



T-10
BR 0625484

INIS-BR--4064

AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE
DE SÃO PAULO

**ESTUDO COMPARATIVO MORFOLÓGICO DA AÇÃO DO
LASER DE ND:YAG EM DENTINA CARIADA DE DENTES
DECÍDUOS *IN VITRO*, CONDICIONADOS COM DIAMINO
FLUORETO DE PRATA A 12% E CARVÃO MINERAL**

ANDRÉA DE AVILLENZ CALMON

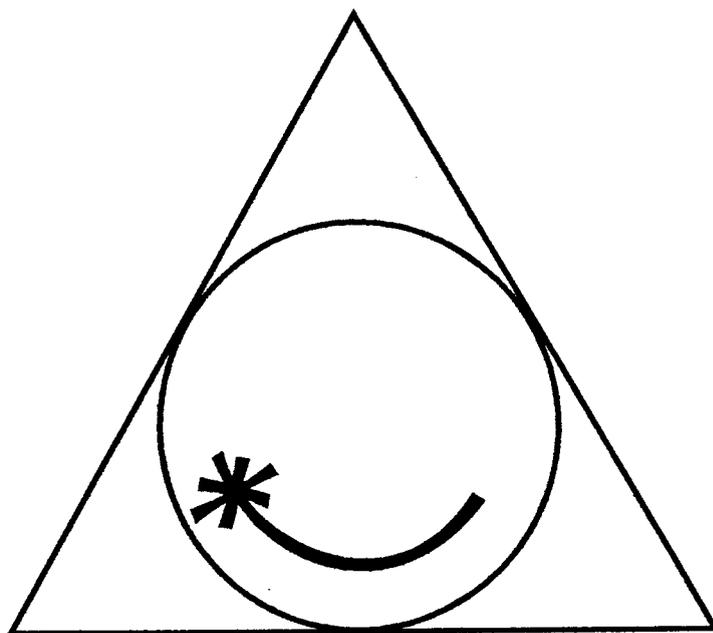
Dissertação apresentada como parte
dos requisitos para obtenção do Grau
de Mestre Profissional na área de Lasers
em Odontologia.

Orientador:
Prof. Dr. Eduardo de Bortoli Groth

Co-Orientador:
Prof. Dr. Armando Mirage

**São Paulo
2001**



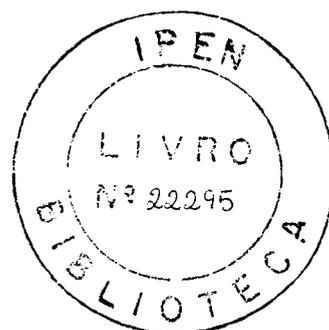


**MESTRADO PROFISSIONALIZANTE DE LASER EM
ODONTOLOGIA**

INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES
AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

**ESTUDO COMPARATIVO MORFOLÓGICO DA AÇÃO DO LASER
DE Nd:YAG EM DENTINA CARIADA DE DENTES DECÍDUOS *IN
VITRO*, CONDICIONADOS COM DIAMINO FLUORETO DE PRATA
A 12% E CARVÃO MINERAL.**

ANDRÉA DE AVILLEZ CALMON



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

Orientador:

Prof. Dr. Eduardo De Bortoli Groth

Co-orientador

Prof. Dr. Armando Mirage

SÃO PAULO

2001

DEDICATÓRIAS

Dedico esse trabalho inteiramente a DEUS, pois sei que mérito eu não tenho nenhum, mas a ELE entrego todas as honras e glórias que poderão chegar em minha vida.

Dedico este trabalho a meus pais, que tiveram a sensibilidade para me educar no fascínio pelo conhecimento, e no caminho do Senhor.

A meu marido Antonio Carlos e a minhas filhas Débora e Flávia, que souberam suportar todos os momentos distantes e difíceis.

Aos meus orientadores Eduardo De Bortolli Groth e Armando Mirage, que tiveram sempre uma palavra carinhosa no momento de desânimo .

AGRADECIMENTOS

Agradeço ao Prof. Dr. Nilson Dias Vieira, o exemplo de solidariedade, o carinho, o conhecimento e a soberania que nos proporcionam o orgulho de tê-lo ao lado.

Agradeço ao Prof. Dr. Carlos de Paula Eduardo, o reconhecimento e prestígio com que promoveu o laser na odontologia propiciando um universo de idéias a sua aplicação.

Agradeço ao Prof. Dr. Hilton Souchois de Mello a gentileza por aceitar o convite para participar de uma banca examinadora tão distante de sua cidade.

Agradeço ao Prof. Raphael Hirata e ao Prof. Dr. Eduardo Tinoco, a colaboração com a fase microbiológica do estudo.

Agradeço à Universidade Estadual do Rio de Janeiro pela disponibilização do seu laboratório para a confecção da cárie *in vitro*.

Agradeço com atenção a toda a equipe e aos alunos do Mestrado Profissionalizante, que com paciência estiveram sempre presentes quando solicitados.

Agradeço em especial a amiga Prof^a. Maria Cláudia Silveira a dedicação com a qual colaborou para o meu trabalho.

Agradeço especialmente ao Prof. Dr. Nikklaus Wetter a participação no capítulo de fibra óptica.

Ao Prof. Edgard a colaboração, à Prof^a. Cláudia a atenção e simplicidade e ao Ricardo a grande ajuda num momento difícil

Agradeço à Márcia Gomes, a atenção com a qual se dedicou à pesquisa laboratorial na Universidade Estadual do Rio de Janeiro.

Agradeço ao Fernando a competência e o bom humor que manteve em momentos decisivos na implantação do curso.

Agradeço à Sandra, o carinho, o interesse e a paciência que sempre teve ao resolver nossos problemas.

Agradeço à Cida e à Liliane, a paciência, a atenção e a dedicação com que sempre fomos tratados.

**ESTUDO COMPARATIVO MORFOLÓGICO DA AÇÃO DO LASER
DE Nd:YAG EM TECIDO CARIADO DE DENTES DECÍDUOS *IN*
VITRO TRATADOS COM DIAMINO FLUORETO DE PRATA A 12%
E COM CARVÃO MINERAL.**

Andrea de Avillez Calmon

RESUMO

Desde que o laser de Nd:YAG foi introduzido na odontologia vários fotoiniciadores têm sido estudados com a finalidade de aumentar a eficácia dessa irradiação sobre o tecido cariado. O objetivo da presente pesquisa foi o de avaliar pela microscopia óptica e eletrônica de varredura a ação em profundidade desse comprimento de onda em tecido dentinário cariado de dentes decíduos com dois fotoiniciadores. Quinze dentes decíduos humanos foram utilizados e em cada um deles, três cavidades realizadas. Os espécimes foram então cariados *in vitro* pelo período de 18 dias. Em cada espécime as cavidades cariadas foram divididas em três diferentes grupos, o primeiro utilizando o diamino fluoreto de prata a 12% e o segundo com o carvão mineral. Ambos foram empregados como fotoiniciadores previamente à irradiação, sendo adotado os seguintes parâmetros: 60 mJ de energia por pulso, grau de repetição de 10 Hz e potência média de 0,6 W. O terceiro grupo com a terceira cavidade não recebeu nenhum tratamento sendo utilizado como controle negativo. As amostras foram seccionadas transversalmente e analisadas por MEV e MO. Como as cavidades do controle negativo permitiram observar as camadas zonais da cárie de cada espécime, a avaliação da penetração destes fotoiniciadores após o seu corte foi efetuada. Os resultados obtidos mostraram que o diamino fluoreto de prata atua como um eficiente fotoiniciador propiciando a interação da radiação laser com o tecido cariado levando a sua fusão e ressolidificação.

Dessa maneira nos parece lícito concluir que o diamino fluoreto de prata a 12% apresenta vantagens sobre o carvão mineral quando da utilização do laser de Nd:YAG em dentes decíduos cariados *in vitro*, pois, além de ser fotoabsorvedor, suas conhecidas características cariostáticas atuam em profundidade nas zonas necrótica e infectada da cárie, como demonstram o controle negativo, impedindo sua futura progressão.

**Nd:YAG LASER IRRADIATION ON TEMPORARY TEETH
CARIOUS TISSUE USING 12% DIAMINE SILVER FLUORIDE AS A
PHOTO-ABSORBER - A MORPHOLOGICAL STUDY.**

Andrea de Avillez Calmon

ABSTRACT

Since Nd:YAG laser radiation was first introduced in Dentistry various photo-absorbers were employed with the intent of improving its efficacy when used on dental carious tissue. The purpose of the present study was to analyze the influence of this radiation using Scanning and Optical microscopy over carious tissue of primary teeth using two photo-absorbers. 15 primary human teeth were used and, in each one, 3 cavity preparations were performed. Specimens were then submitted to an *in vitro* demineralizing environment during 18 days. Two of the cavities of each specimen were laser irradiated using the Nd:YAG laser with 60 mJ of energy per pulse, 10 Hz and average power of 0,6 W. The 12% diamine silver fluoride or the mineral coal were used as photo-absorbers. The third cavity of the specimens was used as a control and received no laser irradiation. Samples were transversally cut and the section analyzed by SEM and OM. Results showed that the 12% diamine silver fluoride is an efficient photo-absorber and, when used it the Nd:YAG laser, leading to melting and resolidification of the carious tissue. It can be concluded that the 12% diammine silver fluoride presents advantages over the mineral coal as a photo absorber when used in primary teeth as it promotes and improves the efficacy of laser irradiation. This substance also works as a barrier on the carie progression in deeper areas such as the infected and necrotic zones.

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1: Processo de inversão de população.....	07
FIGURA 2: Cavidade de Fabry-Perrot.....	08
FIGURA 3: Fibra óptica	09
FIGURA 4: Fibra oca	11
FIGURA 5: Braço articulado	11
FIGURA 6: Interação da luz na matéria.....	12
FIGURA 7: Interação do laser com o tecido biológico.....	14
FIGURA 8: Diagrama de confecção da cárie <i>in vitro</i>	29
FIGURA 9: Corte das amostras	33
FIGURA 10: Desenho demonstrativo das cavidades.....	35
FIGURA 11: Fotomicroscopia de um corte transversal.....	37
FIGURA 12: Fotomicroscopia da cavidade cárie e da cavidade carvão	38
FIGURA 13: Fotomicroscopia da ação do diamino fluoreto de prata na cavidade	39
FIGURA 14: Fotomicroscopia da cárie em atividade.....	40
FIGURA 15: Imagem de MEV em 1000 X da zona necrótica após a interação do laser de Nd:YAG com o diamino fluoreto de prata como cromóforo.....	42
FIGURA 16: Imagem de MEV em 1000 X de uma superfície cariada do grupo controle	43
FIGURA 17: Imagem de MEV em 1000 X de uma superfície interagida pelo laser de Nd:YAG em que o carvão é o cromóforo	44
FIGURA 18: Imagem de MEV em 1000 X das paredes axiais.....	45
FIGURA 19: As características zonais da cárie.....	49
FIGURA 20: Formação de cárie seja por <i>Lactobacillus</i> seja por <i>Streptococcus mutans</i>	55

LISTA DE ABREVIATURAS

Er:YAG-Érbio:Ítrio-Alumínio-Granada

Nd:YAG – Neodímio:Ítrio-Alumínio-Granada

CO₂ Dióxido de Carbono

HO:YLF – Hólmio:Ítrio-Lítio-Flúor

He-Ne – Hélio-Neônio

µm – micrômetro

nm – nanômetro

mm – milímetro

cm – centímetro

µs – microssegundo

J – Joule (unidade de energia)

mJ – milijoule

J/cm² Joule por centímetro quadrado (densidade de energia)

W – Watt (unidade de potência)

Hz – Hertz (unidade de frequência)

MEV – Microscópio Eletrônico de Varredura

MO – Microscópio Óptico

FDA – Foods & Drugs Administration

IEC – Comissão Eletrotécnica Internacional

NBR – Norma Brasileira de Regulamentação

Ag – Prata

F – Flúor

St. – *Streptococcus*

pH – potencial de Hidrogênio

LELO – Laboratório Experimental do Laser em Odontologia

SUMÁRIO

RESUMO

ABSTRACT

1. INTRODUÇÃO	1
2.OBJETIVOS	4
3. REVISÃO DA LITERATURA	5
3.1 HISTÓRICO.....	5
3.2 PRINCÍPIOS DO FUNCIONAMENTO DE UM LASER.....	6
3.3 SISTEMA DE GUIAS DE FEIXES	9
3.3.1 <i>Fibras Ópticas</i>	9
3.3.2 <i>Fibra Oca (hollow fiber)</i>	11
3.3.3 <i>Braço Articulado</i>	11
3.4 LUZ E MATÉRIA, O FENÔMENO DA INTERAÇÃO	12
3.5 INTERAÇÃO DO LASER COM O TECIDO BIOLÓGICO	14
3.5.1 <i>Interação Térmica</i>	15
3.6 LASER DE NEODÍMIO	16
3.7 CÁRIE E PREVENÇÃO.....	18
4. MATERIAIS E MÉTODOS.....	26
4.1 MATERIAIS	26
4.2 MÉTODOS	28
4.2.1 <i>Confecção de Cárie in Vitro</i>	28
4.2.2 <i>Meio de Cultura</i>	28
4.2.3 <i>Preparo das Amostras</i>	29
4.3 CARACTERÍSTICAS DO LASER.....	32
5. RESULTADOS.....	34
6. DISCUSSÃO	44

7. CONCLUSÕES.....69

ANEXOS: Aprovação do comitê de ética Fousp

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS 70

1. INTRODUÇÃO

O desenvolvimento desta pesquisa caracteriza-se pela capacidade que o ser humano vem sentindo de aproximar áreas exatas com a ciência e a arte. Sugere-se que para se obter um bom diagnóstico, todo profissional tem que ter a arte do discernimento, com a capacidade do conhecimento e a precisão do tratamento. Cada dia que passa temos a obrigação de compreender que o universo é um todo e tanto é possível usarmos a física para calcular a natureza como a química para tratá-la, pois estaremos seguindo juntos num só caminho, o do descobrimento do ser. Graças a essa visão tivemos a oportunidade de participar de uma feliz união entre a física e a odontologia, conjunto de idéias que nos deram a honra de poder praticar com mais eficiência a arte do tratamento à laser.

A palavra laser é formada pelas iniciais de **Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation**.

Essa emissão estimulada foi descrita pela primeira vez em 1917 por Einstein, que afirmava que os fótons, ao incidirem sobre átomos, podiam induzi-los a emitir uma grande quantidade de luz.

Esse mecanismo resume-se num processo no qual um fóton de energia exatamente igual à frequência da radiação induz um átomo a efetuar uma transição do estado excitado para o estado fundamental, o átomo emite um segundo fóton, do qual não apenas a frequência, como também todas as outras características (direção, fase, polarização) são idênticas às do fóton indutor. O sistema atômico, que recebe um fóton e fornece um segundo fóton idêntico, age como um amplificador de radiação. Essa é a origem do funcionamento dos lasers. O bombeamento óptico foi aperfeiçoado na década de 1950 por Kastler Brossel, e no ano 1960 esta técnica foi utilizada pela primeira vez por Maiman, que publicou o primeiro trabalho relatando a emissão estimulada na faixa do visível do espectro - em 694nm - a partir da excitação de um cristal

de rubi através de uma lâmpada flash fotográfica. Foi a partir de então que surgiu o laser¹.

Apesar de a irradiação laser apresentar características formidáveis que a difere das demais fontes luminosas, vários fatores dificultaram a evolução de pesquisas nesse campo. Dentre eles destaca-se a falta de conhecimento físico, por parte da classe médica sobre a interação da luz com a matéria. Hoje, o discernimento do porquê de antigos insucessos levou à exigência de mais cautela, mais aproximação com a área física e estudos. Aos poucos a identificação dos limites de sua aplicação transforma essa irradiação, que já foi vista como milagrosa, em um instrumento de grande valia para a terapêutica médico-odontológica.

Foi por esse motivo que houve um grande interesse movido pela curiosidade de se estudar a reação dessa irradiação sobre os dentes decíduos, permitindo portanto que os benefícios já alcançados nas demais áreas odontológicas também estejam presentes na odontopediatria.

A cárie dentária é uma das manifestações de doença bucal que se apresenta mediante um sintoma clínico, que é a lesão cariiosa, a qual é uma enfermidade bacteriana com características de infecção e transmissibilidade². No entanto, a simples inoculação de bactérias cariogênicas não gera por si só a cárie dental, faz-se também necessária a presença de um substrato cariogênico, a má higienização e o tempo para que ela se manifeste^{3,4}. Em bocas com cáries em atividade, o número de *lactobacillus* está grandemente aumentado, estes atacam carboidratos produzindo ácido láctico e outros ácidos, resultando num pH de 5,0 ou menos⁵.

Em lactentes e infantes com hábitos alimentares inadequados, dentre os quais o uso freqüente e prolongado de mamadeira, temos uma acidificação da placa e uma contribuição para o aumento do risco de cárie⁶. Para combater esses riscos diversos agentes terapêuticos são empregados na prevenção da cárie na infância. Temos os fluoretos diamino de prata, que são capazes de

prevenir e estabilizar os processos cariosos como afirmam vários autores^{7,8} A ação desses agentes, ocorre tanto pelo aumento de resistência do elemento dentário quanto pela ação bactericida das drogas⁹, mas tem como desvantagem principal na sua aplicação a coloração escurecida promovida pela ação da prata. Este tratamento vem sendo indicado como primeira abordagem em crianças de baixa idade que apresentem cáries.

A irradiação laser de Nd:YAG promove alterações benéficas na estrutura do esmalte dental estando em presença de cárie^{10,11,12}. Entretanto, sabemos que o seu comprimento de onda é reagente com a melanina, bem como não tem a água como absorvedor, o que provoca grande risco de propagação de calor. Por isso a remoção de cárie deve ser intermediada por corantes tipo nanquim¹³ ou outros, o que pode provocar uma camada superficial vitrificada e resistente^{14,15,16}.

No entanto, um aspecto de freqüente preocupação quando do uso do laser sobre os tecidos cariados é a presença subsuperficial de tecido contaminado podendo levar, apesar da resistência da camada superficial, à persistência da lesão¹⁷

Esta pesquisa mostra o interesse em unir a aplicação do diamino fluoreto de prata com o laser de Nd:YAG, aproveitando a coloração escurecida específica atingida pela cariostase para ser um cromóforo neste comprimento de onda.

2.OBJETIVOS

A presente pesquisa tem como finalidade:

1 - Avaliar *in vitro* se o diamino fluoreto de prata a 12% atua como fotoiniciador para o comprimento de onda de 1.064 nm em tecido dentinário cariado.

2 - Avaliar o estudo comparativo por meio de microscopia óptica e eletrônica de varredura da ação superficial e em profundidade do laser de Nd:YAG sobre o tecido dentinário cariado *in vitro* de dentes humanos decíduos tendo como fotoiniciadores o carvão mineral ou o diamino fluoreto de prata a 12%.

3 -REVISÃO DA LITERATURA

3.1 Histórico

A partir das postulações do físico dinamarquês Niels Bohr (1913) sobre o átomo de hidrogênio, o físico alemão Albert Einstein, (1917) propôs o conceito da emissão estimulada. Ele publicou um estudo em que afirma que os fótons, ao incidirem sobre os átomos, podem induzi-los a emitir uma grande quantidade de luz. É o princípio do laser (amplificação da luz pela emissão estimulada da radiação).

Em 1950, o professor A. Kastler havia aperfeiçoado, juntamente com J. Brossel, o processo de “bombeamento óptico”. Em 1954, na Universidade de Columbia, o físico americano Charles Townes desenvolveu uma maneira prática de produzir essa energia usando um campo elétrico. Ele conseguiu estimular o gás amônia a produzir um feixe de microondas, que é um tipo de luz fora do espectro visível. Estava criado o maser (Microwave Amplified by Stimulated Emission of Radiation), o pai do laser¹⁸.

Em 1958, os físicos americanos Arthur Leonard Schawlow e Charles Hard Townes¹⁹ patentearam seus primeiros princípios para a produção de luz visível amplificada. A patente foi aceita pelo registro de patentes americano, mas pleiteada depois pelo físico e engenheiro Gordon Gould, ao qual a corte deu ganho de causa em 1977²⁰.

Em 1960 Theodore Maiman²¹ criou o primeiro aparelho capaz de emitir raios laser usando uma lâmpada flash para bombear um cristal de rubi, o qual gerava luz vermelha em comprimento de onda de 694 nm. Um ano depois um laser a gás de hélio-neônio foi construído pelo físico iraniano, naturalizado americano, Ali Javan²⁰

As primeiras publicações da utilização do laser em odontologia datam de 1964, quando Stern e Sognaes²² reportaram a vaporização do esmalte pelo

laser de rubi. Foram obtidas crateras, onde o esmalte foi fundido e vitrificado. Na dentina, as mesmas condições de irradiação causaram crateras maiores, com sinais de carbonização. As pesquisas *in vitro* com laser em odontologia iniciaram-se na década de 1960. As primeiras aplicações clínicas ocorreram na década de 80, mas apenas em tecidos moles.

