



BR0645340

INIS-BR-4011



AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE  
DE SÃO PAULO

**ESTUDO *IN VITRO* DO EFEITO DO LASER Nd:YAG E Er:YAG  
SOBRE O ESMALTE DENTAL HUMANO ATRAVÉS DE  
MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA**

**ELEONORA JAEGER VERLANGIERI**

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

Orientador:  
Prof. Dr. Carlos de Paula Eduardo

Co-Orientador:  
Prof. Dr. Henrique Teitelbaum

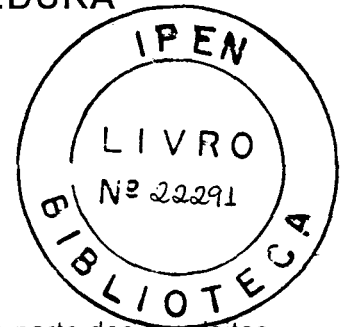
**São Paulo  
2001**



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

ESTUDO *IN VITRO* DO EFEITO DO LASER Nd:YAG E Er:YAG  
SOBRE O ESMALTE DENTAL HUMANO ATRAVÉS DE  
MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA

ELEONORA JAEGER VERLANGIERI



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

Orientador: Dr. Carlos de Paula Eduardo

Co-orientador: Dr. Henrique Teitelbaum

São Paulo  
2001

Dedico este trabalho à memória de minha mãe, Ione, que me ensinou o amor incondicional.

À Maria da Graça, avó de meus filhos, que me fez melhor compreendê-lo.

Ao Waldir, que, com seu carinho e compreensão, convenceu-me que este amor existe no âmbito homem-mulher.

E aos meus filhos, Bianca e Felipe, exercício constante dessa incondicionalidade.

## AGRADECIMENTOS

---

À Prof<sup>a</sup>. Maria Antonieta Lopes, que me fez respeitar, ainda mais, a palavra "mestre", através de sua competência e dedicação.

À mulher Maria Antonieta Lopes, que com sua generosidade e carinho, me fez acreditar, ainda mais, no ser humano.

Ao Prof. Henrique Teitelbaum, pelo apoio, incentivo e introdução à tecnologia laser.

Ao Prof. Carlos Eduardo de Paula, pelo exemplo e entusiasmo contagiante.

Ao Prof. Nilson Vieira Jr. e demais físicos do IPEN, pela organização e empenho ímpar. Me fizeram até compreender o monstro da "física quântica"!

À Prof<sup>a</sup>. Denise Zezzel, a física "fera" em odontologia. Pesquisadora brilhante, mulher belíssima e mãe dedicada do Bruno (a supermulher existe!).

À Prof<sup>a</sup>. Marta Ribeiro e Adriana Matos, pelo empenho na revisão do trabalho e pelas dicas.

À Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, na figura do Diretor da Faculdade de Odontologia, Raphael Loro, pelo apoio na utilização do "Centro de Microscopia Eletrônica".

Ao eterno Mestre, Marcos Túlio de Carvalho, pela confiança e oportunidade de coordenar o Departamento de Laser da ABO-RS.

Aos amigos do "flat", pela camaradagem e boas risadas. Em especial à Roseli pelo socorro na matemática e à Neusa por todo o carinho.

Ao colega Ricardo pela atenção e ajuda com as fotos e o desenvolvimento da tese.

Às secretárias Sandra e Cida, pela disponibilidade e pelo sorriso encorajador.

Ao Gique, gênio da informática, sem o qual este trabalho não seria possível.

Aos meus sócios, Eduardo D'Allmagro e Cláudio Bertella, por me ajudarem a transformar em realidade o sonho de trabalhar com o laser.

## SUMÁRIO

---

<u>LISTA DE ABEVIATURAS</u>	
<u>LISTA DE ABREVIATURAS</u>	
<u>LISTA DE QUADROS</u>	
<u>LISTA DE FIGURAS</u>	
<u>RESUMO</u>	
<u>ABSTRACT</u>	
<u>INTRODUÇÃO</u>	1
COMBATE AO AGENTE MICROBIANO	2
MODIFICAÇÕES NA DIETA	4
AUMENTO DA RESISTÊNCIA	5
ESMALTE	7
<u>REVISÃO DE LITERATURA</u>	10
<u>OBJETIVOS</u>	34
<u>MATERIAIS E MÉTODOS</u>	35
SELEÇÃO E ADEQUAÇÃO DOS DENTES	35
PREPARAÇÃO DA AMOSTRA	36
DIVISÃO DO GRUPO	36
APARELHOS <i>LASERS</i> UTILIZADOS E MÉTODOS DE IRRADIAÇÃO	37
CARACTERÍSTICAS DOS <i>LASERS</i> UTILIZADOS	37

<i>Laser de Nd:YAG</i>	37
<i>Laser de Er:YAG</i>	42
<b>PREPARAÇÃO DAS AMOSTRAS PARA A MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA</b>	<b>43</b>
<b>RESULTADOS</b>	<b>44</b>
<b>DISCUSSÃO</b>	<b>65</b>
<b>CONCLUSÕES</b>	<b>72</b>
<b>FUNDAMENTOS DA FÍSICA DO LASER</b>	<b>74</b>
<b>LUZ</b>	<b>74</b>
<b>ESPECTRO ELETROMAGNÉTICO</b>	<b>76</b>
<b>PROCESSO DE ABSORÇÃO E EMISSÃO</b>	<b>77</b>
<b>LASER</b>	<b>80</b>
MEIO ATIVO	80
BOMBEAMENTO	81
a) Sistema de três níveis:	82
b) Sistema de quatro níveis	82
c) Sistema com transferência ressonante de energia	83
<b>MÉTODOS DE BOMBEAMENTO</b>	<b>83</b>
CAVIDADE RESSONANTE	85
LIMIAR DE OSCILAÇÃO	86
<b>REGIMES DE OPERAÇÃO</b>	<b>86</b>
EMISSÃO CONTÍNUA	86
EMISSÃO PULSADA	87
<b>SISTEMA DE ENTREGAS DE FEIXE</b>	<b>88</b>
LENTES FIXAS E ESPELHOS	88
BRAÇO ARTICULADO	89
GUIAS DE ONDA OCOS	89

FIBRAS ÓPTICAS	90
<b>PROPRIEDADES DA LUZ LASER</b>	<b>91</b>
COERÊNCIA	91
COLIMAÇÃO	93
MONOCROMATICIDADE	93
<b><u>INTERAÇÃO DA LUZ LASER COM OS TECIDOS VIVOS</u></b>	<b><u>95</u></b>
EFEITOS FOTOTÉRMICOS	101
ABLAÇÃO DOS TECIDOS DENTAIS DUROS	102
FOTOPOLIMERIZAÇÃO DE RESINAS	104
FLUORESCÊNCIA INDUZIDA À LASER	105
BIOMODULAÇÃO	106
<b><u>NORMAS DE SEGURANÇA</u></b>	<b><u>108</u></b>
<b>CLASSIFICAÇÃO DOS LASERS SEGUNDO SEU PERIGO</b>	<b>108</b>
CLASSE 1	108
CLASSE 2	108
CLASSE 3A	109
CLASSE 3B	109
CLASSE 4	109
<b><u>PROCEDIMENTOS BÁSICOS DE SEGURANÇA</u></b>	<b><u>110</u></b>
PROTETORES OCULARES	110
MATERIAIS REFLETORES	110
MATERIAIS INFLAMÁVEIS	111
ASPIRAÇÃO DOS PRODUTOS NO AMBIENTE	111
PLACA DE ADVERTÊNCIA	111
<b><u>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS</u></b>	<b><u>112</u></b>

## LISTA DE ABREVIATURAS

---

- °C = graus Celsius  
cm<sup>2</sup> = centímetro quadrado  
CW = onda contínua  
G<sup>+</sup> e G<sup>-</sup> = Gram positivo e negativo  
H.A = hidroxiapatita  
Hz = hertz  
J = joule  
M = molar  
MEV = microscopia eletrônica de varredura  
MD = microscopia óptica  
mm = milímetro  
mW = miliwatt  
n<sup>o</sup> = número  
nm = nanômetro  
Ph = concentração de hidrogênio  
PM = pré-molar  
PPM = partes por milhão  
PPS = pulsos por segundo  
% = por cento  
s = segundo  
x = vezes  
μm = micrometro  
μs = microssegundo  
λ = comprimento de onda  
w = watts

## LISTA DE QUADROS

---

Quadro 1 – Termos usuais de medida	62
Quadro 2 – <i>Lasers</i> pulsados	75
Quadro 3 – Efeito da temperatura nos tecidos	89

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Secção dos dentes.....	39
Figura 2: Lasers utilizados: Nd:YAG (esq.) e Er:YAG (dir.).....	39
Figura 3: Sistema de entrega: Fibra óptica.....	40
Figura 4: Aplicação de Er:YAG.....	40
Figura 5: Aplicação de Nd:YAG.....	41
Figura 6: Superfície oclusal seccionada.....	44
Figura 7: Esmalte irradiado - Nd:YAG em pequeno aument.....	45
Figura 8: Esmalte irradiado - Er:YAG.....	45
Figura 9: Esmalte irradiado - Nd:YAG.....	46
Figura 10: Esmalte irradiado - Er:YAG.....	46
Figura 11: Esmalte irradiado - Nd:YAG.....	47
Figura 12: Esmalte irradiado - Er:YAG.....	48
Figura 13: Esmalte irradiado - Nd: YAG.....	49
Figura 14: Esmalte irradiado - Er:YAG.....	49
Figura 15: Esmalte irradiado - Nd:YAG.....	50
Figura 16: Esmalte irradiado - Er:YAG.....	50
Figura 17: Esmalte irradiado - Nd:YAG.....	52
Figura 18: Esmalte irradiado - Er:YAG.....	52
Figura 19: Esmalte irradiado - Nd:YAG.....	53
Figura 20: Esmalte irradiado - Er:YAG.....	53
Figura 21: Esmalte irradiado - Nd:YAG.....	54
Figura 22: Esmalte irradiado - Er:YAG.....	55
Figura 23: Esmalte irradiado - Nd:YAG.....	55
Figura 24: Esmalte irradiado - Er:YAG.....	56
Figura 25: Esmalte irradiado - Nd:YAG.....	57
Figura 26: Esmalte irradiado - Er:YAG.....	57
Figura 27: Filamento inorgânico aprisionado sob ponte neoformada.....	58

Figura 28: Filamento inorgânico aprisionado sob pontes neoformadas .....	59
Figura 29: Ponte A - Esmalte irradiado - Nd:YAG .....	59
Figura 30: Ponte A - Esmalte irradiado - Nd:YAG (maior aumento) .....	60
Figura 31: Ponte B - Esmalte irradiado - Nd:YAG .....	60
Figura 32: Ponte B - Esmalte irradiado - Nd:YAG (maior aumento) .....	61
Figura 33: Ponte C - Esmalte irradiado - Nd:YAG .....	61
Figura 34: Ponte C - Esmalte irradiado - Nd:YAG (maior aumento) .....	62
Figura 35: Esmalte irradiado - Er:YAG .....	63
Figura 36: Esmalte irradiado - Er:YAG .....	63
Figura 37: Irradiação perpendicular - Er:YAG .....	64
Figura 38: Irradiação paralela - Er:YAG .....	64
Figura 39: Comprimento de onda ( $\lambda$ ) e amplitude (A) .....	74
Figura 40: Espectro eletromagnético .....	76
Figura 41: Modelo de Bohr .....	77
Figura 42: Absorção .....	78
Figura 43: Emissão espontânea .....	78
Figura 44: Emissão estimulada .....	79
Figura 45: Esquema básico de um <i>laser</i> .....	85
Figura 46: Potência máxima e média de um <i>laser</i> contínuo interrompido .....	87
Figura 47: Lentes fixas e espelhos .....	89
Figura 48: Braço articulado .....	89
Figura 49: Guia de onda oco .....	90
Figura 50: Fibra óptica .....	91
Figura 51: (a) luz comum); (b) produção de luz espacial coerente pela passagem por um orifício; (c) produção de luz temporalmente coerente pela passagem por um filtro; (d) produção de luz espacial e temporalmente coerente pela passagem por orifício e filtro com baixo rendimento; (e) luz <i>laser</i> espacial e temporalmente coerente. ....	92
Figura 52: Espalhamento da luz de uma lâmpada (a) e lanterna (b); colimação da luz <i>laser</i> (c) .....	93
Figura 53: Decomposição da luz branca .....	94
Figura 54: Absorção <i>laser</i> e alguns comprimentos de onda de emissão .....	99
Figura 55: Processo de ablação .....	103

# ESTUDO *IN VITRO* DO EFEITO DO LASER Nd:YAG E Er:YAG SOBRE O ESMALTE DENTAL HUMANO ATRAVÉS DE MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA

ELEONORA JAEGER VERLANGIERI

## RESUMO

---

A prevenção de caries, através da irradiação do esmalte dentário, tem sido investigada por diversos pesquisadores utilizando diferentes tipos de *lasers* e parâmetros. O objetivo deste trabalho é avaliar, através da microscopia eletrônica de varredura, a morfologia da superfície irradiada, *in vitro*, com os *lasers* de Nd:YAG e Er:YAG. Foram selecionados quinze dentes terceiros molares humanos hígidos, extraídos por indicação terapêutica. Suas porções coronárias foram seccionadas no sentido vestibulo-lingual, dividindo a superfície oclusal em duas metades, cada qual irradiada com um dos *lasers* (Nd:YAG e Er:YAG). Nas amostras irradiadas com o *laser* de Nd:YAG  $\lambda=1.064\text{nm}$ , os parâmetros utilizados foram: potência média de 1,0 watt, taxa de repetição de 10,0 hertz, 100mJ de energia por pulso, densidade de energia de  $124.04\text{ J/cm}^2$ , por 60 segundos. O sistema de entrega foi constituído por fibra ótica de 0,32 mm de diâmetro, no modo contato. Nas amostras irradiadas com o *laser* de Er:YAG  $\lambda=2.94\text{nm}$ , os parâmetros utilizados foram: energia de 80 mJ, taxa de repetição de 4 hertz, densidade de energia de  $24.95\text{ J/cm}^2$  por 60 segundos, usando a ponta 50/10. O presente estudo concluiu que ambos os *lasers* promovem modificações morfológicas na estrutura do esmalte dentário.

**IN VITRO STUDY OF MORPHOLOGICAL CHANGES IN ENAMEL SURFACE  
AFTER Er:YAG and Nd:YAG LASER IRRADIATION, BY SEM.**

ELEONORA JAEGER VERLANGIERI

**ABSTRACT**

---

---

The caries prevention by using *laser* irradiation has been investigated by many authors using various *lasers* with different irradiation conditions. The purpose of this study, was to investigate the morphological changes in enamel surface after Er:YAG e Nd:YAG *laser* irradiation, *in vitro*, by SEM. Fifteen freshly extracted, intact, caries-free, human third molars, were used in this study. The coronary portions were sectioned, from buccal to lingual direction, in two half-parts. Each one was irradiated by a different *laser*. The first one was irradiated with water-air spray, by a Nd:YAG *laser*, at 1.084nm wave length, at 10W, 10Hz, 100mJ for 60 sec., with an optical fiber in contact mode (0,32mm of diameter); and the other half, with water-air spray by an Er:YAG *laser* at 2,94micrometers wave length at the parameters of 4Hz, 80mJ, 24.95J/cm<sup>2</sup> for 60 sec. The results of this study suggested that both *lasers* promoted morphological changes in the enamel surface enhancing resistance and can be an alternative clinical method for caries preventions.

## INTRODUÇÃO

---

Como sabemos, a cárie dental é uma doença infecciosa, multifatorial, de alta incidência e caracterizada por destruição do tecido dentário.

