irradiação dos lasers de  $\text{CO}_2$ , Nd: YAG, e a irradiação coaxial dos lasers de  $\text{CO}_2$  e Nd: YAG em altas densidades de

energia, de 500 a 3230 J/ cm<sup>2</sup>. Observaram que o material irradiado pelo laser constituiu-se por dois tipos de cristais e por difração de Raios-X notaram a formação de fosfato de tricálcio. Concluíram que os cristais maiores consistiam de fosfato de tricálcio e os menores de hidroxiapatita.

Bahar; Tagomori et al, em 1994, avaliaram *in vitro* os efeitos do laser de Nd: YAG pulsado sobre a resistência do esmalte aos ácidos na região de fósulas e fissuras, bem como a absorção de flúor. Os dentes foram submetidos ao laser com energia de 0,75 J e frequência de 20 Hz durante 0,5 s, com uma fibra óptica de 200 µm de diâmetro, sendo utilizada uma tinta preta para melhor absorção deste comprimento de onda. Um grupo de dentes foi avaliado pela quantidade de cálcio dissolvido por mm<sup>2</sup>, para medir a resistência do esmalte ao ácido. Observaram que as regiões, quando do uso do laser apresentavam resistência 30% maior que as que não foram submetidas ao laser. Com o outro grupo, foi medida a quantidade de cálcio, fósforo e flúor no esmalte, por meio de um microanalisador de elétrons (EPM). Os resultados revelaram que tanto na parte superior como na profundidade das fósulas e fissuras, o conteúdo de flúor no esmalte que recebeu aplicação tópica de FFA após o laser, foi maior que o esmalte que recebeu a aplicação apenas de FFA e que promovia uma significativa redução bacteriana.

Myaki et al, em 1994, compararam com o microscópio eletrônico de varredura, as alterações morfológicas do esmalte, decorrentes do laser de Nd: YAG, ou do condicionamento do esmalte com ácido fosfórico a 35%. Observaram que o padrão de condicionamento foi mais uniforme quando do uso do ácido fosfórico.

Rode et al, em 1994, utilizaram um laser de Nd: YAG pulsado, com frequência de 20 Hz, potência média de 1 a 2 W, durante 90 s, em superfície de molares decíduos. Os dentes foram submetidos à profilaxia e a metade da fissura foi pintada com tinta nanquim, para melhor absorção; a outra metade serviu de controle. Observaram com microscopia eletrônica de varredura, que a superfície de esmalte encontrava-se fundida, com formação de crateras rasas e às vezes com bordos elevados. O efeito mais intenso foi observado quando do uso de



potências mais elevadas e a diminuição da profundidade das fissuras sugeriram um selamento do local, com o laser.

Myaki et al, em 1996, Observaram o vedamento de sulcos e fissuras de pré-molares com o laser de Nd: YAG, estudo feito *in vitro*. Sugeriu que a dificuldade de selamento dos sulcos profundos poderia ser devido ao fotoiniciador não ter atingido em profundidade.

Cecchini et al, 1997, através de uma análise quantitativa de cálcio, fósforo e flúor do esmalte, após o uso do Nd: YAG verificaram o aumento da resistência a desmineralização. Comparando 4 diferentes condições: 1) tratamento com ácido. perclórico; 2) aplicação FFA + ácido. perclórico; 3) laser de Nd: YAG + FFA + ácido perclórico; 4) laser + ácido perclórico e controle. Com a análise realizada por espectrofotômetro de fluorescência de raios X verificaram a redução da desmineralização na terceira condição e por meio de MEV quando do uso deste laser, verificaram que o esmalte apresentava regiões de fusão e vitrificação, e também com crateras e depressões.

Pelino et al, em 1998, com objetivo de verificarem a resistência a desmineralização por ácidos produzidos pelos *Streptococcus mutans*, utilizaram 42 dentes humanos (molares e pré-molares) recém extraídos e íntegros, sendo estes divididos em 3 grupos com os seguintes parâmetros: 1) 1,0 W, 15 Hz, 67 mJ, 83,75 J/ cm<sup>2</sup>; 2) 2,0 W, 15 Hz, 133 mJ, 166,25 J/ cm<sup>2</sup>; 3) 3,0 W, 20 Hz, 150 mJ, 187,50 J/ cm<sup>2</sup>; subdivididos em 2 subgrupos, um com 15 dias e o outro com 21 dias em cultura de *S. mutans*. O laser foi aplicado na superfície vestibular (3 x 4 mm) e a face lingual serviu de controle. Observaram que as superfícies irradiadas não se apresentavam cavitadas e que houve parcial fusão e recristalização das superfícies de esmalte (MEV), concluindo desta maneira, que o grupo que foi irradiado eram ácidos resistentes, quando comparado ao grupo controle que se apresentavam com cavitações.

Boari et al 2000, estudaram *in vitro* diferentes pigmentos fotoabsorvedores: Nanquim, delineador, evidenciador de placa, solução de carvão (água e etanol com partículas de 10 µm de diâmetro) em superfície oclusal de molares e vestibular de incisivos e a superfície vestibular para controle. Com parâmetros: 0,6 W, 60 mJ, 0 Hz e densidade de energia de 84,9 J/ cm<sup>2</sup>; 0,9 w, 60

mJ, 15 Hz e 84,9 J/cm<sup>2</sup>; 0,8 W, 80 mJ, 10 Hz e 113,1 J/cm<sup>2</sup>, com fibra de 300 µm de diâmetro em contato. Concluíram por meio de MEV em incisivos, que a fusão e ressolidificação foi mais acentuada com o nanquim, delineador e carvão, devido à ausência de resíduos por análise macroscópica verificada, quando do uso de carvão, favoreceu a seleção deste para futuros estudo. O melhor parâmetro para o uso deste pigmento foi: 0,6 W, 60 mJ e 10 Hz, posterior estudo clínico com 33 crianças e adolescentes, na faixa etária entre 7 a 15 anos onde foram selecionados 242 dentes (molares e pré-molares) clinicamente e radiograficamente ausentes de cárie e descalcificação. No semi-arco direito foi aplicado o laser de Nd: YAG com solução de carvão, em movimentos de varredura em toda superfície oclusal, especialmente nas vertentes laterais e fundo dos sulcos e fissuras, sendo aplicados 3 vezes com intervalos de no mínimo 20 s entre as repetições; em seguida foi aplicado FFA por 4 minutos. O semi-arco esquerdo foi considerado o grupo controle e somente foi aplicado o FFA. Concluíram que após 1 ano o resultado obtido foi estatisticamente significativo ao nível de 1% entre o grupo laser + flúor e o grupo controle. Concluindo desta maneira, ser um método alternativo na prevenção de cáries oclusais.

Ferreira et al, em 2000, fizeram um estudo *in vitro* da irradiação da luz laser em 15 superfícies lisas e 6 superfícies oclusais de esmalte de dentes humanos, avaliaram a fusão de hidroxiapatita e pó de esmalte dental junto à superfície de esmalte através do efeito térmico obtido com o laser de Nd: YAG. Utilizando como parâmetro: energia de 80 mJ por pulso, taxa de repetição 15 Hz, potência média de 1,2 W, densidade de energia 113,1 J/cm<sup>2</sup>, com largura de pulso de 100 s e fibra óptica de 300 µm de diâmetro, com três tipos de substâncias: 1) hidroxiapatita misturada com carvão vegetal na proporção de 3: 1 em peso; 2) pó de esmalte misturado com carvão vegetal na proporção de 3: 1; 3) apenas carvão vegetal. Os resultados obtidos por meio de MEV, mostraram que houve a fusão nas superfícies dentais tanto recobertas com o pó de esmalte como com hidroxiapatita e que o selamento das fissuras e sulcos não foi completo com a utilização desta técnica.

Lizarelli et al, em 2000, verificaram a eficiência da ablação com laser através de um regime de picossegundos, utilizando o laser de Nd: YAG Q-

switched e mode-locked. Observaram que minimizou a destruição do material adjacente devido à formação de plasma e ataque, prevenindo desta maneira a geração excessiva de ondas de choque, promovendo uma considerável diminuição nos efeitos mecânicos. Os parâmetros para irradiar o esmalte seguiram uma frequência fixa de 100 Hz e potências médias de 1,3 W; enquanto que para a dentina, a frequência foi fixa em 15 Hz enquanto a potência média variou em 800, 700 e 600 mw. Observaram que o esmalte foi capaz de dissipar as ondas de choque mais do que a dentina, pois as trincas foram mais freqüentes em tecido dentinário.

Jacobs et al, em 2001, verificaram com o estudo *in vitro* a ação antimicrobiana do laser Nd: YAG, utilizando diferentes energias e tempos de exposição, com uma distância fixa de 3 cm; os microorganismos irradiados foram os *Lactobacillus sp*, que são bactérias cariogênicas. As amostras foram semeadas após a irradiação com a luz laser e posteriormente incubadas; para em seguida verificarem a contagem das colônias destas amostras e da amostra do grupo controle. Concluíram que houve a inibição em todas condições de energia e para todos os tempos empregados e que a energia de 40 mJ foi suficiente para destruir 96,59 % dos *Lactobacillus sp*.

Verlangiere et al (2001) avaliaram a morfologia do esmalte de superfícies oclusais, de quinze terceiros molares hígidos; comparando os efeitos do laser de Nd: YAG e do Er: YAG com MEV. Sendo os parâmetros para o Nd: YAG: 1,0 W; 10 Hz, 100 mJ; densidade de energia de 31,08 J/cm<sup>2</sup>, por 60 s, fibra óptica de 0,32 mm de diâmetro e com o Er: YAG: 80 mJ, 4 Hz, densidade de energia de 24,95 J/cm<sup>2</sup> por 60 s, usando a ponta 50/ 10. Concluíram que ambos os lasers promoviam modificações morfológicas na estrutura de esmalte, sendo, portanto, considerados métodos alternativos para prevenção de cárie.

#### **3.4.1.6 - Laser de Érbio**

Schilke; Geurtsen, em 1994, utilizaram um laser de Er: YAG sobre a superfície do esmalte, com energias de 10, 31, 85, 175, 250, 400, 630 mJ, com frequência de 1, 10 e 50 Hz, sob refrigeração de água. Foram observadas alterações morfológicas com o uso de MEV, sendo que no esmalte houve a

formação de crateras com margens rugosas e irregulares e na dentina notaram que o tecido peritubular ficou mais resistente com a utilização do laser do que o intertubular. Observaram que a refrigeração foi insuficiente para as altas energias e para os maiores números de pulsos. Concluíram que houve fusão de tecidos duros.

Eduardo et al, em 1995, compararam a resistência à força de cisalhamento de resina composta aderida à superfície de esmalte, quando utilizaram o ácido fosfórico a 35% na forma de gel durante 30 s ou o laser pulsado com energia por pulso de 133 mJ, potência média de 2 W, frequência de 15 Hz, densidade de energia de 165,8 J/cm<sup>2</sup>. Os autores notaram que a resina composta aderida à superfície de esmalte após o condicionamento ácido apresentou uma força de cisalhamento de 21,11 Mpa, enquanto que com o laser propiciou uma resistência de 2,06 Mpa. Concluíram que o condicionamento ácido foi mais efetivo para a adesão de resina composta à superfície do esmalte.

Groth et al, em 1997, avaliaram e compararam a resistência à tração da resina composta com três diferentes técnicas: ácido fosfórico, laser, laser + ácido. Utilizaram um laser de Er: YAG com três diferentes energias. Após a aplicação do sistema adesivo, cones de resina foram colocados sobre a região condicionada. Testes de tração foram feitos e observaram que os maiores valores de resistência à tração foram obtidos no grupo onde foram duplamente condicionados, sendo o grupo laser estatisticamente inferior aos demais e notaram com maior energia por pulso encontravam menor resistência à tração.

Borges et al, em 1998, estudaram os efeitos do laser de Er: YAG pulsado com comprimento de onda de 2,94 µm, com refrigeração de jato de ar e água, com taxa de repetição de 14 a 20 pulsos focados e uma energia de pulso de 140 mJ/pulso na superfície do esmalte de dentes decíduos, que foram comparados aos dentes permanentes. A análise foi feita por meio de MEV, sendo que os resultados obtidos para os dentes decíduos foram similares aos permanentes.

Bispo et al (2000) obtiveram uma melhor resistência à tração nos grupos irradiados com o Er: YAG + ácido fosfórico a 35%, utilizando os parâmetros: 4 Hz, 60mJ; 4Hz, 80 mJ; 6Hz, 60mJ; 6hz, 80mJ; 10 Hz, 60mJ e 4 Hz,

250 mJ desfocado, do que nos grupos tratados sem o ácido fosfórico e com os mesmos parâmetros. No grupo com os parâmetros 2 Hz, 80mJ sem ácido, observou resistência à tração comparável a do grupo laser + ácido fosfórico a 35% com 4Hz, 80 mJ e com 4 Hz e 250 mJ desfocado.

Pelino et al (2000) relataram a formação de trincas quando da utilização com o laser de Er: YAG, utilizando os parâmetros: 10 Hz, 60 mJ. Admitiram a possibilidade de que a origem das trincas poderia ser devido a utilização do laser em questão ou provenientes do artefato de técnica durante o processo de manipulação dos espécimes.

#### **3.4.1.7 - Laser de Excimer**

Frentzen et al (1996), utilizaram o laser de excimer Ar:F e com a análise feita por meio de MEV verificaram mudanças morfológicas, onde observaram uma superfície retentiva com porosidade aumentada e áreas de fusão também foram encontradas.

Hashiguchi e Hashimoto, em 2000, utilizaram um laser de excimer Kr:F em esmalte dental humano, com densidades de energia entre 800 J/ cm<sup>2</sup> e 3200 J/ cm<sup>2</sup>. Concluíram que as superfícies apresentaram-se rugosas e com formação do tipo bolha.

#### **3.4.1.8 - Laser de Diodo**

Oliveira et al, em 2000, fizeram um estudo com o laser de Diodo de alta potência (960 nm), utilizando um pigmento iniciador para melhor absorção em superfície de esmalte dental, observaram com a microscopia eletrônica de varredura que houve fusão e ressolidificação de esmalte e que a superfície encontrada era mais homogênea.

Quinto et al, em 2001, utilizando o laser de Diodo de alta potência (960 nm), com parâmetros adequados para que o aumento momentâneo da temperatura não acarretasse em danos pulpar, observaram a fusão e a ressolidificação do esmalte dental irradiado com MEV, concluíram que este método alternativo terapêutico auxiliaria na prevenção da cárie.

## 4 - MATERIAIS E MÉTODOS

**4.1-Foram utilizados para execução deste trabalho, os seguintes equipamentos:**

1. Protótipo do laser de Nd: YAG, pulsado, pertencente ao IPEN (FIG. 2).
2. Termopar tipo k - Chromel - Alumel, espessura 130 microns, tempo de resposta 0,2  $\mu$ s, monitorado por um computador, IPEN (FIG. 3).
3. Cuba ultra-sônica Odontobrás, da FOUSP.
4. Máquina politriz Ecomet 3, da FOUSP.
5. Máquina para corte de precisão Labcut 1010, da FOUSP.
6. Câmera digital Sony Cyber shot S70.
7. Microscópios de varredura JEOL 5001 Japan do CTM II de SP; JEOL 6100 JSM do ICB I de SP.
8. Equipamento para aurificação Balzers Unon SCO 040, do ICB III.

### 4.1.1 - Materiais:

1. Carvão vegetal em pó (partículas de 10 $\mu$ m de diâmetro), mistura de etanol e água na proporção 1:1, 2 potes dappen, 1 pincel, broca KG 1090 (Sorensen) e cinzel.
2. Resigel Redelease e Butanox, anéis de cobre.
3. Lixa Silicon carbide 600, Lixa Buehler P 4000.
4. Álcool Absoluto, 25%, 50%, 75%, 90%.
5. kit de cimento de ionômero de vidro Fuji IX GC, lote ref. 0001141.
6. Ácido fosfórico 37% em gel, Dentaville, reg.MS 10344110001.
7. Bloco de papel, espátula de plástico e espátula de inserção/ esculpido.
8. Seis dentes segundos molares decíduos inferiores humanos. (comitê de ética proc. N. 010336000324/00-40).