Atualmente é ampla a utilização do laser na odontologia²³, não só em tecidos moles mas também em tecidos duros. Os lasers de neodímio, argônio, dióxido de carbono, hólmio, érbio, hélio-neônio e arseneto de gálio estão sendo cada vez mais utilizados clinicamente, auxiliando no tratamento de periodontias²⁴, endodontias²⁵, cirurgias e remoção de tecido cariado²⁶, sendo de grande importância na prevenção e demais procedimentos ainda não explorados.²⁷ Ao emprego do laser só temos como limite a imaginação, pois, com as diversas formas de interação que tem com a matéria, ele se torna uma ferramenta de grande importância e em plena expectativa.

3.2 Princípios do Funcionamento de um Laser²⁸

Uma fonte de luz comum produz uma luz com vários comprimentos de onda que partem em todas as direções. O laser é capaz de gerar uma luz, com só um comprimento de onda, em que os feixes caminham todos na mesma direção e com a mesma intensidade. Isso faz com que o laser seja considerado uma luz com cor de extrema pureza e de forte intensidade. Fato que ocorre uma vez que o laser aproveita seus átomos para estocar e emitir a luz de uma forma coerente.

Um átomo é conhecido por ser um sistema energeticamente estável, formado por um núcleo positivo que contém nêutrons e prótons, e cercado de elétrons. Todas as substâncias são formadas de átomos, que podem agrupar-se formando moléculas ou íons. Os elétrons que gravitam em torno do núcleo de um átomo podem ocupar diferentes órbitas com posições bem conhecidas.

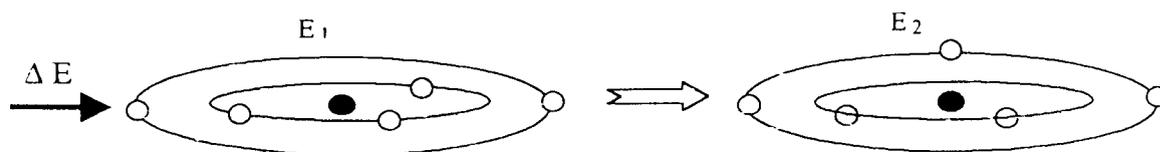


Figura.1 – Processo de inversão de população.

Um átomo absorve uma energia ΔE , e um elétron faz uma transição para um nível de maior energia.

$$\Delta E = E_2 - E_1.$$

Para o funcionamento de um laser, três condições fundamentais devem ser satisfeitas simultaneamente. Em primeiro lugar, é necessário dispor de um meio ativo, ou seja, de uma coleção de átomos, moléculas ou íons que emitam radiação no espectro eletromagnético. Em segundo, deve ocorrer inversão de população, gerada por um processo de excitação denominado bombeamento. Finalmente, é indispensável dispor de uma cavidade óptica, para que o sistema composto por essa cavidade e pelo meio ativo constitua a fonte de uma oscilação laser.¹

Os elétrons nos átomos de um laser são primeiramente bombardeados, ou energizados, para um estado excitado de energia por alguma fonte energética. Podemos deduzir que a passagem de um elétron de uma posição para outra mais afastada do núcleo corresponde a um aumento de energia interna do átomo. Eles são então estimulados por fótons externos a emitir, em forma de luz, a energia armazenada. Esse processo é chamado de emissão estimulada. Os fótons emitidos têm a mesma frequência dos fótons que estimulam o decaimento do elétron, sendo que cada um deles tem uma energia correspondente à diferença de energia entre os níveis eletrônicos envolvidos na transição. Esses fótons por sua vez provocam nos átomos excitados novas transições de decaimento, com a conseqüente emissão de mais luz. A amplificação da luz é alcançada pelas múltiplas reflexões dos

fótons, provocadas por dois espelhos paralelos, desencadeando novas emissões estimuladas.

A intensidade, direcionalidade e monocromaticidade finalmente foi alcançada, e a luz laser é então liberada por um dos espelhos, que é parcialmente reflexivo, conforme podemos observar na Figura 2.

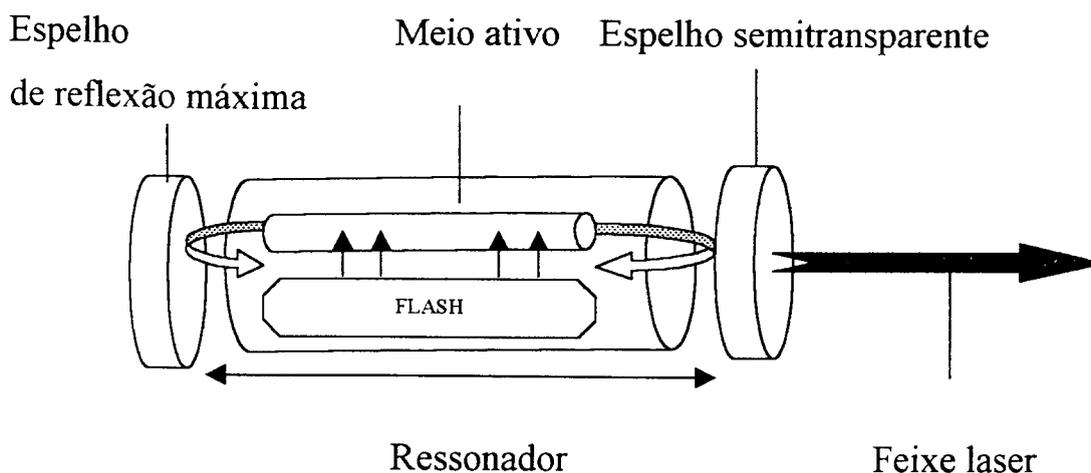


Figura 2 -Cavidade de Fabry-Perrot
(esquema básico de um laser)

O meio ativo

É um meio que possui uma estrutura apropriada de níveis discretos de energia que se excitam facilmente e possuem a capacidade de armazenar a energia recebida do exterior. O meio ativo pode se apresentar em forma sólida, líquida ou gasosa.

Nos lasers de meio ativo sólido ocorre a excitação dos átomos introduzidos em uma matriz hospedeira de cristal ou de vidro. Entre os cristais estão os óxidos: safira (Al_2O_3) e as granadas ($\text{Y}_3\text{Al}_5\text{O}_{12}$ correspondentes ao YAG e $\text{Gd}_3\text{Ga}_5\text{O}_{12}$ correspondentes ao GGG). Os fluoretos também são cristais (ex: YLiF_4 e YLF). Dentre estes lasers temos os

de rubi, hólmio, neodímio, érbio, alexandrita, entre outros. Nos lasers com meio ativo líquido encontramos os lasers de corante, em que um corante orgânico é diluído em um solvente líquido. Temos por fim, o meio ativo gasoso, tendo em comum a excitação mediante descargas elétricas. Como exemplo podemos citar os lasers de CO₂, argônio, criptônio etc²⁹.

Bombeamento (criação de uma inversão de população).

Em um sistema em equilíbrio térmico a população do estado excitado é sempre menor do que a dos estados de menor energia. Assim, para que a amplificação de fótons predomine sobre a absorção, é necessário que se produza uma situação que não existe naturalmente, ou seja, é necessário destruir o equilíbrio termodinâmico e fazer com que o nível superior da transição se torne mais povoado que o nível inferior (inversão de população). Para isso se deve fornecer energia ao meio ativo por intermédio de uma fonte externa de energia. Esse é o processo chamado bombeamento.

3.3 Sistema de Guias de Feixes³⁰

Para inserir um feixe laser em algum sistema de guia deve-se produzir um feixe com a melhor qualidade possível. Para o acoplamento do feixe num sistema de entrega é utilizada uma lente específica para o comprimento de onda do feixe. A qualidade dessa lente é de grande importância para se obter uma boa focalização do feixe.

3.3.1 Fibras Ópticas

As fibras ópticas são compostas de sílica fundida. Elas são constituídas por uma porção central chamada *core* e uma camada mais externa com menor índice de refração chamada *cladding*. É nesta região que a luz atinge a

velocidade mais rápida. A capa plástica tem a função de remover a luz espalhada por impurezas dentro da fibra. Ela é resistente a fadigas e a altas temperaturas. E por fim temos um *buffer* de borracha, que é resistente à abrasão e às substâncias químicas, que tem a função de proteger a fibra.

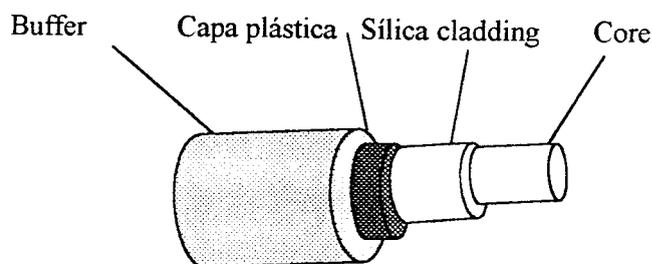


Figura 3 : Fibra óptica.

Preparação da face de entrada da fibra.

As faces de entrada e de saída da fibra precisam estar limpas e sem falhas para suportar a entrega do feixe. Os métodos usuais de preparação são a clivagem ou a quebra seguida de polimento da superfície. A primeira etapa da clivagem é a remoção da capa plástica da fibra, que pode ser feita colocando-se a fibra dentro de um pote com acetona para tirar a borracha do seu redor. A segunda etapa consiste em gerar uma trinca na fibra, estendendo-a sobre uma base plana, sólida e flexível, na qual é presa por uma fita adesiva. Com o auxílio de uma lâmina de bisturi faz-se uma trinca na sua extremidade para marcar o local da quebra. Em seguida realiza-se uma pressão para provocar a ruptura da fibra. É recomendável executar esse procedimento com certa frequência, para garantir uma boa qualidade do feixe de saída, com mínimas perdas de intensidade.

3.3.2 Fibra oca (hollow fiber)

Quando temos um comprimento de onda que não pode ser transmitido por fibra óptica, optamos por um tubo metálico maleável mas com limite de flexibilidade, revestida por uma camada refletora de prata, internamente.

Os modos transmitidos por esses tubos nem sempre têm uma distribuição de intensidade homogênea. Conforme pode-se observar na figura abaixo.

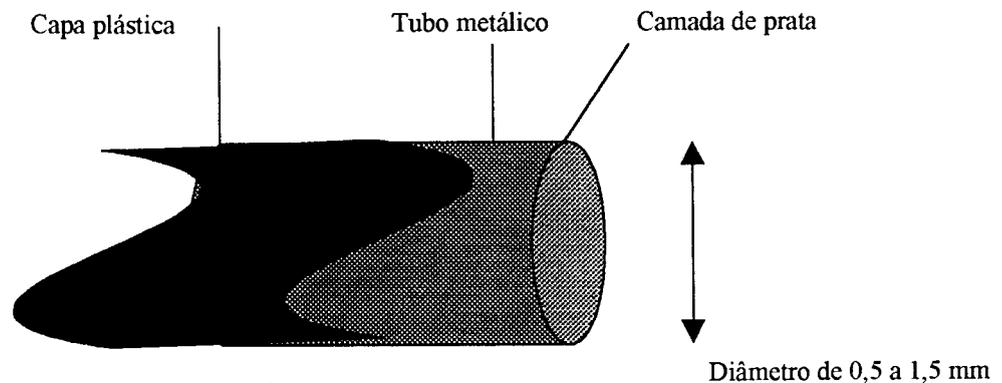


Figura 4 : Fibra oca

3.3.3 Braço Articulado

O braço articulado (fig. 5) une tubos metálicos revestidos de prata a juntas com espelhos altamente refletores. Eles permitem que a entrega do feixe se faça sem muita perda de qualidade e com a grande vantagem de terem durabilidade sem necessitar de manutenção. É utilizado para o laser de CO_2 .

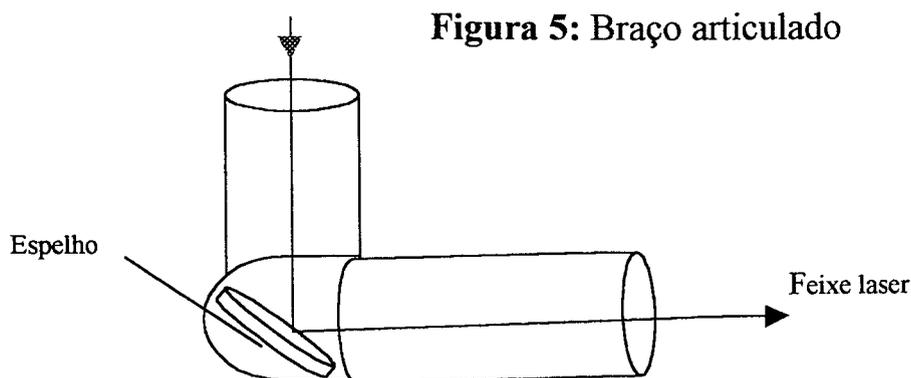


Figura 5: Braço articulado

3.4 Luz e Matéria, o Fenômeno da Interação³¹

Os principais fenômenos que ocorrem quando uma luz incide sobre a matéria são de acordo com a figura abaixo:

1. Reflexão
2. Dispersão
3. Absorção
4. Transmissão

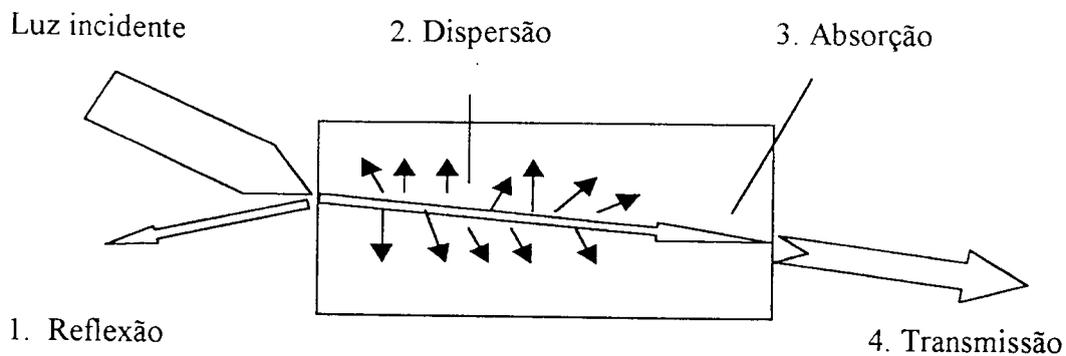


Figura 6 : Interação da luz na matéria

Para que a luz provoque um efeito sobre o tecido é necessário que ela seja absorvida, isto é, se o feixe laser for absorvido por um pequeno volume de tecido causará um efeito específico nesse volume. Uma vez que o corpo humano é constituído majoritariamente de água, a absorção da luz pela água é de fundamental importância para aplicações biomédicas de lasers e também para os danos biológicos durante a aplicação laser.

A luz laser que é absorvida pela água aquece o volume absorvedor em um período pequeno (pico ou femto-segundo). O volume absorvedor pode ser vaporizado, ou o calor pode ser difundido através do tecido. No caso de uma exposição acidental, isso pode representar uma queimadura na pele ou no olho.

A luz³¹, ao se propagar por um meio material é absorvida e sua intensidade portanto diminuiu em função da distância percorrida. Quando a intensidade em certa posição corresponde a 37% da intensidade inicial, diz-se que a luz percorreu uma distância correspondente ao comprimento de extinção, ou comprimento de absorção do material.

Caso a luz absorvida contenha fótons energéticos o suficiente, ligações químicas de átomos ou moléculas do tecido absorvedor podem ser quebradas (em geral no UV). Para os procedimentos biomédicos mais usuais, fótons menos energéticos são usados (infravermelho)³². A escolha de lasers contínuos ou pulsados deve ser feita tendo em vista os efeitos desejáveis sobre a matéria³³.

2.5 Interação do Laser com o Tecido Biológico

A Figura 7³⁴ mostra os efeitos da interação da radiação laser com a matéria, em função de sua intensidade e do tempo de exposição.

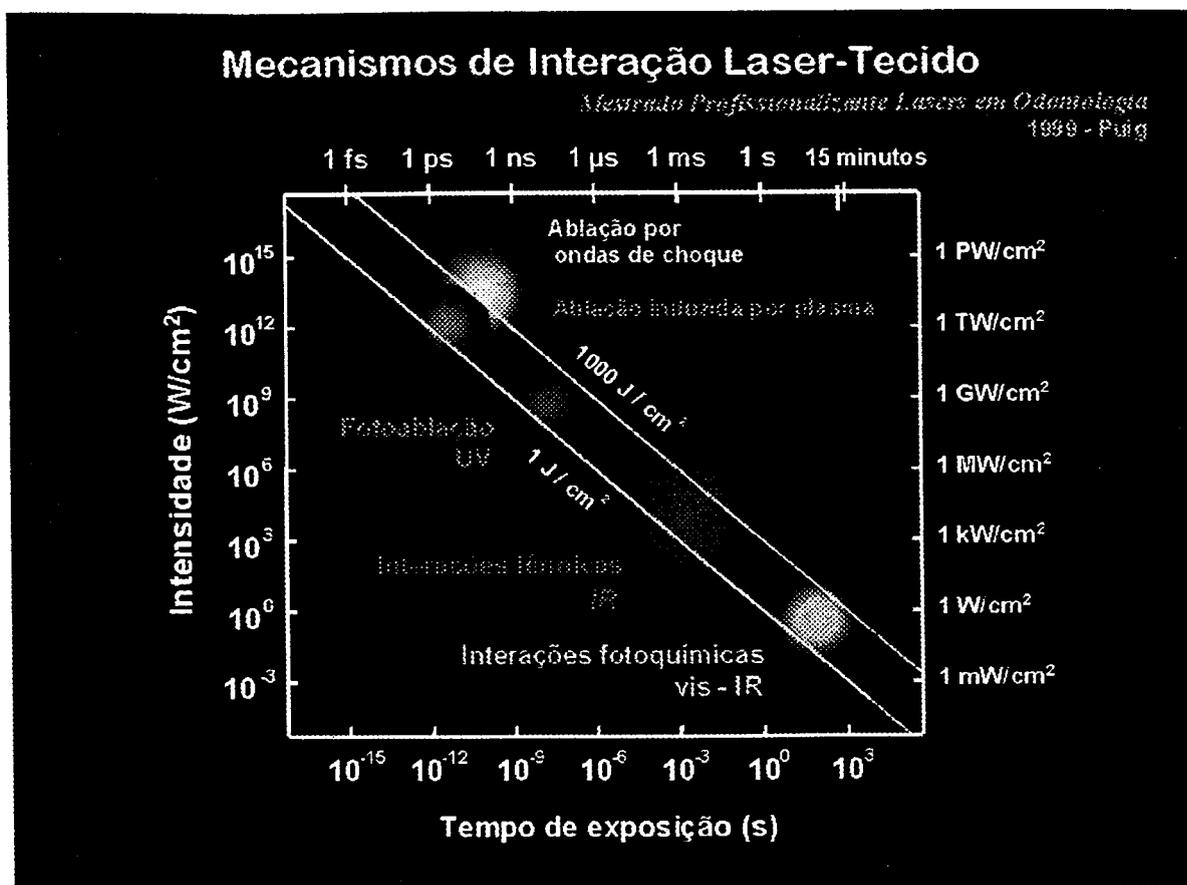


Figura 7 : Interação do laser com o tecido biológico

A variedade dos mecanismos de interação é hoje em dia classificada em cinco categorias:

- interação fotoquímica
- interação térmica
- fotoablação
- ablação induzida por plasma
- fotodisrupção

Descrevemos abaixo os efeitos de interação térmica, que é de interesse para este trabalho.

3.5.1 Interação Térmica

O efeito térmico se estende por um grupo que se distingue por vários tipos de interação dos quais destacamos: coagulação, vaporização, carbonização e fusão.

A - Coagulação

A coagulação foi observada com a aplicação de um laser de Nd:YAG contínuo em tecidos do útero e da córnea, onde se formou uma zona enegrecida. Essas regiões foram facilmente identificadas após a microscopia óptica, quando pigmentadas com hematoxilina e eosina. Durante o processo de coagulação a temperatura pode atingir no máximo 60°C , para que não haja necrose celular e o tecido cicatricial não degenerere.

B - Vaporização

Outro tipo de interação é a vaporização que ocorre em temperatura logo abaixo dos 100°C , pois há uma rápida vaporização do fluido do tecido resultando na ablação e contratura da área adjacente. Assim, a água será vaporizada explosivamente, carregando o tecido adjacente junto com a pluma de ablação.

C - Carbonização

A temperaturas em torno de 150°C o tecido começa a carbonizar. Para aplicações médicas a carbonização nunca é indicada, uma vez que os tecidos começam a necrosar em temperaturas muito inferiores.

D - Fusão

Quando a superfície de um dente fica em exposição com laser de HO:YAG esta pode apresentar estresse térmico, que ocorre quando uma temperatura local tem um crescimento gradiente na superfície.

O material passa do estado sólido para o estado líquido sob certas condições de intensidade e de tempo de duração do pulso laser. A temperatura pode atingir entre 200 e 300 graus Celsius durante um tempo da ordem de microssegundos por pulso. Para limitar o dano térmico lasers com operação em modo pulsado são preferidos. A frequência da emissão pulsada deve, portanto ser um parâmetro variável, se adaptando ao tecido visado.