Diminuir o índice de cárie da população é a principal preocupação da maioria dos países do mundo em relação à saúde bucal.

Krasse (1988) definiu a cárie dental como uma destruição local nos dentes, tanto em esmalte como em dentina. A destruição inicial do esmalte é principalmente provocada pelos ácidos orgânicos que são produzidos por microorganismos, que realizam a fermentação de carboidratos, particularmente açúcares, sendo o principal o *Streptococcus mutans* (Gibson, 1968, Solt, 1996).

A lesão de cárie inicial é caracterizada pela perda da translucidez do esmalte, adquirindo um aspecto de lesão branca com superfície rugosa à sondagem. Possui três fatores que, em ação simultânea, influenciam o desenvolvimento do processo carioso: hospedeiro, microbiota e substrato (dieta). É improvável que um único método leve à prevenção e ao controle. Em conseqüência, as estratégias que com maior freqüência são utilizadas para a redução e eliminação desta patologia são:

1. Combate ao agente microbiano (p. ex., programas de higiene oral, remoção ou controle de placa).
2. Modificação da dieta (p. ex., restrição de açúcares, uso de adoçantes não cariogênicos e aditivos de fosfato)
3. Aumento da resistência (p. ex., flúor sistêmico e tópico, selantes).

### COMBATE AO AGENTE MICROBIANO

Alguns microorganismos são mais importantes que outros na patogenia da cárie, como o S. Mutans, o Lactobacillus e o Actinomyces.

Tanto o Lactobacillus, que está relacionado ao consumo de carboidratos, quanto o S. Mutans, relacionado ao consumo de sacarose, têm a capacidade de crescer e produzir quantidades substanciais de ácidos em um PH baixo (5.0). Este nível de PH pode ocorrer na placa bacteriana após a fermentação do açúcar por ácidos e refrigerantes..

Existem testes para avaliar o número de bactérias presentes na cavidade oral.

A velocidade do fluxo salivar e a capacidade tampão, PH entre 5 e 7, influenciam o risco de cáries.

A placa bacteriana ou placa dental pode ser considerada, segundo, Miller (1902), como uma massa densa não calcificada, estruturada, constituída por microorganismos envolvidos em uma matriz rica em

polissacarídeos e glicoproteínas salivares, firmemente aderida à superfície dental e resistente ao fluxo salivar.

O fluxo salivar, os movimentos musculares, as forças mastigatórias, a deglutição, a descamação de células epiteliais e a presença do epitélio estratificado da cavidade bucal estabelecem mecanismos intrínsecos ao indivíduo contribuindo para o controle da placa bacteriana, mas sem serem suficientemente efetivas para a limitação desta em nível de prevenção, conforme Menaker (1984).

Assim sendo, o controle da placa está calcado na remoção mecânica efetuada pelo profissional e/ou indivíduo, no controle através de agentes químicos ou ainda em uma associação mecanoquímica.

Através da escovação, uso do fio dental e escovas interdentárias, é possível diminuir o poder agressivo da placa bacteriana por meio da dispersão e remoção mecânica dos microorganismos. A utilização desse mecanismo remonta a tempos primitivos e é ainda hoje o mais comum e universalmente instituído.

O controle bacteriano por agentes químicos é complexo, envolvendo a necessidade de se observar os efeitos locais e sistêmicos.

A clorexidina é o quimioterápico mais utilizado e o mais potente. Seus estudos datam de 1970 e é um agente catiônico que se liga à hidroxiapatita do esmalte, às proteínas salivares e aos polissacarídeos extracelulares bacterianos. Atua sobre G<sup>+</sup> e G<sup>-</sup>, sobre fungos, sobre microorganismos aeróbicos e anaeróbicos facultativos, exercendo função bactericida e bacteriostática, de acordo com Davies, (1973). Como contra-

indicação ao seu uso, pode-se considerar o aparecimento de manchas nos dentes e língua, o sabor desagradável e as alterações reversíveis no paladar.

## MODIFICAÇÕES NA DIETA

Para analisarmos a cariogenicidade de um alimento ou dieta, deve-se considerar: o tipo de carboidrato ingerido, a frequência da ingestão, a consistência e a presença de componentes protetores. Os carboidratos cariogênicos são os polissacarídeos (amido), dissacarídeos (sacarose) e monossacarídeos (glicose e frutose).

O amido possui uma difusão mais lenta na placa e poucas bactérias são capazes de metabolizá-lo, além do PH baixar muito pouco após sua ingestão.

A sacarose tem um potencial cariogênico maior dos que os outros carboidratos, pois está presente em grande quantidade na dieta do homem moderno, principalmente na forma de açúcar refinado. É uma molécula pequena e sem carga elétrica, que se difunde facilmente na placa.

Quando o açúcar entra em contato com a placa, os microorganismos o metabolizam e produzem ácidos. Stephan (1940), demonstrou que o PH, após seu consumo, baixa, alcançando o nível mínimo em 10 minutos e regularizando-se lentamente após 45/60 minutos.

A frequência em que os alimentos cariogênicos são consumidos é mais importante do que a quantidade, pois teremos várias baixas de PH, criando um quadro quase contínuo de descalcificações.

O PH da placa tende sempre a ser o PH do último alimento consumido. Assim o queijo, amendoim, nozes, pipoca salgada, alimentos fibrosos e que estimulem a secreção salivar, têm a capacidade de elevar o PH.

A melhor dieta a se indicar ao paciente, deve basear-se em seus hábitos atuais, em substituir e não proibir, em evolução e não revolução, pois o nível de adaptação estará relacionado tanto à praticabilidade quanto à compreensão do paciente.

#### **AUMENTO DA RESISTÊNCIA**

O flúor pode ser usado de forma sistêmica (fluoretação da água, sal, gotas, etc) ou de maneira tópica (aplicação profissional, bochechos, dentifrícios, etc).

O flúor presente durante a fase de formação e mineralização da hidroxiapatita fica aderido a esta, e não pode ser extraída a menos que o cristal seja dissolvido, segundo Larsen, Brum (1995). A maior parte do flúor é adquirida antes da erupção. Os dentes permanentes possuem níveis maiores de flúor do que os dentes decíduos pelo seu maior tempo de maturação pré-eruptiva. Durante o processo de maturação, os elementos como o carbonato de cálcio são dissolvidos, liberados para o meio bucal e

retidos com apatita. O flúor usado topicamente, neste período, favorece a formação de fluoreto de cálcio. Logo após, ocorre a deposição de cálcio e fósforo da saliva neste precipitado, formando uma camada protetora de cálcio, que diminui a solubilidade do fluoreto de cálcio no meio bucal. Este fato cria um reservatório de flúor, regulado pelo PH, que liberaria o fluoreto em PH baixo e que o reteria em condições favoráveis (Rolla, 1998).

De acordo com Larsen, Brum (1995), na fase de remineralização do ciclo des-remineralização ocorre uma reestruturação dos cristais de hidroxiapatita com o flúor presente no meio bucal, favorecendo o revestimento dos cristais de apatita com flúor, que começam a ter um comportamento de fluorapatita. O flúor presente na saliva perturba o crescimento da colonização bacteriana e, também, atua na fermentação de hidrato de carbono.

Outra forma de aumento de resistência, seria a utilização de selantes resinosos ou ionoméricos, na superfície oclusal dos dentes, obliterando sulcos e fissuras e formando uma barreira à adesão de bactéria nesses nichos naturais dos dentes. Essa retenção depende basicamente das condições de aplicação e do operador. Os selantes são altamente suscetíveis à umidade durante a sua aplicação. Em dentes recém erupcionados, o controle da umidade é um fator crítico.

## ESMALTE

O *laser* vem representar uma alternativa promissora para a Odontologia Preventiva, pois estudos da interação do *laser* com o esmalte dental demonstraram que a irradiação provoca alterações em algumas propriedades do esmalte, sendo a mais relevante o aumento da resistência à desmineralização. Alguns *lasers* de alta densidade de potência podem promover a fusão e recristalização do esmalte, causando alterações de permeabilidade e solubilidade do mesmo, tornando-o assim, mais ácido resistente, além de aumentar seu poder de incorporação do flúor (Stern, Soagnaes (1964); Stern, Soagnaes (1965); Stern, Soagnaes (1966), Stern, Soagnaes (1972); Kantola (1973); Yamamoto, Sato (1978); Kwada, Flower (1984); Morioka (1989); Oho, Morioka (1990); Myers (1991); Wash, Perhan (1991); Echevarria (1993); Rode (1994); Myaki (1995), Eduardo et al (1995); Eduardo et al (1996); Tanji (1998); Pelino (1998); Bispo (2000), Ceballo et al (2000), Da-Guang et al (2000), Hussaim et al (2001), Eguro et al (2001))

O esmalte dental é o mais duro e mineralizado tecido humano, possuindo em peso 37% de cálcio, 52% de fosfato (18% é fósforo) e 3% de hidroxila. Os cristais de hidroxiapatita são a base constituinte do esmalte e estão arranjados em estruturas prismáticas densamente empacotadas e perpendiculares à superfície. Esta disposição estrutural concede ao dente considerável resistência mecânica. A pequena quantidade de matéria orgânica (proteínas estruturais, lipídeos, carboidratos) encontrada no

espaço interprismático, possui um papel importante na plasticidade do esmalte.

O esmalte possui também propriedades dinâmicas que dependem de sua porosidade e de suas características eletroquímicas. Essas propriedades fazem com que o esmalte tome parte tanto no transporte de ions e soluções da saliva, quanto no processo de desmineralização e remineralização.

Segundo EISENMANN (1998), em dentes não irrompidos, na superfície do esmalte, existe uma camada sem estrutura, com 500-1500nm de espessura, também referida como película de desenvolvimento. Imediatamente abaixo desta, há uma camada de cristalitos pequenos e frouxamente agrupados, com tamanho de cerca de 5nm, com material não mineralizado entre eles. Dispersos, entre e sobre esses cristalitos, estão aleatoriamente distribuídos grandes cristais no formato de discos. Esta delgada camada de cristalitos funde-se com o esmalte sub-superficial, onde os cristalitos estão densamente agregados e apresentam um tamanho da ordem de 50nm. Em dentes irrompidos, a camada superficial de pequenos cristalitos é rapidamente perdida por abrasão, atrição e erosão (EISENMANN, 1988; PALAMARA e colaboradores, 1980).

SCHROEDER, (1991), descreveu o diâmetro de um prisma do esmalte dentário como sendo de aproximadamente 5 micrometros . Entretanto, sua dimensão pode ser um tanto maior junto à superfície externa. Em dentes que não erupcionaram, os prismas do esmalte não terminam na superfície do esmalte, mas aproximadamente 5 a 10

micrometros abaixo dela. A porção mais superficial, 20 a 80 micrometros de espessura do esmalte, não tem prismas. Este esmalte aprismático surge na fase final da amelogênese, quando os ameloblastos retraíram os seus processos de Tomes. Essa camada é formada por cristais densamente compactados com os seus longos eixos orientados perpendicularmente à superfície do esmalte. Este autor afirma que a porção mais superficial, uma camada muito fina de esmalte, especialmente nos dentes decíduos, é formada por uma estrutura aprismática.

Conforme dados do "National Institute of Dental Reserch" (USA), 95% das lesões cariosas, em crianças de 5 a 17 anos de idade, são cáries em sulcos, fossas e fissuras. A aplicação clínica do *laser* para a prevenção da cárie é realizada justamente nestas áreas, contribuindo de forma significativa para sua resistência ao ácido e para maior incorporação do flúor, funcionando assim como um excelente método coadjuvante na área da Odontologia Preventiva.

## REVISÃO DE LITERATURA

---

Einstein (1917), através de estudos da interação da luz e a matéria, vislumbrou o primeiro passo para o desenvolvimento do *Laser*, partindo do pressuposto de que a emissão da luz por um átomo pode ser estimulada pela própria radiação incidente, o que constitui a "emissão estimulada".

Gordon et al., (1955), apresentaram o MASER (Amplificação de Microondas por Emissão Estimulada de Radiação).

Schawlow, Townes (1958), prosseguindo os estudos do MASER, propuseram estender seus princípios para a região do visível e infravermelho do espectro, que já seria basicamente a teoria do *Laser*.

Stern, Sognaes (1964) foram os primeiros que relataram os efeitos da luz *laser* sobre os tecidos dentais duros. Utilizaram um *laser* de rubi, obtendo alterações como fusão, vitrificação no esmalte e sinais de carbonização na dentina.

Kinersly et al. (1965) utilizaram o *laser* de rubi pulsado sobre o esmalte *in vitro* e relataram a formação de crateras e manchas esbranquiçadas na superfície.

Stern, Sognaes (1965), utilizando o *laser* de rubi com a mesma energia da experiência anterior, 5 à 20 J e 2 à 5 J, com o uso de uma ponta mais fina verificaram a formação de crateras com margem vitrificada.

Gordon Jr. (1966), após o preparo cavitário com *laser* de rubi, observou a formação de uma nuvem, pluma de ablação, composta por estrutura dental ionizada. O esmalte remanescente encontrava-se vitrificado, sugerindo alteração na sua solubilidade.

Stern, Sognaes (1966) realizaram experimentos com o *laser* de rubi, onde concluíram que o esmalte irradiado apresentava uma maior resistência ao ácido, apesar de ter sofrido grandes alterações na sua superfície.

Stern, Sognaes (1967) utilizaram o *laser* de rubi desfocalizado, conseqüentemente com menor energia, tentando minimizar as alterações morfológicas de esmalte. Conseguiram uma superfície resistente à desmineralização e com menos crateras.

Peck, Peck (1967) utilizaram o *laser* de rubi com energia de 2000 J em uma área de  $1\text{mm}^2$ . Verificaram a formação de crateras com margens fundidas e com profundidade proporcional à quantidade de energia irradiada.

Vahl (1968), através de investigações cristalográficas, descreveu a microestrutura das crateras formadas pelo *laser* de rubi. Relatou a fusão e resolidificação que o esmalte sofre pelo calor da luz *laser*.

Mannerberg et al. (1969) utilizaram um *laser* rubi de pulso único em estudo *in vitro* e observaram perda de substância e formação de crateras na superfície do esmalte sem relação com o tipo de dente.

Scheinin, Kantola (1969), em um primeiro estudo com o *laser* de CO<sub>2</sub> de onda contínua com densidade de potência de 0,3 mW/cm<sup>2</sup>, por 1 a 3s, na vestibular de dentes hígidos, verificaram a formação de crateras com diâmetros entre 0,5 e 2,0 mm com margens elevadas. Com a irradiação de 1s, as crateras ficam em nível do esmalte, e com 3s, atingem também a dentina.

Scheinin, Kantola (1969), dando continuidade ao estudo, examinaram a estrutura desse esmalte após a irradiação com o *laser* de CO<sub>2</sub>, através de microrradiografia e microscopia por luz polarizada. Constataram um grande aumento na radiopacidade do esmalte irradiado na área da cratera e, dentro da mesma, um esmalte não tão radiopaco. Por meio de microrradiografia puderam observar um aumento do conteúdo mineral da superfície do esmalte.

Stern, Sognaes (1972) avaliaram os efeitos do *laser* CO<sub>2</sub> pulsado sobre a superfície do esmalte através do microscópio eletrônico de varredura. Utilizaram densidade de energia de 13J/cm<sup>2</sup> (cinco pulsos), 25J/cm<sup>2</sup> (oito pulsos) e 50 J/cm<sup>2</sup> (vinte e quatro pulsos), duração de pulso de 50 microsegundos. Com a densidade de energia de 50 J/cm<sup>2</sup>, os autores verificaram a formação de fendas com cerca de 2 µm de largura e poros com cerca de 1 µm diâmetro; com densidade de energia de 25 J/cm<sup>2</sup>, encontraram poros parcialmente obliterados e formações menores de

fendas e microporos do que com  $50 \text{ J/cm}^2$  e, com densidade de energia de  $13 \text{ J/cm}^2$  as formações eram ainda menores.