#### 4.2 – Condições de irradiação:

1. Comprimento de onda  $\lambda = 1064\text{nm}$
2. Energia por pulso = 79 mJ
3. Taxa de repetição = 5 Hz
4. Entrega de feixe com fibra óptica de 320  $\mu\text{m}$  de diâmetro (quartzo), com utilização por contato.

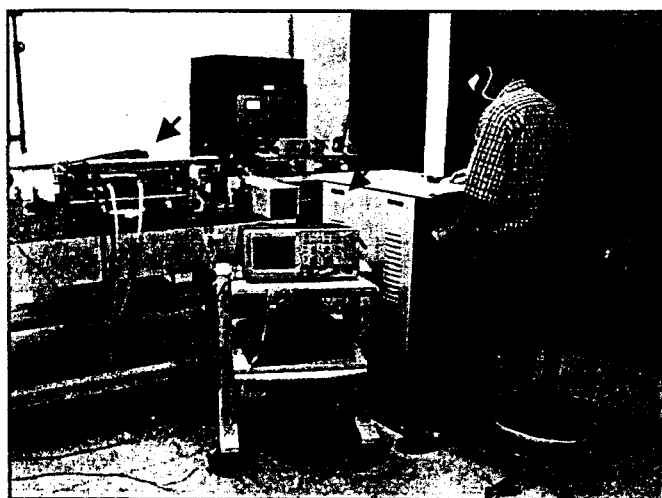


FIG. 2 – Protótipo do laser de Nd: YAG.

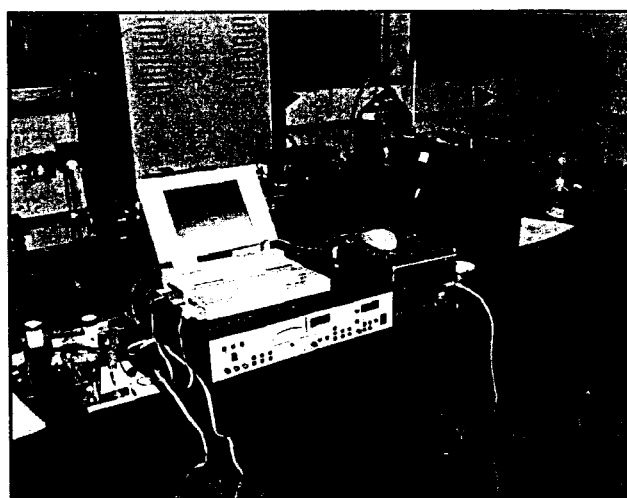


FIG.3 - Termopar e computador.

Na FIG. 4 podemos visualizar o protótipo do laser e o acoplador da fibra óptica em detalhe.

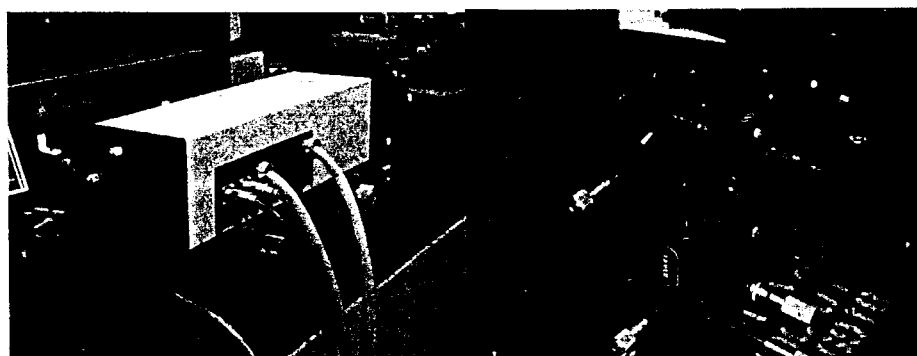


FIG. 4 – Laser de Nd: YAG e acoplador da fibra óptica.

---

Protótipo fabricado pelos pesquisadores: Dr. Wagner de Rossi, Dr. Gesse Eduardo Calvo Nogueira, José Roberto Berretta e José Tort Vidal e outros funcionários do IPEN.

Os dentes foram limpos e um pigmento fotoabsorvedor foi utilizado, obtido com o pó de carvão vegetal (partículas de 10  $\mu\text{m}$  de diâmetro), mais a mistura de água e etanol na proporção de 1: 1, aplicado com um pincel, de maneira que a ponta do pincel fosse umedecida em primeiro lugar nesta mistura e posteriormente no pó de carvão.

O pigmento foi aplicado às superfícies oclusais das amostras de número 1, 2, 3 e 4, como veremos na tabela a seguir. Utilizamos este pigmento para conseguirmos uma maior absorção deste comprimento de onda em esmalte dental.

Na FIG. 5 mostramos a aplicação do carvão sobre a superfície oclusal de uma das amostras, com um pincel e na FIG. 6 verificamos como ficou a superfície oclusal após a sua aplicação, sendo que a amostra ficou apoiada em uma base de acrílico, imersa dentro de uma cuba com água, de maneira que pudéssemos aplicar o laser nesta região. O pigmento fotoabsorvedor foi reaplicado, anteriormente a cada reaplicação do laser, quando utilizamos um duplo período de exposição (20 + 20 s), como veremos a seguir.



FIG. 5 - Pincelamento do carvão, água e etanol. FIG. 6- Amostra apoiada à base de acrílico.

A irradiação foi feita de maneira que a fibra óptica do laser utilizada ficasse perpendicularmente e em contato com a superfície oclusal do dente decíduo humano, passando nos sulcos e fissuras do esmalte dental (FIG. 7); em seguida com movimentos de varredura o laser foi aplicado sobre toda a superfície oclusal dos dentes, especialmente nas vertentes de cúspides.



Durante as aplicações com o laser a temperatura foi monitorada, com o auxílio de um termopar. As evoluções da temperatura das amostras foram medidas em função do tempo de aplicação do laser. O monitoramento da temperatura foi feito no teto da câmara pulpar (abaixo da dentina), aproximadamente a 2,0 mm abaixo da superfície externa de esmalte; com o laser sendo aplicado nas fóssulas e fissuras.

Na FIG. 7 visualizamos a luz guia de He-Ne ( $\lambda = 632 \text{ nm}$ ) do laser utilizado neste trabalho.

A terminação da fibra foi clivada após cada irradiação executada, de modo que conseguiríamos um melhor aproveitamento do feixe emitido nesta superfície.

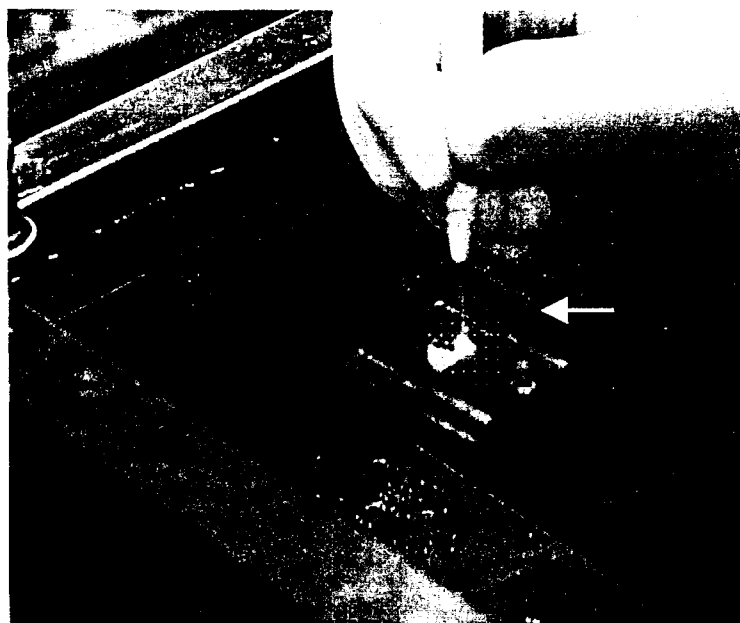


FIG. 7 – Visualizamos a luz guia através da fibra de quartzo.

Cinco dentes, segundos molares decíduos, foram utilizados para verificar as diferenças morfológicas do esmalte dental quando do uso do laser e/ou cimento de ionômero de vidro (Fuji IX), com ou sem condicionamento ácido e um dente foi utilizado como controle; totalizando-se seis amostras. A tabela a seguir mostra as condições utilizadas.

AMOSTRA diferentes	LASER (tempo de irradiação)	ÁCIDO fosfórico	CIV (Fuji IX)
1	1x 53s	Sim	Sim
2	1x 53s	Não	Não
3	2x 20s	Sim	Sim
4	2x 20s	Não	Não
5	Não	Sim	Sim
6	Não	Não	Não

Tabela – Resumo das técnicas utilizadas para o preparo das amostras.

O período de 53 s de aplicação do laser foi devido à quase total remoção do pigmento utilizado, que observamos durante a irradiação na superfície de esmalte (FIG. 8).



FIG.8 – Superfície oclusal do dente, submetida à irradiação laser (53 s) e o seu término.

Utilizamos o período escalonado, fracionando a aplicação (20 + 20 s), com um período de relaxação de 10 s (reaplicação do carvão) entre as aplicações, de modo que verificássemos um menor aumento da temperatura interna à coroa dental, com o auxílio de monitoramento com o termopar, já citado anteriormente.

Observamos na figura abaixo, a superfície oclusal do segundo molar decíduo, posterior a aplicação do laser de Nd: YAG, na qual verificamos a ausência de pigmentos do fotoabsorvedor (carvão vegetal), favorecendo o nosso estudo devido ao fator estético.

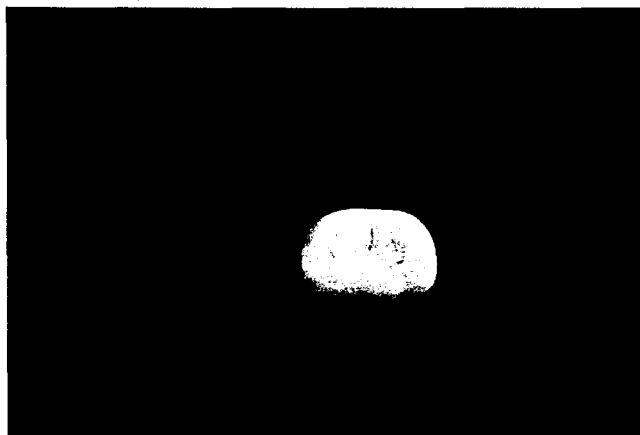


FIG. 9 - Aspecto da face oclusal após a irradiação com o laser de Nd: YAG.

As amostras foram seccionadas após a irradiação com a broca diamantada 1090 (KG Sorensen) e cinzel, longitudinalmente, no sentido vestibulo-lingual, na metade da distância mesio - distal (FIG. 10) e em seguida ao seccionamento das amostras o ácido e o CIV foram aplicados nas amostras 1,3 e 5 (conforme a tabela).



FIG. 10 - Corte longitudinal das amostras, vestibulo-lingual.

O ácido utilizado foi o fosfórico a 37%, em gel; por um período de 30 segundos e posterior lavagem com jatos de água (30 s).

O CIV foi manipulado conforme indicação do fabricante, colocado com uma espátula de inserção e a técnica da pressão digital foi empregada, deslizando com a digital do dedo sobre a superfície oclusal em sentido vestibulo-lingual, com o intuito que o cimento penetrasse melhor nas fóssulas e fissura e o seu excesso ficasse nas vertentes de cúspides.

Em seguida, a aplicação do verniz do kit do CIV foi necessária para proteger a presa inicial e o possível ressecamento deste material.

### 4.3 - Microscopia eletrônica de varredura (MEV)

A secção longitudinal de cada amostra que deveriam ser analisadas por meio de MEV, em vista lateral, foram embutidas no interior de um anel de cobre, de modo que estas superfícies ficassem sobre uma lâmina de cera (FIG.11), para que esta área ficasse protegida, em seguida, foram preenchidos os respectivos anéis de cobre com resina ( resigel + butanox ).

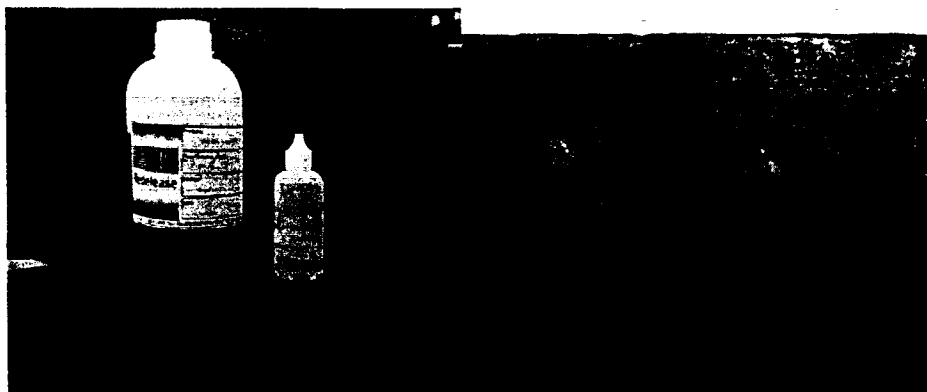


FIG. 11 – Secções longitudinais das amostras dentro de anéis de cobre sobre a lâmina de cera (resina de preenchimento).

Os anéis de cobre e o excesso de resina que embutimos foram cortados com uma máquina de corte de precisão. Todas as secções das amostras que deveriam ser analisadas por vista lateral (FIG. 13), que ficaram sobre a lâmina de cera foram então polidas, com a máquina politriz, utilizando a lixa silicon carbide 600 e a lixa Buehler P 4000, para evitar alterações ópticas quando do uso de microscopia eletrônica de varredura.

As demais metades das respectivas superfícies polidas, não necessitaram deste preparo, pois, seriam analisadas as superfícies oclusais das amostras, para verificar a superfície de esmalte e do CIV (cimento de ionômero de vidro).

Em seguida, todas as porções das amostras foram desidratadas em soluções alcoólicas nas concentrações de 25%, 50%, 75%, 90%, por um período de 20 minutos em cada solução e foram mantidas dentro de uma cuba ultrassônica durante este processo, para eliminação de possíveis detritos.

As amostras então foram coladas nos stubs (FIG. 12 e 13) e em seguida foi aplicado sobre as mesmas um banho de ouro, para facilitar a condução de elétrons.

Com o microscópio eletrônico de varredura (MEV) observamos os as alterações estruturais morfológicas do esmalte dental nas várias condições estudadas e verificamos a adaptação do CIV. Observamos as superfícies de esmalte e do CIV por oclusal e por vista lateral visualizamos em profundidade.

#### Amostras coladas em stubs

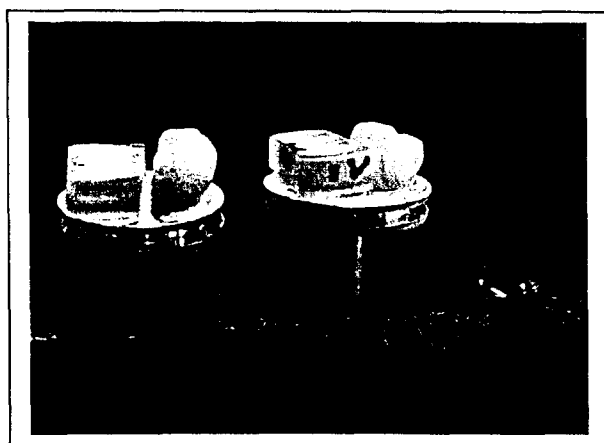


FIG.12 – Amostras preparadas para a aurificação.