3.6 Laser de Neodímio (Nd)^{29, 28}

Os lasers de neodímio são os lasers de estado sólido mais utilizados. O meio ativo é usualmente um cristal $Y_2Al_5O_{12}$ (YAG), ítrio-alumínio granada, em que alguns íons de Y^{3+} são substituídos por íons Nd^{3+} . Outras matrizes cristalinas, além de vidros de fosfato ou sílica dopados com Nd^{3+} , são também utilizados como meio ativo.

O laser de Nd^{3+} constitui um sistema de quatro níveis de energia e opera de forma pulsada ou contínua. Esse laser foi desenvolvido em 1964 por Geusic³⁵ e emite fluorescência no infravermelho, em três principais comprimentos de onda: 0,9 nm; 1,06 nm e 1,35 nm. Ele apresenta uma linha mais intensa em 1,06 nm, sendo necessária uma luz guia de hélio-neônio para a sua localização e aplicação.

O feixe de laser de neodímio tem boa transmissão pela água, o que permite a sua utilização em órgãos como os olhos ou a bexiga. Ele é comumente usado em oftalmologia para reparação de cirurgias de catarata.

O laser de neodímio tem uma forte interação com a melanina e a hemoglobina, por causa da coloração escura desses componentes, que absorvem bem no seu comprimento de onda. Por outro lado ele é pouco absorvido pela hidroxiapatita, que tem coloração clara e está presente nos tecidos duros dentais. Há portanto a necessidade do pincelamento de um iniciador¹³ para o processo de absorção. Morioka³⁶ começou com o nanquim, o qual foi abolido por causa do seu baixo índice de fusão. Outro iniciador é o carvão, entretanto este apresenta uma certa dificuldade quanto à sua aplicação por falta de fluidez¹⁶.

Em odontologia, entre as aplicações do Nd:YAG em tecidos moles, podemos citar a realização de gengivoplastias, o aumento de coroa clínica, frenectomias, a redução de microrganismos intracanal e cirurgias apicais. Em tecidos dentais duros ele tem atuado clinicamente finalizando a remoção de detritos de fóssulas e fissuras^{12,37}, na redução de sensibilidade dentinária²⁷ de colo ou pós-preparo cavitário²⁷. A sua utilização em regime contínuo não é recomendada em tecidos moles orais, visto que, por causa de sua pouca interação com a água, tem grande penetração no tecido, o que pode causar efeitos térmicos indesejáveis. No regime pulsado, no entanto, torna-se uma importante ferramenta nas cirurgias intra-orais de tecidos moles.

Nesse regime os lasers Nd:YAG liberam pulsos com energias de várias centenas de milijoules, em modo fundamental TEM₀₀, em taxas de repetição que variam entre 1 e 50 Hz. A energia que pode ser liberada por um laser de Nd:YAG é limitada pela capacidade de armazenamento da barra de cristal. No atual estágio da tecnologia as barras cilíndricas, que são obtidas por cristalogênese e depois usinadas, só podem ser fabricadas em pequenas dimensões, de 10 a 15 cm. Nessas condições elas podem armazenar aproximadamente 150 mJ/cm³ e produzir pulsos de 10 J a 0,1 Hz. Quando se trabalha em taxa de repetição mais elevada a limitação é determinada pela capacidade de resfriamento da barra³⁸

As diferentes propriedades do Nd dopado no YAG e nos vidros são complementares. Os lasers de Nd:YAG apresentam vantagens no funcionamento em cadeia (contínuo), enquanto o de vidro dopado com neodímio são mais úteis em taxas de repetição baixas para pulsos de energia intensa, para o funcionamento pulsado de altíssima potência e para as utilizações em modos bloqueados²⁸.

3.7 Cárie e Prevenção

As evidências da instalação da doença cárie podem ser visualizadas microscópica e clinicamente. A doença é iniciada por meio da infecção cariogênica produzida por microrganismos, que representam os agentes causais biológicos.

Em 1890, Miller³⁹ demonstrou para a comunidade científica o relacionamento existente entre microrganismos presentes na superfície de esmalte dentário e nas lesões abertas de cárie com a produção de ácidos, acreditava-se então que a doença estava relacionada com a presença de qualquer microrganismo capaz de descalcificar o esmalte e a dentina a partir dos carboidratos da dieta.

Mas em 1920, duas espécies foram isoladas de bocas com dentes cariados e então acusadas como causadoras do processo cariioso, o *Lactobacillus acidophilus* e o *Streptococcus mutans*. Mesmo sendo o *Lactobacillus acidophilus* representante de apenas 0,1% do total de microrganismos da placa, este era apontado como o principal causador. Apesar de produzir ácido mais lentamente do que o *Streptococcus mutans*, ele pode sobreviver e continuar a produzir ácido em pH inferior a 4,0, situação essa que inibe a maioria das bactérias produtoras de ácidos. Esses trabalhos publicados em 1922 por Rodrigues & McIntosh⁴⁰ e James & Lazarua foram de grande valia para pesquisas futuras da microbiologia da cárie dental.

Somente em 1972 Keyes³ utilizou um modelo experimental em que demonstrou claramente a necessidade de microrganismos para que a doença se estabeleça e, também, a possibilidade real de sua transmissibilidade. A cárie começou a ser vista como uma doença multifatorial em que se necessita dos fatores substrato, microflora e hospedeiro para a sua manifestação.

Após a infecção cariogênica e com a ação do tempo⁴, na presença do substrato adequado, os microrganismos prosseguem atuando, produzindo a redução do diâmetro dos cristais de esmalte, que abrem espaço para a ocupação de água e matéria orgânica. Na medida em que estes têm seu diâmetro reduzido, são seqüestrados para o meio ambiente bucal e surge clinicamente a primeira evidência da doença, que é a mancha branca não cavitada descrita⁴¹ em 1984. Se tais áreas não forem mantidas relativamente livres de placa dental, o processo continuará e atingirá a dentina. Ogawa e Fusayama⁴² estudaram o avanço dessa massa bacteriana e descreveram a dentina atacada em três zonas: a zona necrótica, a zona infectada ou de penetração bacteriana, e a zona afetada que é amolecida em relação à dentina hígida porém pode ser remineralizável e não é infectada.

A infecção cariogênica dificilmente é observada em bebês antes do surgimento dos dentes. A pesquisa de *Streptococcus* do grupo *mutans*, *lactobacillus* e *actinomyces* na faixa etária entre zero e seis meses (antes da dentição) mostra que esses microrganismos não são detectáveis. Entretanto, logo após o surgimento dos primeiros dentes decíduos e à medida que os demais erupcionam, observa-se a colonização por microrganismos, num mecanismo de transmissibilidade. Esse período ficou conhecido na literatura como "Janela da infectividade"⁴³.

Os fatores mais importantes para a manifestação da cárie da primeira infância são, segundo Kimura e cols⁴⁴ e Walter e cols⁶, o aleitamento materno, a mamadeira noturna e a conjugação dos dois, na ausência de limpeza/escovação.

Para a sua prevenção deve-se atingir vários ângulos que são o aconselhamento materno, a modificação do aleitamento e o uso diário de flúor.⁴⁵

A partir dos relatos de Eager(1901), a relação entre os fluoretos e a saúde bucal começou a ser observada. Prestando serviço em Nápoles, na Itália, ele percebeu a ocorrência de alterações incomuns na superfície do esmalte dental de grande parte da população residente.

Mais tarde em 1916 uma situação semelhante foi descrita por Black e McKay⁴⁶. Após o exame de uma amostra populacional de Colorado Springs (EUA), foi denominada a afecção de esmalte dental de “esmalte mosqueado”. Após uma extensa pesquisa comparativa entre a população urbana, que utilizava água de poços profundos, e a rural, que utilizava poços mais superficiais, chegou-se à conclusão de que a água era a única fonte de fatores concorrentes que pudesse propiciar a alteração do esmalte dental da população urbana.

Estudos laboratoriais, utilizando água com alto conteúdo de fluoretos, administrada a cobaias, mostrou o surgimento de esmalte manchado, que a partir daí passou a ser denominado “fluorose dental”.

Paralelamente, observava-se baixa prevalência de cárie nas populações acometidas por fluorose, e, em 1938, Dean⁴⁷ realizou uma compilação de dados ratificando essa situação.

O primeiro veículo a ser utilizado⁴⁸ foram soluções aquosas, quando em 1942 foram publicados por Bibby⁵ os resultados demonstrando a possibilidade de redução da doença de 35%, se fosse feita uma aplicação tópica três vezes ao ano.

A técnica desenvolvida por Knutson⁴⁹, empregando solução de fluoreto de sódio a 2% foi adotada e durante muito tempo utilizada pelos clínicos.

Em 1958, Muhler⁵⁰ simplificou a técnica usando fluoreto estanhoso a 8%, todavia o sabor é bastante desagradável.

As técnicas mais recentes datam da década de 1960. A partir dos estudos de Wellock e Brudevold⁵¹, obteve-se a acidificação do meio. A solução de flúor-fosfato acidulado é composta por 1,23% de íon flúor (fluoreto de sódio), com ácido ortofosfórico a 0,1 M, o que confere um pH em torno de 3,2 a 4,5.

Para melhorar o poder de adesão os géis fluoretados começaram a ser desenvolvidos e utilizados até o dia de hoje com técnicas mais simples de aplicação⁴³

Na seqüência da evolução dos métodos tópicos, procurou-se aperfeiçoar o veículo que contem o fluoreto, para permitir maior adesão e tempo de contato com a superfície do esmalte dental. Os vernizes fluoretados⁵³ começaram a ser comercializados na Europa nos anos 70, mesmo tendo uma alta concentração de flúor são seguramente empregados. Apesar de serem internacionalmente aceitos ainda não se constituíram como método mais utilizado no Brasil. É, no entanto, o método de aplicação mais simples que se tem hoje para o flúor tópico. No Japão, no final dos anos 70 um produto da combinação do nitrato de prata com o fluoreto de sódio, chamado de diamino fluoreto de prata, $\text{Ag}(\text{NH}_3)_2\text{F}$, permitiu a possibilidade de interromper a doença cárie quando esta já estava na sua fase de cavitação. Tanto Yamaga⁸ e cols. (1972) como Nishino⁷, Massler⁵² informaram que o diamino fluoreto de prata apresenta boa atuação tanto na prevenção de cáries de sulcos e fissuras, como também possui ação cariostática, o que não ocorre com outros tipos de fluoretos. Susuki e Okubo⁵³ demonstraram que o diamino fluoreto de prata infiltra na matéria orgânica do tecido dentário duro ou em cáries de dentina, onde os íons prata (Ag) são substituídos por íons cálcio (Ca) e é então formado o fluoreto de cálcio (CaF_2). Microscopicamente os íons-prata previnem o progresso da cárie e reduzem a sensibilidade.

Essa dupla ação prevenção e cariostase, segundo Shimizu, Kawagoe⁵⁴ (1976), deve-se à presença de íons flúor (F^-) e prata (Ag), sendo que o íon

flúor reage com os componentes minerais do dente para produzir flúor apatita e fluoreto de cálcio, enquanto a prata reage com os componentes orgânicos, formando o proteinato de prata e fosfato de prata. O íon prata possui a capacidade de coagular proteínas, formando a proteína de prata, exercendo efeito inibitório sobre uma série de enzimas, dentre as quais a colagenase e a tripsina. A reação ocorrida entre o diamino fluoreto de prata e a hidroxiapatita da estrutura dental origina o fluoreto de cálcio e o fosfato de prata, que se combinam com proteínas estruturais do dente e conseqüentemente o reforçam, já que tanto o fluoreto de cálcio quanto o fosfato de prata e a proteína de prata, formados na superfície do dente, são menos solúveis.

Igarashi⁵⁵ (1978) demonstrou que esse fluoreto possui uma ação antibacteriana e a inibição ocorre em concentrações a partir de 10%. Em razão do efeito antibacteriano presente no diamino fluoreto de prata, ele teve seu uso também divulgado na endodontia. De acordo com Zhang⁵⁶ e cols., a penetração do diamino aplicado a 38% na superfície intracanal promove uma penetração da prata de aproximadamente 20 μm .

Segundo Yokoyama⁵⁷ e cols., o estudo e a ampliação de métodos empregando o diamino fluoreto de prata com o laser de Nd:YAG para investigação de efeito antibacteriano devem ser efetuados sobretudo na prevenção de cáries. O potencial do uso de diamino fluoreto de prata com este comprimento de onda é clinicamente significativo pois provoca endurecimento do dente, bloqueia túbulos dentinários e leva as bactérias à morte.

Após Stern e Sognnaes⁵⁸ (1965), demonstrarem que a exposição ao laser de rubi aumenta a resistência do esmalte dental ao ácido, numerosos pesquisadores relatam que a aplicação do laser na área da odontologia preventiva tem sido realizada.

Já com o laser de CO_2 , Lobene⁵⁹ (1968) percebeu a disrupção dos prismas de esmalte, a incineração de matéria orgânica dos túbulos dentinários e a perda de estrutura dental.

Entre eles Yamamoto e Sato¹⁰, e Tooy¹¹ (1982) indicaram que o esmalte humano irradiado com laser de Nd:YAG foi mais resistente à descalcificação pelo ácido que o controle, não irradiado.

Em 1980 Yamamoto e Sato¹⁰ demonstraram que a superfície lisa do esmalte exposta ao pulso normal do Nd:YAG laser, após a aplicação do diamino fluoreto de prata, aumentou a incorporação de flúor no esmalte e reduziu a desmineralização subsuperficial.

Em 1981, Tagomori, e Morioka¹⁷, combinaram os efeitos do Nd:YAG em pulso normal com o flúor na resistência ao ácido do esmalte dental, encontrando redução na desmineralização subsuperficial e a incorporação de grandes quantias de flúor no esmalte após exposição ao pulso normal do Nd:YAG laser em seguida ao tratamento com diamino fluoreto de prata. Os autores salientaram ainda a necessidade de realização de estudos utilizando amostras de lesões artificiais de cárie com a mesma metodologia.

Em 1985, Myers T, Myers W.⁶⁰ obtiveram resultados satisfatórios com o uso do laser de Nd:YAG pulsado para a remoção de cáries incipientes, observando uma remoção efetiva de *debris* e manchas de lesões de cáries incipientes em fóssulas e fissuras. Como demais pesquisas também obtiveram resultados satisfatórios para a prevenção⁶¹.

Em 1986, Schultz⁶², HARVEY, e cols. estudaram os efeitos bactericidas do laser de Nd:YAG *in vitro* e concluíram que baixas densidades de energia poderiam matar bactérias *in vitro*, bem como constataram que a *Pseudomonna aeruginosa* foi a bactéria mais sensível ao laser de Nd:YAG, em virtude provavelmente de ela produzir um pigmento azul influenciando assim na cromofilia do laser em 1.064 nm.

Em 1989, Tagomri e Morioka¹⁷ estudaram a ação da aplicação de flúor-fosfato acidulado antes e depois da irradiação laser. Os resultados obtidos revelaram que a aplicação de flúor-fosfato acidulado depois da irradiação a

laser produzia notável aumento na resistência do esmalte ao ácido. A aplicação de flúor antes da irradiação mostrou menos efeito.

De acordo com Hess⁶³, em 1991, a irradiação do esmalte com laser de Nd:YAG resultou em uma superfície fissurada, o que pode ter grande significado na retenção de resinas e/ou selantes.

Mediante seus estudos em 1994, RizoIU e cols,⁶⁴, preocupados⁶⁵ com a possibilidade de transmissão demasiada de calor após a irradiação laser, procederam a um estudo *in vitro* sobre os métodos de resfriamento durante a aplicação do Nd:YAG em esmalte. Os resultados demonstraram que a propagação de calor da dentina para a polpa se faz lenta porém progressivamente durante o primeiro tempo de exposição (em torno de 2 min.) até atingir uma fase constante, quando a temperatura máxima foi alcançada (8 min.). Segundo Zach e Cohen⁶⁶, um aumento da temperatura pulpar abaixo dos 2,2°C se encontra nos limites aceitáveis do estresse térmico pulpar permitido. Para que esse limite seja controlado, medidas de esfriamento, seja por ar, água ou água e ar devem ser adotadas. Por intermédio de Lizarelli (2000), temos a comprovação de que quanto maior a rapidez do pulso, pulso em pico-segundo, menor o dano térmico. A potência média na dentina adotada em sua pesquisa foi a de 600mW, a qual promoveu assim mesmo um aumento da resistência da estrutura dental em 14,9%.

WHITE⁶⁷, também relatou em 1994 um aumento mínimo de temperatura pulpar durante a remoção da cárie em esmalte, com laser de Nd:YAG. Esse aumento de temperatura provocado pelo laser é suficiente para remover tecido orgânico e fundir a superfície inorgânica do esmalte e da dentina.

Fowler e Kuroda⁶⁸, em 1986, sugerem que a formação do pirofosfato no esmalte irradiado pelo laser deve ter um efeito substancial reduzindo a taxa de solubilidade do esmalte.

Nelson⁶⁹ e cols.(1986), em estudo realizado *in vitro*, demonstraram que a irradiação de esmalte são inibe a formação subsequente de cáries, o que está diretamente relacionado à menor quantidade de desmineralização encontrada nos espécimes irradiados pelo laser.

Mudanças morfológicas na superfície do esmalte foram verificadas quando este foi irradiado com o laser de Ho:YLF. Resultados diferentes dos obtidos com lasers de CO₂ e Nd:YAG foram relatados.⁷⁰

4. MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 Materiais

- 13 dentes decíduos esfoliados, pertencentes ao banco de dentes da disciplina de Odontopediatria da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.
- Broca esférica diamantada (Microdont 1013)
- Resina fotopolimerizável (Sswhite)
- Esmalte de unha (Colorama)
- 30 tubos de ensaio
- Pasta profilática (Inodon)
- Escova elétrica (Braun)
- Solução de carvão mineral em pó. Corante à base de pó de carvão de partículas de 10 μm de diâmetro, numa mistura de água e etanol.
- Tampões de algodão estéreis
- Laser de neodímio (Nd:YAG) – Pulse MASTER 1000 (American Dental Technologies, Calif./EUA), do Laboratório Experimental de Laser em Odontologia (LELO).
 - emissão em 1064 nm de comprimento de onda, de forma pulsado.
 - com potência máxima de 10 Watts.
 - com energia por pulso entre 30mJ e 320mJ.
 - pulsos com duração de 100 μs .
 - frequência de 10 a 100 Hz.
 - entrega de feixe, fibra óptica clivada, com diâmetro de 0,3mm.

▪ equipamento utiliza como luz guia um laser de He-Ne com comprimento de onda de 632 nm.

- Microscópio Eletrônico de Varredura (MEV)-- Philips LX 30, Eindhoven (Holanda), do Instituto de Pesquisa Energéticas e Nucleares (Ipen)
- Microscópio Óptico (MO)-- Olympus B 202, do Laboratório de Microscopia Óptica do Departamento de Dentística da Universidade de São Paulo.

MATERIAL PARA O MEIO DE CULTURA

- Balança analítica Mettler –Toledo AB 204
- Balança de precisão
- Estufa
- Vela
- Lactobacillus acidophilus sepas, pertencentes ao laboratório de Microbiologia da Faculdade de Ciências Médicas da Universidade Estadual do Rio de Janeiro
- Bico de Bunsen
- Água destilada

Os componentes para a confecção do meio são mostrados na tabela abaixo.

Trypticase Soy Broth	40,0 g
NaCl (Cloreto de sódio)	4,0 g
K ₂ HPO ₄ (Fosfato de potássio dibásico)	6,0 g
KH ₂ PO ₄ (Fosfato de potássio monobásico)	4,0 g
K ₂ CO ₃ (Carbonato de potássio)	2,0 g
MgSO ₄ (Sulfato de magnésio)	240,0 mg
MnSO ₄ (Sulfato de manganês)	30,0 mg
Sacarose	100 g

Tabela 1
Componentes para o meio de cultura de Gybsonn's & Nygaard⁷¹

4.2 Métodos

4.2.1 Confeccção de Cárie *in vitro*

Cada componente do meio de cultura de Gibbons & Nygaard foi pesado em balança de precisão, sendo que as menores quantidades foram pesadas em balança analítica.

Todos os componentes foram misturados em um mesmo recipiente, esta mistura foi levada a banho-maria a fim de que todo o meio ficasse homogêneo.

Para os tubos foram também confeccionados tampões de algodão visando mantê-los fechados para que o meio de cultura não entrasse em contato com o meio ambiente.

Previamente, todos os tubos com o meio de cultura foram autoclavados e os que não foram utilizados de imediato foram mantidos em geladeira.

A separação desse meio para cada tubo de ensaio foi o equivalente a 5,0 mls da solução do meio de cultura, que foi pipetada em cada tubo.

4.2.2 Meio de Cultura

A escolha do meio de cultura se deu por um teste no plano piloto, em que mediante a revisão de literatura optamos pela troca da sementeira de *mutans* por *lactobacillus*. Como nossa pesquisa se baseia em estudo de dentina, a troca do microrganismo é pertinente.

Cada componente do meio de cultura de Gibbons & Nygaard foi pesado em balança de precisão, sendo que as menores quantidades foram pesadas em balança analítica.

Todos os componentes foram misturados em um mesmo recipiente, o qual foi levado a banho-maria a fim de que todo o meio ficasse homogêneo.