Stern, Sognaes (1972) realizaram um estudo *in vivo* com o *laser* de  $\text{CO}_2$  em esmalte, a uma densidade de energia de 10 e  $15 \text{ J/cm}^2$ . Os espécimes, tanto de controle como os irradiados, foram colocados em um meio que simulasse o ambiente oral por quatro semanas, para avaliar o grau de desmineralização do esmalte. Através do microscópio eletrônico de varredura, verificaram que a porção de esmalte exposta ao *laser* permaneceu relativamente intacta, enquanto a região adjacente de controle mostrou evidências de desmineralização de subsuperfície, característica de cárie incipiente.

Kantola et al. (1973) investigaram as alterações cristalográficas do esmalte com um *laser* de  $\text{CO}_2$  com densidade de energia de 104 a  $105 \text{ J/cm}^2$ , e tempo de irradiação variando de 2 a 3s. Observaram recristalização e aumento dos cristalinos nos cristais de hidroxiapatita do esmalte dental.

Yamamoto, Ooya (1974) irradiaram o esmalte dental com o *laser* de Nd:YAG com densidade de energia de 10 a  $20 \text{ J/cm}^2$ . Após contato com meio de cultura de *Streptococcus mutans*, visando a desmineralização *in vitro*, os espécimes foram analisados por microrradiografias e microscopia eletrônica de varredura. Os resultados deste estudo indicaram que o esmalte, irradiado com o Nd: YAG, tornou-se mais resistente à descalcificação quando comparados a espécimes não irradiados.

Yamamoto, Sato (1980) concluíram que a redução da desmineralização do esmalte irradiado com *laser* pulsado de Nd:YAG, está relacionada ao decréscimo na permeabilidade resultante do efeito térmico na constituição orgânica do esmalte.

Kimura et al. (1983) utilizaram o *laser* de Nd:YAG em dentes bovinos e em humanos, comparando-os. Todos foram submetidos à solução desmineralizante e avaliados nas variações do volume cavitário formado. O Nd:YAG foi usado de maneira focada e desfocada, com variação da largura do pulso. Os autores verificaram alterações tanto na composição química quanto na estrutura cristalina do esmalte fundido que se tornou mais denso, além de uma parte da hidroxiapatita ter sido transformada em ortofosfato.

Kuroda, Flower (1984) avaliaram as alterações no esmalte irradiado com o *laser* de CO<sub>2</sub> com densidade de energia de 10000 J/cm<sup>2</sup>, durante 1s. Houve a formação de uma cratera que foi analisada por difração de raio-X e espectroscopia. A hidroxiapatita fundida era composta de fases menores de fosfato de  $\alpha$  - tricálcio,  $\alpha$  - Ca<sub>3</sub>(PO<sub>4</sub>)<sub>2</sub>; fosfato de tetracálcio, Ca<sub>4</sub>(PO<sub>4</sub>)<sub>2</sub> e uma fase maior de apatita modificada, com redução de água, proteína e cloro. Estas alterações na composição do esmalte poderiam justificar a menor solubilidade do esmalte frente às soluções desmineralizantes.

Watanabe et al. (1986) irradiaram o esmalte de molares humanos com *laser* de CO<sub>2</sub> contínuo com 10W durante 2 ms em uma área de 3 mm. Verificaram a formação de crateras com superfície circular, margens bem delimitadas e áreas vitrificadas.

Nelson et al. (1986) utilizaram o TEA CO<sub>2</sub> em tecidos duros com quatro comprimentos de onda: 9,32 μm; 10,27 μm e 10,59 μm, densidades de energia de 10 a 50 J/cm<sup>2</sup>. Através do exame por microscopia eletrônica de varredura eletrônica e testes de microdureza, constataram que o esmalte apresentava extensas rugosidades, o mesmo ocorrendo com a dentina com o selamento de alguns túbulos dentinários.

Flower, Kurada (1986) constataram que a formação de pirofosfato no esmalte irradiado com *laser* de CO<sub>2</sub> em temperaturas menores que 650°C, poderia ter um efeito na redução da taxa de solubilidade do esmalte, inibindo a desmineralização.

Nelson et al. (1987), utilizando microscopia eletrônica de varredura e luz refletida, avaliaram a morfologia da superfície do esmalte humano tratado com *laser* de CO<sub>2</sub> pulsado. Os parâmetros foram: comprimentos de onda de 9,32; 9,57; 10,27; e 10,59 μm; com variações de densidade de energia por pulso de 10 a 50 J/cm<sup>2</sup> e com picos de densidade de potência de aproximadamente 10<sup>7</sup> a 10<sup>8</sup> W/cm<sup>2</sup>. As amostras foram irradiadas a 0,67Hz. O monóxido difosfato de tetracálcio – Ca<sub>4</sub>(PO<sub>4</sub>)<sub>2</sub> – foi identificado como sendo o componente superficial que sofre derretimento após a irradiação juntamente com a fase de hidroxiapatita possuindo um conteúdo reduzido de carbonato, e sendo menos solúvel quando comparado com a superfície normal do esmalte. Foram também observadas diferenças histológicas e lesões mais rasas, utilizando-se o microscópio de luz polarizada em lesões artificiais formadas no esmalte sem a irradiação *laser*.

Hibst, Keller (1988) realizaram os primeiros estudos utilizando o *laser* de Er:YAG em tecidos duros dentais, observando a efetividade da ablação tanto de tecidos sadios como cariados, sem danos térmicos aos tecidos adjacentes.

Hibst, Keller (1989) compararam, através de MO e MEV, os efeitos da irradiação do *laser* de CO<sub>2</sub> e Er:YAG sobre o esmalte e dentina. Constataram, em determinadas condições de irradiação, ausência de fusão e trincas nos espécimes irradiados com o *laser* de Er:YAG em comparação aos irradiados com o de CO<sub>2</sub>.

Tagomori, Morioka (1989) estudaram os efeitos da combinação do *laser* de Nd:YAG com o flúor fosfato acidulado, na resistência à desmineralização do esmalte dental. Os resultados deste estudo demonstraram um aumento na incorporação pelo esmalte quando o flúor fosfato acidulado era aplicado imediatamente após a irradiação do *laser* de Nd:YAG.

Morioka et al. (1989) desenvolveram um estudo comparativo verificando a eficácia de vários *lasers* no aumento da resistência ácida do esmalte. O *laser* de CO<sub>2</sub> TEA, com apenas 1 pulso e densidade de energia de 0,5 J/cm<sup>2</sup>, mostrou excelente resistência ácida, sem danos ao esmalte. O *laser* de CO<sub>2</sub> contínuo, densidade de energia de 34 J/cm<sup>2</sup> foi efetivo, porém rachaduras no esmalte foram observadas com densidades maiores de energia. Foram também utilizados no experimento dois tipos de *laser* de Nd:YAG: pulsado (com densidade de energia de 30 J/cm<sup>2</sup>) e chaveado Q – tipo acusto óptico (densidade de energia de 15 J/cm<sup>2</sup>). Os autores

conseguiram uma maior resistência ao ácido por 75 minutos, além de uma maior profundidade de esmalte resistente (20  $\mu\text{m}$ ) nos espécimes irradiados com Nd:YAG, operando em chaveamento Q AO, do que o Nd:YAG pulsado (resistência de 30 min à descalcificação e profundidade de 5  $\mu\text{m}$  de esmalte resistente). O *laser* de rubi e de criptônio, também utilizados, proporcionaram aumento de resistência ácida em determinadas densidades de energia. Dos *lasers* pesquisados, somente o fluoreto de criptônio excímero não produziu aumento de resistência ao ácido.

Nara et al. (1990) pesquisaram a utilização do *laser* de Er:YAG para diminuir a taxa de desmineralização do esmalte. Os espécimes irradiados com os parâmetros de densidade de energia de 55 e 130  $\text{J}/\text{cm}^2$  (0,35 a 0,92J; 12 a 10 Hz e região de focalização de 3 mm de diâmetro) mostraram redução na dissolução do cálcio quando colocados em solução de ácido perclórico 0,5 M.

Oho, Morioka (1990) propuseram o possível mecanismo de resistência ao ácido adquirido pelo esmalte dental após a irradiação *laser*. Baseados nas propriedades ópticas, composicionais, mudanças estruturais e permeabilidade do esmalte após a irradiação com *laser*, concluíram que o *laser* poderia criar microespaços que poderiam atuar como sítios de deposição de íons liberados pelo ataque ácido.

Hoke et al. (1990), em um estudo *in vitro*, avaliaram, durante o preparo com Er:YAG, o aumento de temperatura da câmara pulpar, que foi na ordem de 2,2 °C. A análise com o MEV mostrou túbulos dentinários

intactos a uma distância de aproximadamente 10  $\mu\text{m}$  da superfície dentinária irradiada.

Myers (1990), através de MEV e histologicamente, estudou os efeitos do Nd:YAG pulsado sobre o esmalte e dentina de dentes humanos extraídos. Antes da irradiação do *laser*, a superfície do esmalte foi pintada com tinta preta para facilitar a absorção da energia. Os parâmetros foram: potência 0,8 W, energia de 80 mJ e frequência de 10 Hz. O autor verificou a formação de crateras de 15 a 40  $\mu\text{m}$  no esmalte, sem carbonização ou fendas. Na dentina também houve a formação de crateras sem fendas. Histologicamente, o autor não observou a formação de fendas ou separação grosseira dos túbulos dentinários que poderiam estar associados com danos térmicos provocados pelo *laser*.

Hess (1990) utilizou o *laser* de Nd:YAG pulsado nos parâmetros de energia de 30 mJ ou 75 mJ, densidade de energia de 95,5 e 238,8  $\text{J}/\text{cm}^2$ , em dentes humanos extraídos, pigmentados com tinta preta para absorver maior quantidade de energia. A MEV, com o nível mais baixo de energia, mostrou o derretimento e formação de numerosas inclusões em forma de bolha, causadas pelo diferencial no aquecimento e resfriamento da matriz de esmalte. Com o nível maior de energia observaram-se crateras com regiões centrais rasas, bordas aumentadas contendo poros e grandes inclusões em forma de bolha, devido à rápida taxa de pulsação do *laser*. Concluiu também que este poderia ser um método simples, efetivo e controlado para o condicionamento do esmalte.

Morioka et al. (1991), utilizando o *laser* de Er:YAG, obtiveram um aumento da resistência ao ácido perclórico aplicado por 30s pincelando ou não a superfície do esmalte com nanquim. Os parâmetros foram: energia de 0,39 a 0,92 J por pulso, diâmetro de foco de 3mm, frequência de 10,2 e 1 Hz. Conseguiram o máximo de redução de dissolução do cálcio com energia de 0,39 J por pulso, 10 Hz.

Ranhamaa-Mäkinen et al (1991) avaliaram os efeitos da irradiação dos *lasers* de CO<sub>2</sub> e Nd:YAG, isoladamente, e da irradiação coaxial dos *lasers* Nd:YAG e CO<sub>2</sub> sobre o esmalte dental, empregando a potência de 5 a 20 W para os *lasers* CO<sub>2</sub> e Nd:YAG e 5, 10, 15 e 20 W para a irradiação coaxial e tempos de 2, 5, 10 e 15s. Os autores observaram que após a irradiação do CO<sub>2</sub>, o tamanho das crateras aumentou proporcionalmente à densidade de energia com paredes lisas e vitrificadas. Em relação à irradiação com Nd:YAG, não observaram a formação de crateras; a irradiação coaxial dos *lasers* de CO<sub>2</sub> – Nd:YAG causou as mesmas alterações morfológicas daquelas encontradas com a irradiação coaxial Nd:YAG – CO<sub>2</sub>. Os autores mencionaram que a irradiação coaxial dos *lasers* Nd:YAG e CO<sub>2</sub>, aumentou os efeitos do *laser* CO<sub>2</sub> enquanto que com Nd: YAG isoladamente não provocou efeitos significantes na superfície do esmalte.

Matsumoto et al. (1991) analisaram com MEV as alterações morfológicas do esmalte e dentina após a irradiação com Er:YAG. Os espécimes foram divididos em três grupos: parte foi pigmentado com corante preto, outra parte possuía lesão cariiosa e o restante era hígido.

Foram irradiados com  $15,9 \text{ J/cm}^2$  de densidade de energia e diâmetro do feixe de 2mm. Os autores verificaram que a profundidade das cavidades variou segundo a energia, o tempo de exposição e o tecido alvo. Observaram, também, que no grupo pigmentado, as cavidades eram mais profundas e com margens mais definidas.

Walsh, Perham (1991) realizaram estudo *in vivo* para avaliar o efeito da irradiação do *laser*  $\text{CO}_2$  sobre a região de fossas e fissuras de dentes humanos hígidos, ou com cárie incipiente. Os autores utilizaram potências de 1, 2, 5, 10, 30 e 60 W, resultando em densidade de energia de  $1,27 \cdot 10^3$ ;  $2,55 \cdot 10^3$ ;  $6,37 \cdot 10^3$ ;  $1,27 \cdot 10^4$ ;  $3,82 \cdot 10^4$  e  $7,64 \cdot 10^4 \text{ J/cm}^2$ , com tempo de irradiação de 0,1s. Os dentes foram cortados no sentido vestibulo-lingual e examinados com microscopia eletrônica de varredura. Observaram que, com baixa potência (2 e 5 W), houve a fusão e recristalização do esmalte, com pouca destruição da superfície e vedamento parcial de algumas fissuras. Quando havia cárie incipiente, esta foi vaporizada e o esmalte adjacente fundido. Em altas potências (30 e 60 W), ocorreu destruição significativa da superfície com uma zona central de vaporização e uma externa de fusão. Concluíram que esta técnica permite o selamento de fossas e fissuras, auxiliando na prevenção de cáries.

Myers, McDaniel (1991) revisaram os estudos dos efeitos da irradiação dos *lasers* nos tecidos orais, discutindo suas aplicações e indicações para cada caso. Comentaram que os *lasers* têm sido propostos para numerosas aplicações dentais e também que as pesquisas sobre a irradiação *laser* do esmalte demonstraram mudanças estruturais,

resultando em uma diminuição na dissolução ácida do esmalte. Tais mudanças são fusão e recristalização da superfície do esmalte, diminuição de sua permeabilidade, esbranquiçamento desta superfície e mudanças na forma e no tamanho dos cristais de HA. A utilização de *laser* de alta densidade de potência provoca efeitos morfológicos indesejados nas estruturas, como fendas e rachaduras por causa do alto calor produzido. Sobre a irradiação da dentina, comentam que promove mudanças na morfologia superficial, que torna-a mais retentiva. Outras aplicações comentadas por este autor dizem respeito à fusão da HA dentro das fôssulas e fissuras, à remoção de cáries incipientes e ao selamento das paredes dentinárias para procedimentos endodônticos. O autor conclui que mais estudos e pesquisas sobre os *lasers* são necessários para que este possa ser aplicado rotineiramente na prática clínica.

Shirazuka et al. (1991) verificaram a resistência do esmalte e da dentina irradiados com *laser* e tratados com fluoretos à ação de ácidos. Utilizaram o *laser* de Nd:YAG com os seguintes parâmetros: potência de 1,5 W, frequência de 30 Hz e tempo de 20s. Dividiram o experimento e, em um deles utilizaram flúor fosfato acidulado após irradiação com o *laser*. Em outro deles, flúor fosfato acidulado após irradiação e condicionamento ácido. As amostras foram tratadas com solução desmineralizante e a conclusão do estudo foi que o grupo tratado com flúor fosfato acidulado após condicionamento ácido e *laser*, apresentou maior resistência aos ácidos, sendo assim considerado método útil na prevenção de cáries.