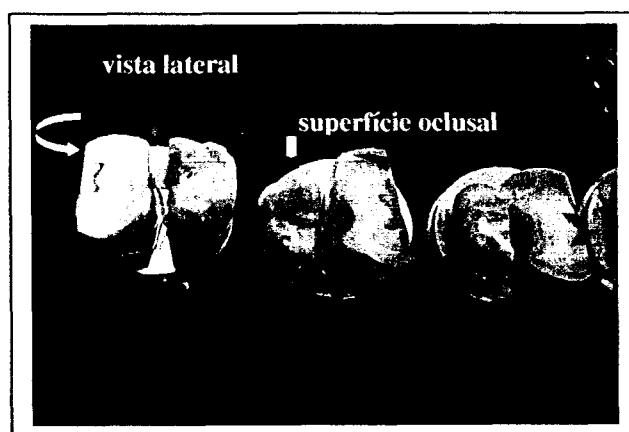


FIG. 13- Análise da superfície de esmalte e do CIV por oclusal e em vista lateral.

Desta maneira, conseguimos obter as micrografias das amostras, onde verificamos os resultados do nosso trabalho.

## 5 - RESULTADOS

Os parâmetros de irradiação laser utilizados foram sempre os mesmos, variando-se somente o período de aplicação. Quando irradiada a face oclusal dos molares durante 53 s ininterruptamente, a temperatura aumentou 12 °C. Já com a irradiação do esmalte com 20 s, 10 s de relaxação, mais 20 s, a temperatura elevou 5,3 °C, sendo que esta temperatura se encontra ao redor do nível de segurança, conforme a FIG. 14.

Durante a irradiação laser foi monitorada a elevação da temperatura das amostras e ao mesmo tempo a temperatura da água como controle.

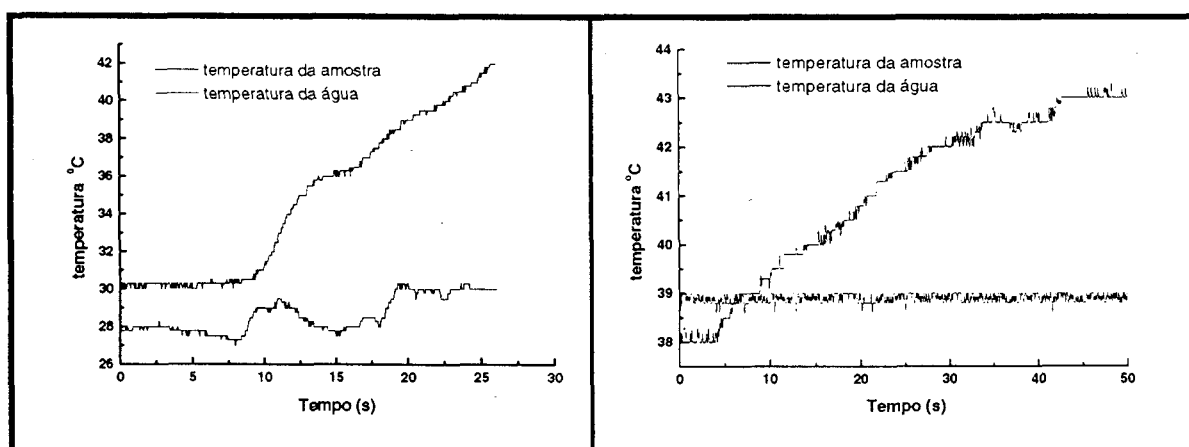


FIG. 14 – Evolução temporal da temperatura das amostras (câmara pulpar) e da água.

Na amostra 1 observamos as figuras 15, 16, 17 e 18; onde foi utilizado o laser de Nd: YAG pulsado, com energia de 79 mJ, frequência de 5 Hz, potência média de 0,4 W, fibra de 320  $\mu\text{m}$  de diâmetro e fluência e 99,5 J/cm<sup>2</sup>, com tempo de aplicação de 53 s. Onde utilizamos em seguida o condicionamento com ácido fosfórico 37% por um período de 30 s e associação de cimento de ionômero de vidro (Fuji IX).

Na FIG.15 verificamos a interface do cimento de ionômero de vidro - esmalte com período de irradiação laser de 53 segundos (amostra 1).

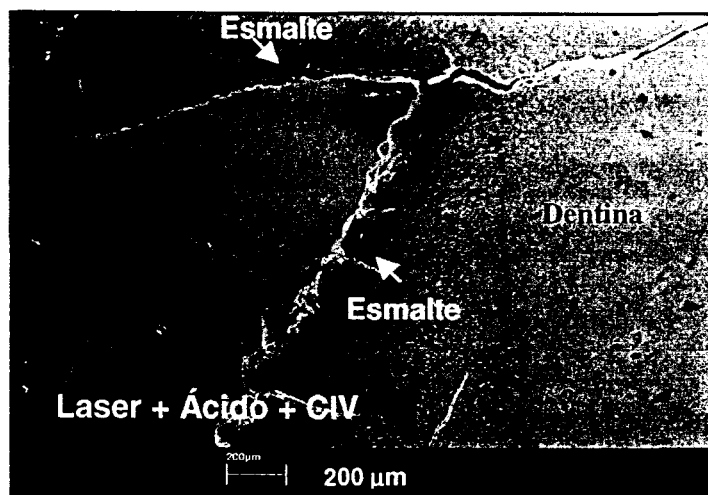


FIG. 15 - Interface ionômero-esmalte, corte longitudinal, vista lateral da amostra 1 (conforme FIG. 13) com parâmetros: 0,4 W, 5 Hz, 79 mJ e 99,5J/ cm<sup>2</sup>.

Na figura 16 ( amostra 1), observamos a interface esmalte-cimento de ionômero de vidro (Fuji IX), verificamos a porção aprismática do esmalte dental (EA), porção prismática (EP) do esmalte e o limite amelo-dentinário ( \* ).

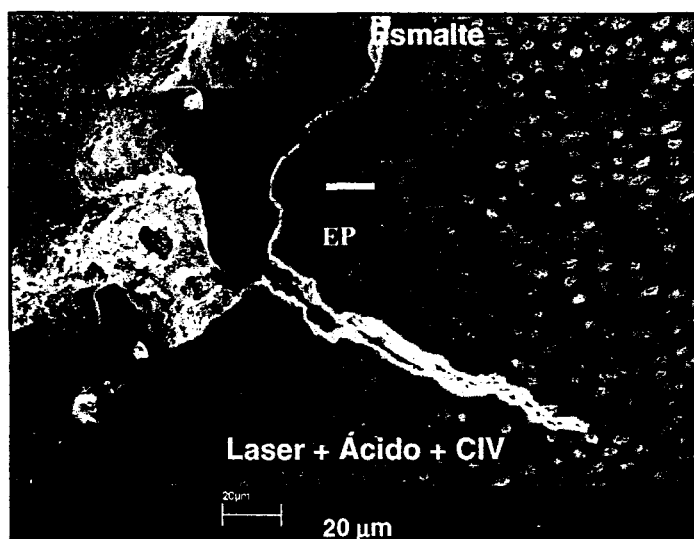


FIG. 16- Pequena área do ionômero em contato com o esmalte, corte longitudinal, vista lateral da amostra 1, com os mesmos parâmetros.

Na figura 17 observamos a fusão do esmalte na interface do CIV .

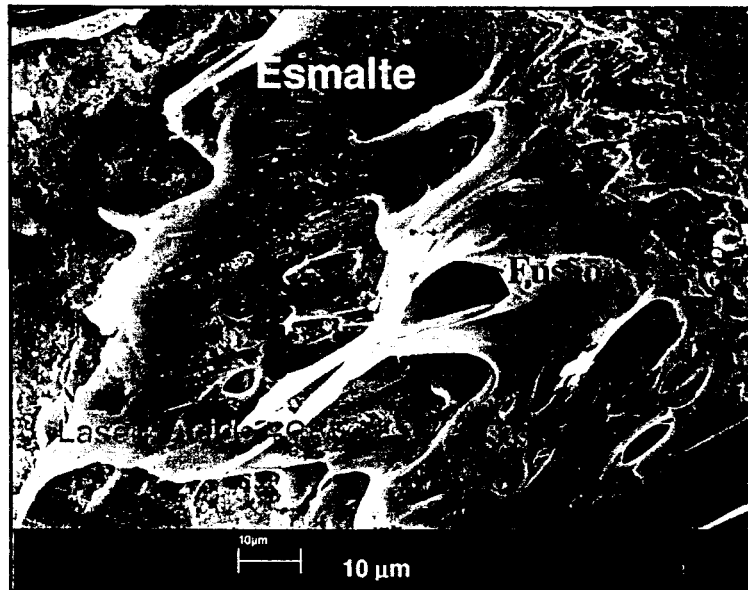


FIG.17 – Fusão e ressolidificação do esmalte na interface ionômero de vidro-esmalte, superfície oclusal da amostra 1.

Já na figura 18 (amostra 1), observamos regiões onde o CIV ficou aderido ao esmalte, devido à irregularidade da superfície de esmalte que foi duplamente condicionada (laser + ácido fosfórico).

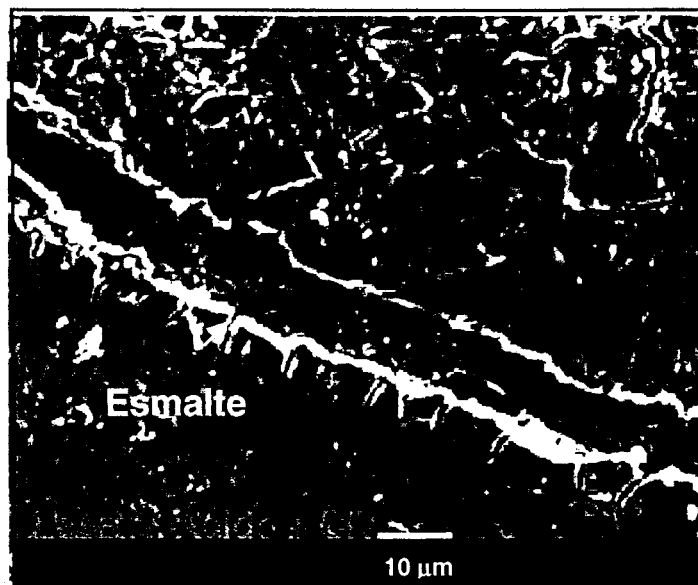


FIG. 18- Interface ionômero- esmalte, corte longitudinal, vista lateral, amostra 1.



Na amostra 2, foi utilizado somente o laser de Nd: YAG, com o mesmo parâmetro da amostra 1; sem a utilização do condicionamento ácido e do CIV. Podemos verificar isto nas figuras 19 a 22.

Observamos na figura 19 o limite amelo-dentinário; em corte longitudinal da amostra, vista lateral, visualizamos nesta micrografia que a superfície de esmalte apresentava uma certa lisura, podendo ser devido à ação do laser.

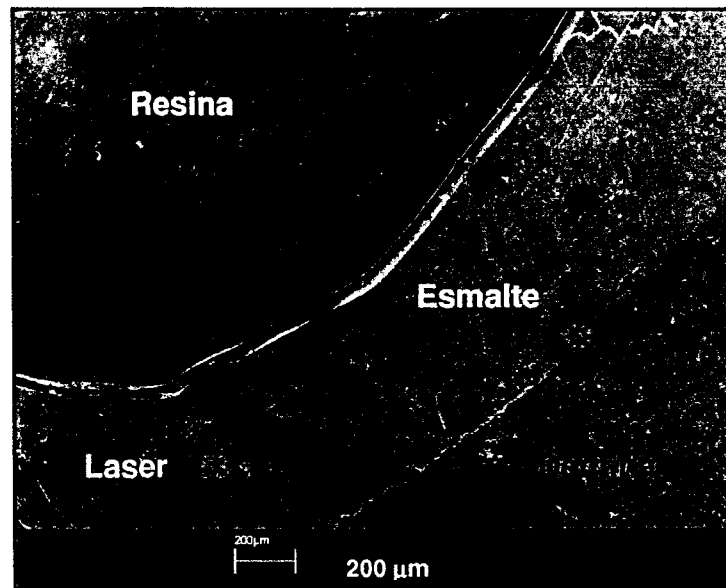


FIG.19 - Visualização do limite amelo-dentinário; corte longitudinal, vista lateral da amostra 2, e da espessura de esmalte (aproximadamente 600 μm).

Na figura 20 podemos observar a fusão da superfície de esmalte produzido pelo laser.

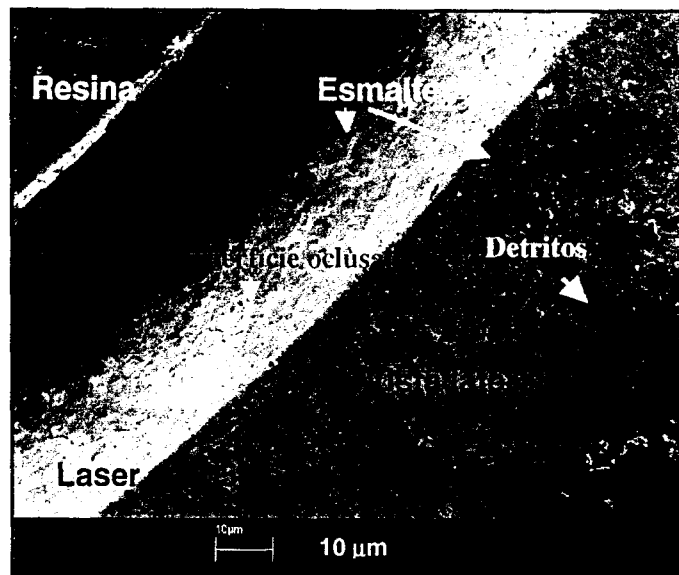


FIG. 20 – Vista lateral da amostra 2, corte longitudinal, onde pode ser observada a fusão e ressolidificação de esmalte na superfície oclusal .

Na FIG.21 encontramos uma fissura parcialmente vedada pela fusão e ressolidificação do esmalte, onde observamos uma superfície rugosa.

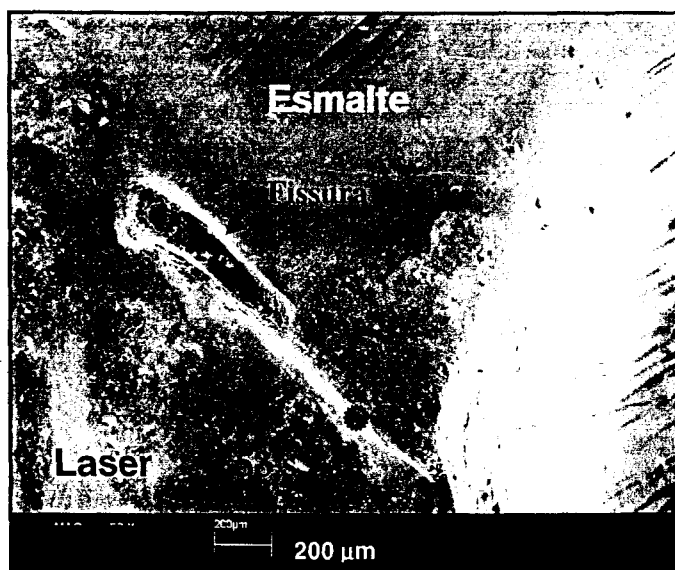


FIG.21 – Fissura parcialmente vedada, ● fusão e ressolidificação, superfície oclusal de esmalte , amostra 2.

Na figura 22 observamos por vista oclusal a amostra e verificamos forames de diversos tamanhos, regiões de fusão e ressolidificação ●, apresentando um aspecto vitrificado, formando pequenas crateras.