Logo após essa etapa foi realizada a separação desse meio em cada tubo de ensaio, isto é, foram pipetados 5,0 ml. da solução do meio de cultura em cada tubo de ensaio.

Todos os tubos com o meio de cultura foram autoclavados e os que não foram utilizados imediatamente mantidos em geladeira.

Para os tubos foram também confeccionados tampões de algodão visando mantê-los fechados para que o meio de cultura não entrasse em contato com o meio ambiente.

4.2.3 Preparo das Amostras

Foram utilizados 13 dentes decíduos humanos unirradulares e já esfoliados, pertencentes ao banco de dentes da disciplina de Odontopediatria da Faculdade de Odontologia de São Paulo.

Os espécimes foram lavados em solução de hipoclorito de sódio a 10% por cinco minutos e enxaguados com água destilada antes de serem levados à solução cariogênica.

Os corpos de prova foram cavitados em formato de Cl.V na sua face vestibular com broca diamantada esférica e com profundidade relativa a seu diâmetro. Nas faces palatinas foram feitas duas cavidades Cl.V de igual tamanho, dando ao elemento o aspecto da Figura 8.

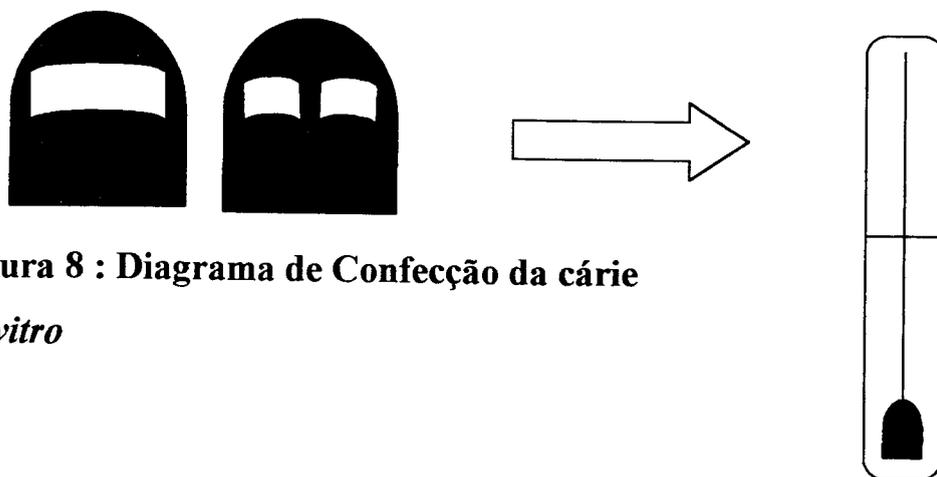


Figura 8 : Diagrama de Confecção da cárie

In vitro

A cavidade vestibular mede 0,6 cm de distância disto-mesial e 0,3 cm de altura cérvico-incisal. Para as cavidades palatinas tanto a distância mésio-incisal como a cérvico-incisal foram de 0,3 cm. Após o preparo da cavidade a superfície foi completamente isolada com verniz (esmalte de unha), permanecendo sem ser coberto apenas o local onde foi feita a cavidade.

A resina composta SS White foi utilizada com a finalidade de manter os dentes suspensos pelo fio dental. Essa resina foi polimerizada na região esfoliada do elemento, já com a ponta do fio dental incluída, fixando-o assim ao dente.

Tomou-se cuidado especial para que o fio não cobrisse nenhuma parte das fenestrações de ambas as faces dos dentes.

Foi realizada semeadura de *Lactobacillus acidophilus* nos primeiros tubos, e logo após, colocamos os dentes no interior destes. Atenção especial foi tomada em relação à posição dos dentes dentro do meio de cultura, deixando-os sempre de maneira plana, para promover uma ação uniforme dos microrganismos na superfície dos dentes.

Esse procedimento foi realizado no Laboratório de Microbiologia da Faculdade de Ciências Médicas do Estado do Rio de Janeiro (FM-UERJ), obedecendo a todos os padrões de manipulação e assepsia do local e sob a orientação do Prof. Dr. Raphael Hirata.

Após a permanência dos dentes por 48 horas no interior do mesmo tubo de ensaio foi feita a troca de tubo por outro, com o mesmo meio de cultura.

Tubo	Troca 1	Troca 2	Troca 3	Troca 4	Troca 5	Troca 6	Troca 7	Troca 8
tubo 1	4a feira	6a feira	2a feira	4a feira	6a feira	2a feira	4a feira	6a feira
tubo 2	4a feira	6a feira	2a feira	4a feira	6a feira	2a feira	4a feira	6a feira
tubo 3	4a feira	6a feira	2a feira	4a feira	6a feira	2a feira	4a feira	6a feira
tubo 4	4a feira	6a feira	2a feira	4a feira	6a feira	2a feira	4a feira	6a feira
tubo 5	4a feira	6a feira	2a feira	4a feira	6a feira	2a feira	4a feira	6a feira
tubo 6	4a feira	6a feira	2a feira	4a feira	6a feira	2a feira	4a feira	6a feira
tubo 7	4a feira	6a feira	2a feira	4a feira	6a feira	2a feira	4a feira	6a feira
tubo 8	4a feira	6a feira	2a feira	4a feira	6a feira	2a feira	4a feira	6a feira
tubo 9	4a feira	6a feira	2a feira	4a feira	6a feira	2a feira	4a feira	6a feira
tubo 10	4a feira	6a feira	2a feira	4a feira	6a feira	2a feira	4a feira	6a feira
tubo 11	4a feira	6a feira	2a feira	4a feira	6a feira	2a feira	4a feira	6a feira
tubo 12	4a feira	6a feira	2a feira	4a feira	6a feira	2a feira	4a feira	6a feira
tubo 13	4a feira	6a feira	2a feira	4a feira	6a feira	2a feira	4a feira	6a feira

Tabela 2

Trocas efetuadas durante o período de confecção da cárie *in vitro*

A troca de tubos é feita de forma que não haja muita movimentação nem do tubo nem do meio de cultura. A manipulação é feita sobre uma chama do bico de Bunsen.

Os tubos foram fechados com os tampões de algodão previamente confeccionados e colocados dentro de um recipiente com tampa. No interior deste recipiente foi colocado uma vela acesa, a fim de fornecer CO². O recipiente foi lacrado com fita adesiva, colocado em estufa a 37° C, onde permaneceu por 48 horas.

Esse procedimento foi efetuado durante 16 dias, o equivalente a oito trocas. No 18° dia, as amostras foram retiradas dos tubos e foi realizada a profilaxia com escova elétrica, pasta profilática e água na cavidade da face vestibular de cada elemento.

A aplicação do diamino fluoreto de prata foi efetuada segundo as recomendações do fabricante, ou seja, permanecer com o produto no local da cavidade por cinco minutos

Os elementos foram guardados posteriormente em meio 100% úmido dentro de tubos de ensaio, suspensos sem tocar em suas paredes, no fundo dos quais havia um algodão umedecido por água destilada. Esses tubos foram então fechados e colocados em presença de luz durante duas horas.

Durante esse período a coloração característica da cariostase promovida pelo diamino fluoreto de prata é atingida. Os elementos foram levados ao Laboratório de Experimental de Laser em Odontologia, -LELO-, da Fosp, onde as cavidades fotoiniciadas foram irradiadas com o laser de Nd:YAG seguindo todos os padrões protocolares de segurança. A utilização do laser de Nd:YAG deve seguir conduta rigorosa de manuseio, bem como as normas de segurança internacionais pelo operador. A norma IEC 825-1⁷²:1993, referenciada na norma brasileira NBR IEC 601-2-22:1997, deve ser consultada pelo operador e adotada como requisito na aplicação.

4.3 Características do Laser

O equipamento de laser de Nd:YAG utilizado emite um comprimento de onda de 1.064 nm, de forma pulsada. Opera com potência máxima de 10Watts, com pulsos de duração de 100 μ s, e energias entre 30 e 320 mJ, a uma frequência que varia de 10 a 100 Hz. A entrega de feixe é feita por fibra ótica clivada, com diâmetro do spot de 0,3 mm. O equipamento utiliza como luz guia um laser de He-Ne, com comprimento de onda de 632 nm.

Padronizou-se como movimento, o de varredura cérvico-incisal e inciso-cervical, tomando as bordas do preparo como limite.

Em se tratando de um laser de Nd:YAG, a interação se fará com a fibra praticamente em toque com a superfície. É de suma importância a manutenção da distância focal, a mínima suficiente para impedir que haja

carbonização bem como a aderência de detritos na sua ponta ativa. A angulação de incidência do feixe é de 90 graus com a superfície da cavidade. As faces de entrada e de saída da fibra precisam estar limpas e sem falhas para suportar a entrega do feixe. Os métodos usuais de preparação são a clivagem ou a quebra seguida de polimento da superfície. A primeira etapa da clivagem é a remoção da capa plástica da fibra, que pode ser feita colocando-se a fibra dentro de um pote com acetona para tirar a borracha do seu redor. A segunda etapa consiste em gerar uma trinca na fibra, estendendo-a sobre uma base plana, sólida e flexível, na qual é presa por uma fita adesiva. Com o auxílio de uma lâmina de bisturi faz-se uma trinca na sua extremidade para marcar o local da quebra. Em seguida realiza-se uma pressão para provocar a ruptura da fibra. É recomendável executar esse procedimento com certa frequência, para garantir uma boa qualidade do feixe de saída, com mínimas perdas de intensidade.

A potência utilizada foi de 0,6 W, com uma frequência de 10 Hz, com 60 mJ de energia por pulso.

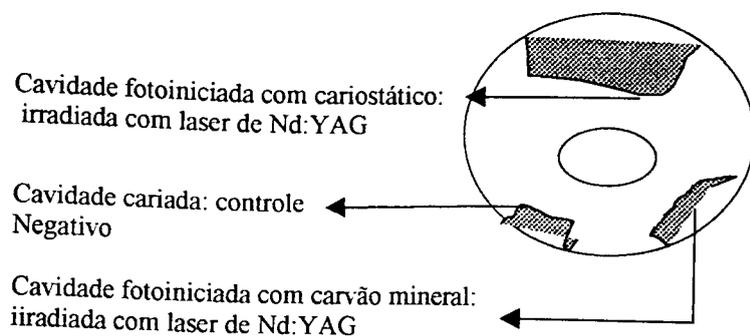
Na face palatina, a cavidade distal foi preenchida, após a sua profilaxia com escova elétrica e pedra-pomes com água, por um pigmento preparado à base de carvão.

O mesmo procedimento de varredura foi então efetuado tomando-se o cuidado para não ultrapassar o limite formado pela cavitação.

Levamos os dentes para a inserção em resina, para efetuar a laminação pelo micrótomo.

Os espécimes foram cortados transversalmente de forma a se visualizar as três cavidades, tendo como imagem o diagrama a seguir.

Figura 9 : Corte das amostras



Cinco amostras foram laminadas longitudinalmente de forma a poder visualizar o interior de cada cavidade em relação à borda externa do preparo. Foram feitas as fotomicroscopias e em seguida o preparo das amostras para o microscópio eletrônico de varredura, quando foram submetidas ao exame micrográfico.

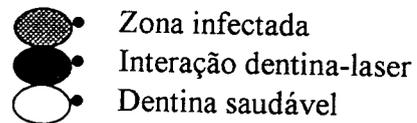
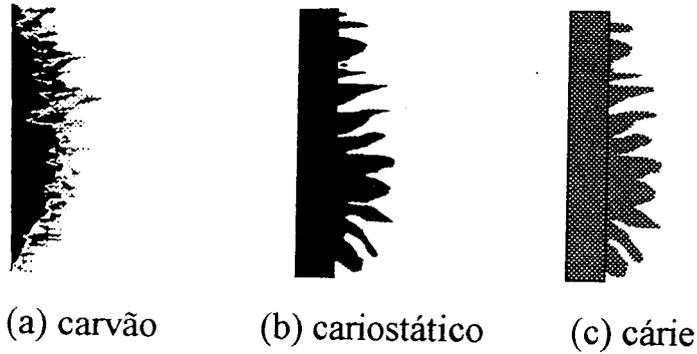
5. RESULTADOS

As imagens apresentadas a seguir foram selecionadas segundo o critério de visualização do tema proposto. Não haveria motivo para a inserção de todas as imagens feitas nas amostras, sendo os resultados constantes dentro das condições experimentais analisadas, os quadros se tornariam repetitivos.

Desde que sabemos as zonas principais do desenvolvimento da cárie na estrutura dentária, tentamos visualizar e distinguir essas possíveis regiões após a laminação e fotomicroscopia dos espécimes. Desse modo, temos condição de observar em que zona o laser atua e na qual ele pode deixar de atuar. A figura abaixo (Fig. 10) ilustra esquematicamente a interação que ocorre com o laser e a matéria nas três situações propostas em nossa pesquisa.

Figura:10

Desenho demonstrativo das cavidades



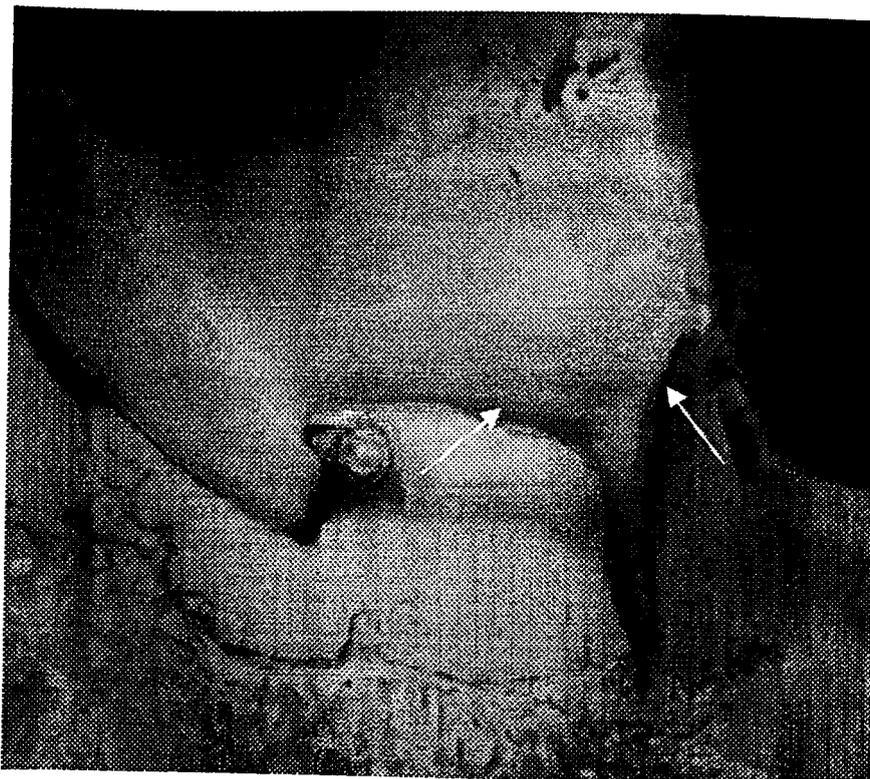
Na apresentação das imagens feitas por fotomicroscopia vemos nas Figuras 11 e 12 imagens semelhantes ao diagrama (a), o que nos leva a supor que a interação tecidual se deu por superfície porém não atinge as chamadas zonas infectada e afetada. Resta-nos saber se há possibilidade de desenvolvimento de uma cárie oculta nessa região.

Quanto às imagens da Figura 13, podemos observar que existe a presença de uma dentina escurecida abaixo da linha superficial da cavidade. Esse corte longitudinal permite que a camada adjacente seja visualizada, e de acordo com as imagens expostas podemos ver que houve a interação do cariostático diamino fluoreto de prata com a zona infectada, bem como que houve a sua interação com o laser na zona necrótica da cárie. Podemos associar essas imagens ao diagrama (b). Nas demais imagens observamos a cárie só como grupo-controle (Fig.14).

Não sendo o objetivo do nosso trabalho a avaliação do parâmetro de energia, salientamos tão somente como observação que em dentes decíduos já há a interação com a matéria em 0,6 mJ de energia por pulso seja ela fotoativada pelo carvão ou cariostático. Não há como se fazer considerações sobre os cortes transversais vistos pelo MEV, pois não temos como avaliar a coloração das amostras.

Figura 11

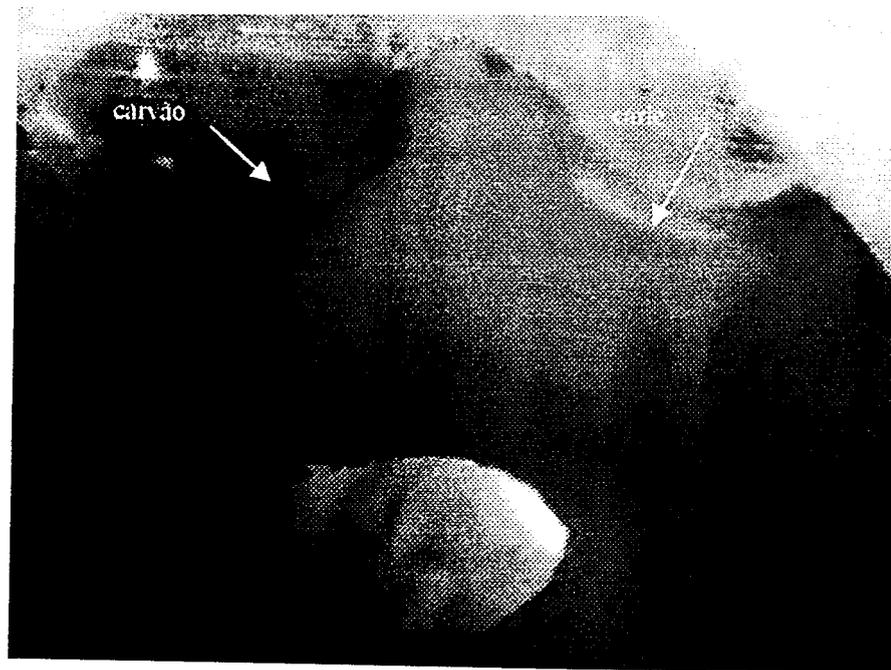
Fotomicroscopia de um corte transversal em que é possível se fazer uma comparação entre uma cavidade cariada e outra cavidade em que o carvão mineral agiu como cromóforo para a ação do laser de Nd:YAG



No corte transversal acima podemos visualizar a diferença entre a imagem da cárie, a cavidade à esquerda e a imagem da cavidade cariada em que o carvão foi o fotoiniciador para a irradiação do laser de Nd:YAG. A linha preta que contorna a cavidade da direita é o resultado da interação do tecido cariado com a irradiação do laser de Nd:YAG. A zona infectada é de igual tamanho e largura para ambas as cavidades. Observa-se que não há nenhuma diferença entre a coloração delas, o que nos faz supor que a cárie ainda está em atividade na sua região subjacente (zona infectada), mesmo após a sua exposição ao comprimento de onda estudado.

Figura 12

Fotomicroscopia da cavidade cárie e da cavidade onde o carvão mineral agiu como fotoiniciador para o laser de Nd:YAG.

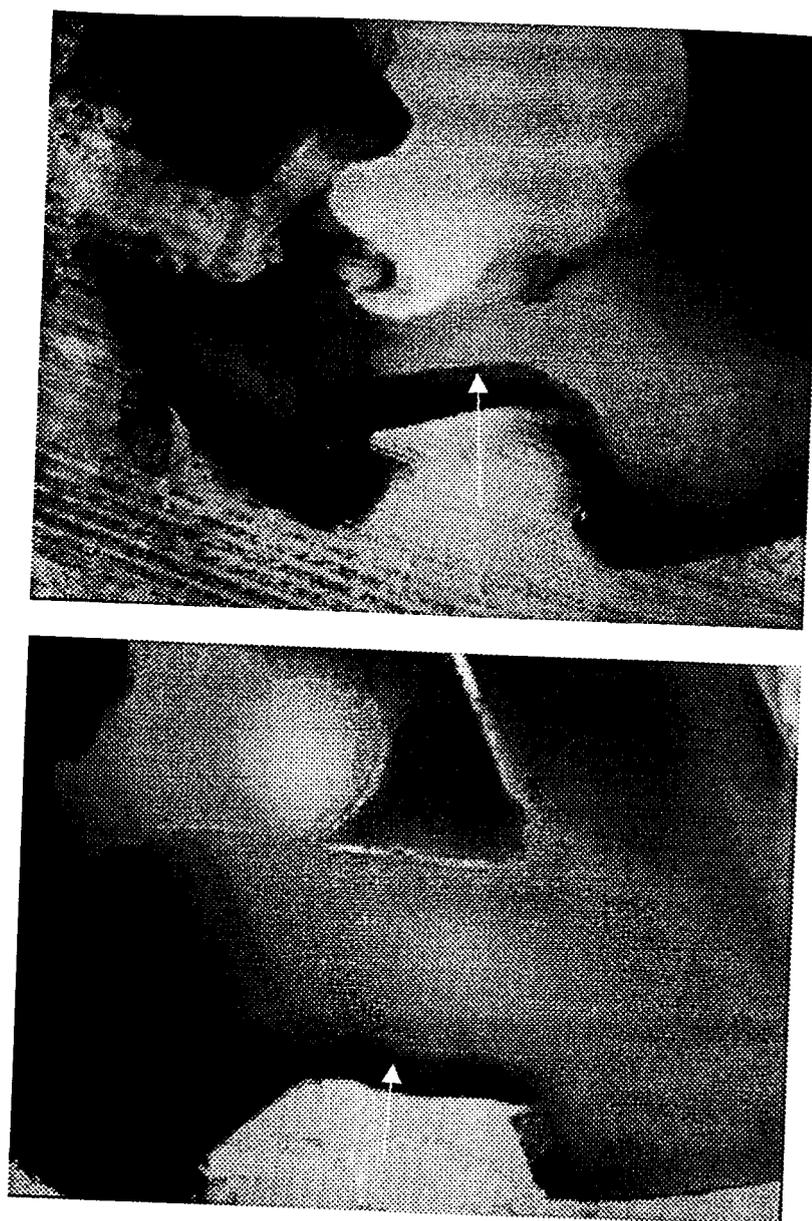


Corte transversal mostrando duas cavidades palatinas. A imagem da direita apresenta uma linha escura externa, que vem a ser a interação do laser de Nd:YAG fotoiniciado pelo carvão mineral.