Neurman et al. (1992) avaliaram a estrutura cristalina e as alterações químicas da HÁ após a irradiação com *lasers* CO<sub>2</sub>, Nd:YAG e a irradiação coaxial dos *lasers* CO<sub>2</sub> e Nd:YAG, em altas densidades de energia, que variaram de 500 a 3230 J/cm<sup>2</sup>. Observaram que o material irradiado consistiu de dois tipos de cristais e, por difração de raio-X, notaram a formação de fosfato de tricálcio. Os autores concluíram que os cristais maiores consistiam de fosfato de tricálcio e os menores eram os de hidroxiapatita.

Wigdor et al. (1992) submeteram a MEV à dentina irradiada por CO<sub>2</sub> Nd:YAG e Er:YAG. Nas amostras irradiadas pelo CO<sub>2</sub>, os túbulos dentinários não se apresentavam evidentes e uma grande quantidade de trincas foi encontrada. O *laser* de Nd:YAG causou a fusão da dentina interbular e os diâmetros dos túbulos eram variados, diferentemente da dentina irradiada com Er:YAG.

Morioka (1992) fez um estudo comparativo entre nove diferentes *lasers* e concluiu que o Nd:YAG é o mais indicado no quesito resistência do esmalte humano.

Zhang et al. (1992) realizaram estudo com o *laser* de CO<sub>2</sub> para determinar se cáries, no estágio inicial em fóssulas e fissuras, poderiam ser resistentes à sua progressão. Foram utilizadas cinquenta coroas dentais, aparentemente livres de cáries, onde isolaram-se duas fóssulas/fissuras de cada coroa com verniz resistente a ácidos. Lesões de cárie foram produzidas através de uma solução, por dois dias, e foram irradiados com CO<sub>2</sub> com parâmetros de 15mJ por pulso de energia, 400

pulsos.  $\lambda = 9,32\mu\text{m}$ . Logo após foi aplicado flúor e colocados em solução remineralizante por dois dias e ciclagem de pH por cinco dias. Os autores verificaram que o tratamento com flúor, por uma vez, inibiu o progresso da lesão de cárie; o uso combinado de *laser* e flúor inibiu completamente o progresso de cárie e o uso isolado de  $\text{CO}_2$  não foi efetivo.

Echevarria et al. (1993) utilizaram um *laser* de  $\text{CO}_2$  com potências de 7 ou 8 Watts a fim de avaliar os efeitos sobre a oclusão de M e PM extraídos. A avaliação foi realizada através de MEV e observaram a vaporização do conteúdo orgânico e bacteriano de fossas e fissuras largas e, nas fissuras estreitas, houve a fusão pelo impacto do *laser*. Os autores concluíram que o  $\text{CO}_2$  promove vaporização, abertura, recristalização e fusão da superfície oclusal, sem eliminar tecido sadio.

Keller & Hibst (1993) estudaram o condicionamento do esmalte dental com o *laser* de Er:YAG, realizando testes da tração. O *laser* de Er:YAG produziu um padrão micro-retentivo no esmalte, com valor de resistência à tração próximo ao do condicionamento ácido.

White et al. (1993) avaliaram através da microscopia eletrônica de varredura, os limiares de energia do Nd:YAG e Ho:YAG para modificações da dentina. Utilizaram fatias de dentina irradiadas com:  $1,06\mu\text{m}$  (Nd:YAG),  $1,33\mu\text{m}$  (Nd:YAG) e  $2,10\mu\text{m}$  (Ho:YAG). As densidades de energia, no limiar de modificação da dentina verificada neste estudo, foram  $207 \text{ J/cm}^2$  para o comprimento de onda de  $1,06\mu\text{m}$ ,  $165 \text{ J/cm}^2$  para  $1,32\mu\text{m}$  e  $83 \text{ J/cm}^2$  para

2 10 $\mu$ m. Os autores verificaram que os três *lasers* promoviam modificações na dentina com baixas densidades de energia.

Paghidiwala et al. (1993), utilizando o Er:YAG, analisaram a variação de temperatura, efeitos estruturais e profundidade de corte da dentina. Observaram que a refrigeração com água durante o uso do Er:YAG diminui as alterações estruturais, pois evita o aumento de temperatura e melhora também o grau de ablação. O incremento de temperatura não ultrapassou 5°C.

Rode et al. (1994) realizaram um estudo *in vitro* em molares humanos decíduos. Após a profilaxia, metade do sulco foi pigmentado com nanquim para aumento da absorção e foi irradiado com Nd:YAG pulsado com potência de 1 e 2 Watts, frequência de 20 Hz durante 90s. A outra metade não sofreu irradiação e serviu como controle. Através de microscopia eletrônica de varredura, os autores constataram que a superfície do esmalte apresentava-se fundida, com crateras rasas e às vezes com bordas elevadas, sendo que o efeito mais intenso apresentava-se com potências mais elevadas. As fissuras apresentavam-se menos profundas, sugerindo seu selamento.

Bahar & Togomori (1994) estudaram, *in vitro*, os efeitos da irradiação do Nd:YAG pulsado sobre a resistência do esmalte ao ácido na região de fossas e fissuras, bem como a absorção de flúor. Os parâmetros utilizados foram: energia de 0,75 J, frequência de 20 Hz durante 0,5s com fibra óptica com 200 $\mu$ m de diâmetro em superfície pigmentada com tinta. Em um primeiro grupo de dentes, os autores avaliaram a resistência do

esmalte ao ácido medindo a quantidade de cálcio dissolvido por milímetro quadrado. O grupo irradiado apresentou 30% a mais de resistência ao ácido do que o grupo não irradiado. Em um segundo grupo foi mensurada a quantidade de cálcio, fósforo e flúor no esmalte através de EPM. Os resultados revelaram que o esmalte que foi irradiado possuía concentrações maiores de flúor do que o grupo que recebeu somente a aplicação de flúor fosfato acidulado.

Shilke, Geurstsen (1994) avaliaram, através de MEV, as alterações morfológicas decorrentes da irradiação do *laser* de Er:YAG com energias de 630, 400, 250, 175, 85, 31 e 10mJ, frequência de 1, 10 e 50 Hz, com refrigeração à água. Os autores observaram, no esmalte, a formação de crateras com margens rugosas e irregulares, e na dentina verificaram que o tecido peritubular foi mais resistente que o intertubular à irradiação do *laser*.

Flaitz et al. (1995) realizaram um estudo *in vitro*, com a proposta de determinar os efeitos combinados da irradiação com o *laser* de argônio com o flúor fosfato acidulado na formação de lesões artificiais de cáries no esmalte. Cada espécime foi dividido em quatro partes, e cada parte compondo um dos quatro grupos, sendo eles: a) controle; b) somente irradiação do argônio; c) argônio antes do flúor; d) flúor antes do argônio. Os parâmetros foram: potência 2,0 W por 10s e densidade de energia de 100 J/cm<sup>2</sup>. O NaF à 1,23% em gel por 4 minutos. As lesões foram formadas com um gel acidificado nas fenestrações criadas no esmalte. Através de análise por luz polarizada, foram encontradas diferenças

significantes ( $p < 0,05$ ) entre os grupos controle e os demais, e entre o grupo onde foi irradiado somente o *laser* de argônio e os associados ao flúor. Nenhuma diferença significativa ( $p > 0,05$ ) foi encontrada entre os grupos que sofreram a irradiação mais flúor e vice-versa. Os autores concluíram que o uso do *laser*, sozinho, reduziu a profundidade da lesão em 34% em comparação ao controle e que o tratamento do *laser* combinado ao flúor reduziu a profundidade da cárie em 50% comparado ao controle e de 26 a 32% se comparado ao grupo com a irradiação, somente.

Eduardo et al. (1995) realizaram estudos com o *laser* de Nd:YAG para avaliar o condicionamento do esmalte dental através de microscopia eletrônica de varredura. Nos espécimes irradiados com densidade de energia de  $165,4 \text{ J/cm}^2$ , os resultados demonstraram áreas de fusão no esmalte, enquanto que os espécimes irradiados a  $83,3 \text{ J/cm}^2$ , as modificações no esmalte foram moderadas.

Myaki (1995), utilizando o *laser* de Nd:YAG com densidade de energia de  $124,3 \text{ J/cm}^2$  na superfície oclusal de pré-molares humanos, verificou, através de microscopia eletrônica de varredura, áreas de fusão e recristalização do esmalte e, em alguns casos, o selamento de fissuras. As estruturas superficiais apresentaram formas irregulares circulares ou alongadas, com pequenas crateras e grânulos de diferentes tamanhos, observados em aspectos tridimensionais. Notou também, a presença de pequenas áreas vitrificadas lisas, entremeadas de forameris e estruturas irregulares de esmalte fundido.

Cecchini (1995) estudou as alterações morfológicas de esmalte e dentina irradiados com o *laser* de hólmio, através de MEV, observando a presença de material fundido e recristalizado. A monitorização da temperatura interna na câmara pulpar demonstrou um aumento de 3,8°C, permitindo sua aplicação clínica sem injúria térmica pulpar.

Kantorowitz et al. (1996) utilizaram o *laser* de CO<sub>2</sub> com comprimento de onda de 9,6µm, 25 pulsos de 100 mJ e 10 Hz, largura de pulso de 100 µs e APF (1,23% - Nupro Johnson & Johnson). Os resultados mostraram que, com a aplicação de flúor, somente houve a inibição de 38% da progressão da cárie, somente com *laser*, 59% e associando flúor e *laser*, a inibição alcançou níveis de 88%.

Rosso et al. (1996) pesquisaram a viabilidade da utilização do *laser* de CO<sub>2</sub> para a prevenção de cáries utilizando de forma isolada ou associada a selantes. Promoveram um estudo controlado *in vivo*, nos primeiros molares permanentes de crianças entre 6 e 11 anos de idade e obtiveram resultados, indicando que a prevenção de cárie na superfície oclusal através da irradiação de CO<sub>2</sub> não foi efetiva, mas que, quando associada ao uso de selantes fotoativados, tornam-se meios efetivos de prevenção, além da irradiação melhorar a retenção do selante.

Yamada (1996) efetuou um trabalho em prevenção de cáries no esmalte dental com o *laser* de Nd:YAG de Chaveamento Q, com densidade de energia de 30, 45 e 65 J/cm<sup>2</sup>. Após a irradiação, os dentes foram imersos, repetidamente, por 18 vezes em solução de ácido perclórico a 0,5 M por 10s. Após o experimento, foram analisados por microscopia de

medida eletrônica e através de um espectrofotômetro para determinar a quantidade de cálcio dissolvido na solução. Foi utilizado, também, um dispositivo termoelétrico para medir o incremento da temperatura na polpa. O autor observou a maior resistência do esmalte ao ácido alcançada com a densidade de energia de  $65 \text{ J/cm}^2$ . Em um outro experimento, o autor observou que o *laser* de Nd:YAG foi efetivo na prevenção de cáries em dentes permanentes jovens, mas que a aplicação combinada de *laser* e de fluor torna-se ainda mais efetiva na inibição da formação de cáries incipientes.

Eduardo et al. (1996) realizaram um estudo utilizando o Er:YAG para avaliar as mudanças micromorfológicas do esmalte após sua irradiação. Em uma primeira etapa, avaliaram a superfície do esmalte após a irradiação com o *laser* de Er:YAG com diferentes energias, através da MEV. Na segunda etapa, compararam a resistência à adesão e descolamento de resinas compostas irradiadas com o *laser* de Er:YAG em relação às condicionadas com ácido fosfórico a 37%. Dividiram, para fins experimentais, os espécimes em três grupos: o primeiro foi condicionado com ácido fosfórico a 37% por 30s; o segundo foi irradiado com *laser* Er:YAG com 140 mJ por pulso, taxa de repetição de 1 Hz, e o terceiro grupo irradiado com *laser* Er:YAG, energia de 300 mJ por pulso e taxa de repetição de 1 Hz. A análise das eletrón-micrografias demonstrou mudanças significativas na superfície do esmalte, provocadas pela irradiação de *laser* de Er:YAG, e, através do teste de adesão e descolamento, verificaram que os resultados alcançados com o uso do

endo fosfórico à 37%, foram maiores do que os alcançados com os grupos tratados com o *laser* de Er:YAG.

Myaki et al. (1998) analisaram os efeitos de Nd:YAG em fissuras de pré-molares humanos através de microscopia eletrônica de varredura. Constataram o selamento por fusão e recristalização em fissuras rasas, e selamento parcial ou incompleto em fissuras estreitas e profundas.

Watanabe et al. (1998) pesquisaram a suscetibilidade do esmalte dental à dissolução ácida através de um modelo artificial de indução à cárie após irradiação com Er:YAG. Realizaram um estudo experimental com vinte e cinco dentes humanos hígidos. Após a irradiação do esmalte com o *laser* de Er:YAG com parâmetros de 25, 50, 100 e 150 mJ, refrigerado com água (4cc/minuto), aplicado com um ângulo de 45° em relação à superfície dental, os dentes foram desmineralizados com uma solução de 0,1 M de tampão lactato com 6% de hidroxietil celulose (pH 4.5). Ao final de quatro dias, os autores avaliaram o grau de desmineralização do esmalte através de microrradiografia por contato (CMR), microscopia eletrônica de varredura (MEV) e análise de energia dispersiva de raios-X. Com 50 mJ de irradiação, não foi detectada nenhuma diferença com o grupo controle através da energia dispersiva de raio-X. Os resultados sugeriram a necessidade de maiores estudos para avaliar o real mecanismo de resistência ácida do esmalte pela irradiação *laser*.

Zennyu & Kumazshi (1998) efetuaram um estudo sobre a influência das direções da irradiação do Er:YAG nas alterações das características

morfológicas do esmalte e da dentina. Os parâmetros utilizados foram de 40 mJ de energia, 10 Hz e 10s de duração para o esmalte e de 2s para a dentina. Utilizaram quatro diferentes direções de irradiação: 1-perpendicular aos prismas do esmalte; 2-paralelo aos prismas; 3-perpendicular aos túbulos dentinários; 4-paralelo aos túbulos dentinários. Na irradiação paralela aos prismas de esmalte, através de MEV, verificaram que, como a quantidade de água ao redor dos prismas é maior pela ablação seletiva do Er:YAG, a destruição dos prismas é maior e determina uma aparência de "flor". Na irradiação perpendicular aos prismas de esmalte, a imagem é de prismas "raspados", o que se explica, pois, a irradiação perpendicular atinge uma superfície maior de contato com esses prismas. Já na dentina, os autores não observaram mudanças morfológicas, verificaram uma *smear layer* e túbulos dentinários mais cobertos do que quando comparados aos túbulos com procedimentos rotatórios convencionais.

Pelino et al. (1999) realizaram um trabalho, avaliando a desmineralização do esmalte dental frente ao ácido produzido de *Streptococcus mutans*, após irradiarem dentes com o *laser* de Nd:YAG, com comprimento de onda de 1.064  $\mu\text{m}$ , densidade de energia variando de 33.75 à 187.50  $\text{J}/\text{cm}^2$ . Após exames através de microscopia óptica e eletrônica de varredura, verificaram que o grupo de dentes irradiados apresentou níveis de resistência ao ácido significativamente maiores do que o grupo de dentes não irradiados. Concluíram então, que a irradiação com o *laser* diminui a solubilidade do esmalte.

Hossain et al. (1999) pesquisaram a profundidade de ablação e mudanças morfológicas do esmalte e dentina após a irradiação com laser YAG, com e sem refrigeração à água.