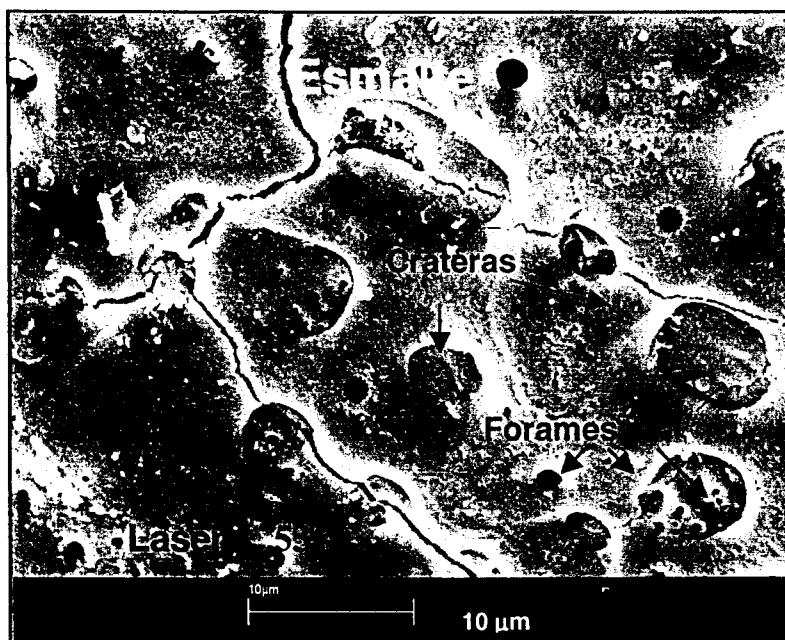


FIG. 22 - Verificamos na superfície de esmalte regiões de fusão e ressolidificação, forames e detritos, amostra 2.

Na amostra 3, os parâmetros de irradiação foram os mesmos que os anteriores, mudando somente o período de duração de aplicação de 53 s por 20 s + 20 s, com intervalo para relaxação de 10 s. Neste grupo foi utilizado o condicionamento ácido, o CIV (Fuji IX) após o laser; vistos na figuras 23 a 26.

Observamos na FIG. 23, uma superfície muito rugosa, aparentando ter sofrido descalcificações. Esta aparência pode ser devido à associação do laser com o condicionamento ácido.

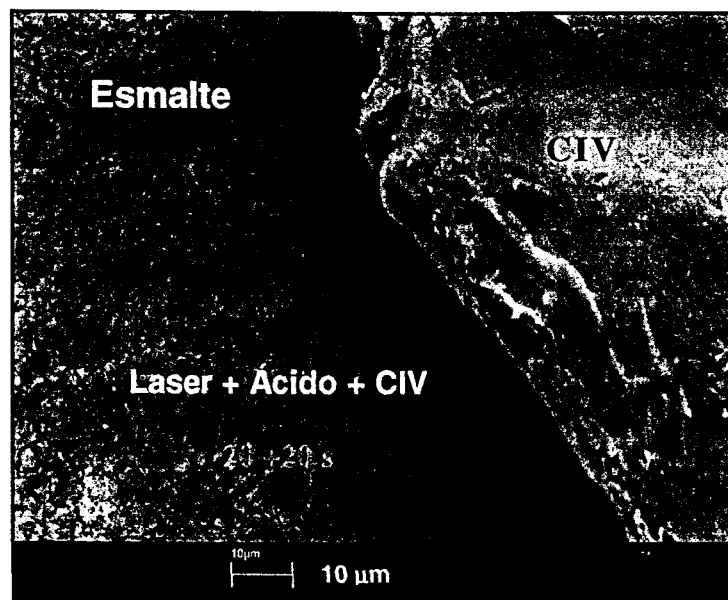


FIG.23- Superfície de esmalte com aparência de ter sofrido descalcificação (padrão de condicionamento ácido), amostra 3.

Nas figuras 24 e 25 observamos uma superfície irregular do esmalte e a superfície do CIV (Fuji IX) que estava em contato com a superfície do esmalte. O ionômero parece ter sofrido contração devido ao processo de preparo das amostras, isto devido à desidratação ocorrida. Nesta amostra o ionômero mostra a presença de "tags" devido à penetração do material no esmalte (prolongamento retentivo), diferente da FIG. 16 que apresentava regiões lisas devido a fusão e ressolidificação do esmalte quando da irradiação laser, com maior tempo exposição (53 s), isto pode ser devido o maior aumento da temperatura que acabou acarretando em áreas de aspecto vitrificado, conforme visto na amostra 1. Verificamos nesta amostra uma superfície de esmalte, com aparência de ter sido submetida ao "condicionamento ácido".

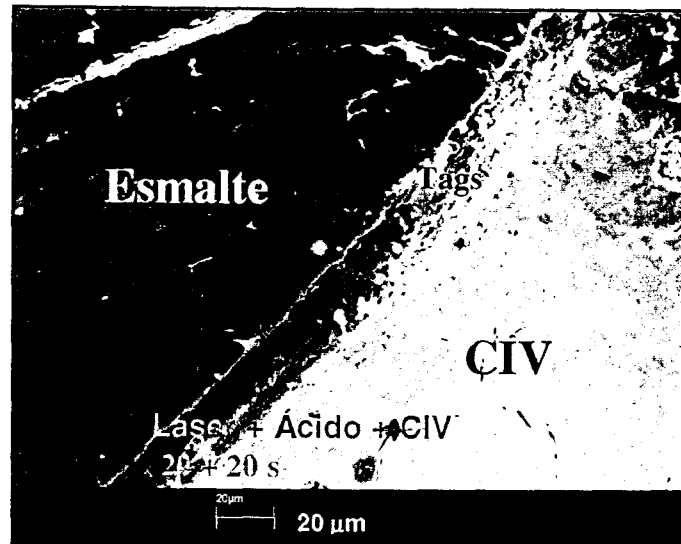


FIG.24 – Verificamos na interface ionômero-esmalte, onde o material sofreu contração, irregularidades da superfície do CIV (“tags”) diferente da amostra 1; corte longitudinal, vista lateral da amostra 3.

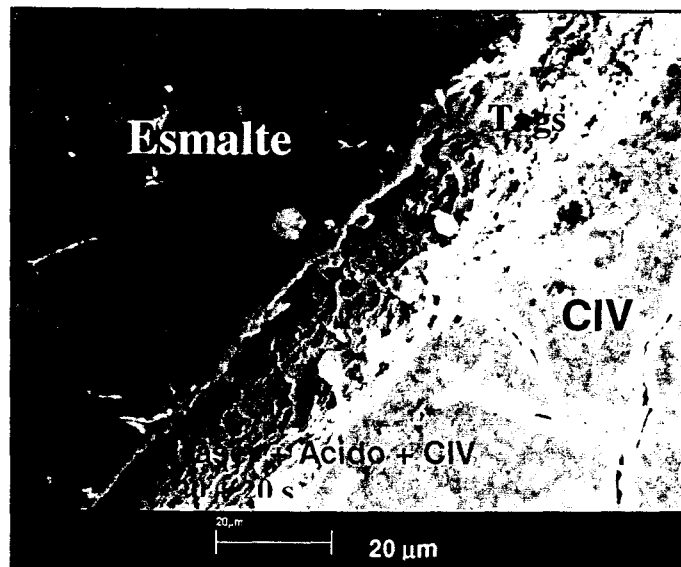


FIG.25 - Maior detalhe da região, da figura 24.

Na figura 26 (amostra 3) verificamos - em algumas regiões, ressolidificação e fusão da fissura; a penetração do cimento Fuji IX, auxiliando no melhor vedamento desta superfície, utilizando o período escalonado de aplicação do laser (20 + 20 s) , com intervalo de 10 s entre as aplicações e o condicionamento com ácido fosfórico a 37%.

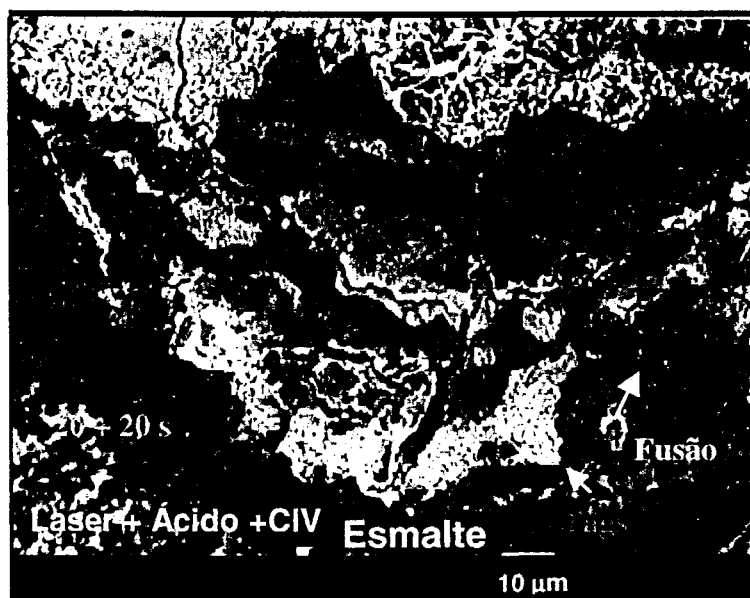


FIG. 26 - Visualizamos "tags" do ionômero, fusão e ressolidificação do esmalte; corte longitudinal, vista lateral da amostra 3.

Na amostra 4, foi utilizado somente o laser de Nd: YAG com os mesmos parâmetros da amostra 3. Visualizamos esta amostra nas figuras 27, 28 e 29.

Na FIG. 27, observamos a superfície de esmalte (amostra 4) e, verificamos um esmalte de aparência irregular e duas fósulas. Nesta micrografia encontramos fusão e a ressolidificação do esmalte (setas vermelhas) que acabou quase vedando uma das fósulas. Nesta amostra utilizamos somente a irradiação laser (20 s + 20 s, 10 s de relaxação).

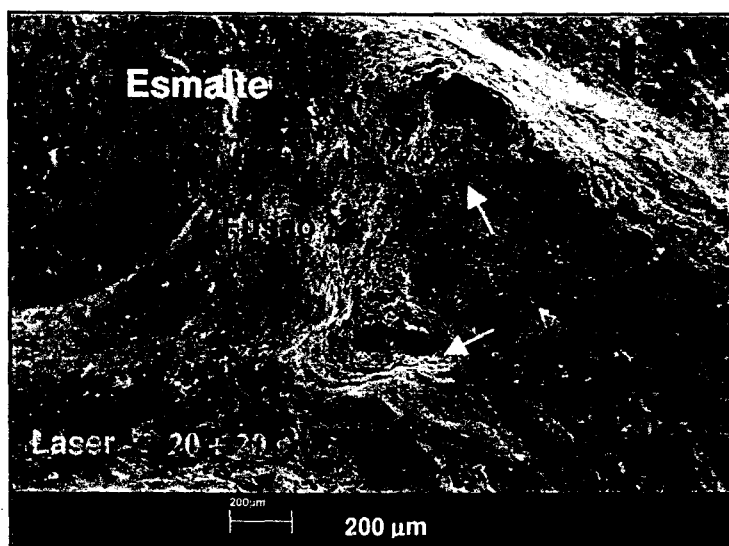


FIG.27- Duas fósulas são visualizadas na superfície de esmalte: uma parcialmente vedada e outra não vedada, com fusão e ressolidificação; superfície oclusal de esmalte, amostra 4.

Nas FIG. 28 e 29 observamos o interior da fósula após o uso do laser, sendo utilizado os mesmo parâmetros, com o escalonamento da aplicação. Nesta micrografia verificamos irregularidade do esmalte devido a fusão e ressolidificação; foram observados grânulos de diversos tamanhos.

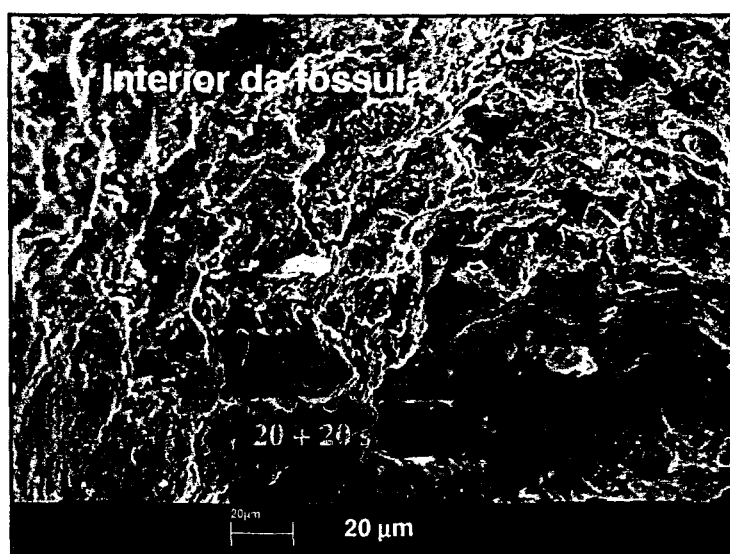


FIG.28- Superfície interna da fósula, com aspecto irregular, superfície oclusal de esmalte, amostra 4.

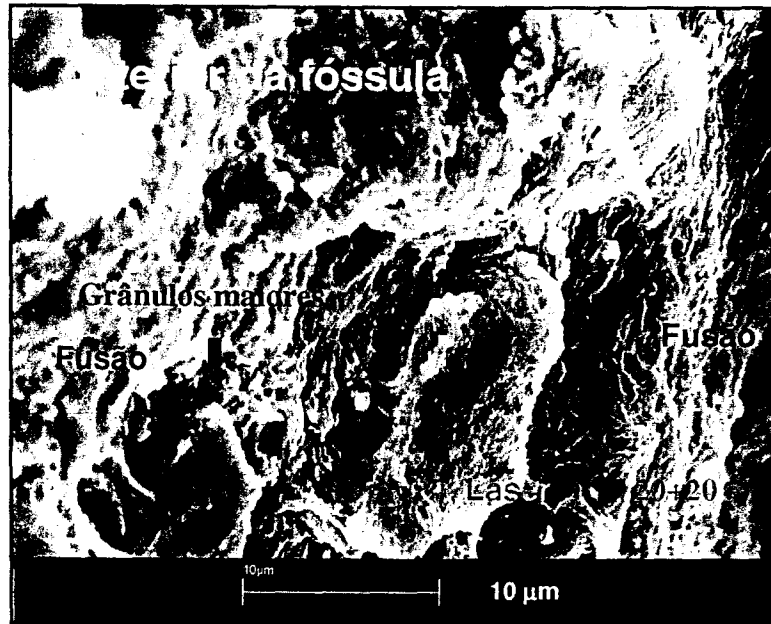


FIG. 29- Esmalte com aspecto irregular: formação de grânulos maiores e regiões de fusão e ressolidificação, observado no interior da fósula, amostra 4.

Na amostra de número 5 não utilizamos o laser. Nesta amostra utilizamos somente o cimento de ionômero de vidro (Fuji IX) com prévio condicionamento com ácido fosfórico. O aspecto da superfície de esmalte é visto nas figuras 30, 31 e 32.

Na FIG. 30 encontramos bolhas e trincas no cimento de ionômero de vidro, que pode ser proveniente do processamento da amostra para a realização da MEV da amostra. Observamos que a superfície do esmalte dental com condicionamento ácido, sem o laser, não se apresentava tão irregular como nas amostras 1 e 3, para as quais associamos o laser e o condicionamento com ácido fosfórico.