A comparação com a cavidade da esquerda é possível, podemos reparar novamente a linha interna da cárie aparente, nesta zona infectada não há nenhuma demonstração de interação com a irradiação do laser de Nd:YAG.

Figura 13

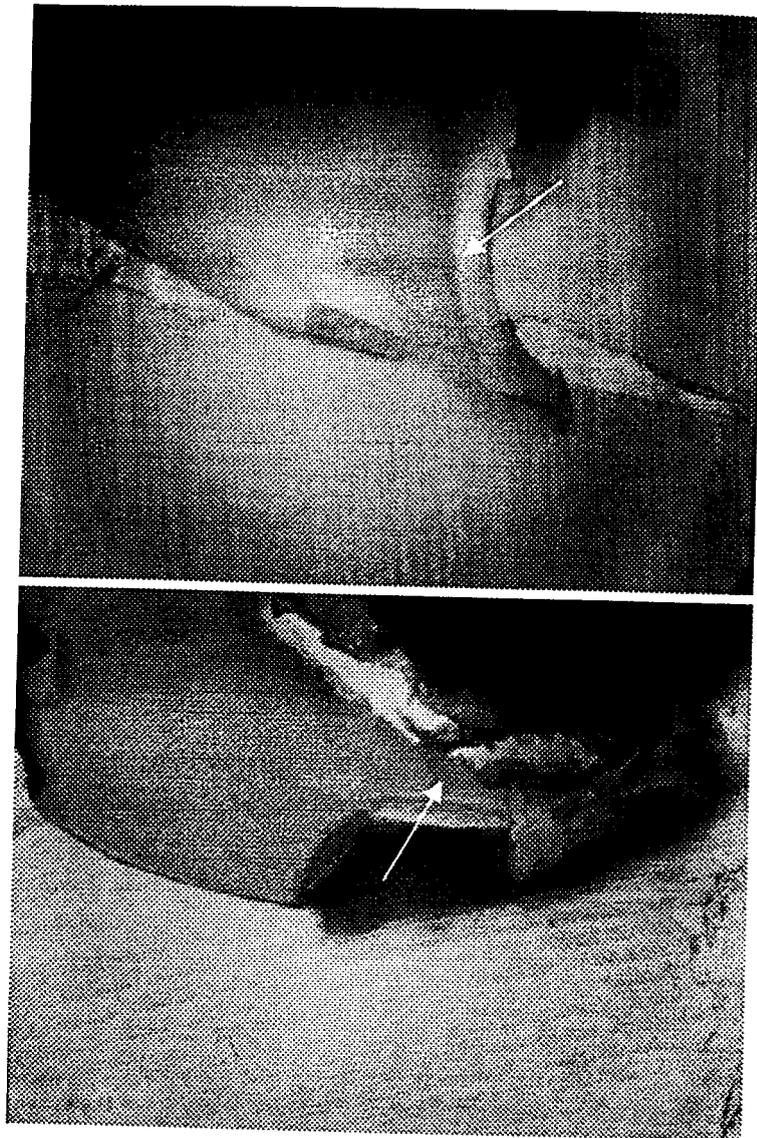
Fotomicroscopia da ação do diamino fluoreto de prata como fotoiniciador para o laser de Nd:YAG.



As cavidades aqui presentes foram tratadas com diamino fluoreto de prata a 12% e depois expostas à irradiação do laser de Nd:YAG. Observamos a penetração medicamentosa da solução cariostática visualizada pelo aspecto escurecido formado na zona infectada da cárie.

Figura 14

Fotomicroscopia da cárie em atividade nos grupos controle



A visualização das características zonais da cárie é possível pelas imagens acima. existe porém uma dificuldade para se definir a zona afetada temos uma linha definida para a zona necrótica e outra para a zona infectada. Podemos destacar nestas cavidades-controle o quão profunda é a atividade cariogênica. obrigando-nos a ficar mais atentos não só para a interação superficial alcançada Pela irradiação laser mas também com a ação desta nos tecidos subjacentes.

Desse modo, todos os parâmetros de observação se limitam ao relevo da superfície. Nas figuras anexas podemos comparar nos aumentos fixados em 1000 X, as diferenças ocasionadas. As imagens obtidas pela microscopia eletrônica de varredura nos proporcionam condição de avaliar a superfície da cavidade na zona necrótica. Na Figura 19, que representa a cavidade com cárie em evolução, esta apresenta inúmeros túbulos dentinários expostos. Na Figura 20, que representa a interação do Nd com o carvão, a 0,6 mJ de energia por pulso, temos uma miscelânea de estruturas, sendo possível observar túbulos abertos no fundo. Na Figura 18 observa-se uma superfície plana, lisa e com túbulos obstruídos. O aspecto liso nos leva a deduzir que houve fusão em toda a região. Houve diferença visível em análise superficial por MEV entre o grupo do carvão e o do cariostático.

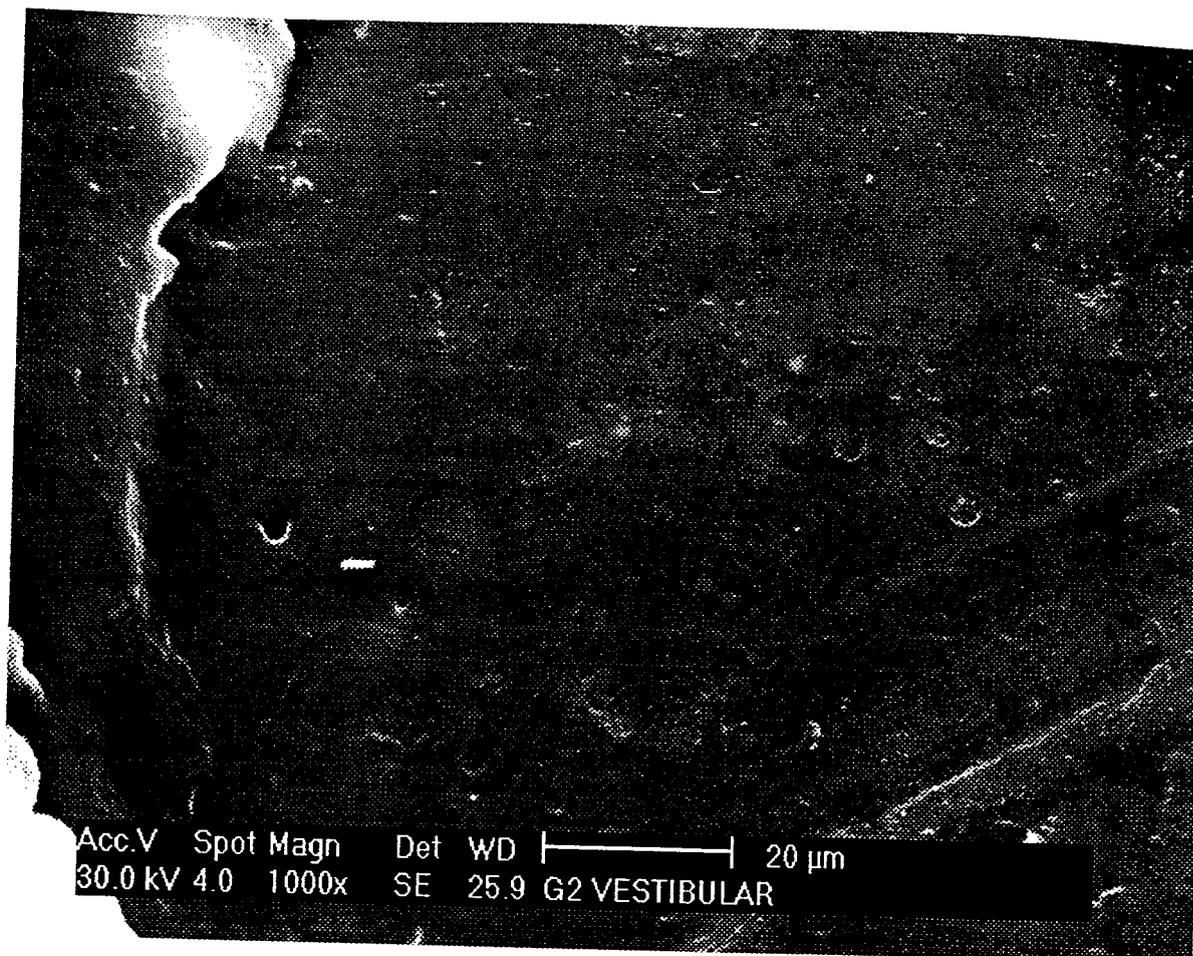
Nos espécimes irradiados verificamos macroscopicamente que o cariostático agiu como um bom iniciador para o Nd:YAG, transformando a área irradiada em uma superfície vitrificada. Houve interação laser-tecido que foi alcançada com baixos valores de energia por pulso.

Com as cavidades nas quais o carvão mineral foi o fotoiniciador, ao se irradiar foi observada além de uma boa interação tecidual, uma superfície dentinária brilhante porém de aspecto superficial acinzentado com manchas intrínsecas.

A tabela apresenta a interação da irradiação do laser de Nd:YAG com as zonas adjacentes à dentina cariada, observa-se que a coluna na qual a cárie está sem o fotoiniciador a interação do laser não ocorre, no entanto, podemos reparar que

Figura 15

Imagem por MEV em 1000x da zona necrótica após interação com o laser de Nd:YAG usando o diamino fluoreto de prata como cromóforo.

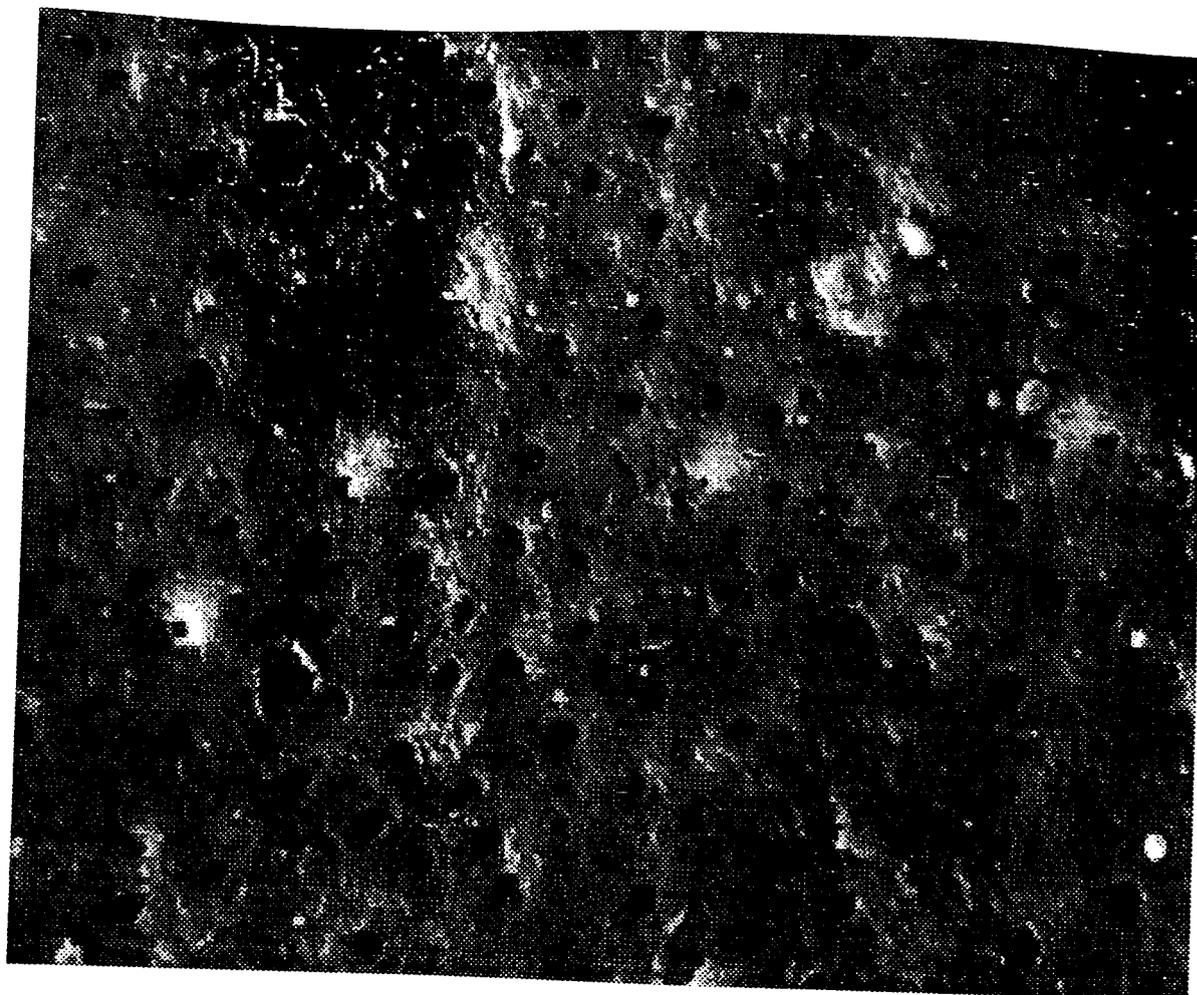


O resultado obtido por esta imagem demonstra o bom grau de interação com o laser de Nd:YAG estimulado pelo diamino fluoreto de prata.

A superfície está lisa, no entanto, podemos visualizar alguns túbulos dentinários remanescentes fechados, esta aparência qualifica o diamino fluoreto de prata como bom iniciador para o laser de Nd:YAG.

Figura 16

Superfície cariada vista pela microscopia eletrônica de varredura com um aumento de 1000x. Cavidade palatina grupo controle.

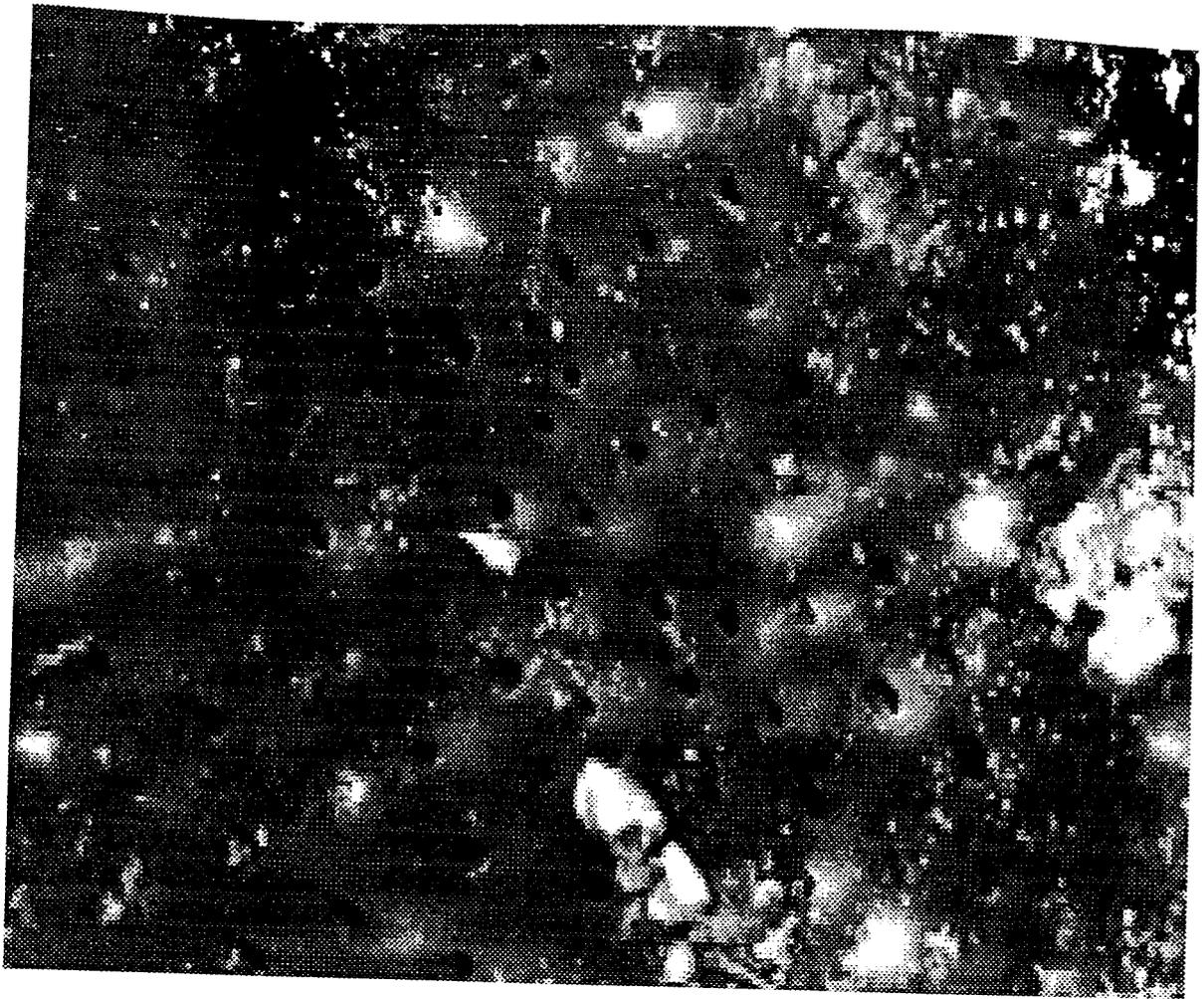


A quantidade de túbulos dentinários expostos e abertos ao meio externo é a característica desta região.

A penetração de fluidos bucais e o acesso à zona infectada ficam facilitados por este processo que ocorre quando a dentina é atacada por microrganismos cariogênicos.

Figura 17

Imagem de microscopia eletrônica de varredura de uma superfície em que o carvão mineral agiu como fotoiniciador para a irradiação do laser de Nd:YAG.

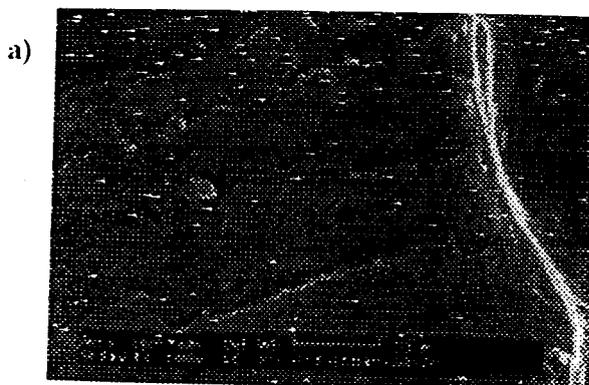


Segundo a imagem acima, a exposição dos túbulos dentinários abertos persiste mesmo após a interação do elemento dentário com o comprimento de onda de 1064 nm.

Comparativamente com a imagem 27, podemos dizer que houve uma pequena redução da luz tubular exposta, no entanto, mais pesquisas devem ser feitas para que mais imagens possam melhor ilustrar esta interação.

FIGURA 18

PAREDE AXIAL VISTA PELO MEV 1000X EM CAVIDADES:
Carvão + Nd:YAG (a), Cariada (b), Diamino fluoreto de prata + Nd:YAG (c)



A estrutura acima mostra uma fusão do tecido dentário cariado, quando este é atacado pelo laser de Nd:YAG com o carvão como cromóforo.



A estrutura dentinária acima apresenta alguns traços tubulares, esta superfície que faz parte do grupo-controle cárie se distingue pouco da imagem a.



Esta imagem permite a visualização da ação do laser de Nd:YAG sobre o tecido cariado; quando a interação é feita pelo cariostático, ela tem o aspecto de uma estrutura dental mais definida, os túbulos estão aparentes, o que nos leva a deduzir que essa ação pode ocorrer também em profundidade além da superfície.

Tabela 3

Resultados obtidos após a interação do laser de Nd:YAG com as cavidades estudadas.