Dividiram a amostra (quarenta incisivos para o estudo do esmalte e quarenta molares para a dentina), em quatro grupos:

**Grupo 1** - irradiaram a superfície do esmalte com água.

**Grupo 2** - irradiaram a superfície do esmalte sem água.

**Grupo 3** - irradiaram a superfície da dentina com água.

**Grupo 4** - irradiaram a superfície da dentina sem água.

Os parâmetros foram a energia de pulso de 100, 200, 300 ou 400 mJ, frequência de 2 Hz por 5 seg.

Concluíram que a relação entre a ablação e energia foi quase linear, tanto nas amostras de esmalte quanto nas de dentina, com maior eficácia nas de dentina. Concluíram, também, que a refrigeração com água não diminuiu significativamente a ablação e não causou carbonização ou *melting* nos tecidos dentais duros.

Ceballos et al (2000) efetuaram trabalhos com o *laser* de Er:YAG, comparando a microinfiltração em restaurações classe V condicionadas com ácido, com *laser* e ácido + *laser*, e através da M.E.V. relataram o padrão retentivo do esmalte irradiado, descrevendo irregularidades em nível macro e microscópico. Relataram também, com aspecto de crateras (tradução literal) das margens do esmalte, dificultando a estética da restauração de resina por transparência. Em seus experimentos alcançaram menores infiltrações nas paredes oclusais dos espécimes que

receberam somente o ácido. Nas paredes gengivais, o resultado foi o mesmo para os três grupos.

Da-Guang et al (2000) avaliaram o aspecto morfológico e a análise química do esmalte e dentina irradiados com o *laser* Er:YSGG, com comprimento de onda de 2.78 micrometros. Observaram o esmalte com prateras de paredes regulares e bordas nítidas, sem carbonização e relataram um incremento significativo de cálcio nas amostras irradiadas.

Hossaim et al (2001) estudaram os efeitos da irradiação com *lasers* de Nd:YAG na desmineralização do esmalte e da dentina através da espectro fotometria. Foram utilizados 20 molares irradiados com 1, 2, e 3 W, com 20 p.p.s. por 9 segundos e, posteriormente, submetidos à solução de ácido láctico. A amostra com menor perda de cálcio foi a irradiada com 3 W, e a de maior perda foi a não irradiada, demonstrando que houve um aumento de resistência com a aplicação do *laser*.

Eguro et al (2001) relataram em seu trabalho, onde avaliaram adesão de resinas ao esmalte irradiado com Er:YAG e posterior aplicação de ultrassom, que as regiões que normalmente apresentam hidroxiapatita, após irradiação, pelo efeito do calor, apresentam substâncias com  $\alpha$ ,  $\beta$  fosfato tricálcio,  $\alpha$ ,  $\beta$  pirofosfato de cálcio, tetrafosfato de cálcio e  $\beta$ ,  $\delta$  metafosfato de cálcio. O ultrassom removeria as áreas de exfoliação provocadas pela irradiação, aumentando a resistência da adesão das resinas.

Houssaim et al (2001) realizaram experimentos, utilizando  $\text{Ag}(\text{NH}_3)\text{F}$  antes da aplicação do *laser* de  $\text{CO}_2$  e verificaram que o esmalte,

nestas condições, apresenta-se de aspecto liso, homogêneo, vitrificado, com maior resistência a ácidos. A retenção da solução de fluoreto nas microestruturas do esmalte, prolonga o seu efeito na cavidade oral.

## OBJETIVOS

---

A partir da constatação que o *laser* tem inúmeras aplicações clínicas na Odontologia e que no campo da prevenção, especialmente, ele é impar, o presente trabalho se propõe a:

- avaliar, através de microscopia eletrônica de varredura, a morfologia da superfície do esmalte dentário irradiado, *in vitro*, com o *laser* de Nd:YAG;
- avaliar, através de microscopia eletrônica de varredura, a morfologia da superfície do esmalte dentário irradiado, *in vitro*, com o *laser* de Er:YAG.

## MATERIAIS E MÉTODOS

---

### SELEÇÃO E ADEQUAÇÃO DOS DENTES

Para esta pesquisa foram selecionados quinze dentes terceiros molares humanos, extraídos por indicação terapêutica, provenientes do banco de dentes da Faculdade de Odontologia da USP. Os mesmos foram armazenados individualmente em frascos com água destilada até o início da pesquisa, cujo protocolo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa, da já referida Faculdade, sob o nº 96/01, Parecer nº 88/01.

Dando início a este experimento, os molares selecionados foram lavados em água destilada para remoção dos restos orgânicos mais grosseiros aderidos à sua superfície. Para complementar a limpeza, foram submetidos a jatos de bicarbonato e ultrassom do aparelho Prof II da DABI -ATLANTE.

## PREPARAÇÃO DA AMOSTRA

Realizada esta fase de seleção e adequação dos dentes, passa-se à fase de preparação da amostra.

Neste momento, foram seccionadas as raízes de todos os terceiros molares com o auxílio de disco de carborundum e peça de mão. Feito isso, as coroas, por sua vez, também foram seccionadas no sentido vestibulo-lingual, dividindo a superfície oclusal em duas metades. Essa divisão foi efetuada através da indução do traço de fratura na vestibular e lingual com um disco de carborundum e posterior imersão dos dentes em nitrogênio líquido para, após o congelamento, serem seccionados com o auxílio de cinzel e martelo.

A secção das faces oclusais resultou em um total de trinta metades de coroa, que configuraram nas peças experimentais, submetidas, novamente, à limpeza com ultrassom/jato de bicarbonato (Prof II - DABI - ATLANTE) e armazenadas em água destilada até a aplicação do *laser*.

Cada metade do mesmo dente foi irradiada com um diferente tipo de *laser* (Nd:YAG e Er:YAG).

## DIVISÃO DO GRUPO

**Grupo Nº 1** – 15 hemi-coroas, cujos sulcos oclusais foram irradiados com o *laser* de Nd:YAG.

**Grupo Nº 2** – 15 hemi-coroas, cujos sulcos oclusais foram irradiados com o *laser* de Er:YAG.

## APARELHOS LASERS UTILIZADOS E MÉTODOS DE IRRADIAÇÃO

### *Características dos lasers utilizados*

#### *Laser de Nd:YAG*

O *laser* de neodímio é um *laser* de estado sólido. Seu meio ativo é usualmente um cristal de  $Y_2Al_5O_{12}$  (YAG – granada de ítrio e alumínio).

Constitui um sistema de quatro níveis de energia e opera de forma contínua ou pulsada.

Seu comprimento de onda é de 1064 nm e não está situada na faixa visível do espectro, sendo necessária a utilização de um *laser* guia. Este é bem absorvido pela melanina e hemoglobina.

O *laser* de Nd:YAG emite comprimento de onda de 1.064 nm, com taxa de repetição de 10 a 100 Hz, energia de até 320 mJ, largura de pulso de 100  $\mu$ s e potência de até 10 W. Este *laser* pode ser transmitido através de fibra óptica de quartzo, o que não é possível em *lasers* que emitem acima de 2,5  $\mu$ m.

O aparelho utilizado foi o Pulse Master 1000 (American Dental Technologies - USA) pertencente ao LELO (Laboratório Experimental de Laser em Odontologia da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo), utilizado de acordo com as instruções do fabricante para o propósito.

Os parâmetros utilizados foram: potência média de 1,0 Watt, frequência de 10 Hz e 100 mJ de energia por pulso, 124,40 J/cm<sup>2</sup> de

densidade de energia por pulso, durante 60 segundos. O sistema de entrega foi constituído por fibra óptica com 0,32 mm de diâmetro, com contato e de forma refrigerada (seringa tríplice ar/água).

## Preparação das Amostras

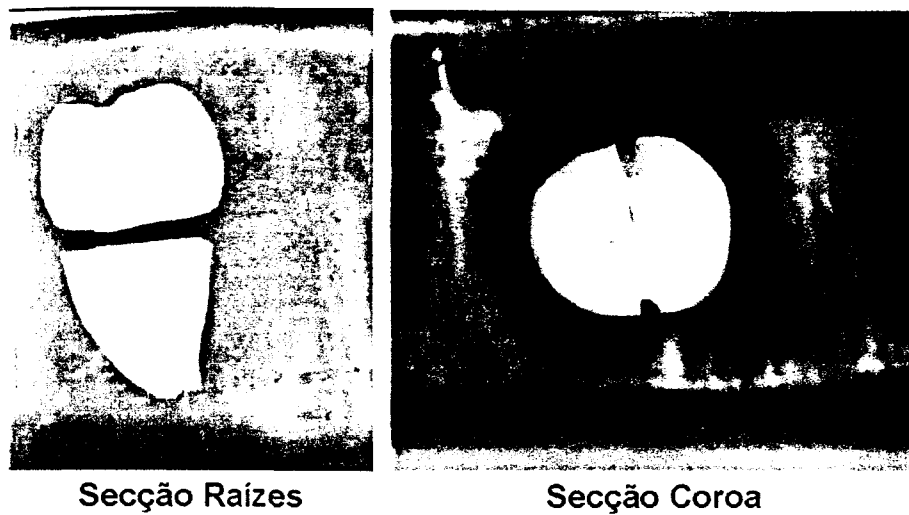


Figura 1: Secção dos dentes

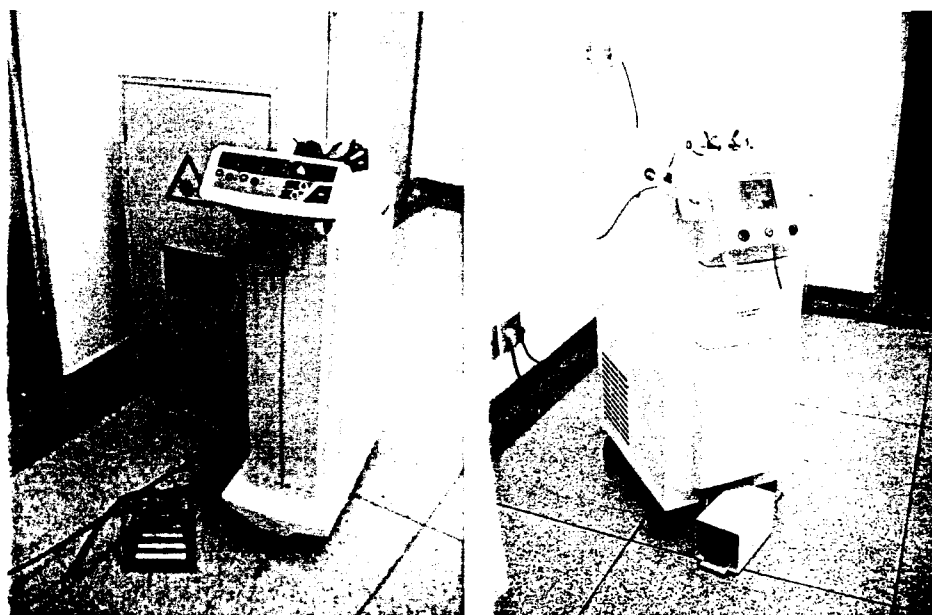


Figura 2: Lasers utilizados: Nd:YAG (esq.) e Er:YAG (dir.)

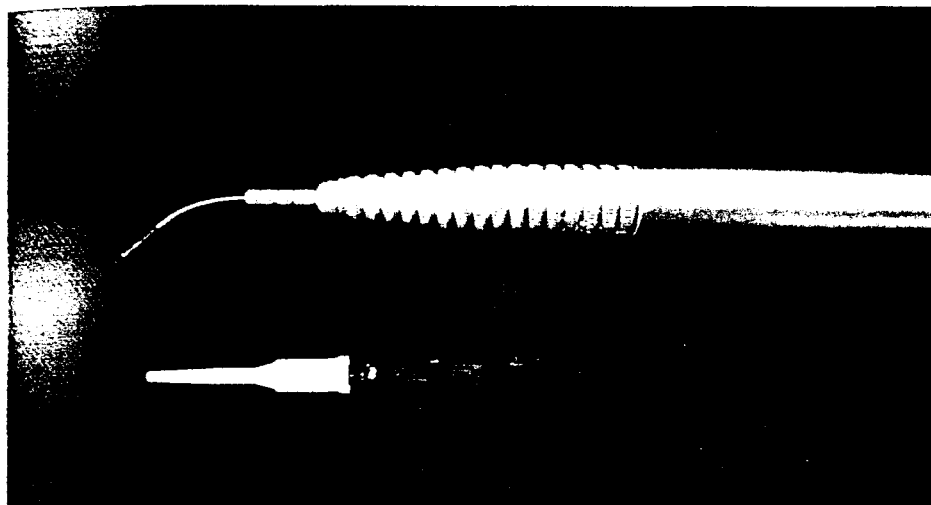


Figura 3: Sistema de entrega:  
Fibra óptica, ponta 50/10 Er:YAG  
Fibra óptica Nd:YAG (inf.)



Figura 4: Aplicação de Er:YAG



Figura 5: Aplicação de Nd:YAG

### **Laser de Er:YAG**

O *laser* de Érbio é um *laser* de estado sólido. Seu meio ativo é um cristal  $Y_2A_{15}G_{12}$  (granada de ítrio e alumínio).

O *laser* de Er:YAG, emitindo no comprimento de onda de  $2,94 \mu\text{m}$ , apresenta grande absorção por água e hidroxiapatita. Por essa afinidade com a água, seu sistema de entrega deve ser através de fibras cristalinas como a safira e não as de quartzo ou sílica (possuem alto teor de OH), a fim de que não haja perda de energia pela fibra.

O aparelho utilizado foi o *laser* de Er:YAG, modelo Key (Kavo - Germany), projeto FAPESP nº 97/10823-0, também pertencente ao LELO, utilizado segundo as instruções do fabricante, emitindo um comprimento de onda de  $2,94 \mu\text{m}$ , energia por pulso variável entre 60 e 500 mJ, largura de pulso variável de 250 a 500  $\mu\text{s}$ . Devido ao seu comprimento de onda situar-se na região do infravermelho do espectro eletromagnético, o aparelho utiliza um *laser* de baixa potência, o Diodo ( $\lambda$  -  $635 \mu\text{m}$ ) como luz guia.

Os parâmetros utilizados foram energia de 80 mJ, taxa de repetição de 4 Hz, durante 60 segundos. O sistema de entrega foi através da fibra óptica com a ponta 50/10, diâmetro de 0,47 mm e transmissão de 54%, de forma refrigerada em não contato, com densidade de energia de  $24,9\text{J}/\text{cm}^2$ .

Durante as irradiações, tanto com o *laser* de Nd:YAG, quanto com o *laser* de Er:YAG, todas as pessoas presentes utilizaram óculos de proteção com densidade óptica compatível ao comprimento de onda

irradiado, de maneira a prevenir danos oculares, observando, também, as "Normas de Segurança" indicadas à utilização da tecnologia *laser*.

Os dentes irradiados foram armazenados em soro fisiológico.

## PREPARAÇÃO DAS AMOSTRAS PARA A MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA

A análise microscópica de varredura eletrônica foi realizada no Centro de Microscopia Eletrônica da PUC - Pontifícia Universidade Católica, Porto Alegre-RS.

Como preparo pré-análise, as amostras foram desidratadas através da imersão seriada em soluções crescentes de álcool etílico a 70, 80 e 90 G.L. durante 15 minutos cada e em álcool absoluto (100 G.L.) durante trinta minutos. Após a secagem, em temperatura ambiente por vinte e quatro horas, foram levadas à secadora à vácuo.

As amostras foram fixadas, através de um fita adesiva dupla-face, nos stubs de alumínio próprios para a M.E.V., com a superfície oclusal voltada para cima e receberam metalização a ouro (sputtering).

As imagens obtidas, foram capturadas em disquetes em várias magnitudes, perfazendo-se assim cento e cinquenta imagens de áreas previamente selecionadas.