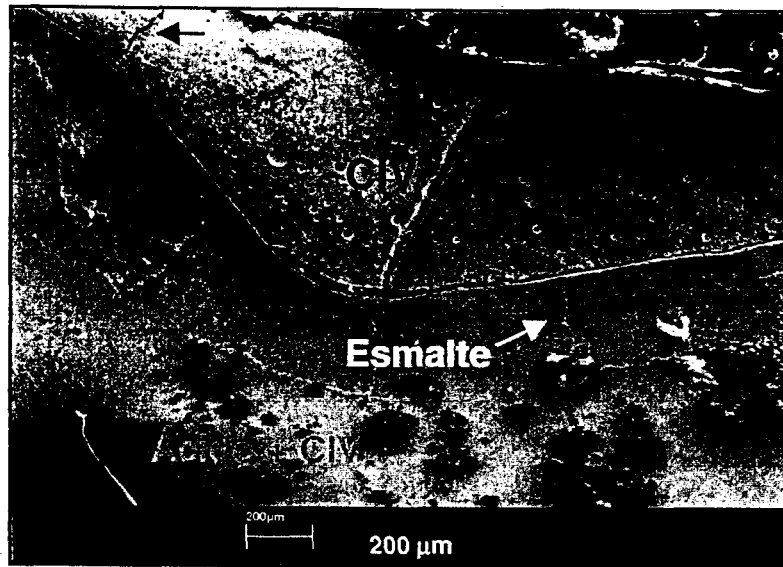


FIG.30- Interface ionômero-esmalte, apresentando trincas no CIV; corte longitudinal, vista lateral, amostra 5.

Na FIG. 31 encontramos trinca no cimento de ionômero de vidro do laser, a qual acreditamos que poderia ser proveniente do processamento da amostra (artefato de técnica). Verificamos que não houve penetração do material no esmalte, pois o cimento Fuji IX que estava em contato com a superfície de esmalte não se apresentou com os "tags" em sua superfície.

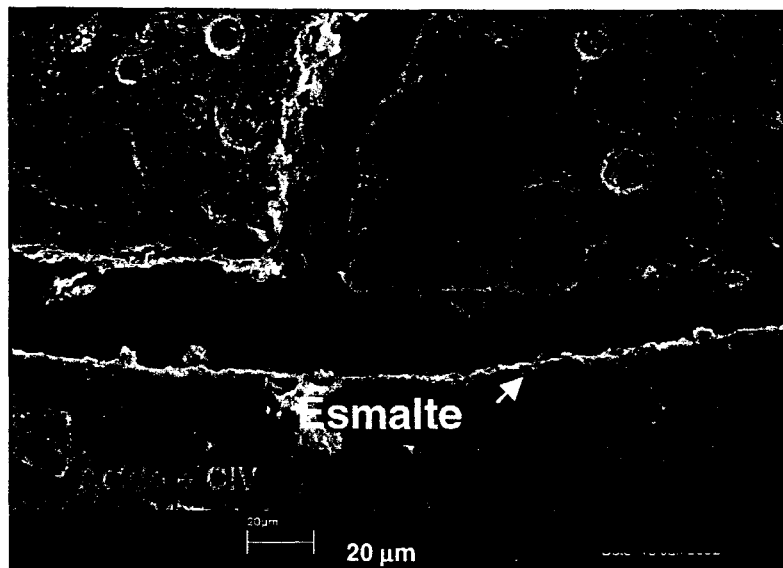


FIG.31- Superfície de esmalte mais regular comparada às demais amostras, corte longitudinal, vista lateral, amostra 5.

Na FIG. 32 verificamos que a superfície de esmalte dental apresentava-se com uma certa lisura.

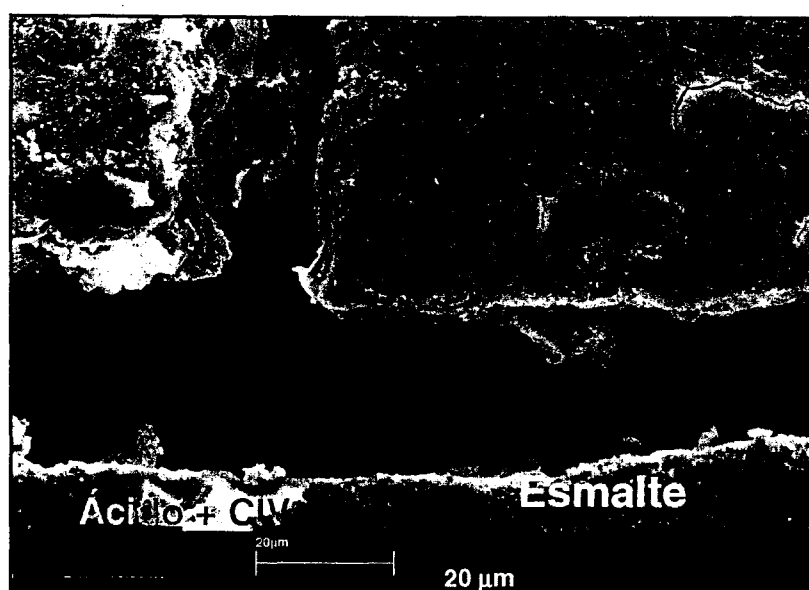


FIG.32- Maior aumento da mesma região; corte longitudinal, vista lateral, amostra 5.

Na amostra 6 (controle), verificamos a estrutura de esmalte dental de segundo molar decíduo; as figuras 33, 34 e 35 mostram detalhes desta estrutura. Nestas figuras observamos que o esmalte apresentava-se irregular, como um trabeculado, um aspecto diferente aos demais grupos.

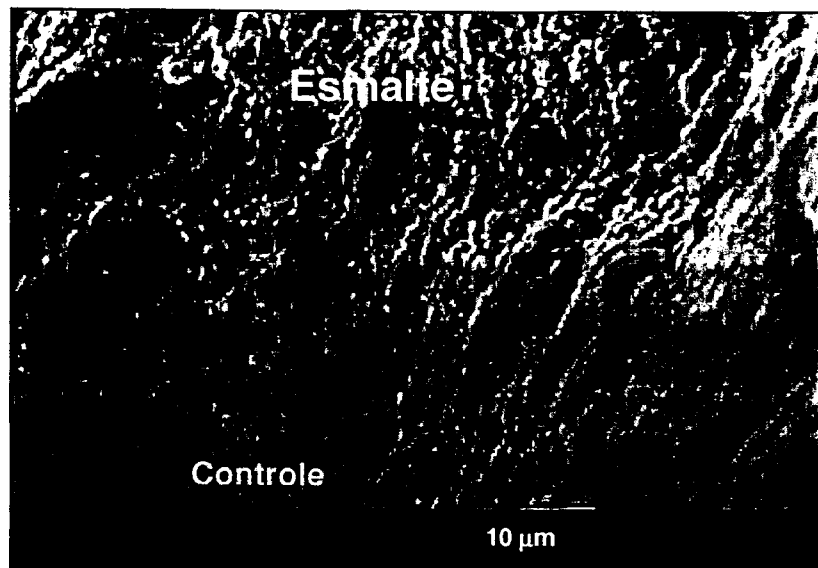


FIG.33- Superfície de esmalte, com porosidade, apresentando uma superfície irregular, amostra 6.

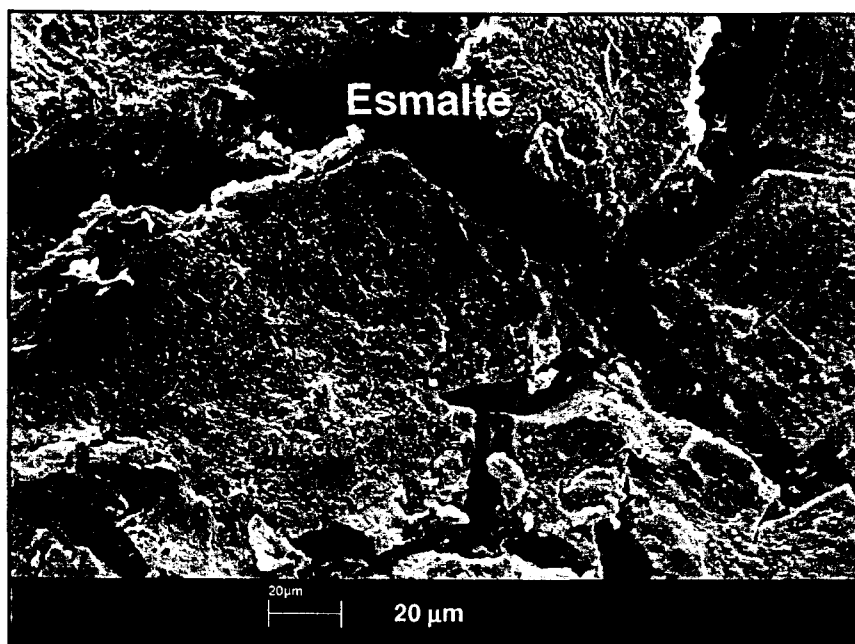


FIG. 34- Superfície de esmalte, amostra 6.

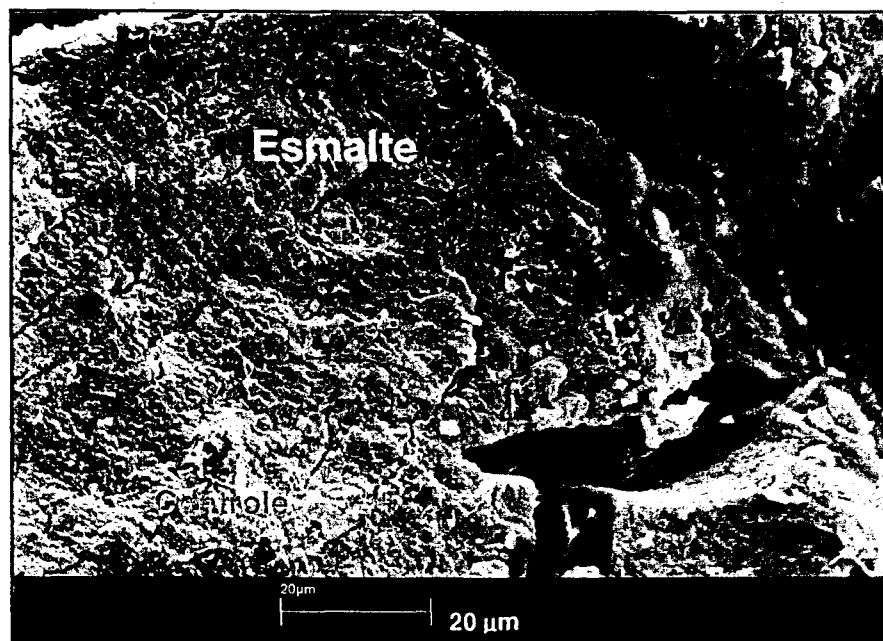


FIG.35- Maior detalhe da figura 34, observamos que a superfície de esmalte não se apresentava lisa e uniforme, mas sim com ranhuras, depressões e irregularidades, amostra 6.

## 6 - DISCUSSÃO

A complexidade da superfície oclusal favorece a retenção de resíduos alimentares e de bactérias cariogênicas, que associado a outros fatores acarretam numa maior susceptibilidade à cárie dental; segundo citam: Nagano (1961), Carvalho et al (1989), Jackson et al (1973), Medeiros (1993), Bezerra et al (1997), Sheiham (1984), Pinto (1990).

Vários métodos e materiais são utilizados, isolados ou conjuntamente com o intuito de prevenirmos a cárie dental, como já foi citado em nosso trabalho.

A aplicação do laser de Nd: YAG favoreceu a muitos trabalhos conforme pudemos observar em algumas referências citadas, devido à sua facilidade operacional, pois o seu sistema de entrega de feixe é feito através de fibra óptica.

A irradiação de sulcos e fissuras com o laser de Nd: YAG promove a limpeza destes nichos, que segundo Bahar e Tagomori (1994) promove uma significativa redução bacteriana, o mesmo encontrado por Jacobs et al (2001) e segundo Echevarria et al (1993) observaram a vaporização do conteúdo orgânico e bacteriano, porém com o laser de CO<sub>2</sub>.

Segundo Jendresen (1981) a camada orgânica atuava como uma barreira, inibia qualquer reação direta com o esmalte. O laser aplicado na superfície de esmalte, portanto, poderá reduzir esta barreira ou até mesmo eliminá-la, podendo favorecer a adaptação do cimento de ionômero de vidro e outros materiais. Conforme Mount (1998) é importante diminuir a energia superficial da estrutura dentária para que ocorra o escoamento do cimento de ionômero de vidro à superfície dental.

Segundo algumas referências já citadas em nosso trabalho, o esmalte dental torna-se mais resistente ao ácido após a irradiação da sua superfície. Esta resistência foi observada tanto em soluções ácidas como em culturas bacterianas, conforme citam Hargreaves e Pisco-Dubienski (1984), Yu et al (1990), Bahar e Tagomori (1994), Cecchini et al (1997) e Pelino et al (1998), Zezell et al (1998).

A posterior aplicação do flúor fosfato acidulado gel a 1,23% sobre a superfície do cimento de ionômero de vidro (Fuji IX GC) acarreta num maior grau

de rugosidade, segundo Cehreli et al (2000); neste caso recomendamos a aplicação de flúor neutro após o emprego com este material.

Sabe-se que, em termos de doença cárie, a composição da placa (qualidade) que se forma sobre as restaurações é um fator mais importante do que a sua quantidade, conforme citam: Forss et al (1991), Hatibovic-Kofman e Koch (1991), Svanberg et al (1990), desta maneira esperamos que a placa bacteriana se forme com uma menor virulência sobre o cimento de ionômero de vidro.

O cimento de ionômero de vidro utilizado em nosso estudo foi o Fuji IX GC. Este cimento é o mais citado entre os pesquisadores para o tratamento restaurador atraumático e indicado pela Organização Mundial da Saúde, conforme citam Guedes-Pinto e Imparato (2000).

Hicks et al (2000) verificaram que alguns selantes com liberação de flúor forneciam uma proteção adicional contra a formação de cárie no esmalte das vertentes de cúspides e superfícies lisas adjacentes às fossas e fissuras seladas, desta maneira o cimento de ionômero de vidro utilizado em nosso trabalho proporcionará efeitos preventivos adicionais quando utilizados em selamento de fôssulas e fissuras.

Verificamos nas amostras 2 e 4 (FIG.21e 27) que algumas regiões não foram completamente vedadas pelo laser, necessitando desta maneira de um outro artifício adicional a esta operação, que no caso foi acrescido pelo cimento de ionômero de vidro (Fuji IX GC).

Ferreira et al (2000) afirmam ser um contra senso selarmos sulcos rasos, justificando a facilidade de higienização nesta área. Nós discordamos desta posição porque mesmo em sulcos rasos, durante a fase eruptiva dos dentes a higiene pode ser dificultada. Podemos selar os sulcos em pacientes com problema motor (pacientes especiais), pacientes com alta incidência de cárie e também indicar à pacientes sob tratamento que implique numa acentuada diminuição do fluxo salivar.

Em nosso trabalho o aspecto da superfície de esmalte dental não apresentou resíduos de pigmento que comprometesse a estética, o que é primordial para a execução do mesmo. Utilizamos um pigmento biocompatível, o

carvão vegetal, para aumentar a absorção do comprimento de onda do laser de Nd: YAG, em questão, em superfície de esmalte (FIG. 9). A única diferença foi à técnica de aplicação, pois nós não utilizamos o pó de carvão já diluído em água e etanol, como Boari et al (2000), pois acreditamos que desta forma poderemos acarretar numa maior evaporação do álcool e que poderemos conseguir levar à superfície de esmalte a maior quantidade de partículas de carvão.

A facilidade de remoção dos resíduos de carvão no nosso estudo também foi apresentada por Boari et al (2000); em contra partida no trabalho de Quinto et al (2001) a remoção do pigmento por ele utilizado apresentou uma certa dificuldade, sendo desta maneira um fator negativo na prevenção, já que neste caso a estética é prioritária.