INTERAÇÃO DAS CAVIDADES APÓS A IRRADIAÇÃO DO LASER DE Nd:YAG			
REGIÕES ALCANÇADAS	Cárie	Carvão	Diamino fluoreto de prata
Zona Necrótica	Não	Sim	Sim
Zona infectada	Não	Não	Sim
Zona afetada	Não	Não	Moderadamente

6. DISCUSSÃO

Ao acompanharmos uma série de autores desenvolver pesquisas com o laser para a eliminação da cárie, não são poucas as curiosidades suscitadas: como será o comportamento das regiões subjacentes à irradiação? Como é a propagação do calor? Os tecidos circunvizinhos terão estrutura suficiente para suportar os ataques exercidos pós-tratamento? Visando responder a algumas perguntas, a nossa pesquisa tomou como base o tratamento de uma cárie, que é conhecida em odontopediatria como cárie de mamadeira. Ela é um dos melhores exemplos de sucessão bacteriana² dentro da comunidade da placa, levando à desmineralização precoce do esmalte. O impacto dos ambientes ácidos na microbiota da placa e no desenvolvimento de lesões brancas incipientes é melhor visualizado nessa doença. As crianças que são costumeiramente amamentadas com mamadeira, particularmente as que contêm suco de frutas ácidas ou refrigerantes, podem desenvolver essas cáries que são agudas e localizadas. As lesões, que se podem formar em poucos meses, se desenvolvem nas superfícies labiais dos incisivos centrais superiores. A sucessão bacteriana com aumento de *S. mutans* e *lactobacillus* ocorre na maioria das superfícies dos dentes da boca dessas crianças sendo mais pronunciada nas superfícies que desenvolvem desmineralização com lesão branca. Alguns resultados de um estudo sobre cáries de mamadeira, confirmam a desmineralização precoce efetuada pelos *S. mutans* bem como indicaram que os *lactobacillus* colonizam as lesões brancas do esmalte desmineralizado após os *S. mutans*.

A cárie de mamadeira tem como uma das indicações no seu tratamento o uso do cariostático diamino fluoreto de prata, provocando como resultado da intervenção uma coloração marrom-escura no elemento dentário, aspecto esse que inúmeras vezes deixa os pais descontentes em relação ao trabalho realizado pelo dentista. Essa coloração pouco estética é um dos maiores

empecilhos para a aplicação do tratamento⁷³. Ao sugerir esta pesquisa tivemos como uma das intenções reduzir esse aspecto deixado pelo diamino fluoreto de prata, pois com a possibilidade de interação com o comprimento de onda do laser de Nd:YAG, existe a probabilidade de evaporação da solução e com isso a redução da coloração escura, além de aproveitá-lo também pela sua capacidade de cariostase como tratamento coadjuvante.

A abordagem feita durante a discussão acompanha um roteiro no qual uma criança nasce, tem seus dentes atacados pela cárie, tratados pelo diamino fluoreto de prata e novamente tratados pelo Nd:YAG como segue.

A CAVIDADE BUCAL

Ao relatar em seu livro que a cavidade bucal é considerada estéril logo nas primeiras horas após o nascimento da criança, e que somente de 4 a 12 horas após o *Streptococcus alfa-hemolíticos (St. Viridans)* vem a se estabelecer como um dos membros mais importantes da flora bacteriana, assim permanecendo para o restante da vida, Jawets⁷⁴ obteve, como uma das suposições mais freqüentes, que esses microrganismos originavam-se das vias respiratórias da mãe e dos atendentes. Logo em seguida após a esta primeira invasão, acrescentavam-se os *Stafilococcus anaerobius*, os *diplococcus* gram-negativos (neisserias), os difteróides e, ocasionalmente, *Lactobacillus*. Com o irromper dos dentes os espiroquetas anaeróbios e os bacilos fusiformes, bem como alguns víbrios anaeróbios e *Lactobacillus*, se estabeleciam. Espécies de actinomicetos também estavam normalmente presentes no tecido amigdaliano e gengival dos adultos. Esse desenvolvimento de flora elucidada, o alto grau de complexidade envolvido em isolar ou somente responsabilizar alguma bactéria específica pelo desenvolvimento da cárie, visto ser a boca um meio exposto a contaminações constantes e com uma flora rica em bactérias de todos os grupos. Como na presente pesquisa precisamos adotar um

microorganismo mais específico para a confecção de cárie *in vitro*. tivemos de buscar mais sobre o desenvolvimento da microbiota oral e das contaminações microbianas. Dessa maneira, descobrimos inúmeras pesquisas desenvolvidas com esse fim sobretudo entre 1900 e 1922, e podemos citar dentre os autores Howe & Hatch (1917), e Rodrigues & Mc Intosh⁴⁰, pioneiros em admitir que os *Streptococcus* e os *Lactobacillus* eram as espécies acidogênicas mais abundantes na boca e os *Lactobacillus*, os mais acidúricos. Essas duas espécies destacam-se até hoje como precursoras da cárie dentária e estarão sendo apresentadas mais detalhadamente no decorrer deste capítulo, pois, durante a fase piloto do experimento tivemos de compará-las em atuação na dentina para se atingir a confecção da cárie de mamadeira *in vitro*.

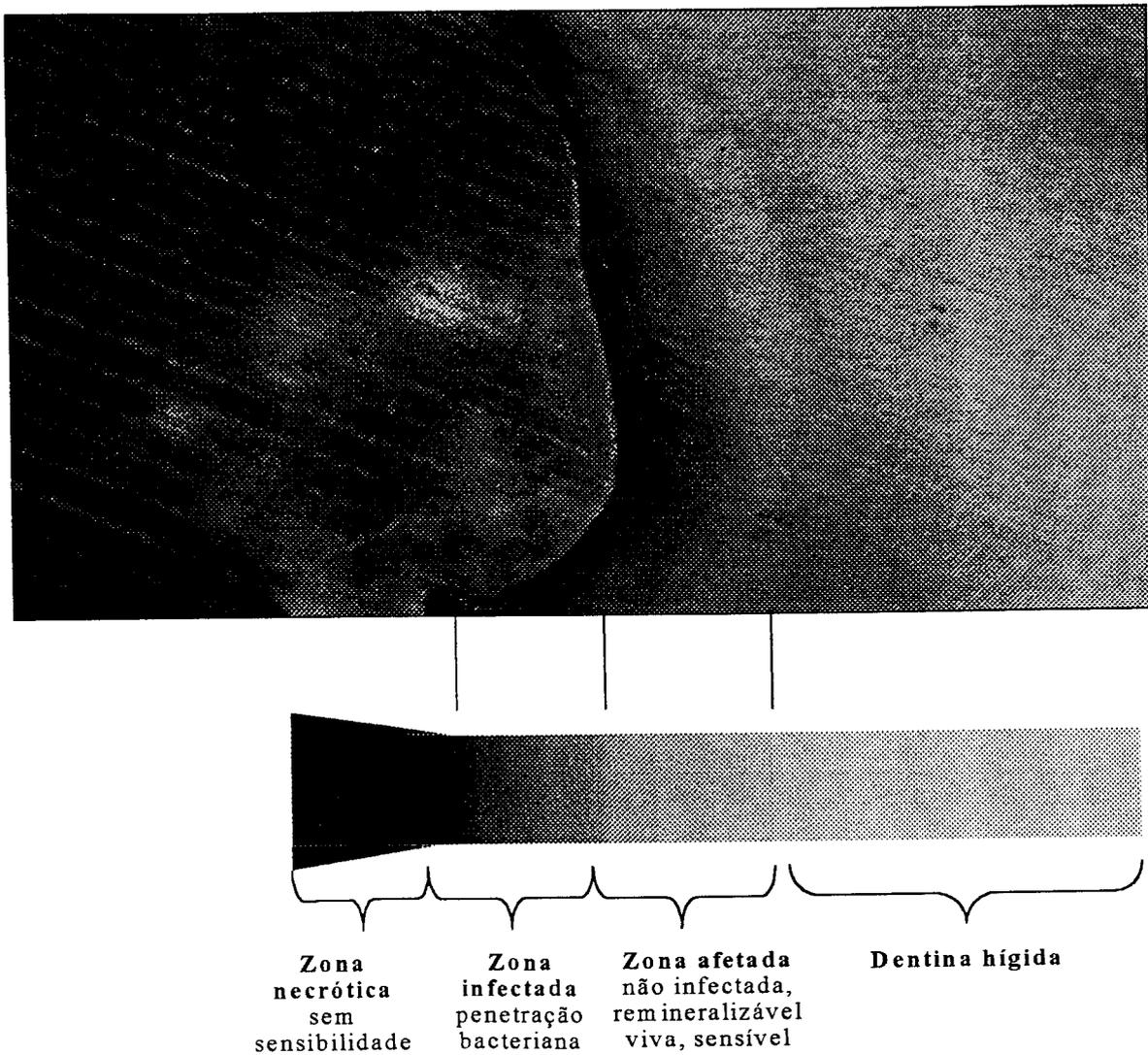
Os achados desta pesquisa mostram que o laser, tanto no grupo carvão como no grupo do diamino fluoreto de prata, interagiu com o tecido dentinário mesmo infectado, levando a alterações superficiais que indicam redução bacteriana.

O ELEMENTO DENTÁRIO

Uma vez que a cárie depende do elemento dentário para a sua formação consideramos oportuno apresentar a sua composição⁷⁵. O dente é um tecido mineral biológico que tem como característica, segundo Trautz⁷⁶, a particularidade da variação do local de instalação das impurezas, que são as responsáveis pela mudança das propriedades da apatita. Essas propriedades individuais de cada elemento vão do aumento da dureza ao da resistência por ataques ácidos. Com os resultados apresentados pela pesquisa atual, alterações na estrutura do elemento dentário foram encontradas, o que nos permite afirmar que a interação do laser de Nd:YAG com a estrutura mineral do dente pode trazer benefícios para elementos cujas propriedades físico-químicas eram deficientes.

Figura 19

As características zonais da cárie¹³ apresentação das diversas zonas de descoloração resultantes das mudanças bioquímicas da dentina colágena devido à desmineralização⁴²



Desenho da relação entre a invasão bacteriana e os fenômenos de mineralização dos túbulos dentinários. A dentina cariada externa tem um aspecto clínico como uma descoloração amarelo-castanha de tecido mole, à medida que o processo continua, o mecanismo de defesa de esclerose tubular continua agindo, explicando o porquê de a porção superficial da zona afetada ter túbulos parcialmente obliterados e ser mais mole do que a dentina hígida.

A composição do esmalte dental humano assim como da dentina apresentam valores calculados por Leicester⁷⁶ (1949), a quantidade de flúor encontrado depende diretamente do teor dessa substância na água ingerida por cada paciente. De acordo com os resultados desta pesquisa observou-se que a mudança morfológica alcançada após a interação do laser de Nd:YAG com a estrutura dentinária altera as propriedades físicas do elemento dentário, pois a camada dentinária que possibilitou interação com o laser de Nd:YAG se tornou mais lisa, brilhante e com menos túbulos dentinários expostos.

Dessa forma não apenas o elemento flúor aparece como item capaz de alterar as propriedades da estrutura dental, temos agora o laser de Nd:YAG surgindo como uma nova ferramenta para atuação nas propriedades da dentina.

A CÁRIE

A cárie é a desintegração dos dentes que se inicia na superfície progredindo para dentro. No início, o esmalte inteiramente acelular é desmineralizado. Esse efeito tem sido atribuído a ácidos da fermentação bacteriana. A decomposição subsequente da dentina e do cemento envolve a digestão da matriz protéica por bactérias. Em 1972 foram descritas⁴² morfológicamente as características zonais da cárie⁴² quando esta atinge a dentina: zona necrótica, zona infectada e zona afetada. Como características desta última, a mais profunda, temos: poucas bactérias acidogênicas, grande sensibilidade no toque e a possibilidade de ser remineralizável. Isso nos dá a possibilidade de restaurar a zona superficial da doença e de impedir a sua progressão, por intermédio de soluções químicas que interrompam a desmineralização da estrutura dental bem como promovam a sua remineralização. A imagem da Figura 19 é uma comparação entre o que ocorre usualmente em uma dentina atacada por microrganismos acidófilos e o

que ocorre no interior do seu túbulo dentinário. Observa-se a coloração amarelo-castanha característica da zona infectada, resultado da desmineralização da dentina colágena. A reação da dentina se dá de forma espontânea com a esclerose tubular ocorrendo em diversas situações e promovendo a obliteração desses túbulos². Com a realização desta pesquisa obtivemos imagens por fotomicroscopia que demonstram a penetração do diamino fluoreto de prata até o fim da zona infectada. Os resultados obtidos são encorajadores em relação à interação do laser de Nd:YAG com a zona necrótica da cárie pois tanto para a interação estimulada pelo carvão mineral como pelo diamino fluoreto de prata houve boa resposta dentinária, e as superfícies analisadas pelo microscópio eletrônico de varredura apresentaram-se lisas e fusionadas. Vale a pena porém ressaltar que a ação promovida pelo cariostático diamino fluoreto de prata é altamente benéfica visto que com a sua penetração, o risco de se tampar uma camada chamada zona infectada não ocorre pois durante o tratamento já houve a sua ação medicamentosa agindo no local⁸. Indicamos pelos resultados alcançados que o uso do laser de Nd:YAG se faça tendo o diamino fluoreto de prata como fotoiniciador.

Desde que Keyes³ descreveu a cárie como uma enfermidade multifatorial e a necessidade dos fatores: substrato, microflora e hospedeiro para iniciar a sua manifestação, a prevenção se voltava para o ataque de um desses fatores para que o tripé fosse destruído e pudéssemos combater a doença. Mas em 1988 Newbrun⁴ adicionou um quarto fator o tempo, modificando o mecanismo da geração da cárie. Aumentou assim o grau de complexidade da doença, dificultando com mais um fator a sua prevenção. O laser de Nd:YAG pode atuar no tratamento da cárie, pois na presente pesquisa os resultados obtidos na interação deste comprimento de onda com o diamino fluoreto de prata como fotoindutor em dentina nos permitem dizer que houve ataque do diamino fluoreto de prata até a zona infectada da cárie e diretamente do laser de Nd:YAG com a zona necrótica. Uma vez que este

acidúrico elevado. Pouco antes da iniciação da cárie, há um aumento de *Lactobacillus* nas placas e nas superfícies do esmalte, e de três a seis meses antes do evento, há um aumento significativo do referido microrganismo na saliva. Outro fator importante é um aumento da ingestão de carboidratos seguido de um aumento de *Lactobacillus* na boca, fato esse que flagra a importância da sacarose como substrato inicial para a produção de ácido^{4,39,74} e razão da observação desses fatores que resolvemos fazer um teste piloto do meio cariogênico utilizado para esta pesquisa, pois por se tratar de dente decíduo e cárie de mamadeira, tínhamos como objetivo a curiosidade de poder provocar cárie em dentina e não em esmalte, assim os elementos poderiam ser previamente perfurados possibilitando a ação direta dos microrganismos na estrutura dentinária. No entanto, os resultados apresentados na presente pesquisa mostraram que a interação do laser de Nd:YAG usando o carvão mineral ou o cariostático diamino fluoreto de prata como fotoiniciador levam ao aumento da resistência dentária numa fase pós-tratamento.

A nossa dúvida quanto ao microrganismo persistia, pois com a descoberta de Newbrun⁴, das moléculas de dextran, estes polissacarídeos responsáveis pela agregação e adesividade de bactérias, a ênfase mudou-se para o *Streptococcus*. O *Mutans* desde então vem sendo considerado o microrganismo mais cariogênico por produzir ácidos extremamente rápidos e bem como moléculas de dextran a partir da sacarose. Com isso ele permite a rápida penetração da placa em tecidos duros lisos, mas, após a acidificação e instalação do processo acidogênico, há uma diminuição de sua contagem.

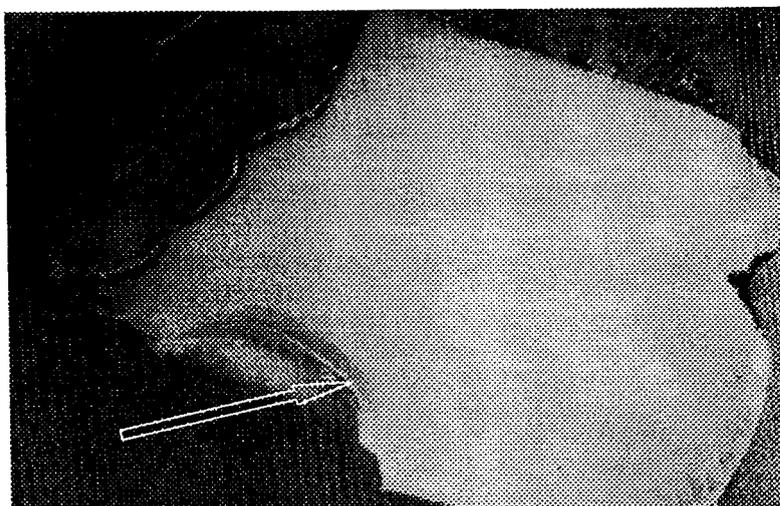
Como a maior parte das pesquisas que adotam cárie *in vitro* usa o *Mutans* como microrganismo, achamos uma pesquisa⁷⁷ que como no nosso caso as amostras também já estariam perfuradas e com o acesso criado para a dentina, fizemos assim mesmo o piloto de forma a termos certeza sobre a escolha do meio cariogênico adotado por este trabalho. Inoculamos em dois tubos de ensaio os *Lactobacillus* e em dois outros os *Mutans* em meio de

Gibbons & Nygaard⁶⁰. Depois de termos imergido as amostras, quatro dentes decíduos previamente perfurados em região cervical por brocas diamantadas, obtivemos, após dez dias em estufa, os resultados das estruturas abaixo que podemos visualizar por microscopia óptica. Observa-se uma zona esbranquiçada mais extensa nos espécimes inoculados pelo *Mutans* supondo uma desmineralização, ou ataque do esmalte, e nos espécimes inoculados por *Lactobacillus*, uma faixa amarela, o que indica a penetração em dentina. Ressalte-se que o mesmo tempo de imersão no meio de Gibbons & Nygaard foi adotado para os dois grupos, o que nos fez concluir que para este experimento o *Lactobacillus* era realmente o mais indicado⁷⁷. Como o objetivo era o de constituir cárie em dentina utilizamos então um meio de cultura de Gibbons & Nygaard porém inoculado por *Lactobacillus*. Os resultados obtidos com esta pesquisa nos permitiram avaliar que os *lactobacillus acidófilus* foram penetrantes em dentina e que a interação do laser de Nd:YAG com a dentina contaminada por esses microrganismos ocorreu tendo como fotoiniciadores o carvão mineral e o diamino fluoreto de prata. Essa interação provocou no grupo do diamino fluoreto de prata uma penetração do cariostático até a zona infectada da cárie, transformando a zona necrótica numa região tratada e resistente, no grupo do carvão mineral obtivemos um aumento da resistência na zona necrótica, entretanto a região subjacente apresentou uma coloração que caracteriza persistência da zona infectada.

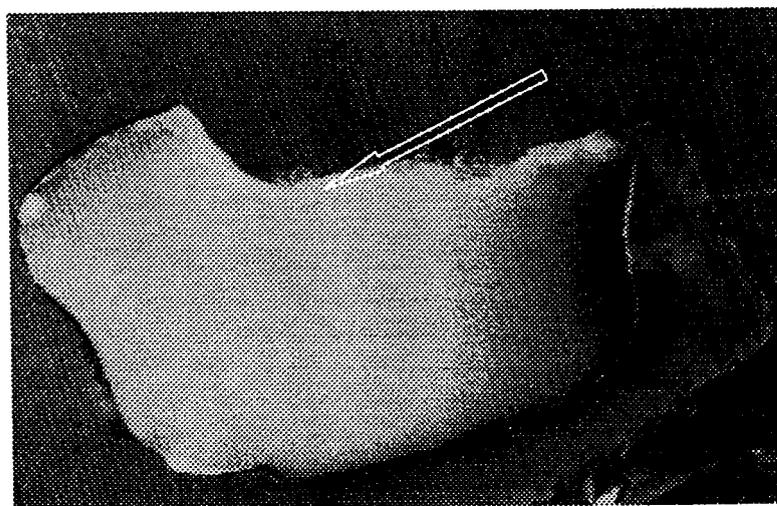
Figura 20

Imagem da ação dos microorganismos *Lactobacillus acidophilus* e *Streptococcus mutans* em dentina de dentes decíduos.

a)



b)



Na imagem a observa-se uma zona amarelada contornando a área cavitada, a ação dos *lactobacillus* sobre a dentina provoca este esclerosamento tubular cujo esta cor é característica⁴² Na imagem b temos uma linha esbranquiçada ao redor da cavidade, a ação desmineralizadora dos *mutans* sobre o esmalte tem como primeira reação visível clinicamente o aparecimento de manchas brancas⁴¹.

Na literatura consultada^{4,5,49,50,52,73}, as pesquisas focalizam a eliminação ou o controle da doença cárie. A metodologia desses controles consiste na utilização de fluoretos, o que é largamente empregado pelos clínicos interessados em seu potencial preventivo e terapêutico. Nos pacientes de pequena idade⁷⁸, quando lesões cavitadas de cárie já ultrapassaram o esmalte dentário e se encontram na dentina, a intervenção convencional se dificulta, havendo a necessidade de o paciente ser trabalhado psicologicamente para aceitar intervenções mais demoradas. Dessa maneira a abordagem feita pela presente pesquisa obteve êxito ao demonstrar que os resultados alcançados constatem a não-necessidade de tratamentos longos para procedimentos mesmo em dentina. O tempo gasto para cada cavidade foi de aproximadamente oito segundos, o que nos permitiu trabalhar numa área de 0,6 cm². A rapidez é um grande benefício, na odontologia.