## RESULTADOS

---

Como mostra a figura abaixo e, também, como já citado anteriormente, os dentes, após sua seleção e procedimentos convenientes, foram seccionados ao meio em sua porção oclusal. Cada metade foi irradiada com um diferente *laser*, Nd:YAG e Er:YAG.

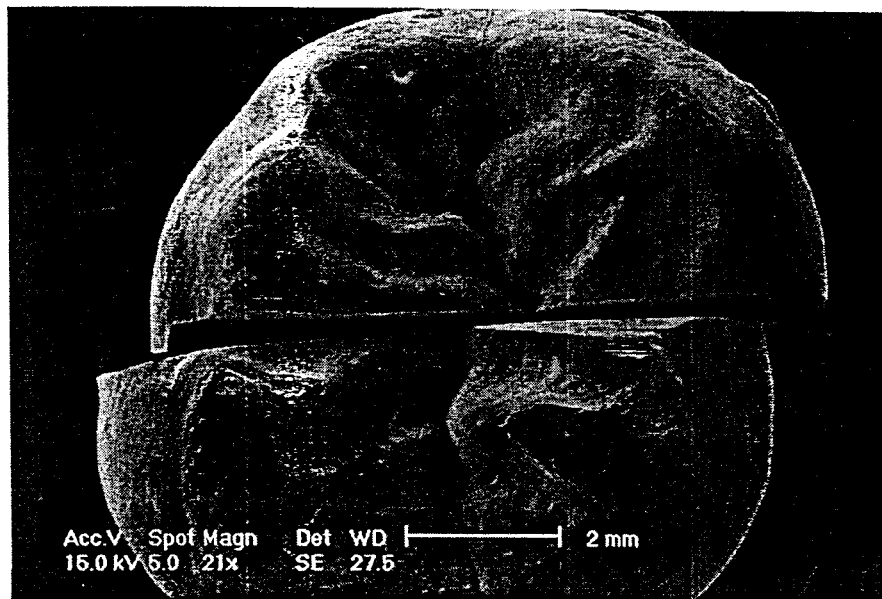


Figura 6: Superfície oclusal seccionada.

Considera-se mais elucidativo ilustrarmos com algumas seqüências de aumentos de alguns dentes selecionados entre os irradiados.

Em uma primeira seqüência seleciona-se o dente de número 2.

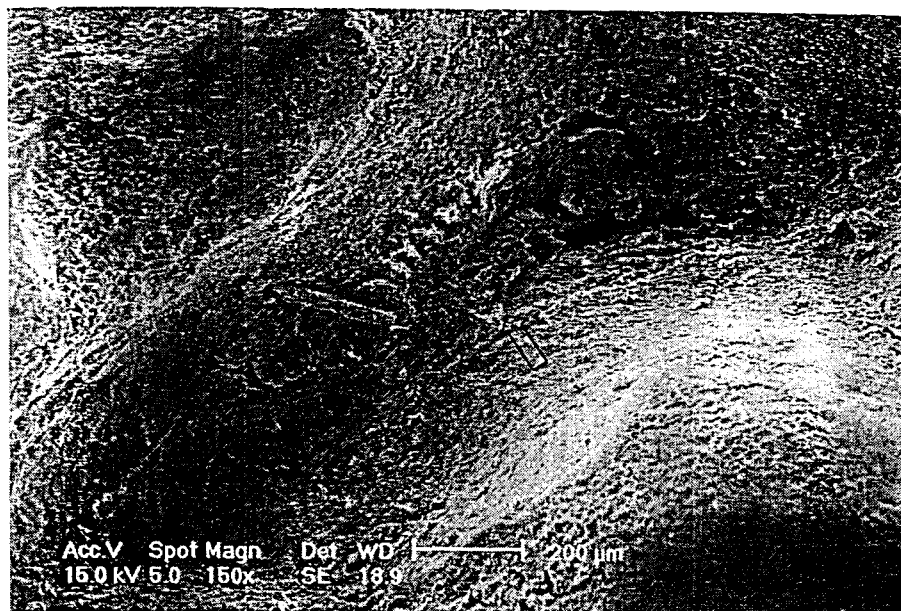


Figura 7: Esmalte irradiado - Nd:YAG em pequeno aument.

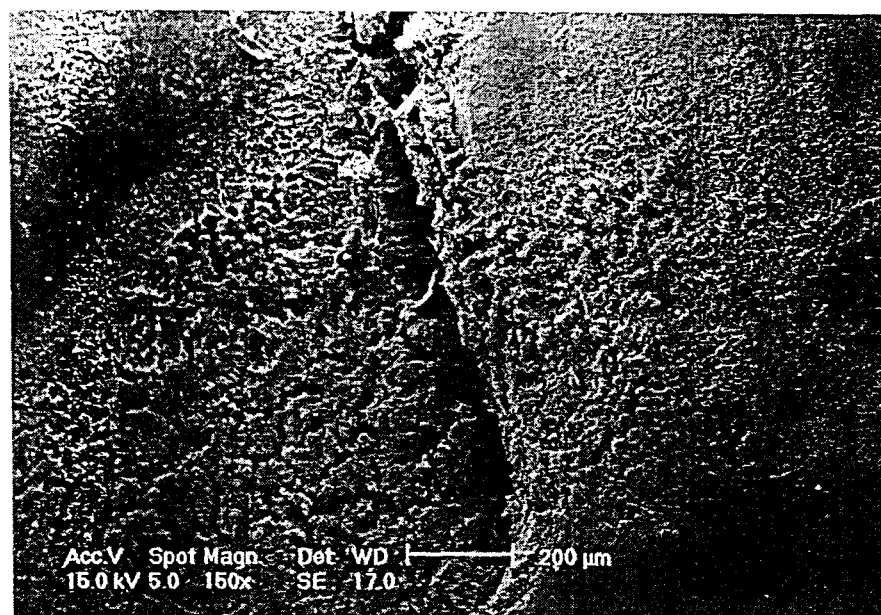


Figura 8: Esmalte irradiado - Er:YAG

Em pequeno aumento (Figura 7), pode-se verificar que o sulco irradiado com Nd:YAG apresentou a formação de uma ponte de esmalte (seta), provocando o vedamento parcial da fissura.

Na porção irradiada com o *laser* de Er:YAG (Figura 8), o esmalte apresentou um aspecto nitidamente rugoso, irregular e com uma aparência de "crenado". Conforme se afasta da zona irradiada, observa-se que essa irregularidade do esmalte diminui.

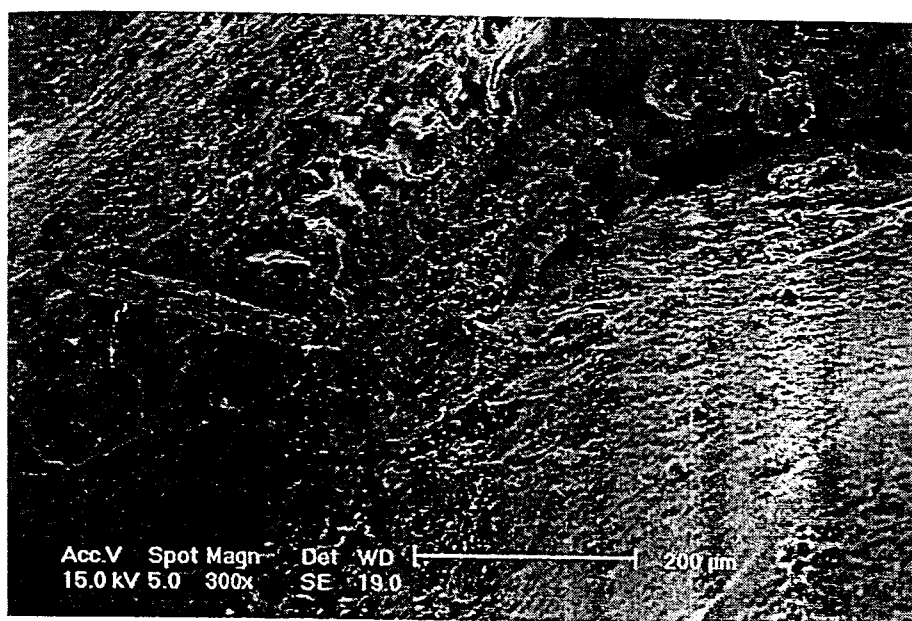


Figura 9: Esmalte irradiado - Nd:YAG

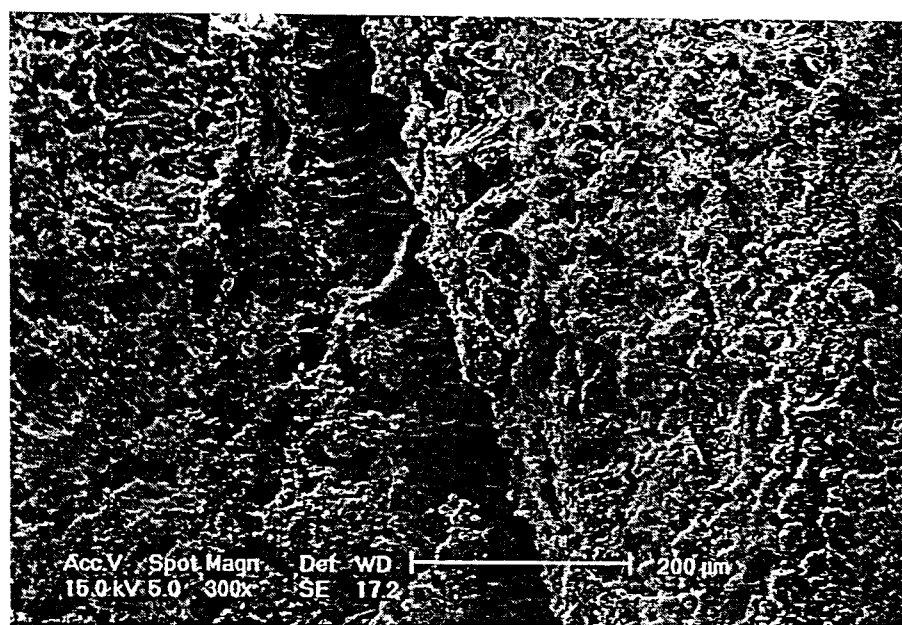


Figura 10: Esmalte irradiado - Er:YAG

Em maior aumento em relação às figuras 7 e 8 da amostra irradiada com o *laser* de Nd:YAG (Figura 9), observa-se, acima da ponte de esmalte, mais nitidamente, a presença de uma área vitrificada difusa provocada pela fusão desse esmalte e sua posterior recristalização.

Na porção irradiada com o *laser* de Er:YAG (Figura 10), neste mesmo aumento, pode-se começar a observar os distintos aspectos, que ficarão mais evidentes em maiores aumentos, dos prismas do esmalte, dependendo do sentido incidente da radiação *laser*.

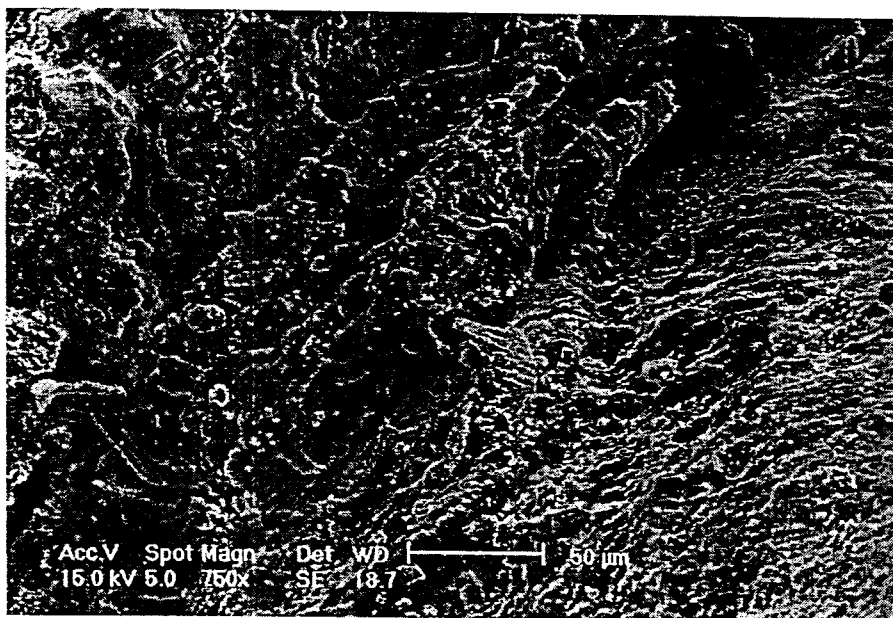


Figura 11: Esmalte irradiado - Nd:YAG

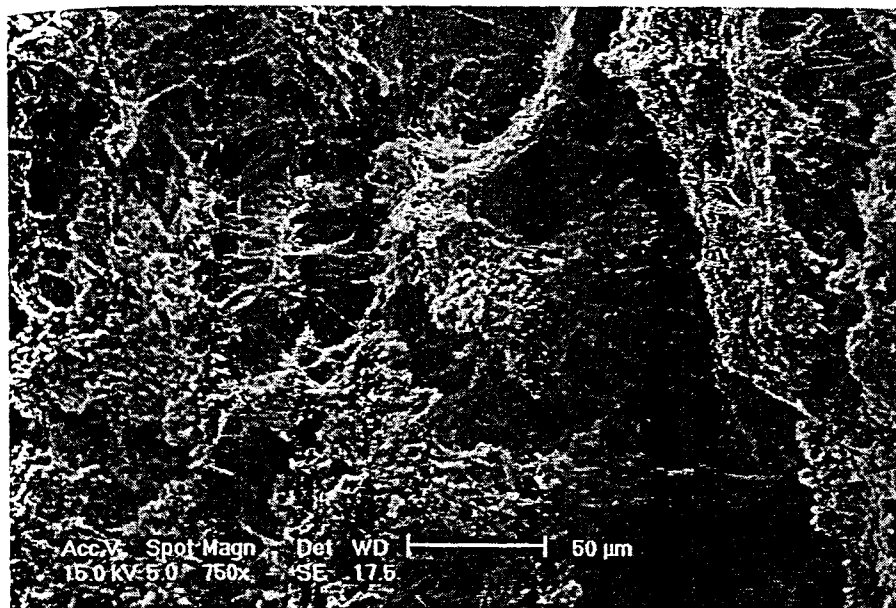


Figura 12: Esmalte irradiado - Er:YAG

Em aumento médio na porção irradiada com o *laser* de Nd:YAG (Figura 11), verifica-se a presença de estruturas superficiais com contornos e formas irregulares e a presença de grânulos de diferentes tamanhos. No ângulo superior esquerdo da figura, observa-se área vitrificada (seta).

Na porção irradiada com o *laser* de Er:YAG, na mesma magnitude (Figura 12), verifica-se, de forma mais acentuada, os diferentes aspectos dos prismas do esmalte, dependendo do sentido incidente da radiação; quando a irradiação é no sentido paralelo aos prismas, estes possuem o aspecto de “raspados”, e quando a irradiação é perpendicular aos prismas, estes apresentam o aspecto de “couve-flores” justapostas.