Tratando-se da temperatura, encontramos dois resultados: um com aumento de 12 °C e o outro com aumento de 5,3 °C, conforme os gráficos I e II. Zach e Cohen (1965) observaram que o aumento superior a 5,5 °C poderia acarretar em necrose pulpar; portanto a temperatura obtida nas amostras 1 e 2 não encontravam-se dentro do limite de tolerância citado por eles. Já com o aumento de 5,3 °C nas amostras 3 e 4 encontravam-se dentro deste limite, que seria seguro ao tecido pulpar, de acordo com Zach e Cohen (1965) e também em concordância com Miserendino et al (1989), Zezell et al (1996), Strefezza et al (2001).

Os parâmetros do laser utilizados foram sempre os mesmos, tendo somente um diferencial: o período de aplicação do laser. Quando utilizamos um período maior (53 s) a temperatura aumentou mais que em períodos menores (20 + 20 s). Este período escalonado de aplicação também favoreceu o estudo *in vivo* de Boari et al (2000) e também foi recomendado a sua utilização no trabalho de Quinto et al (2001), com o laser de diodo (960 nm).

Entre as amostras 1 e 2 a diferença observada em MEV foi uma superfície de esmalte mais irregular quando comparada à amostra 2, isto devendo-se ao fato de termos aplicado o ácido fosfórico a 37% nesta superfície durante 30 segundos, onde amplas áreas de fusão são visualizadas nestas figuras devido ao laser (FIG. 17) e, observamos a aderência do cimento de ionômero de vidro (Fuji IX) em algumas regiões (FIG.18).

Na amostra 2, foram visualizadas áreas vitrificadas e lisas com formas circulares e formação de pequenas crateras, isto devido à fusão e ressolidificação (FIG. 22), conforme foi encontrado também nos trabalhos de Goldman et al (1965), Kinersly et al (1965), Stern e Sognnaes (1965), Scheinin e Kantola (1969), Myers (1990), Eduardo et al (1994), Rode et al (1994), Oliveira et al (2000) e Quinto et al (2001).

Verificamos o vedamento em algumas regiões da fissura, quando da fusão e ressolidificação do esmalte, que contribuiu para a diminuição da profundidade desta área (FIG. 26). Este vedamento foi facilitado devido à anatomia dos molares decíduos, que apresentam sulcos e fissuras mais rasos que os molares permanentes. Conforme citam Myaki et al (1996), o vedamento das fissuras dependia da anatomia dos sulcos e fissuras dos dentes utilizados. No nosso trabalho a dificuldade em se vedar completamente às fissuras e fósulas foi sanada com a adaptação do cimento de ionômero de vidro sobre esta superfície (FIG.24, 25 e 26), o mesmo procedimento foi feito por Rosso et al (1994) utilizando outro laser e outro material para selamento.

A sugestão fornecida por Myaki et al (1994) para execução de um duplo condicionamento (laser + ácido) foi de muita contribuição para o nosso trabalho e não utilizada por Eduardo et al (1995), quando compararam a força de cisalhamento de resina composta em esmalte dental. Já Groth et al (1997) verificaram que os maiores valores de resistência à tração foram obtidos com o duplo condicionamento, porém com o laser de Er: YAG e também Bispo et al (2000) verificaram que o duplo condicionamento (Er: YAG e ácido fosfórico a 35%) favorecia a melhor resistência à tração comparada ao laser sem o condicionamento com o ácido.

Moreira et al (2001) avaliaram a adesão do cimento de ionômero de vidro Fuji II LC GC à dentina com o laser de Nd: YAG. Verificaram que não houve diferença estatisticamente significativa a resistência à força de cisalhamento entre a força utilizada para remover o cimento em que a dentina foi condicionada com ácido poliacrílico a 11,5% e a condicionada com laser e o ácido. Comparando ao laser, foi estatisticamente significativa. Já no nosso trabalho verificamos que o condicionamento ácido à superfície oclusal de esmalte não foi o suficiente para a melhor adaptação do CIV Fuji IX, a adaptação foi melhor quando do duplo



condicionamento (Nd: YAG + ácido fosfórico a 37%); estudo estatístico e teste de cisalhamento deverá ser executado futuramente para uma melhor averiguação do nosso trabalho.

Conforme o resultado da amostra 5, o condicionamento ácido isoladamente, não favoreceu a adaptação do material. Podendo ser devido a presença da superfície aprismática dos dentes decíduos conforme citam Fava et al (1989) e Ripa et al (1966) que prejudicariam na retenção do material, necessitando talvez de uma duração maior de aplicação do condicionamento ácido ou como já verificamos, a necessidade em associar o laser a esta técnica para se obter melhores resultados.

Observamos na FIG. 29 da amostra 4, no interior da fóssula, grânulos de cristais maiores. O mesmo foi encontrado por Meurmam et al (1992) e segundo eles estes cristais maiores eram de  $\alpha$ - tricálciofosfato e os menores de hidroxiapatita. Citam Kuroda e Fowler (1984) com este mesmo achado que esta fase maior de apatita modificada apresentava a redução no conteúdo de água, proteína, carbonato e cloro, o que, entretanto, não indica uma melhora na ultra-estrutura de esmalte dental, mas colaboram na redução das taxas de desmineralização quando da irradiação neste tecido.

## 7 – CONCLUSÃO

- ❖ Verificamos que o duplo condicionamento (Nd: YAG + ácido fosfórico a 37%) favoreceu a adaptação do CIV.
- ❖ O período de irradiação laser influenciou na obtenção de distintas temperaturas, sendo que o período escalonado, com tempo de relaxação foi o melhor indicado.
- ❖ Verificamos que a presença da superfície aprismática de esmalte em molares decíduos dificultou o condicionamento com o ácido fosfórico, comprometendo a adaptação do cimento de ionômero de vidro Fuji IX; necessitando melhor averiguação.

## 8- Sugestões para trabalhos futuros:

- ❖ Como a temperatura no nosso trabalho ficou próxima ao limite de tolerância máxima, que é de 5,5 °C. Sugiro que o intervalo entre as aplicações seja de 20 a 30 segundos e que mais fracionamentos da aplicação sejam executados, para verificarmos novos protocolos favoráveis.
  
- ❖ A utilização *in vitro* de outros parâmetros com este mesmo laser se faz necessário; para estudo comparativo de dentes decíduos e permanentes.
  
- ❖ Estudo comparativo deste método a outros lasers deverá ser verificado.
  
- ❖ É necessário que observemos as alterações químicas das amostras, pois estas interferem na solubilidade do esmalte dental e estudo histopatológico, para complementação da nossa análise. (Alguns trabalhos de doutorado neste sentido estão em andamento)
  
- ❖ É necessário verificar a adaptação do cimento de ionômero de vidro e outros materiais que possam auxiliar na prevenção ou estabilização da cárie; na odontologia estética, para colagem de facetas, de coroas, fratura dental, em restaurações e na ortodontia, para colagem de braquetes. (teste de cisalhamento e análise estatística)

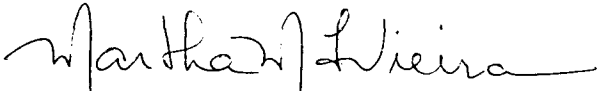




## Parecer - Projeto Nº 073/CEP-IPEN/SP

Com base nos pareceres apresentados pelos relatores, o protocolo de pesquisa "Estudo comparativo *in vitro* para selamento de fósulas e fissuras com o laser de Nd:YAG e/ou ácido fosfórico 37% e cimento de ionômero de vidro (Fuji IX) com segundos molares decíduos inferiores", de responsabilidade da pesquisadora **Maria Aparecida Toda**, sob orientação do Professor Doutor Wagner de Rossi, foi considerado **APROVADO**.

São Paulo, 28 de março de 2003

  
**Profa. Dra. Martha Marques Ferreira Vieira**  
Coordenadora do CEP-IPEN

## 10- REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. ANDERSON, J. R.; ELLIS, W.; BLANKENEAU, R. J.; BEIRAGHI, S.M.; WESTERMAN, G.H. Caries resistance in enamel by laser irradiation and tropical fluoride treatment. *J Dent Clin Las Med Surg*, v. 18, n.1, p.33-36, 2000.
2. ARANDA, M.; GARCIA-GODOY, F. Clinical evaluation of the retention and wear of a light-cured pit and fissure glass ionomer sealant. *J Clin Pediatr Dent*, v.19, n.4, p.273-279, Summer 1995.
3. ARROW, P.; RIORAN, P.J. Retention and caries preventive effects of a GIC and a resin-based fissure sealant. *Community Dent Oral Epidemiol*, v.23, n.5, p.282-285, Sept./ Oct.1995.
4. AZEVEDO, R. V.P.; FREITAS, A . C.; ASSED, S.; SILVA, L.A .B.; NELSON FILHO, P.;I TO , I.Y. *Estreptococos* do grupo *mutans*: determinação do risco a cárie e da prevalência das espécies na saliva de crianças – método da espátula. *Revista de Odontopediatria*, v.2, n.2, p., Abr. / Mai./ Jun.1993.
5. BAHAR, A.; TAGOMORI, S. The effect of normal pulsed Nd: YAG laser irradiation on pits and fissures in human teeth. *Caries Res*, v. 28,n.6, p. 460-467, Nov / Dec, 1994.
6. BALANYK, T. E.; SANDHAM, H. J. Development of substained-realease antimicrobial dental varnishes effective against; *Streptococcus mutans* in vitro. *J. Dent. Res.*, v. 64, p. 1360-65, 1985.
7. BEIGHTON, D.; DECKER, J.; HOMER, K.A. Effects of chlorhexidine on proteolytic and glicosidic enzyme activities of dental plaque bacteria. *J. Clin. Periodont.*, v.18, p. 85-9, 1991.
8. BENEDETTO, M.D.; ANTONSO, D.E. Use of dioxide carbon laser of visible detection of enamel fissure caries. *Quintess Int.*, v.19, n. 3, p. 187-190, 1988.

9. BERNARDO, P. C.; RODRIGUES, C.R. M. D.; SOUZA PAIVA, J. A. ; SINGER, J. M.; SANUDO, A . Avaliação clínica de um cimento de ionômero de vidro utilizado como selante oclusal. *Pesq Odont Brás*, v.14, n.1, p.53-57, Jan / Mar, 2000.
10. BEZERRA, A.C.; TOLEDO, O. A. Nutrição, dieta e cárie. In: ABOPREV. Promoção de saúde bucal. **Editora Artes Jurídicas**. 1997.
11. BISPO, L. et al. Condicionamento do esmalte com Er: YAG e ácido fosfórico: Resistência á tração e M.E.V. Tese de Mestrado, FOU SP, São Paulo, 2000.
12. BLANKENEAU, R.J.; POWELL, G.L.; ELLIS, R.W.; WESTERMAN,G.H. *In vivo* Caries-like lesion prevention with argon laser- piloty study. **J Dent Clin Laser Med & Surg**, v. 17, n. 6, p. 241-243, 1999.
13. BOARI, H.G.D. et al. Avaliação clínica da eficiência do laser de Nd: YAG associado ao Flúor Fosfato Acidulado na prevenção de cárie de sulcos e fissuras de crianças e adolescentes. **Dissertação de Mestrado Profissionalizante Lasers em Odontologia-IPEN**, Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2000.
14. BONK, P.A. et al. Avaliação da mudança da microdureza na superfície de esmalte dentário irradiado com laser de Hólmio e modelamento das microexplosões. São Paulo, 1999 145p. **Dissertação (mestrado)- Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares**.
15. BORAN, T.L.; ZAKARIASEN, K.L.; PETER, J. The effects of CO<sub>2</sub> laser irradiation on smooth surface enamel in vitro. INTERNATIONAL ASSOCIATION FOR DENTAL RESEARCH. General Session & Exhibition, 69. Acapulco, Apr. 17-21, 1991. Abstracts of papers **J. Dent. Res.**, v.70, p.493, 1991. (Resumo)
16. BORGES, D.G.; WATANABE, I.S.; and BRUGNERA, A. Er: YAG laser effects on deciduos teeth enamel. In: **INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY**, 6. 1998.
17. BUONOCORE, M. G. A Simpe method of increasing the adhesion the of acrylic filling materials to enamel surface. **J Dent Res**, v.34, n.6, p.849-853, Dec. 1955.

18. CARVALHO, J. C.; ESTRAND, K. R.; THILSTRUP, A. Dental plaque and occlusal surfaces of first- permanent molars in relation to stage of eruption. *J. Dent. Res.*, v. 68, n. 5, p. 773-9, 1989.
19. CECCHINI, R. C.M. et al. Estudo *in vitro* do efeito do laser de Nd: YAG em esmalte dental: análise de fluorescência de raios x e microscopia eletrônica de varredura. **Dissertação de Mestrado em Dentística**, Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 1997.
20. CEHRELI, Z. C.; YAZICI, R.; GARCIA-GODOY, F. Efeito do flúor fosfato acidulado gel a 1,23% sobre materiais restauradores que liberam flúor. *Revista da Associação de Odontopediatria*, Brasil, v. 2, n.1, p.25, 2001.
21. CERVANIN I. A comparison of the effects of Nd: YAG and Ho: YAG laser irradiation on dentine and enamel: a preliminary study. **THE 4th INTERNATIONAL CONGRESS OF LASER IN DENTISTRY**. Aug 94. Singapore.
22. COSTA, B.; ROSA, O . P. S.; CARVALHO,R.M.; TAGA, E. M.; ROCHA, R. S. S.; BIJELA, F. T. B. Antimicrobial activity and fluoride release from chemical and light-cured glass ionomer restorative cements in vitro. In: **CONGRESSO MUNDIAL DE ODONTOLOGIA PREVENTIVA**, 5. São Paulo, 27 a 30 de abril 1995. Programa e resumos. P.78.
23. COSTA, L. R. R. S. Observações ao microscópio eletrônico de varredura do esmalte aprismático e sob ataque ácido de dentes decíduos anteriores não erupcionados. **Dissertação (Mestrado)** - Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo. São Paulo, p. 103, 1994.
24. DEDERICH, D. N., ZAKARIASEN, K.L., TULIP, J.S.E.M. Analysis of dyed canal dentin following Nd: YAG laser irradiation. *J.Dent. Res.*, v.64, p239, 1985 (Abstract 581).
25. DOSTÁLOVÁ, T. ET AL. Irradiation of human dental tissues with different laser wavelength: efficiency of water absorption and energy/pulse parameters. In: **LASERS IN ORTHOPEDIC, DENTAL, AND VETERINARY MEDICINE II**, 1993, Los Angeles. **Proceedings**. Los Angeles: **SPIE**, 1993, v.1880, p.132-9.



26. EDUARDO, C.P.; ZECELL, D.M.; CHECCHINI, S.C.M.; ROSSI, W.; RANIERI, I.M.; MORATO, S.P.; MATSUMOTO, K. Scanning electron microscope analysis of enamel and dentine irradiated by Holmium laser. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASER IN DENTISTRY, 4. Singapore, August, 6-10, 1994. **Abstracts of papers**. Singapore, 1994, p. 34. (Resumo)
27. EDUARDO, C.P.; CECCHINE, R. C. M; CECCHINE, S.C.M.; ZECELL, D.M. Benefícios do Laser em Dentística. **Jornal APCD** (29) 455, p.24-6 e 29, mar, 1995.
28. FAVA DE MORAES, M. Estudo ao microscópio eletrônico de varredura do esmalte aprismático normal e sob ataque ácido em terceiros molares inclusos. **Dissertação (Mestrado)** - Faculdade de Odontologia de São Paulo. São Paulo, p. 84, 1989.
29. FEIST, H. S.; MICHELI, G. DE.; SARIAN, R. Clorexidina prós e contras. **Rev. APCD**. v. 43, n. 1, p. 17-36, Jan / Fev, 1989.
30. FERREIRA, J.M.; PALAMARA, J.; PHAKEY, W.A.; RACHINGER and ORAMS H.J. Effects of continuous-wave CO<sub>2</sub> laser on the ultrastructure of human dental enamel. **Arch Oral Biol**, v. 34, n. 7, p. 51-62, Jul. 1989.
31. FERREIRA, M.V.L. Estudo *in vitro* da fusão de hidroxiapatita e esmalte em superfícies de esmalte humano pelo laser de Nd: YAG. **Dissertação de Mestrado Profissionalizante Lasers em Odontologia-IPEN**, Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2000.
32. FORSS, H. ET AL. Plaque accumulation on glass ionomer filling materials. **Proc Finn Dent Soc**. V.87, n.3, p. 343-350, 1991.
33. FRENCKEN, J. E.; MAKONI, F.; SITHOLE, W. D. Atraumatic Restorative Treatment and glass-ionomer sealants in School Oral Health Programme in Zimbabwe: evaluation after 1 year. **Caries Res**, v.30, n.6, p. 428-433, Nov./Dec. 1996.
34. FRENTZEN, M.; WINKELSTRATER, C.; VAN BENTHEM, H.; KOORT, H. J. The effects of pulsed ultraviolet and infrared lasers on dental enamel. **Eur J Prosthodont Restor Dent**, v.4, n.3, p.99-104, 1996.