A cárie de mamadeira foi apresentada⁷³ como uma cárie de grande poder de manifestação clínica e rapidez na sua evolução. É uma cárie com alto grau de dificuldade para o seu tratamento, em virtude da tenra idade dos seus portadores. Os grandes fatores etiológicos para a manifestação da cárie de mamadeira^{44,78,79} são o aleitamento materno, a mamadeira noturna e a conjugação dos dois, na ausência de limpeza/escovação.

Como prevenção a essa patologia, sugeriu-se⁴⁵ que, vários ângulos deveriam ser atingidos, o aconselhamento materno, modificação do aleitamento e o uso diário de flúor. Já para o seu tratamento convencional clínico, indica-se a mudança radical da dieta alimentar, o aconselhamento materno associado à dentisteria dos elementos podendo chegar a extrações seriadas e a colocação de próteses e coroas⁷³. Clínicas especializadas em pacientes de pouca idade adotam diversos critérios para interromper a evolução da doença. Essas clínicas ainda não foram visitadas pela tecnologia laser, mas segundo os resultados obtidos nesta pesquisa, seria de grande valia que a odontopediatria interagisse melhor com essa técnica, pois desde 1999,

quando o FDA⁸⁰ (Foods & Drugs Administration) permitiu que o laser de Nd:YAG fosse utilizado em crianças, observa-se o quanto ainda se pode descobrir e aproveitar desse novo instrumento multidisciplinar que proporciona tantas abordagens ao mesmo tempo.

A mudança da microflora bucal é de suma importância para o sucesso da intervenção⁷⁸. Assim sendo na Bebê-clínica de Londrina, preconiza-se o uso de solução de água oxigenada a 10% diluída em água filtrada para a limpeza da cavidade oral, solução de flúor a 2% em cotonetes sobre os dentes ainda hígidos e condicionamento com cariostático naqueles já cavitados. O índice de carióstase obtido no Serviço de Odontologia para Bebês em Cambé (Paraná) atingiu 62,7% e na Bebê-clínica de Londrina, 84,6%, com esses procedimentos acima descritos⁸¹, o que demonstra que embora o uso do cariostático apresente como principal desvantagem a descoloração dental, ou seja as manchas negras, ele apresenta a vantagem de preservar o dente e assim possibilitar a sua restauração futura.

Pelos resultados apresentados na atual pesquisa houve uma melhora da manifestação escurecida do diamino fluoreto de prata após a sua interação com o laser de Nd:YAG, todavia não é ainda o ideal para os padrões estéticos nacionais. No entanto, ao atuar com a interação do laser de Nd:YAG em dentes decíduos cariados *in vitro* e já tratados pelo diamino fluoreto de prata, houve um grande benefício na chamada zona necrótica da cárie, pois a superfície alcançada tem aspecto liso, e de acordo com as imagens feitas pelo MEV em 1000X podemos comparar as diferenças alcançadas por este tratamento. Quando o projeto de pesquisa foi elaborado, o nosso desafio era conseguir visualizar as modificações na mesma região dentinária do dente, por isso optamos pela avaliação dos túbulos dentinários expostos. As imagens obtidas pela microscopia eletrônica de varredura nos proporcionam a condição de avaliar a superfície da zona necrótica, e por elas podemos demonstrar a diferença da região com a cárie em evolução do grupo controle

negativo e daquela que foi abordada pelo tratamento duplo diamino fluoreto de prata como cromóforo para o laser de Nd:YAG. Ao fazermos essa interação a estrutura dentinária apresentou tão-somente uma superfície lisa, em que círculos fechados são vistos, já na cavidade com cárie em evolução temos a exposição de 13 túbulos, abertos e expostos ao meio bucal. O emprego desse tipo de tratamento *in vitro* promoveu benefícios em diversos aspectos, entre eles: o tempo de tratamento, a qualidade do tratamento e a sua abordagem. Como esse procedimento é realizado em uma única aplicação mostra-se de grande interesse poder prosseguir com experimentos *in vivo*, pois comprovada a sua eficácia teríamos um instrumento para uma promoção de saúde feita no seu aspecto mais global. O seu emprego, promove uma ação que vai da redução bacteriana da microflora bucal, passando pelo tratamento da lesão cariada e prevenindo futuros ataques cariogênicos. Como o diamino fluoreto de prata, já vem sendo empregado na rotina do tratamento de diversos estabelecimentos, após a comprovação da presente pesquisa *in vivo*, a fotoiniciação para a aplicação do laser de Nd:YAG já vem sendo efetuada sob forma de tratamento, o que em caso de sucesso apresentaria grande facilidade para a aplicação da irradiação laser *in vivo*.

Com esses resultados, a possibilidade de adotarmos medidas preventivas e tratamentos alternativos deve ser considerada com maior ênfase, já que com o auxílio do Nd:YAG nós abordamos não só a cavidade, mas fazemos uma fusão tanto no esmalte quanto na dentina, o que proporcionaria *in vivo* um tratamento sem a necessidade de uma restauração futura. A melhor definição de parâmetros para intervenções desse método deve no entanto ser motivo de futuros estudos, para avaliarmos qual será a melhor energia por pulso adotada para os dentes decíduos. Outro fator relevante vem do fato de se poder intervir em crianças que já tenham previamente sido tratadas por métodos tradicionais, sem a necessidade de refazer o tratamento. O procedimento *in vitro* abordado na presente pesquisa consiste numa

complementação das abordagens feitas em tratamento anteriormente e se os resultados *in vivo* forem favoráveis permitirão uma facilidade na aplicação do laser de Nd:YAG.

O chamado diamino fluoreto de prata $\text{Ag}(\text{NH}_3)_2\text{F}$ é um dos produtos que fazem parte das diversas formas de tratamento e prevenção da cárie⁸, tendo sido desenvolvido no Japão, no final dos anos 70. Ele é um produto da combinação do nitrato de prata com o fluoreto de sódio. Esta pesquisa adotou o diamino fluoreto de prata como fotoiniciador porque ele apresenta uma coloração escura após a sua aplicação em cárie, o que é ideal para promover a interação do laser de Nd:YAG com a estrutura dental, além do seu emprego usual em saúde pública apresentando bons resultados cariostáticos.⁸¹ O diamino fluoreto de prata apresenta boa atuação tanto na prevenção de cáries de sulcos e fissuras quanto na ação cariostática, o que não ocorre com outros tipos de fluoretos^{8,7}

Essa dupla ação prevenção e cariostase⁵⁴ deve-se à presença de íons flúor (F^-) e prata (Ag), sendo que o íon fluoreto reage com os componentes minerais do dente para produzir flúor apatita e fluoreto de cálcio, enquanto a prata reage com os componentes orgânicos, formando o proteinato de prata e fosfato de prata. O íon-prata possui a capacidade de coagular proteínas, formando a proteína de prata, exercendo efeito inibitório sobre uma série de enzimas, dentre as quais a colagenase e a tripsina. A reação ocorrida entre o diamino fluoreto de prata e a hidroxiapatita da estrutura dental origina o fluoreto de cálcio e o fosfato de prata, que se combinam com proteínas estruturais do dente e conseqüentemente o reforçam, já que tanto o fluoreto de cálcio quanto o fosfato de prata e a proteína de prata, formados na superfície do dente, são menos solúveis. Por essa razão os íons-prata previnem o progresso da cárie e reduzem a hipersensibilidade dentinária. Além dessas reações, esse fluoreto promove uma ação de inibição bacteriana que ocorre em concentrações a partir de 10 ppm⁵⁵. Essas propriedades nos propiciaram

durante a pesquisa a possibilidade do tratamento superficial da cárie, tornando a cavidade, tratada previamente com o diamino fluoreto de prata, uma camada superficial negra e rígida.

Com isso conclui-se que a ação do diamino fluoreto de prata ocorre tanto pelo aumento da resistência do dente como pela ação bacteriostática da droga.

O fosfato de prata, formado pelo produto da reação, é um cristal amarelo, que se precipita na superfície do dente, sendo fortemente solúvel e facilmente enegrecido pela ação da luz ou de agentes redutores. Isso promove a sua indicação para aplicações em que o conceito estético não é o fator predominante⁷⁸. Como a pesquisa acima descrita não adotou a irradiação laser na sua metodologia, ao interagirmos com os dois para a atual pesquisa, a abordagem das propriedades do diamino fluoreto de prata foi ampliada.

O emprego do diamino fluoreto de prata associado à irradiação laser de Nd:YAG a 0,6 mJ de energia por pulso foi observado, e pelos resultados obtidos constatou-se que houve melhor ação da irradiação laser quando fotoiniciada pelo cariostático diamino fluoreto de prata do que pelo carvão mineral. Esse resultado apresenta o diamino fluoreto de prata como um bom cromóforo para o laser de Nd:YAG, quando aplicado de acordo com a metodologia da presente pesquisa. A união entre esses dois agentes beneficiou o ataque ao elemento dental tanto pela ampliação da ação da irradiação do laser de Nd:YAG como pela ampliação das propriedades do cariostático, levando-o como indicação para o uso em odontopediatria.

Quanto ao uso de agentes terapêuticos empregados para estabilizar processos cariosos, todos visam reforçar a estrutura dental (fluoretos), combater a infecção bacteriana (cariostáticos, fluoretos) e acompanhar o paciente para evitar novas manifestações (higiene e dieta alimentar). Temos esperança de poder trabalhar com o laser como colaborador nessa luta contra a cárie, uma vez que o diamino fluoreto de prata embora escureça o dente

interrompe o ciclo cariogênico, entretanto deixa o elemento dentário necessita de freqüentes administrações daquele. Na utilização do diamino fluoreto de prata em nossa pesquisa, foram necessárias duas aplicações do produto em intervalos de 48 horas deixando os elementos em exposição à luz, obtivemos desse modo espécimes com coloração escurecida e com tratamento cariostático.

Desde 1982, várias pesquisas vêm sendo feitas com o laser de Nd:YAG para a prevenção, pois alguns autores^{10,11} indicaram que o esmalte humano irradiado com laser de Nd:YAG ficou mais resistente à descalcificação pelo ácido do que o controle não irradiado. A vantagem dessa vitrificação do esmalte alcançada com a irradiação do laser de Nd:YAG teve como característica na nossa pesquisa um aumento de espessura da camada vitrificada, contudo, não tendo sido esta a proposta do estudo, a verificação dessa medida permanece como futuro tema para novos projetos.

No entanto, foram os próprios Yamamoto e Sato⁸² (1980) a demonstrar que a superfície lisa do esmalte exposta ao pulso normal do Nd:YAG laser, após a aplicação do diamino fluoreto de prata, aumenta a incorporação de fluor no esmalte e reduz a desmineralização subsuperficial. Com relação ao que foi abordado neste experimento, esta pesquisa ao trabalhar com dentes cariados obteve êxito, pois a permeabilidade da dentina proporcionou uma maior interação do diamino fluoreto de prata, o que aumentou a penetração do laser. A camada subsuperficial pode ser observada e constatou-se um tecido subjacente à cárie com supostas características de dentina vitrificada, pois seus túbulos não estavam mais expostos (MEV 500X Nd:YAG, 0,6 mJ de energia por pulso).

A nossa preocupação, no entanto, quanto ao calor que estava sendo transmitido para cada cavidade e àquele absorvido por ela sempre foi motivo de controle. Para isso adotamos durante o experimento uma técnica de aplicação linear e constante, de modo que sobre um mesmo ponto incidisse

apenas um pulso laser, evitando desse modo possível aquecimento dentinário. Cabe no entanto salientar que a maioria das pesquisas feitas em prevenção foi em dentes permanentes, e a energia por pulso mais baixa encontrada foi a de 0,6 mJ e a máxima de 1 J⁷⁰, gostaria de poder prosseguir com parâmetros mais precisos na execução da pesquisa *in vivo*, pois em se tratar de dentes decíduos temos uma espessura de esmalte bem inferior assim como uma dentina diferenciada. Existe uma forte necessidade de experimentos anteriormente às aplicações *in vivo* para não haver riscos de se provocar o dissecamento em dentina..

Em 1981, quando Tagomori e Morioka¹⁷ combinaram os efeitos do Nd:YAG em pulso normal com o flúor na resistência ao ácido do esmalte dental. Os autores encontraram uma redução na desmineralização subsuperficial e uma incorporação de grandes quantidades de flúor no esmalte após exposição ao pulso normal do Nd:YAG laser após tratamento com diamino fluoreto de prata. Ao obter esses resultados chegaram à conclusão de que a ação do laser de Nd:YAG é tão rápida e a interação com a estrutura dental tão superficial que o risco de se formar uma “tampa” na lesão cariiosa era possível. Eles salientaram por isso a necessidade de realização de estudos utilizando amostras de lesões artificiais de cárie com a mesma metodologia. Após a análise da metodologia empregada, já que a nossa pesquisa foi feita em dentes decíduos, consideramos de interesse modificar a energia por pulso empregada para dar prosseguimento ao experimento. Como nosso campo de atuação foi em dentina cariada, programamos fazer os cortes longitudinais para melhor visualizar as camadas subjacentes à cárie e tivemos oportunidade de visualizar até que zona da cárie se fez a interação com a irradiação laser. Observou-se que ao interagir com o carvão mineral como fotoiniciador, só houve interação na zona necrótica da cárie, enquanto com o cariostático tivemos até a zona infectada colorida pelos cristais de prata e a camada da zona necrótica totalmente fusionada. Dessa forma foi demonstrado que o uso

do laser de Nd:YAG com o cariostático diamino fluoreto de prata pode ser benéfico pois interage mais em profundidade do que quando foto iniciado pelo carvão mineral.

Em 1985, resultados satisfatórios foram obtidos com o uso do laser de Nd:YAG pulsado para remoção de cáries incipientes⁶⁰. Observou-se uma remoção efetiva de *debris* e a remoção de manchas das lesões de cáries incipientes em fóssulas e fissuras. Temos aqui o laser agindo de forma bactericida e também remineralizadora propiciando uma ação conjunta durante a interação com a matéria. O mesmo resultado pode ser visualizado pela presente pesquisa, propiciando o seu uso *in vitro* em dentina de dentes decíduos sem a necessidade de remoção prévia de tecido amolecido, há remoção de tecido da zona necrótica da cárie, sem toque instrumental

Em 1986 estudos foram elaborados⁶² sobre os efeitos bactericidas do laser de Nd:YAG *in vitro* e concluiu-se que baixas densidades de energia poderiam matar bactérias *in vitro*, bem como a *P. aeruginosa* foi a bactéria mais sensível ao laser de Nd:YAG. Provavelmente por ela produzir um pigmento azul influenciando assim na cromofilia do laser em 1.064 nm, tivemos na presente pesquisa a oportunidade de transformar os *lactobacillus* em microrganismos corados pelo diamino fluoreto de prata e com isso, além de alcançá-los pela ação medicamentosa deste, eles foram atingidos pela ação da irradiação laser. Seria de grande interesse que estudos *in vitro* fossem feitos seguindo a metodologia de Schultz para se avaliar somente de forma microbiológica a capacidade de interação alcançada por este estudo, uma vez que os efeitos bactericidas já foram relatados tanto pela ação do laser de Nd:YAG⁵⁴ quanto pela ação do diamino fluoreto de prata^{55,56}.

Mediante seus estudos Rizoju e cols⁶⁴ (1992), concluem que o laser irradiado no esmalte causa mudanças na morfologia de sua superfície apresentando grande resistência ao ataque ácido e aumento da dureza do esmalte. Foi dessa forma alcançada uma grande vantagem sobre os fluoretos e selantes, pois com

a aplicação laser não há necessidade de inúmeras intervenções para que a estrutura dental se mantenha resistente. Segundo os resultados obtidos na presente pesquisa, avaliamos que as mudanças alcançadas em uma só sessão com a irradiação do laser de Nd:YAG, indicavam que as superfícies cariadas na dentina transformaram-se em superfícies vitrificadas e com túbulos fechados.

Foi também em 1992 que White⁶⁷, relatou um aumento mínimo de temperatura pulpar durante a remoção da cárie em esmalte, com laser de Nd:YAG. Esse aumento de temperatura provocado pelo laser é suficiente para remover tecido orgânico e fusionar a superfície inorgânica do esmalte e da dentina. Sem o risco de lesão pulpar e os parâmetros de energia começando a se estabelecer os procedimentos atingem sucesso e benefício para o paciente. Assim, ao interagirmos com dentes decíduos o estudo foi feito com uma baixa quantidade de energia por pulso, permitindo para futuros estudos a sua aplicação *in vivo*. De igual forma quando da aplicação do laser de Nd:YAG na presente pesquisa os padrões adotados foram os estudados por Rizoiiu⁶⁵, o que nos permitiu trabalhar sem prováveis riscos de aquecimento pulpar, o procedimento tendo sido efetuado em um tempo bem inferior a dois minutos.

A formação do pirofosfato no esmalte irradiado pelo laser deve ter um efeito substancial, reduzindo a taxa de solubilidade do esmalte⁸³. Essa manifestação clínica do esmalte é mais observada quando a energia por pulso empregada está acima da utilizada na presente pesquisa. O resultado visualizado nos demonstra que há uma alteração da morfologia dentinária, contudo não houve nenhuma zona rachada ou trincada. Assim mesmo houve condição, como já visto anteriormente por diversos autores^{57, 67, 69} de afirmar que a diferença morfológica encontrada na presente pesquisa beneficia a dentina, pois ela fica mais endurecida e sem túbulos expostos.

A demonstração⁷⁰ de que a irradiação de esmalte são inibe a formação subsequente de cáries está diretamente relacionada com a menor quantidade

de desmineralização encontrada nos espécimes irradiados pelo laser de Nd:YAG. Na presente pesquisa obtivemos resultados que poderiam ainda servir para demais pesquisas, pois houve a presença de túbulos expostos nas cavidades cariadas e fechados naquelas em que houve interação com o laser. Podemos propor que estudos sejam feitos dando continuidade ao tratamento abordado e recolocando os espécimes em meio cariogênico com *Streptococcus mutans* para que se avalie o poder de resistência das antigas zonas cariadas a novos ataques ácidos em dentina pós-irradiada pelo laser de Nd:YAG induzido, seja pelo carvão mineral ou pelo diamino fluoreto de prata, ambas cavidades sem restauração.

Mudanças morfológicas na superfície do esmalte foram verificadas quando este foi irradiado com o laser de Ho:YLF. Resultados diferentes dos obtidos com lasers de CO₂ e Nd:YAG foram relatados⁷⁰. Estudos adicionais dessas pesquisas podem ser complementados com os resultados obtidos na presente pesquisa visto as mudanças morfológicas que atingiram a camada de dentina terem características benéficas para o elemento dentário.

Em 2000, foi demonstrado¹⁶ por análise micrográfica que há uma boa interação do corante de solução de carvão com o laser de Nd:YAG, e este apresenta, no esmalte, zonas de fusão e ressolidificação. Ele se tornou mais indicado que os demais corantes até então usados. Baseamo-nos nesses resultados para adotarmos o mesmo corante na cavidade palatina dos espécimes. Com o estudo comparativo feito nesta pesquisa foi introduzida uma nova opção para interação laser de Nd:YAG com a cárie em dentina.

De acordo com os resultados favoráveis alcançados nesta pesquisa, entre a ação do laser de Nd:YAG e a estrutura dental, podemos citar o diamino fluoreto de prata como agente fotoiniciador. O seu potencial de associação a soluções cariostáticas e bactericidas é uma arma contra a doença cárie *in vitro*, como também o único agente terapêutico capaz de atingir a manifestação clínica de forma multifatorial em uma só intervenção. Por essas

razões será interessante avaliar a sua aplicação na odontopediatria, caso seja comprovada a eficiência da sua associação com o laser de Nd:YAG *in vivo*.

É surpreendente a escassez de trabalhos efetuados com dentes decíduos, seja por falta de parâmetros, ou por motivos não evidentes. Assim sendo é de grande importância que outras pesquisas se façam com maior número de amostragens, bem como estudos visando somente à determinação de parâmetros a serem empregados, para que protocolos sejam feitos e a odontopediatria se faça mais presente no tratamento a laser.

CONSIDERAÇÕES SOBRE A FIBRA ÓPTICA

Nos trabalhos consultados³⁰, em nenhum momento fala-se da importância da clivagem da fibra óptica para que a melhor entrega de feixe seja alcançada. A falta de abordagem desse assunto permite colocar esse procedimento como um elemento fundamental para que se atinja o grau de otimização do tratamento e que a perfeita interação entre o laser e a matéria seja alcançada. A esterelização da fibra é um critério de extrema importância, quando esta não for efetuada pode transformar a capa em responsável por uma série de contaminações cruzadas.

Seria bastante oportuno que estudos das variantes sobre as fibras ópticas relacionadas diretamente com o laser de Nd:YAG pudessem ser feitos com mais detalhes, pois esclarecimentos sobre manuseio e clivagem são isolados na literatura.

DIFICULDADES

Durante os procedimentos habituais dos métodos da pesquisa, momentos de dificuldades podem ser relatados, como os da laminação dentária, a aplicação do laser na cavidade com o carvão e a fotomicroscopia. Os principais motivos foram pelo tamanho reduzido dos espécimes, visto

tratar-se de dentes decíduos a rizólise já havia sido efetuada o que dificultava demasiado a manipulação. A espessura das lâminas para a fotomicroscopia foi a principal causa de repetição, seu foco era alterado e imagens distorcidas apareciam.