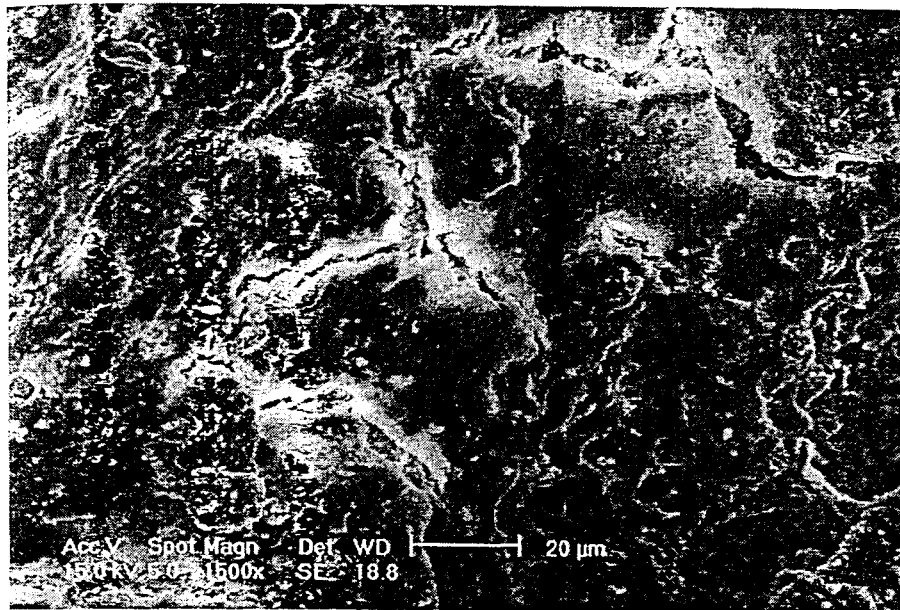


Figura 13: Esmalte irradiado - Nd:YAG

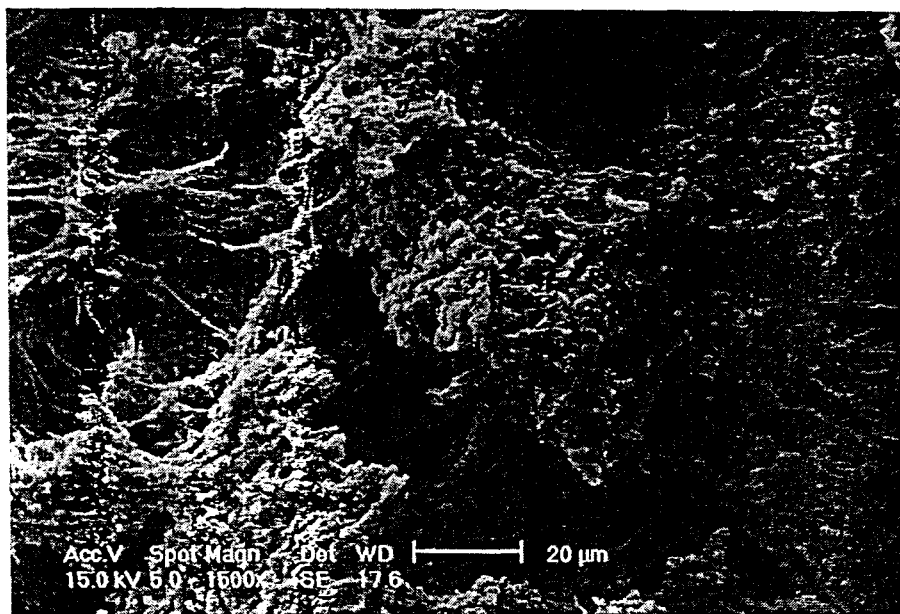


Figura 14: Esmalte irradiado - Er:YAG

Na amostra irradiada com o *laser* de Nd:YAG (Figura 13), fica mais evidente a área de aspecto vitrificado e a presença de estruturas irregulares de esmalte fundido.

Na porção irradiada com o *laser* de Er:YAG (Figura 14), pode-se notar o desenho nítido dos "caules" e extremidades arredondadas dos esmaltes do esmalte, configurando a analogia à "couve-flor".

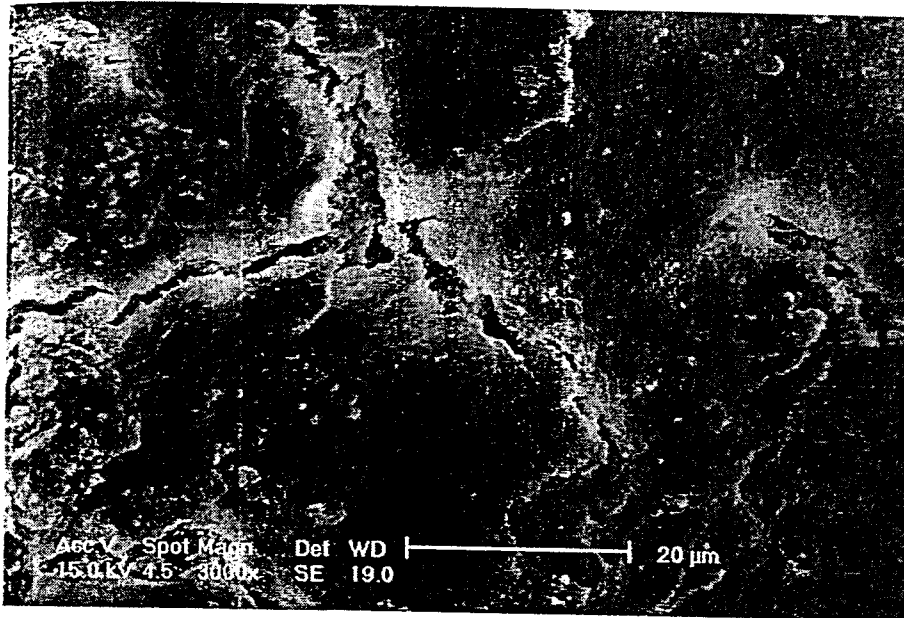


Figura 15: Esmalte irradiado - Nd:YAG

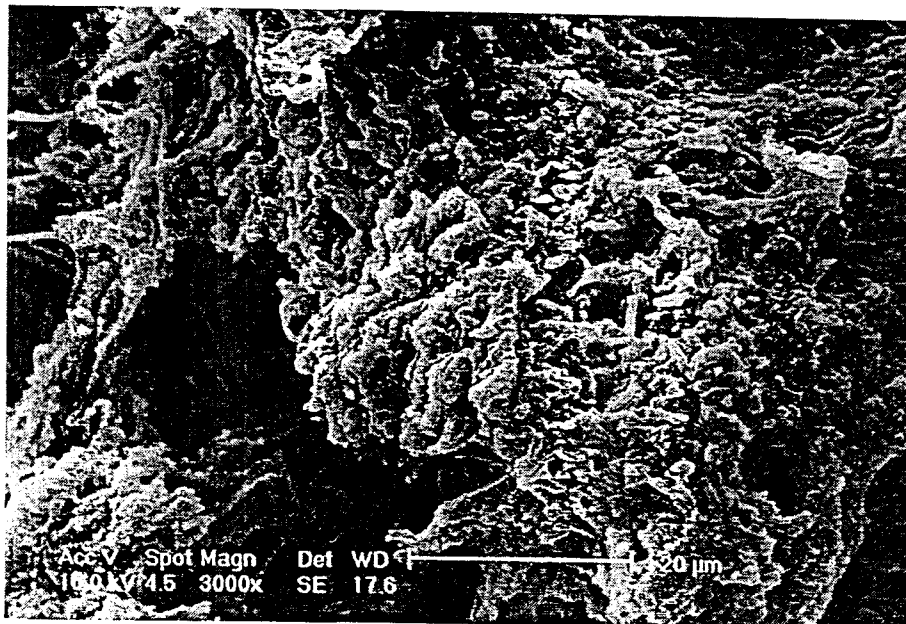


Figura 16: Esmalte irradiado - Er:YAG

Observa-se em grande aumento da porção irradiada com o *laser* de Nd:YAG (Figura 15), áreas de fusão e recristalização configurando um esmalte mais denso e menos poroso, de aspecto vitrificado. Há uma nítida diminuição não só na quantidade dos poros, como também no seu diâmetro. Convém lembrar que o diâmetro habitual dos poros é de aproximadamente 5  $\mu\text{m}$ . Valendo-se da medida de 20  $\mu\text{m}$  impressa pelo computador na figura reproduzida, pode-se verificar que alguns poros medem pouco mais de 1  $\mu\text{m}$ .

Na porção irradiada com o *laser* de Er:YAG, em grande aumento (Figura 16), no ângulo inferior esquerdo da figura, é possível observar um "rondoso caule" e, no centro e direita da imagem, fica bem nítido o aspecto arredondado das extremidades dos prismas, a "flor" da "couve-flor".

Outra seqüência de um diferente dente, o de número quatro:

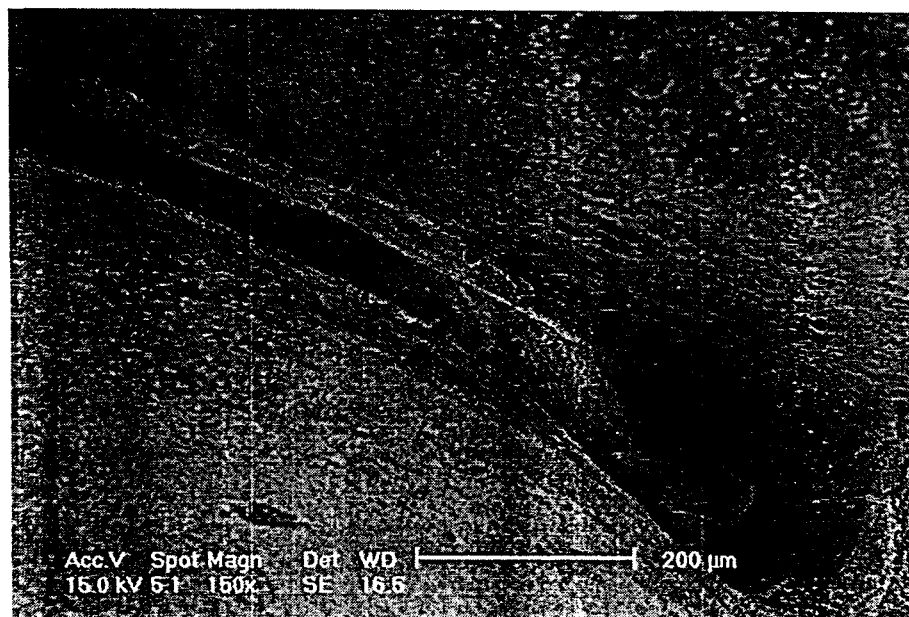


Figura 17: Esmalte irradiado - Nd:YAG

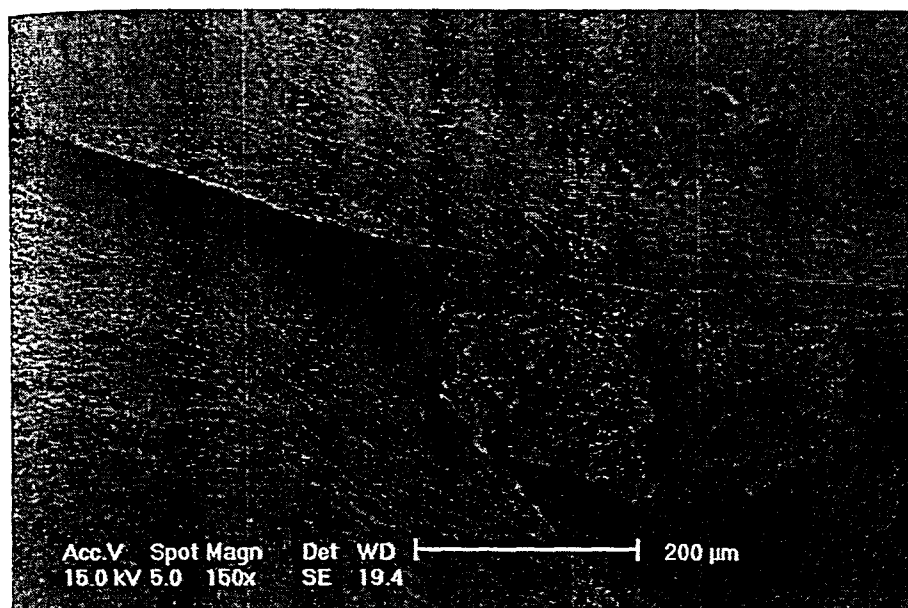


Figura 18: Esmalte irradiado - Er:YAG

Verifica-se em pequeno aumento da metade irradiada com o *laser* de Nd:YAG (Figura 17), o vedamento parcial da fissura com a formação de uma “*ponte*” de esmalte supostamente provocada pela fusão e recristalização deste esmalte.

Na metade irradiada com o *laser* de Er:YAG, no mesmo aumento (Figura 18), observa-se também a possível presença de uma “*ponte*” de esmalte, obliterando parcialmente o sulco oclusal.

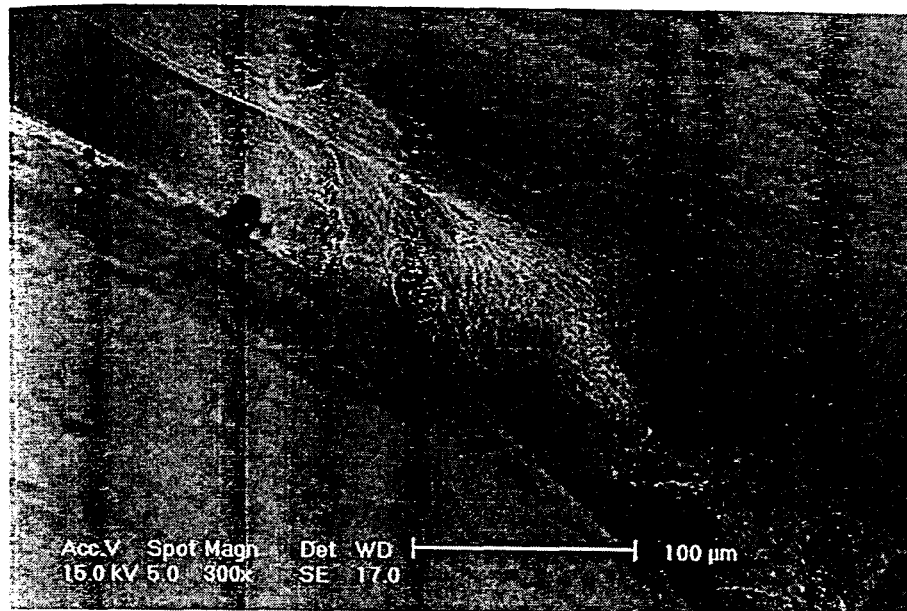


Figura 19: Esmalte irradiado - Nd:YAG

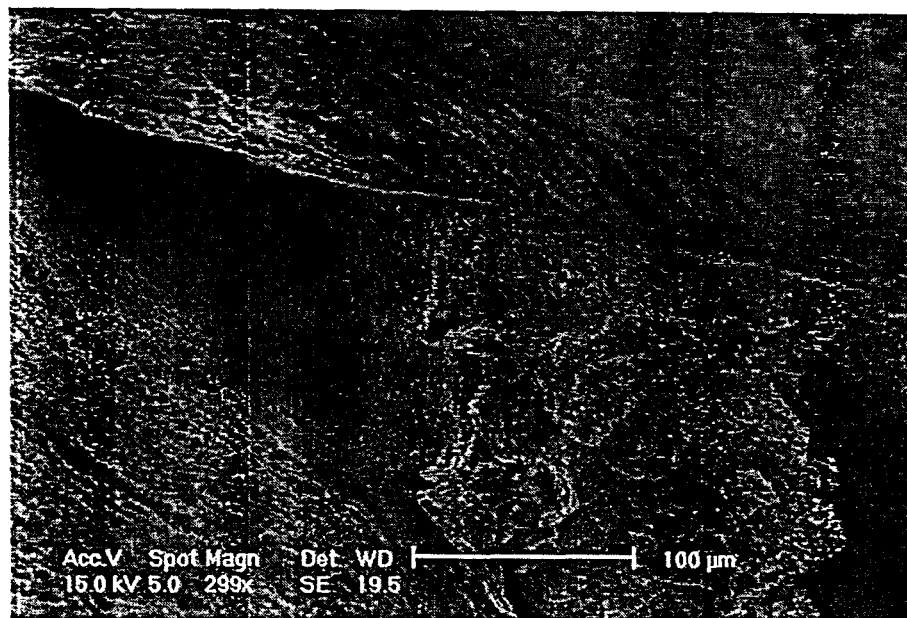


Figura 20: Esmalte irradiado - Er:YAG

Em maior aumento em relação às figuras 17 e 18 da amostra irradiada com o *laser* de Nd:YAG (Figura 19), observa-se que a "ponte" de esmalte é mais nítida e constata-se que este esmalte é menos poroso, tem aspecto vitrificado e regular.