35. GOING, R. E. et al. The viability of microorganisms in caries lesions five years after covering with a fissure sealants. *J. Am. Dent. Ass.*, Chicago, v. 97, n. 9, p. 455-66, Sep., 1978.
36. GOLDMAN, L.; GREY, J.A; GOLDMAN, J.; GOLDMAN, B.; MEYER, R. Effects of laser beam impacts on teeth. *J Am Dent Assoc*, v. 70, n. 3, p. 601-606, Mar. 1965.
37. GOODIS, H.E.; WHITE, J.M.; HARLAN L. Absence of pulpal response from Nd: YAG laser exposure on enamel. *J. Dent Res*, v.71, p. 162, 1992. (Resumo n. 449). Número especial.
38. GORDON, T.E. Some effects of laser impacts on extracted teeth. *J Den Res*, v. 45, n. 2, p. 372-375, Mar/ Apr. 1966.
39. GROTH, E.B. et al. Estudo comparativo do condicionamento do esmalte dental com Er: YAG laser e ácido fosfórico: análise morfológica e resistência à tração. *Dissertação de Tese de Doutorado em Dentística*, Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 1997.
40. GUEDES-PINTO, C. A; IMPARATO, P. C. J. "O Tratamento Restaurador Atraumático". *J B P*,v.3, n.13, Mai / Jun, 2000.
41. HANDELMAN, S. L. et al. Two- year report of sealant effect on bacteria in dental caries. *J. Am. Dent. Ass.*, Chicago, v. 93, n. 11, p. 967-70, Nov., 1976.
42. HANSON, J.R.; OLIVEIRA, B.H. Stevioside and related sweet diterpenoic glycosides. *Nat. Prod. Report*, v. 10, n. 3, p. 301-9, Jun., 1993.
43. HARGREAVES, J.A.; PSIKO-DUBIENI, R.P. Changes in surface enamel using three diferents methods of laser application. In: INTERNATIONAL ASSOCIATION FOR DENTAL RESEARCH. British Division. Divisional Abstracts. *J Dent Res*, v. 63, n. 4, p.506, Apr:1984. (Resumo n.151).
44. HASHIGUCHI, K; HASHIMOTO, K. Effects of KrF excimer laser irradiation on human dental enamel. *Okajimas Folia Anat Jpn*, v.76, n.6, p.321-333, 2000.

45. HATIBOVIC-KOFMAN, S.; KOCH, G. Fluoride release from glass ionomer cement *in vivo and in vitro*. **Swed Dent J**, v. 15, n.6, p. 253-258, 1991.
46. HAYES, P. A . Topical fluoride mechanisms of action. **Arkansas Dent. J.**, 59(1), p. 12-4, 1988.
47. HICKS, M. J.; FLAITZC.M.; GARCIA- GODOY, F. Selantes com liberação de flúor e formação de lesões semelhantes à cárie em esmalte *in vitro*. **Revista da Associação Paulista de Odontopediatria**, Brasil, v.1, n. 2, p. 17, Dez. 2000.
48. HICKS, M. J.; FLAITZC.M.; GARCIA- GODOY, F. Selantes com liberação de flúor e formação de lesões semelhantes à cárie em esmalte *in vitro*. **Revista da Associação Paulista de Odontopediatria**, Brasil, v.1, n. 2, p. 17, Dez. 2000.
49. HIRATA, K.; NAKASHIMA, M.; AONO, M. Thermal effects of pulsed Nd: YAG laser irradiation on human dentina *in vitro* study. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 4. Singapore, Aug 6-10, 1994. **Abstracts of papers**. Singapore, 1994. p.90. ( Resumo )
50. HOROWITZ, S. et al. Retention and effectiveness of a single application of an adhesive sealant in preventing occlusal caries: final report after five years of a study in Kalispell, Montana. **J. Am. Dent. Ass.**, Chicago, v. 95, n. 12, p. 133-9, Dec., 1977.
51. IWASE, T.; TAGOMORI, S.; BAHAR, A.; MORIOKA, T. Effects of Nd: YAG laser on pit and fissure of enamel. **J Dent Res**, v. 71, n.4, p. 1039, Apr.1992. (Resumo n. 12).
52. JACKSON, D.; MURRAY, J. J.; FAIRPO, C. G. The effect of fluoride in drinking water on the number of cavities in teeth of 15-year-old children. **Brit. Dent. J.**, 134: 480-81, 1973.
53. JACOBS, M.M.R.P. Ação do laser de Nd: YAG em colônias de lactobacilos – um estudo *in vitro*. **Dissertação de Mestrado em Dentística**, Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2000.
54. JENDRESEN, M. D.; GLANTZ, P. O. Clinical adhesiveness of selected dental materials an *in vivo* study. **Acta Odontol Scand**, v. 39, n. 1, p. 39-45, 1981.

55. JERONIMUS, d. J. et al. Reduced viability of microorganisms under dental sealants. *J. Dent. Child.*, Chicago, v. 42, n. 4, p. 275-80, July/ Aug., 1975.
56. KANTOLA, S.; LAINE, E.; TARNA, T. Laser-induced effects on tooth structure. VI. X-Ray diffraction study of dental enamel exposed to CO<sub>2</sub> laser. *Acta Odontol Scand*, v. 31, n. 6, p. 369-379, 1973.
57. KASKET, et al. In vitro inhibition of glucosyl transferase from the dental plaque bacterium. *Mutans streptococci* by common beverages and food extracts. *Arch. Oral Biol.*, v. 30, n. 11-12, p. 821-6, July/ Dec., 1985.
58. KIMURA, H.; SOHMURA, T.; TSUTSUMI, N.; OKASAKI, M. Application of laser on dental treatment. *J Osaka Univ Dent Sch*, v. 23, p. 31-42, Dec. 1983.
59. KINERSLY, T.; JARABAK, J.P.; PHATAK, N.M.; DEMENT, J. Laser effects on tissue and materials related to dentistry. *J Am Dent Assoc*, v. 70, n. 3, p. 593-600, Mar. 1965.
60. KOMATSU, H.; SHIMOKOBE, H.; KAWAKAMI, S.; YOSHIMURA, M. Caries-preventive effect of glass ionomer sealant reapplication; study presents three-year results. *J Am Dent Assoc*, v.125, n.5, p.543-549, May 1994.
61. KUMAZAKI, M. Studies on enamel solubility and acid resistance by laser. In : WORLD CONGRESS ON PREVENTIVE DENTISTRY, 3. Fukuoka, June, 14-17, *Proceedings*. Fukuoka, 1991, p. 85-86.
62. KURODA, S.; FOWLER, B.O. Compositional, structural and phase changes in vitro laser irradiated human tooth enamel. *Cacif. Tissue Int.*, V. 36, P. 361-369, 1984.
63. KUTSCH, U. K. Lasers in dentistry: comparing wavelengths. *J.Am. Dent. Assoc.*, v.124, n.2, p.49-54, Feb. 1993.
64. LARSEN, M. J.; BRUN, C. A química da cárie dentária e o flúor-mecanismo de ação. In THYLSTRUP, A. FEJERSKOV, O. *Cariologia clínica 2º ed. Livraria Editora Santos*, 1995.

65. LIPPAS, M. G.; ARCORIA, C.J.; KHADEMI, J.Á. Surface analyses of Ho: YAG, CO<sub>2</sub>, Nd: YAG and Ar:F lasers. ILSD Salt Lake City, Aug 6-8, 1992 *Proceedings*. INTERNATIONAL SOCIETY OF LASERS IN DENTISTRY. 1992. P. 139-40.
66. LIZARELLI, R.F.Z. et al. Lasers de Nd: YAG nos regimes de nano e de picossegundos em esmalte e em dentina – análises morfológica e química. *Dissertação de Mestrado em Ciências e Engenharia de Materiais*, Instituto de Física, Universidade de São Paulo/ São Carlos, 2000.
67. LONG, S.; FRAIZ, F.; REGO, M.; JORGE A. Cárie dentária: transmissibilidade. *Rev. Odontop.*, v. 1, n. 2, p. 35-41, Jan- Mar. 1993.
68. MARSH, P. D. Sugar, fluoride, pH and microbiol homeostasis in dental plaque. *Proc. Finn Dent. Soc.*, v.87, p. 515-25, Jan/ Mar., 1991.
69. MC LEAN, J. W.; WILSON, A. D. Fissure sealing and filling with an adhesive glass-ionomer cement. *Br Dent J*, v.76, n.7, p.236-269, Apr. 1974.
70. MEDEIROS, U. Atenção Odontológica para bebês. *Rev. Paul. Odontol.*, v 6, n. 6, p. 18-27, Nov/ Dez. 1993.
71. MEJÀRE, I.; MJÖR, I. A glass ionomer and resin-based fissure sealants: a clinical study. *Scand J Dent Res*, v.98, n.4, p.345-350, Aug. 1990.
72. MEURMAN, J.H.; VOEGEL, J. C.; RUHAMAA-MÄKINEN, R.; GASSER, P.; THOMANN, J. M.; HEMMERLE, J.; LUOMANEN, M.; PAUNIO, I.; FRANK, R.M.; "Effects of Carbon Dioxide, Nd: YAG and Carbon Dioxide-Nd: YAG Combination Lasers at High Energy Densities on Synthetic Hydroxyapatite ", *Caries Res*, n.26, p.77-83, 1996.
73. MEURMAN, J.H.; VOEGEL, J.C.; RAUHAMAA-MÄKINEN, R.; GASSER, P.; THOMANN, J.M.; HEMMERLE, J.; LUOMANEN, M.; PAUNIO, J.; FRANK, R.M. Effects of Carbon Dioxide e Nd: YAG and Carbon Dioxide Nd: YAG, combination lasers at high energy densities on synthetic hydroxyapatite. *Caries Res*, v.26, n. 2, p. 77-83, Mar/ Apr.1992.

74. MISERENDINO, L.; NEIBURGER, E.J.; WALIA, H.; LUEBKE, N.; BRANTLEY, W. "Effects of continuous wave CO2 laser exposure on human teeth: an in vitro study ". *J. End*, v.15, n.7, p.302-305, July 1989.
75. MOREIRA, A. A. et al. Avaliação da adesão do cimento de ionômero de vidro á dentina irradiada com laser de Nd: YAG. *Dissertação de Mestrado Profissionalizante Lasers em Odontologia - IPEN*, Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2001.
76. MORIOKA, T.; SUZUKI, K.; TAGOMORI, S. Effects of beam absorptive mediators on an acid- resistance of surface enamel by Nd: YAG laser irradiation. *J Dent Health*, v. 34, p. 40-44, 1984 apud TAGOMORI, S.; MORIOKA, T. Combined effects of laser and fluoride on acid resistance of human dental enamel. *Caries Res*, v. 23, n. 4, p. 225-231, Jul/ Aug, 1989.
77. MORIOKA, T; TAGOMORI, S.; NARA, Y. Application of Nd: YAG laser and fluoride in prevention of dental caries. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASER IN DENTISTRY, 1. Tokyo, Aug 5-6, 1988. *Proceedings*. Tokyo, 1988, p. 55-61.
78. MOUNT, G. J. Clinical performance of glass-ionomer. *Biomaterials*, v.19, p. 573-579, 1998.
79. MYAKI, S.I.; IMPARATO, J.C.P.; OLIVEIRA JR. J.R., W.T.; EDUARDO, C.P.; WATANABE, I.S. Comparison of etched surface of enamel with Nd: YAG laser and phosphoric acid. *J Jpn Soc Laser Dent*, v. 5, p. 59-65, 1994.
80. MYAKI, S.I. et al. Efeito da irradiação da luz laser Nd: YAG nos sulcos e fissuras de pré-molares humanos: estudo *in vitro*, empregando o microscópio eletrônico de varredura. *Dissertação de Mestrado em Odontopediatria*, Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 1996.
81. MYERS, T. D.; MYERS, W. D. The use of a laser for debridment of incipient caries. *J. Prost. Dent*, v.53 ( 6 ), p.776-779.

82. MYERS, T.D. Effects of a pulsed Nd:YAG laser on enamel and dentin. In: LASER SURGERY: ADVANCED CHARACTERIZATION THERAPEUTICS AND SYSTEMS II, 1. Los Angeles, Jan 14, 16-19, 1990. *Proceedings*. California: SPIE- The international Society for Optical Engineering, 1990, p. 425-428. (Resumo).
83. NAGANO, T. Relation between the form of pit and fissure and the primory lesion of caries. *Shikwa Gakuho*, v. 60, p. 80-90, Sep., 1960. *Apud. Dent. Abstr.*, v. 6, n. 7, p. 426, July, 1961(Resumo).
84. NAVARRO, M.F.L.; PASCOTTO, R.C. Cimentos de ionômero de vidro, *Série EAP-APCD*, v.2, Editora Artes Médicas, 1998.
85. NELSON, D.G.A.; JONGEBLOED, W.L.; FEATHERSTONE, J.D.B. Laser irradiation of human dental enamel and dentine. *N Z Dent J*, v. 82, n.369, p.74-77, Jul, 1986.
86. OLIVEIRA, C. D.; ROSELL, L. F.; SAMPAIO, C. E.J.; RODRIGUES JÚNIOR, L. A. Redução do índice de placa com listerine. *RGO*, 46 (12): 101-108, Abr, Mai, Jun., 1998.
87. OLIVEIRA, M.V.; WETTER, N.U.; ZECELL, D.M.; BOARI, H.G.D.; MARRA CHINI, T.M.; EDUARDO, C.P. Morphological modifications in the enamel with dye-assised diode laser (960nm) irradiation. *7th International Congress on laser in Dentistry*, p.37 Brussels, Belgium, Jul. 30-Aug, 2000.
88. PECK, S.; PECK, H. Laser irradiation:some especific dental effects an evolution of its potencial in dentistry. *J Prosthet Dent*, v. 17, n. 2, p. 195-203, Feb, 1967.
89. PELINO, J.E.P. Estudo *in vitro* do laser de Nd: YAG sobre o esmalte dental humano: análise por microscopia óptica e microscopia eletrônica de varredura. *Dissertação de Mestrado em Odontologia*, São José dos Campos, 1998.
90. PELINO, J.E.P.; MELLO, J. B.; EDUARDO, C. P. *In vitro* study of the Nd: YAG laser effect on human dental enamel: optical and electron microscope analysis. In: *Journal of Clinical Laser Medicine & Surgery*, v.17, n.4, Mary Ann Libert, Incorp, p.171-177, 1999.