7. CONCLUSÕES

Em vista dos resultados obtidos nesta pesquisa, podemos concluir:

- 1 - O diamino fluoreto de prata a 12% atua como um eficiente fotoiniciador do laser de Nd:YAG proporcionando sua absorção pelo tecido dentinário levando à fusão e ressolidificação do tecido irradiado.
- 2 - O diamino fluoreto de prata a 12% apresenta vantagens em relação ao carvão mineral quando empregada a radiação de laser de Nd:YAG em dentes decíduos cariados *in vitro* pois, além de ser fotoabsorvedor o diamino fluoreto de prata a 12% apresenta características cariostáticas que comparadas ao grupo controle negativo atuam em profundidade atingindo a zona infectada, sendo que o grupo carvão só alcança a zona necrótica.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS⁸⁴

1 MAILLET H., *Laser: princípios e técnicas de aplicação*. Trad. Maria Ermantina G.G. Pereira; Rosemary C. Abílio. São Paulo: Manole, 1, 1987.

2 THYLSTRUP A, FEJERSKOV O, *Cariologia Clínica*, Santos Editora Ltda. 3^a Edição, 2001.

3 KEYES P.H., *Medidas presentes y futuras para controlar la cárie dentária*. Washington: Org. Pan. de la Salud, seccion de Odont, 24, 1972.

4 NEWBRUN, E. *Cariologia*. São Paulo : Santos, p 326. 1988

5 BIBBY, B.G., *A new approach to caries prophylaxis*, Tufts Dent. Outlook 15:48, 1942.

6 WALTER, L.R.F. *et al*; *Cárie em crianças de 0 a 30 meses de idade e sua relação com hábitos alimentares*. Encicl. Bras. Odontol.; 5(1), 129 – 36, 1987

7 NISHINO, M. ; MASSLER, M. *Imunization of caries : susceptible pits and fissures with a diammine silver fluoride solution*. J. Pedod , v. 2, p. 16 – 25, 1977.

8 YAMAGA, R. *et al*; *Diammine silver fluoride and its clinical application*. J Osaka Univ dent Sch; 12:1-20, Sep. 1972.

9 MORIWAKI Y, SHIMIZU A, NONOMURA E, SOBUE S, TSUTSUMI S, *X-ray microbeam diffraction studies on the effect of diamine silver fluoride*. Shika Rikogaku Zasshi 15 (32):142-8. May 1974.

10 YAMAMOTO H,SATO K, *Prevention of dental caries by acousto-optically Q-switched Nd:YAG laser radiation*. J Dent Res;59(2):137, Feb 1980

11 TOOYA Y; *Acousto-optically Q-switched Nd:YAG laser effect on resistance of human deciduous enamel to demineralization in vitro and in vivo*. Jpn J Oral Biol; 24:442-452. 1982.

12 PELINO J.E., *Estudo in vitro do laser de ND: YAG sobre o esmalte dental humano: análise por microscopia óptica e microscopia eletrônica de varredura*. São José dos Campos, Dissertação (Mestrado) Universidade Estadual Paulista. 1998

13 FUSAYAMA, TERESHIMA,S., *Differentiation of two Layers of carious Dentin by Staining Bull*, Tokyo Med Dent Univ;19:83. 1972

14 MORIOKA T, MORITA E, SUZUKI K., *Nd:YAG increment of acid-resistance of dental enamel with the irradiation of various types of laser beam*. J. Jpn Soc. Laser Med. 3: 613-18,1980.

15 GROTH EB, EDUARDO CP, TANJI EY, ZECELL DM, MATSON, *The pre-treatment of enamel surface in-vitro with Er:YAG laser for bonding composit resin*. 5th Int. Cong. Soc. Laser in dentistry 1996:53-57.

16 BOARI H., *Avaliação clínica da eficiência do laser de Nd:YAG associado ao flúor fosfato acidulado na prevenção de cáries de sulcos e fissuras de crianças e adolescentes*. São Paulo; dissertação de mestrado Instituto de Pesquisa da Energia Nuclear. 2000.

17. MORIOKA T., TAGOMORI S., TSUTSUMI H., *Increase in acid resistance of enamel by using a normal pulsed Nd:YAG laser*, Fukuoka Acta Medica; 76:49-53. 1985

18 GORDON, J.P., ZEIGER, H.J., TOWNES, C.H. *The maser: new type of microwave amplifier, frequency standard, and spectrometer*. Phys Rev, 99:4 1264-74, Aug 1955

19 SCHWLOW A, TOWNES C, *Infrared and Optical Maser*. Phys. Rev 112(6)1940-49 Dec 1958

20 CHU, CHIG-WU, *Laser*, CD room, Microsoft Encarta Encyclopedia 1999

21 MAIMAN T, *Stimulated optical radiation in rubi*. Nature 187(4736):493-4 Aug 1960

22 STERN, RH, SOGNAES, RF GOODMAN, F., *Laser effect on in vitro enamel permeability and solubility*. J. Am. Dent. Assoc.; 73 (4): 838-43, Oct. 1966.

23 GOLDMAN, L., *et al. Effect of laser on dental caries*. Nature; 203 (4943) 417, Jul 1964.

24 PINERO, J., *Nd:YAG assisted periodontal curettage to prevent bacteremia before cardiovascular surgery*. Dentistry today Mar.;17.1998.

25 MATSUOKA E, *et al.*, *Studies on the removal of debris near the apical seats by Er:YAG laser and assessment with a fiberscope*. J Clin Laser Med Surg 1998Oct; 16(5):255-61.

26 BASSI G, *et al.*, *The Nd:YAG laser in caries removal*. Br Dent J. 8;177(7):248-50. Oct 1994

27 EDUARDO CP, CECCHINI S, CECCHINI R, ZEZZEL D, *Benefícios do laser em dentística*. J Grupo Bras Prof Dent,4:4-5 jul 1995

28 VIEIRA Jr. N., *Lasers em odontologia*. São Paulo : Apostila;. (Curso de mestrado profissionalizante laser em odontologia). p64,1999

29 CECCHINI S., *Estudo in vitro das aplicações do laser de Hólmio: YLF em esmalte e dentina, visando a realização da cirurgia de acesso endodôntico e preparo cavitário*. São Paulo; Dissertação (Mestrado) Instituto de Pesquisa de Energia Nuclear.1995.

30 WETTER N., *Fibras ópticas*. São Paulo; Apostila (Curso de mestrado profissionalizante de laser em odontologia). FOU SP-IPEN 1999.

31 MALDONADO E, RIBEIRO M, ZEZZEL D, *Interação da luz com os tecidos biológicos*. Apostila (Curso mestrado prof laser em odontologia) IPEN-FOUSP 1999.

32 KARU, T., *Photobiology of low-power laser effects*. Health Phys, 1989; v.56, n.5, 691-704.

33 NIEMZ M., *Laser Tissue Interactions*. New York: Springer; 1995; 3:45-80.

34 MALDONADO E., *Interação da luz laser com tecido biológico*. Apostila (Curso mestrado prof. laser em odontologia) São Paulo: 1999;.

35 GEUSIC J, MARCOS M, VAN UITERT L, *Laser Oscillations in Nd-doped Yttrium Aluminium Garnet*. Appl. Phys Lett; 4, 182. 1964

36 MORIOKA T, *Present laser studies with future prospects*. International Congress on Laser in dentistry, Proceedings 15-19 Salt-Lake City 1992

37 KIMURA Y, et al., *Effects of nanosecond pulsed Nd:YAG laser irradiation on dentin resistance to artificial caries like lesions*. Laser Surg Med.; 20(1):15-21. 1997

38 EGGLESTON T, KANE J, UNTERNAHRER, BYER; *Slab-geometry Nd: glass Laser Performance Studies*. Optics Lett 7, 405, 1972.

39 TANZER G, *Willoughby Dayton Miller (1853-1907)*, Zahnartz 28(5):375-6 May 1984, German

40 LIZARELLI RF, *Dissertação Mestrado*. Instituto de Física Universidade de São Carlos-2000

41 KOLMAKOW, S. et al; *Determining the caries risk child. Part II : assessment of initial caries on the permanent dentition of children.* J.Pedod, v.9 , p. 67-76, 1984.

42 OGAWA K, YAMASHITA Y, ISCHIJO T, FUSAYAMA T., *The Ultrastructure and Hardness of the transparent layer of human carious dentin.* J Dent Res 1983; 62: 7-10.

43 GALAN JR, NAMEN F, MEDEIROS U, MACHADO W, SÉRGIO P, MARTINS A, SALGADO L; *Dentística Restauradora o Essencial para o Clínico.* Livr Santos Edit Ltda; 2:7-16, 1998.

44 KIMURA M, UCHIKAMBORI M, SHINAGAWA M, SUMIMOTO K, YOKOMIZO T, YONEMURA H, FUJITA M, *The relationship between carious changes of deciduous teeth and food intake in 2 year-old-children.* Jap J Pedodont, 17(3), 297-303; 1979.

45 BENITEZ C, O'SULLIVAN D, TINANOFF N, *Effect of approach for the treatment of nursing bottle caries.* J Dent Child , 61(1) 46-49; Feb 1994

46 BLACK G, MCKAY F, *Mottled teeth-na endemic developmental imperfection of teeth heretofore unknown in the literature of dentistry.* Dent Cosmos; 58:129-56, 1916

47 DEAN H, *Endemic fluorosis and its relation to dental caries.* Public Health Rep; 53:1443-52, 1938.

48 - CHEYNE, V.D., *Human dental caries and topically applied fluoride. A preliminary report.* J. Am. Dent. Assoc. 29:804, 1942

49 KNUTSON J, ARMSTRONG W, *The effect of topically applied sodium fluoride on dental caries experience.III Report of findings for the third study year.* Public Health Rep; 61:1683, 1946.

50 MUHLER J, BIXLER D , STOOKEY G, *The clinical effectiveness of Stannous hexafluorzirconate as na anticariogenic agent.* JAm Dent Assoc;76(3):558-63, Mar1968.

51 PePAOLA PF, WELLOCK WD, MAITLAND A, BRUDEVOLD F, *The relationship of cariostasis, oral hygiene, and past caries experience in children receiving three sprays annually with acidulated phosphate-fluoride:three years results;* JAm Dent Assoc. 77(1):91-4; Jul 1968.

52 MASSLER M, *Cariologia preventiva.* Organizacion Panamericana de la salud. 11-22,documento HPVDH\39, Washington,1975

53 MURRAY, J.J., WINTER, G.B., HURST, C.P.; *Duraphat fluoride varnish: a two year clinical tral in five year old chidren.* Brit. Dent. J. 143:11-17, 1977

54 SHIMIZU A, KAWAGOE M, *A clinical study of effect of diammine silver fluoride recurrents caries;* JOsaka Univ Dent Sch 16: 103-9, 1976.

55 IGARASHI,S., *Bacteriological study on diamine silver fluoride.*Japn J Pedod 1978;16:1-18.

56 ZHANG C, KIMURA Y, MATSUMOTO K, *The effects of pulsed Nd:YAG laser irradiation with fluoride on root surface.* J of Clinical Laser Med. & Surg. 1996; 14, 399-403

57 YOKOYAMA K, MATSUMOTO K, MURASE J. *Permeability of the root canal wall and occlusion of dentinal tubules by Ag(NH₃)₂F: a comparaison of combined use with pulsed Nd:YAG laser or iontophoresis,* Jof Clinical Laser Med.& Surg; 18(1): 9-14.2000

58 STERN RH, VAHL J, SOGNAES RF., *Laser effect Ultrastructural observation of pulsed carbon dioxid laser effects.* J Dent Res;51:455-60.1972

59 LOBENE R,FINE S, *Interaction of laser radiation with oral hard tissues* .Prosthet Dent;16(3):589-97 Jun 1966.

60 MYERS,T.D., MYERS, W.D., *The use of laser for debilment of incipient caries.* J. Phrosthet. Dent,1985 Jun. 53:776-9.

61 BAHAR A., TAGOMORI S, *The effect of normal Pulsed Nd:YAG Laser Irradiation on Pits and Fissures in Human Teeth.* Caries Res;28:460-67;1994

62 SCHULTZ R, HARVEY G, FERNANDEZ-BEROS M, KRISHNAMURTHY S, RODRIGUEZ J, CABELLO F, *Bactericidal effects of the Nd:YAG laser: in vitro study;* Lasers Surg Med, 6(5):445-8,1986

63 HESS JA, *Subsurface morphologic changes of Nd:YAG laser atached enamel.* Laser Surg. Med;21(2):193-197;1997.

64 ARENS D, LEVY G, RIZOIU I, *A comparaison of dentin permeability after bur and laser apicoectomies*; Compendium 14(10):1290,1292,1294 passim quiz 12 Oct 1993.

65 RIZOIU I. M. *Étude in vitro de l'efficacité des mécanismes de refroidissement durant l'application d'un rayon laser de Nd:YAG sur l'émail*. Revue française d'endodontie; 12(2):37-44 juin 1994

66 ZACH L, COHEN G, *Pulp Response to externally applied heat*. Oral Surg Oral Med Oral Pathol; 19: 515-30, 1965.

67 WHITE JM, *et al*, *Intrapulpal temperatures during pulsed Nd:YAG laser treatment of dentin in vitro*. J. Period;65(3):255-9. Mars 1994

68 KURODA S, FOWLER BO, *Compositional, structural and phase changes in vitro laser-irradiated human tooth enamel*. Calcif. Tissue Int 1984;36:361-69

69 NELSON D.GA, *et al.*, *Effect pulsed laser low-energy infrared laser irradiation on artificial caries like-lesion formation*. Caries Res; 21:411-426. 1987

70 WHITE JM *et al.*, *Identification of the physical modification threshold of dentin induced by Neodymium and Holmium YAG lasers using scanning electron microscopy*. Scanning Microc;7(1):239-45. Mar 1993.

71 GIBBONS R.J., NYGAARD M. *Synthesis of insoluble dextran and its significance in the formation of gelatinous deposits by plaque forming streptococci.* Arch. Oral Biol.; 13 (10) 1249-62, Oct. 1968.

72 NOGUEIRA GE, *Normas e Regulamentos de Segurança no uso de Lasers*; IPEN Apostila (Curso mestrado prof lasers em odontologia) São Paulo-1999

73 GUEDES-PINTO A., *Odontopediatria.* São Paulo: Santos, vol.1;355-377. 1988

74 JAWETZ E.,MELNICK J.,ADELBERG E., *Microbiologia médica.* Rio de Janeiro: Guanabara Koogan,1970; 23:277-279.

75 BRUDEVOLD, *et al.*, *Inorganic and organic components of tooth structure*, ann N.Y. Acad. Sci 85:110-32, 1960.

76 MILES, BRADFORD E, BRUDEVOLD F, EASTOE J, FULMER H, GUSTAFSON A,GUSTAFSON G, EARLING J, LÖE H, ROWLES S, SÖREMARK R, STACK M, TRAUTZ O; *Structural and chemical organization of teeth.* Academic Press N.Y. and London, 2:140-197;1967.

77 NAGAOKA S, LIU H, KAWAGOE M, *Microbial induction of dentinal caries in human teeth in vitro*; J Endod;21(11):546-51, Nov 1995.

78 WALTER L.,FERELLE A., ISSAO M., *Odontologia para o bebê.* Londrina: Artes médicas; 78 – 120.1996

79 KIMURA, M. *et al*; *The relationship between carious change of deciduous teeth and food intake in 2 year-old-children*. Jap J Pedodont , v.17, n.3, p.297 – 303, 1979

80 SULEWSKI J, COLUZZI D, GOLDSTEIN A, *Happy Anniversary*, Laser Dentistry, Ac.of Laser Dentistry ;8 : 5-11 Oct 2000

81 GARBELINI M, CEZARIO D, JANENE C, NAKAGAWA M, WALTER L, *Avaliação do Programa de Odontologia para Bebês no Município de Cambé*. Saúde em debate;32:75-77,Londrina, Jun 1991

82 YAMAMOTO H, SATO K *Prevention of dental caries by Nd:YAG laser irradiation*. J Dent Res; 59:2171-77.1980.

83 FOWLER BO, KURODA S., *Changes in heated and in laser-irradiated human tooth enamel and their probable effects on solubility*. Calcif. Tissue Int 1986;38:197-208.

84 SUGAI, M; IGAMI, M.P.Z.; *Guia para elaboração de técnico-científicas*. São Paulo: IPEN, 1995. Apostila elaborada de forma resumida para orientação do Mestrado

85 FREIRE JR.,CARVALHO R., *O Universo dos Quanta*, Editora FTD S.A..1997 São Paulo.

As técnicas mais recentes datam da década de 1960. A partir dos estudos de Wellock e Brudevold⁵¹, obteve-se a acidificação do meio. A solução de flúor-fosfato acidulado é composta por 1,23% de íon flúor (fluoreto de sódio), com ácido ortofosfórico a 0,1 M, o que confere um pH em torno de 3,2 a 4,5.

Para melhorar o poder de adesão os géis fluoretados começaram a ser desenvolvidos e utilizados até o dia de hoje com técnicas mais simples de aplicação⁴³

Na seqüência da evolução dos métodos tópicos, procurou-se aperfeiçoar o veículo que contem o fluoreto, para permitir maior adesão e tempo de contato com a superfície do esmalte dental. Os vernizes fluoretados⁵³ começaram a ser comercializados na Europa nos anos 70, mesmo tendo uma alta concentração de flúor são seguramente empregados. Apesar de serem internacionalmente aceitos ainda não se constituíram como método mais utilizado no Brasil. É, no entanto, o método de aplicação mais simples que se tem hoje para o flúor tópico. No Japão, no final dos anos 70 um produto da combinação do nitrato de prata com o fluoreto de sódio, chamado de diamino fluoreto de prata, $\text{Ag}(\text{NH}_3)_2\text{F}$, permitiu a possibilidade de interromper a doença cárie quando esta já estava na sua fase de cavitação. Tanto Yamaga⁸ e cols. (1972) como Nishino⁷, Massler⁵² informaram que o diamino fluoreto de prata apresenta boa atuação tanto na prevenção de cáries de sulcos e fissuras, como também possui ação cariostática, o que não ocorre com outros tipos de fluoretos. Susuki e Okubo⁵³ demonstraram que o diamino fluoreto de prata infiltra na matéria orgânica do tecido dentário duro ou em cáries de dentina, onde os íons prata (Ag) são substituídos por íons cálcio (Ca) e é então formado o fluoreto de cálcio (CaF_2). Microscopicamente os íons-prata previnem o progresso da cárie e reduzem a sensibilidade.

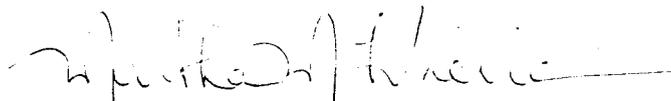
Essa dupla ação prevenção e cariostase, segundo Shimizu, Kawagoe⁵⁴ (1976), deve-se à presença de íons flúor (F^-) e prata (Ag), sendo que o íon



Parecer - Projeto Nº 023/CEP-IPEN/SP

Com base nos pareceres apresentados pelos relatores, o protocolo de pesquisa "Estudo morfológico da ação do laser de Nd:YAG em tecido cariado de dentes decíduos, condicionados com diamino fluoreto de prata a 12%", de responsabilidade da pesquisadora **Andrea de Avilez Calmon Nogueira da Gama**, sob orientação do Professor Doutor Eduardo de Bortoli Groth, foi considerado **APROVADO**.

São Paulo, 8 de março de 2001

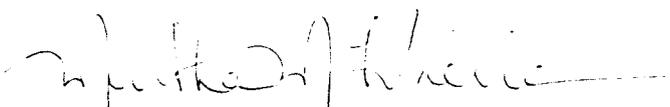

Prof. Dra. Martha Marques Ferreira Vieira
Coordenadora do CEP-IPEN



Parecer - Projeto Nº 023/CEP-IPEN/SP

Com base nos pareceres apresentados pelos relatores, o protocolo de pesquisa "Estudo morfológico da ação do laser de Nd:YAG em tecido cariado de dentes decíduos, condicionados com diamino fluoreto de prata a 12%", de responsabilidade da pesquisadora **Andrea de Avilez Calmon Nogueira da Gama**, sob orientação do Professor Doutor Eduardo de Bortoli Groth, foi considerado **APROVADO**.

São Paulo, 8 de março de 2001


Prof. Dra. Martha Marques Ferreira Vieira
Coordenadora do CEP-IPEN



PARECER nº 112/00

O Grupo de Trabalho indicado pelo Comitê de Ética em Pesquisa, **APROVOU** o protocolo de pesquisa "*Estudo morfológico da ação do laser de Nd: YAG em tecido cariado de dentes decíduos, condicionados com diamino fluoreto de prata a 12%*", de responsabilidade da pesquisadora **Andréa de Avillez - Calmon**, sob orientação do Professor Doutor **Eduardo de Bortoli Groth**.

São Paulo, 31 de outubro de 2000


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



M22295



Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares

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

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

SÃO PAULO - São Paulo

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

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