91. PETERS, J.F.M.; ZAKARIASEN, K.L.; BORAN, T.L.; BARRON, J.R. Effects of pulsed/ non pulsed CO<sub>2</sub> laser energy on enamel demineralization. In: INTERNATIONAL ASSOCIATION FOR DENTAL RESEARCH. General Session & Exhibition, 68. Cincinnati, Mar, 7-11, 1990. **Abstracts of papers. J Dent Res**, v. 69, p. 302, 1990. (Resumo n. 1550).
92. PETERSON, L.G.; DERAND, T. Development of artificial carious lesions in enamel after F. varnish (Duraphat) and F-Fe-Al solution treatment. **Swed. Dent. J.**, 5 (56): 219-23, 1981.
93. PINTO, V.G. Saúde bucal. Panorama Internacional. Brasília, Ministério da Saúde, Secretaria Nacional de Programas Especiais, **Divisão Nacional de Saúde Bucal**, p.257, 1990.
94. PORDEUS, I.A. Intra- family patterns of dental health status and behaviours: a study of Brazilian families. London, Faculty of Medicine of University of London, p.414,1991 ( **Tese, Doutorado**).
95. POWELL, G.I.; DUNCAM, Y.; HIGUCHI, W.I.; FOX, J.L. Comparison of three lasers on demineralization of human enamel. **Spie**, 1993.
96. PRATISTO, H.; FRENZ, M.; ITH, M.; ALTERMATT, H.J.; JANSEN, E.D.; WEBER, H.P. "Combination of fiber guided pulsed erbium and holmium laser radiation for tissue ablation under water". **APPLIED OPTICS**, v.35, n.19, July 1996.
97. QUINTO JR, J. et al. Estudo in vitro do esmalte dental irradiado com laser de diodo de alta potência em 960nm: Análise morfológica da superfície dental pós-irradiada e análise do comportamento térmico na câmara pulpar devido à aplicação laser. **Dissertação de Mestrado Profissionalizante Lasers em Odontologia - IPEN**, Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2001.
98. RAUHAMAA- MÄKINEN, R.; MEURMAN, J.H.; LOUMANEN, M.; TORKKO, H.; VIHHERKOSKI, E.; PAUNIO, I. Irradiation of human dental tissues with CO<sub>2</sub>- Nd: YAG, and CO<sub>2</sub> Nd: YAG combination laser. **Scand J Dent Res**, v. 99, n. 6, p. 470-475, Dec, 1991.
99. RIPA, L. W.; GWINNET, A. J.; BUONOCORE, M. G. The "prismless" outer layer of deciduous and permanent enamel. **Arch Oral Biol**, v. 11, n. 1, p. 41-48, Jan., 1966.



100. RODE, S.M.; ANDRADE, C.S.; EDUARDO, C.P.; ANDO, T. Ação do laser de Nd:YAG sobre o esmalte decíduos humanos. Estudo ultraestrutural *in vitro*. In: REUNIÃO CIENTÍFICA DA SOCIEDADE BRASILEIRA EM PESQUISAS ODONTOLÓGICAS, 11. Águas de São Pedro, 04-07, Set. 1994. RODE, S.M.; ANDRADE, C.S.; EDUARDO, C.P.; ANDO, T. Ação do laser Nd: YAG sobre os esmaltes de dentes decíduos. **Anais**. Bauru: SBPqO, 1994, p. 8. (Resumo n. 12).
101. RODE, S.M.; AZEVEDO, W.R.; LAGE, J.L. Análise em M.E.V. das alterações morfológicas do esmalte de decíduos atacado com Nd: YAG e ácido fosfórico. In: **XIII REUNIÃO ANUAL DA SBPqO**, Águas de São Pedro, Set, 04-09, 1996.
102. RODRIGUE- LOYOLA, J.P.; GARCIA- GODOY, F.; LINDQUEST, R. Growth inhibition of glass ionomer cements on *mutans streptococci*. **Pediatr Dent**, v. 16, n.5, p.346-349, Oct. 1994.
103. RÖLLA, G. On the role of calcium fluoride in the cariostatic mechanism of fluoride. **Acta Odont Scand**, v. 46, n. 3, p. 341-345, May 1988.
104. RÖLLA, G.; SAXEGAARD, E. Critical evolution of composition and use of topical fluorides, with emphasis on the role of calcium fluorides in the caries inhibition. **J. Dent. Res.**, v. 62, (Spec. Iss.) p. 780-785, Feb. 1990.
105. ROSA, A.P. da; ROCHA, R. S. S. Clorexidina e cárie dentária. **CECADE News**, v. 1, n. ½, p. 1-24, Jan/ Ago., 1993.
106. ROSSO, N.; BRUGNERA, A.; DUARTE, D.; GENOVESE, W.J. The use of CO<sub>2</sub> laser in pit and fissures caries prevention- Clinical Valuation. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 4. Singapore, Aug 6-10, 1994. **Abstracts of papers**. Singapore, 1994, p. 135. (Resumo).
107. SCHEININ, A.; KANTOLA, S. Laser- induced effect on tooth structure II. Microrradiograph and polarized light microscopy of dental enamel and dentine. **Acta Odontol Scand**, v. 27, n. 2, p. 181-192, May 1969.
108. SCHEVARRIA, A.U.; ECHEVARRIA, J.U.; ECHEVARRIA, L.J.U.; GENDELMAN, H. Fusion- vaporization of occlusal fossae, grooves and fissures with CO<sub>2</sub> laser. In: INTERNATIONAL ASSOCIATION FOR DENTAL RESEARCH. Argentine Division. Annual meeting, 25. Buenos Aires, Oct. 26-31, 1992. **Abstracts of papers. J. Dent. Res.**, v. 72, n. 4, p. 652, Apr. 1993(Resumo n.4).

109. SCHILKE, R.; GEURTSSEN, W. Sem- analysis of dental hard tissue irradiated by Er:Yag lasers. In: INTERNATIONAL ASSOCIATION FOR DENTAL RESEARCH. General Session & Exhibition, 72. Seattle, Mar. 10-13, 1994. **Abstracts of papers. J Dent Res**, v. 73, p.145, 1994. (Resumo n. 352)
100. SEPPÄ, L.; FORSS, H. Resistance of occlusal fissures to demineralization after loss of glass ionomer sealants *in vitro*. **Pediatr Dent**, v.13, n.1, p.39-42, Jan. / Feb. 1991.
101. SHEIE, A. Quimioprofilaxia da cárie dentária. In: THYLSTRUP, A.; FEJERSKOV, O. **Cariologia Clínica**, Segunda Edição Livraria Editora Santos, 1995.
102. SHEIHAM, A. Changing trends in dental caries. Int. **J. Epidemiol.**, 13(2): 142-147, June 1984.
103. SHIMOKOBE, H.; KOMATZU, H.; KAWADAMI, S.; KIROTA, K. Clinical evaluation of glass ionomer cement used for sealants. **J. Dent. Res.**, 61: Special issue, Abstrat 780, 1982.
104. SINOFSKY, E. D.; "Comparative thermal modeling of Er: YAG, Ho: YAG and CO<sub>2</sub> laser pulses for tissue vaporization", Lasers in Medicine, **SPIE**, v.712, p.189-192, 1986.
105. SHIRAZUKA, T.; KODAKA, T. DEBARI, K.; MATSUMOTO, K. Acid resistance on human dental enamel by laser irradiation and fluoride treatment. In: INTERNATIONAL ASSOCIATION FOR DENTAL RESEARCH. General Session & Exhibition, 69. Acapulco, Apr. 17-21, 1991. **Abstracts of papers. J Dent Res**, v. 70, p. 350, 1991. (Resumo n. 679).
106. SLAYTON, R.L.; WEFEL, J.S. Effects of laser irradiation on oclusal surfaces of human molars. In: INTERNATIONAL ASSOCIATION FOR DENTAL RESEARCH. General Session & Exhibition, 69. Acapulco, Apr. 17-21, 1991. Abstracts of papers. **J Dent Res**, v. 70, p. 493, 1991. (Resumo n. 1818)
107. SOUZA, M.L.; ANDO, T.; FRIGGI, M.N.P. Medidas de fluxo salivar preventivas para o grupo de alto risco de cárie. **Rev. Odontologia - USF Bragança Paulista**, v. 16, p. 63-67, 1998.

108. SPERANÇA, P. A.; BARBOSA, A. F. B. Estudo comparativo de atividade microbiana de produtos químicos pré e pós-escovação indicados no controle da placa dental. Estudo in vitro. **Rev. Periodontia**, 2 (30), Abr/ Out, 1993.
109. STERN, R.H.; SOGNAES, R.F. Laser effect on dental hard tissues. **J South Calif Stat Dent Assoc**, v.33, n.1, p.17-19, Jan, 1965.
110. STERN, R.H.; VAHL, J.; SOGNAES, R.F. Laser enamel ultrastructural observations of pulsed carbon dioxide laser effects. **J Dent Res**, v.51, n. 2, p. 455-460, Mar / Apr, 1972.
111. STREFEZZA, C. Efeito *in vivo* do laser de hólmio em estrutura dental. **Dissertação de Mestrado Profissionalizante Lasers em Odontologia-IPEN**, Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2001.
112. SVANBERG, M. et al. *Mutans streptococci* in interproximal plaque from amalgam and glass ionomer restorations. **Caries Res**. V. 24, n.2, p. 133-136. Mar. / Apr. 1990.
113. TAGOMORI, S.; INAI, Y.; NUMATA, Y.; MORIOKA, T. The effect of laser irradiation on remineralization of artificial enamel lesion. In: WORLD CONGRESS ON PREVENTIVE DENTISTRY, 3. Fukuoka, June 14-17, 1991. **Proceedings**. Fukuoka, 1991, p. 132-134.
114. TANJI, E.Y.; MATSUMOTO, K. The comparative study of the morphological changes dentin surface after Nd: YAG, CO<sub>2</sub>, and Argon lasers irradiation. **J Jap Endodont Assoc**, v. 15, n. 1, p. 14-20, June 1994.
115. TEM CATE, J. M.; DUIJSTERS, P. P. E. Influence of fluoride in solution on tooth desmineralization. I chemical data. **Caries Res**, v. 17, p. 193-199, 1983.
116. TORPPÄ-SAARINEN, E.; SEPPÄ, L. Short-term retention of glass-ionomer fissure sealants. **Proc Finn Dent Soc**, v.86,n.2, p.83-88,1990.
117. TOSTES-AMARAL, A. M. et al. Efeito de um cimento de ionômero de vidro sobre a remineralização de cárie na superfície oclusal "estudo in situ". **Tese em odontopediatria FOU SP**, 1999.

118. VARPPIO, M.; NORÉN, J. G. Artificial caries in primary and permanent teeth adjacent to composite resin and glass ionomer cement restorations. *J Clin pediatr Dent*, v.16, n.2, p.107-109, Winter 1994.
119. VERLANGIERE, E.J. et al. Estudo *in vitro* do efeito do laser Nd: YAG e Er: YAG sobre o esmalte dental humano através de microscopia eletrônica de varredura. **Dissertação de Mestrado Profissionalizante Lasers em Odontologia-IPEN**, Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2001.
120. WALSH, L.J.; PERHAM, S.J. Enamel fusion using a carbon dioxide laser: a technique for sealing pits and fissures. *Clin Prev Dent*, v.13, n. 3, p. 16-20, May/ June 1991.
121. WATANABE, I.S.; LIBERTI, E.A.; AZEREDO, R.A.; ARAÚJO, M.V.; SOBRINHO, A. N.; GOLDENBERG, S. The effects of CO<sub>2</sub> laser irradiation on enamel of human dental permanent molar. A scanning electron microscopy study. *Estomat Cult*, v.16, n. 3, p. 27-30, Jul/ Sep. 1986.
122. WESTERMAN, G.; BLANKENAU, R; FLAITSZ, C.; HICKS, N.J. Argon laser irradiation to reduce caries formation. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 4. Singapore, Aug, 6-10, 1994. **Abstracts of papers**. Singapore, 1994, p.67. ( Resume)
123. WHITE, J. M.; GOODIS, H. E.; SITCOS, J.C.; EAKLE W. S.; HULSCHER, B.E.; ROSE, C.L. Effects of pulsed Nd: YAG laser energy on human teeth: a three year follow-up study. *J. A . D. A.* 124 (7) p. 45-51, 1993.
124. WHITE, J. M.; GOODIS, H.E.; MARSHALL, S.J.; MARSHALL, G.W. Caries removal in enamel and physical threshold identification of dentin with Nd & Ho: YAG lasers. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 3. Salt Lake City, Aug. 6-8, 1992. **Proceedings**.1 International Society of Lasers in Dentistry. 1992. p .121-2.
125. WHITE, J. M.; NEEV, J.; GOODIS, H.E.; BERNS, M.W. "Surface temperature and thermal penetration depth of Nd: YAG laser applied to enamel and dentin. *SPIE*. v. 1643 Laser Surgery, p. 423-435, 1992.
126. WILSON, A. D.; KENT, B.E. the glass ionomer cement a new translucent dental filling material. *J. Appl. Chem. Biotechnol.* 21: 313, 1971.

127. WILSON, A. D.; KENT, B.E. A new translucent cement for dentistry. The glass ionomer cement. *Brit. Dent. J.*, 132: 133-5, 1972.
128. YU, D.; WONG, J; OTSUKA, M.; POWELL, G.L.; FOX, J.; HIGUCHI, W.I. Laser irradiated human enamel dissolution: influence of inhibitors. In; INTERNATIONAL ASSOCIATION FOR DENTAL RESEARCH. General Session 7 Exhibition, 68. Cincinnati, Mar. 7-11, 1990. **Abstracts of papers. J Dent Res**, v.69, p. 302. 1990. [Resumo n.1549]
129. ZACH, L.; COHEN, G. Pulp response to externally applied heat. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, v.19, p.515-530, 1965.
130. ZANELA, M. L. N.; BIJELA, B. T. F. M.; MACHADO, M. A. A. M.; SILVA, B. M. S.; TÁRZIA, O. Influência de bochechos com soluções de Digluconato de Clorexidina a 0, 2%, fluoreto de sódio a 0,05%, pH 3,4 e Esteviosídeo a 0, 1%, na inibição da placa dentária *in vivo*, em crianças. *Rev. Fac. Odont Bauru*, v. 5, n. ½, p. 71-8, Jan/ Jun. 1997.
131. ZECELL, D.M.; BONK, P.A. ; SALVADOR, V. L.; ROSSI, W.; RANIERI, I. M.; BACHMANN, L.; EDUARDO, C.P.; VIEIRA, JR. N.D.; MORATO, S.P.; "Combined effect of Holmium Laser and Fluoride in Prevention of Dental Caries in vitro"; **Synposion on Laser and Their Application Proceedings** p.162-164. Campinas, S P, 03 a 05 de dezembro, 1996.
132. ZECELL, D.M. CECCHINE, S. C. M.; PINOTTI, M.; EDUARDO, C. P. Temperature changes under Ho: YLF irradiation. *SPIE*, v.2672, p.34-40, 1997.
133. ZECELL, D.M.; BONK, P.A.; SALVADOR, V.L.R.; VIEIRA JR, N.D.; EDUARDO, C.P. Potencial of Ho: YLF and fluoride in prevention of dental caries. In: **INTERNATIONAL CONGRESS ON LASER IN DENTISTRY**, 6. 1998.



M22780



Ministério  
da Ciência  
e Tecnologia

***Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares***

Diretoria de Ensino & Informação Científica e Tecnológica  
Av. Prof. Lineu Prestes, 2242 Cidade Universitária CEP: 05508-000

Fone/Fax(0XX11) 3816 - 9148

SÃO PAULO - São Paulo - Brasil

<http://www.ipen.br>

O Ipen é uma autarquia vinculada à Secretaria de Ciência, Tecnologia e Desenvolvimento Econômico e Turismo do Estado de São Paulo, gerida técnica, administrativa e financeiramente pela Comissão Nacional de Energia Nuclear, órgão do Ministério da Ciência e Tecnologia, e associada à Universidade de São Paulo.