Na porção irradiada com o *laser* de Er:YAG (Figura 20), observa-se o antigo padrão retentivo do esmalte após sofrer a irradiação *laser*, além de seu aspecto irregular.

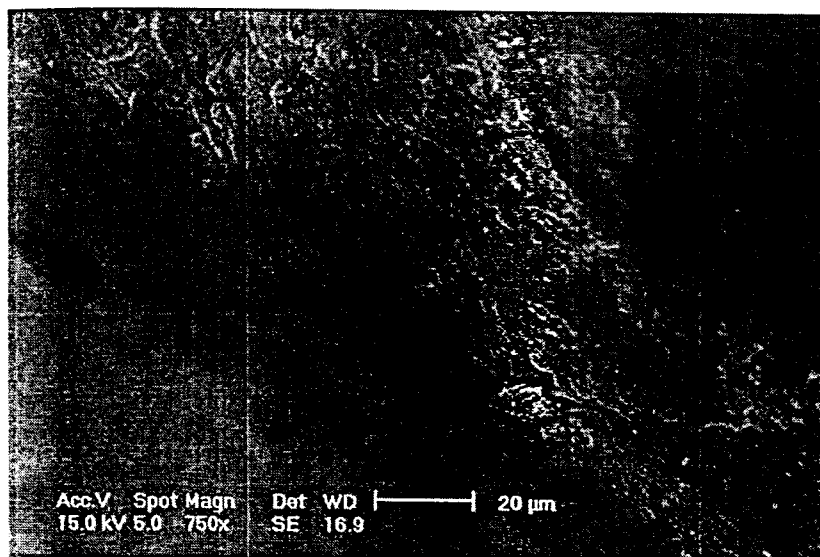


Figura 21: Esmalte irradiado - Nd:YAG



Figura 22: Esmalte irradiado - Er:YAG

Em aumento médio, na porção irradiada com o *laser* de Nd:YAG (Figura 21), pode-se observar a diminuição dos poros bem como de seus diâmetros se comparando com a porção superior direita da imagem que não sofreu irradiação.

Na porção irradiada com o *laser* de Er:YAG, no mesmo aumento (Figura 22), na metade direita da imagem, é notado o bom padrão retentivo mecânico, proporcionado por essas múltiplas micro-irregularidades do esmalte; na metade esquerda, observa-se a presença de trincas e grânulos.

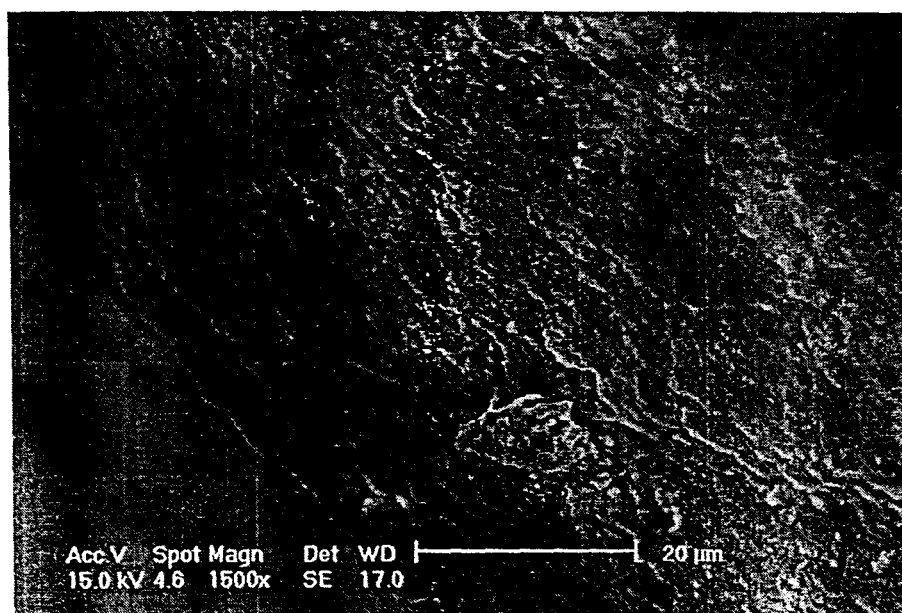


Figura 23: Esmalte irradiado - Nd:YAG

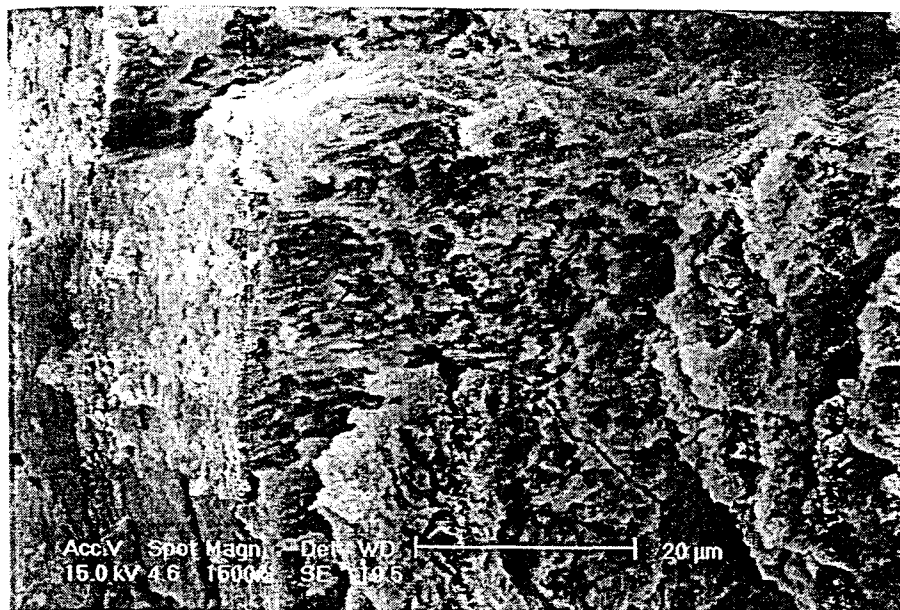


Figura 24: Esmalte irradiado - Er:YAG

Em um aumento superior em relação às figuras 21 e 22 da porção irradiada com o *laser* de Nd:YAG (Figura 23), verifica-se a presença de grânulos, além da menor porosidade deste esmalte.

Na porção irradiada com o *laser* de Er:YAG, com um mesmo aumento (Figura 24), nota-se a presença de trincas e dos prismas de esmalte com aspecto de “*raspado*” ou “*couve-flor*”, dependendo da radiação incidente conforme já descrito anteriormente.

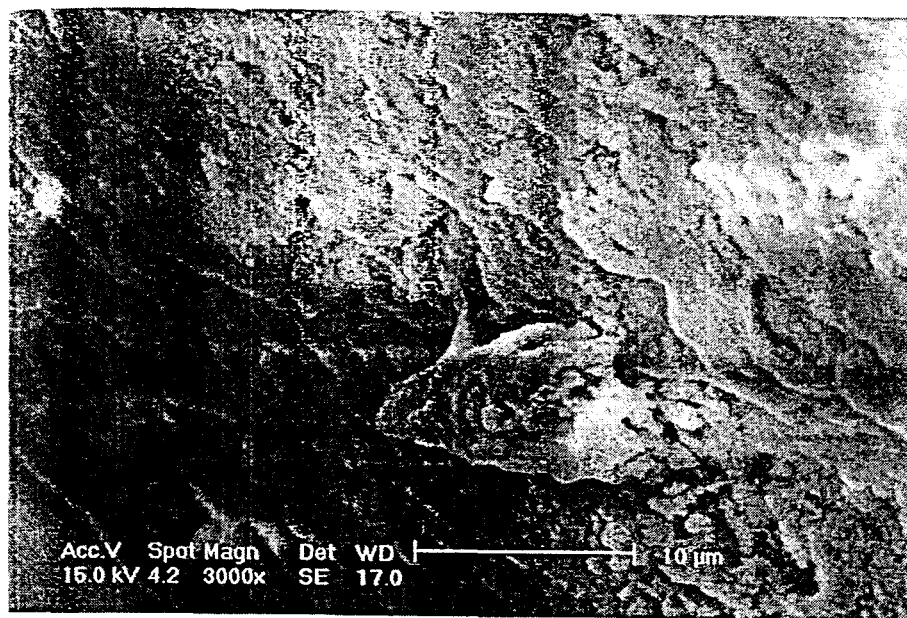


Figura 25: Esmalte irradiado - Nd:YAG

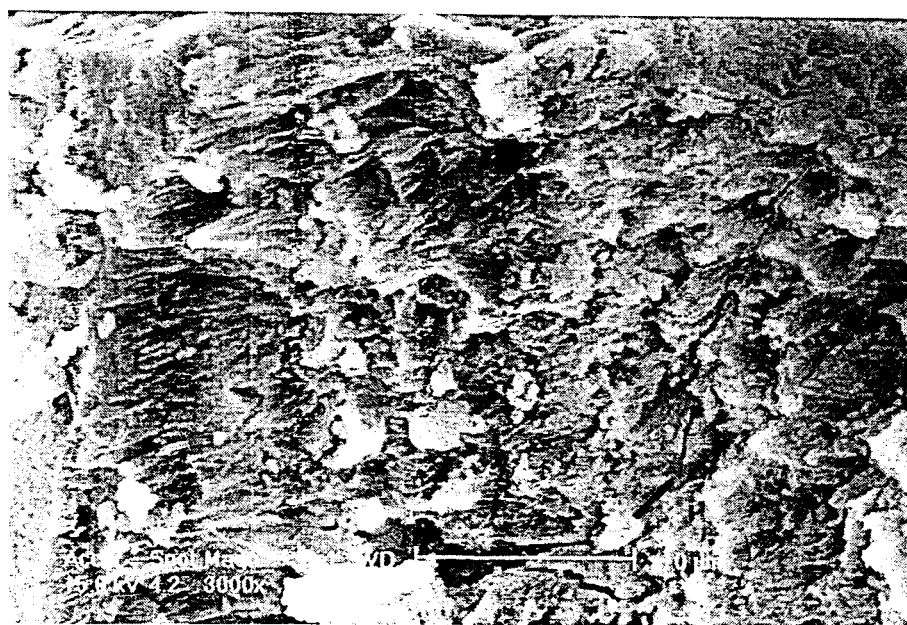


Figura 26: Esmalte irradiado - Er:YAG

Em um grande aumento na porção irradiada com o *laser* de Nd:YAG (Figura 25), constata-se o aspecto pediculado do grânulo de esmalte e a não visualização das marcas do processo de Tomes.

Na porção irradiada com o Er:YAG, com um mesmo aumento (Figura 26), verifica-se na metade direita da imagem, a presença de trincas e prismas com a extremidade arredondada (a "flor" da "couve-flor") e na metade esquerda prismas com aspecto de raspados.

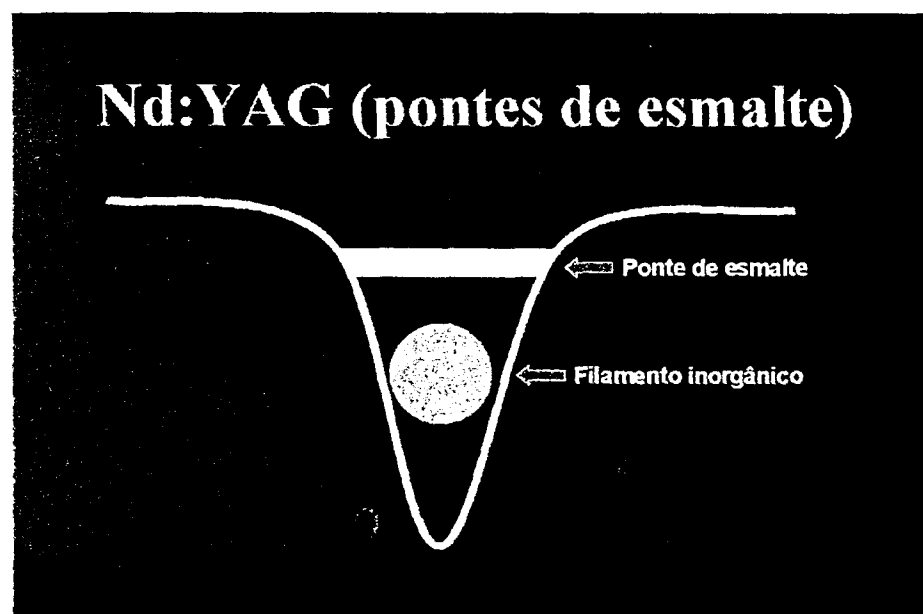


Figura 27 – Filamento inorgânico aprisionado sob ponte neoformada

Em uma determinada amostra, a de número um, na metade irradiada com o *laser* de Nd:YAG, foi constatado um dado curioso e interessante de ser relatado. Um filamento de material inorgânico (provavelmente plástico) foi "sepultado" sob as novas pontes de esmalte ocasionadas pela fusão e recristalização do esmalte irradiado. Estas

imagens levam a supor que esta nova configuração do esmalte "aprisionou" um detrito inorgânico que estava retido no sulco (Figura 27).

Nesta mesma metade de superfície oclusal, é percebida a formação de três pontes distintas que serão reproduzidas abaixo em várias magnitudes (Figuras 28 à 34).

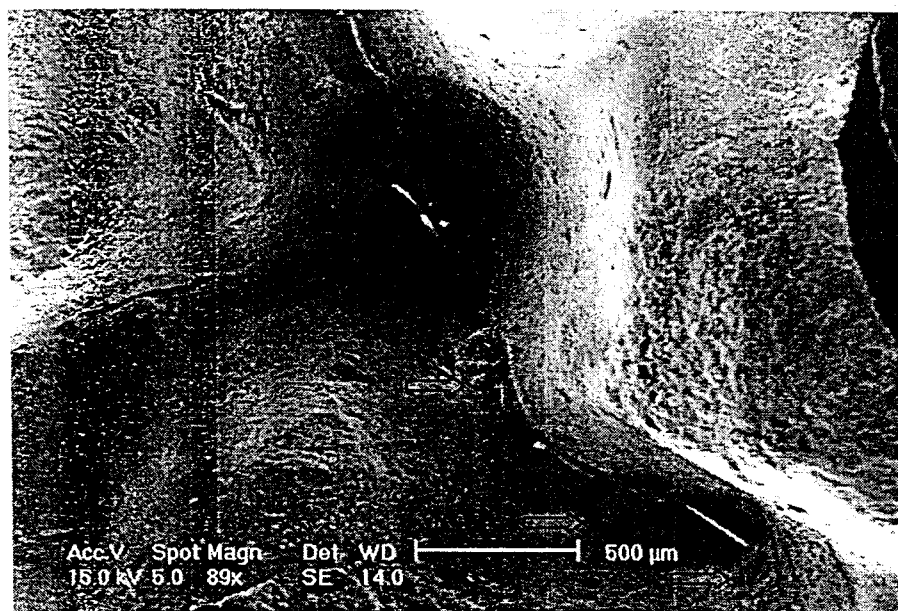


Figura 28 – Filamento inorgânico aprisionado sob pontes neoformadas

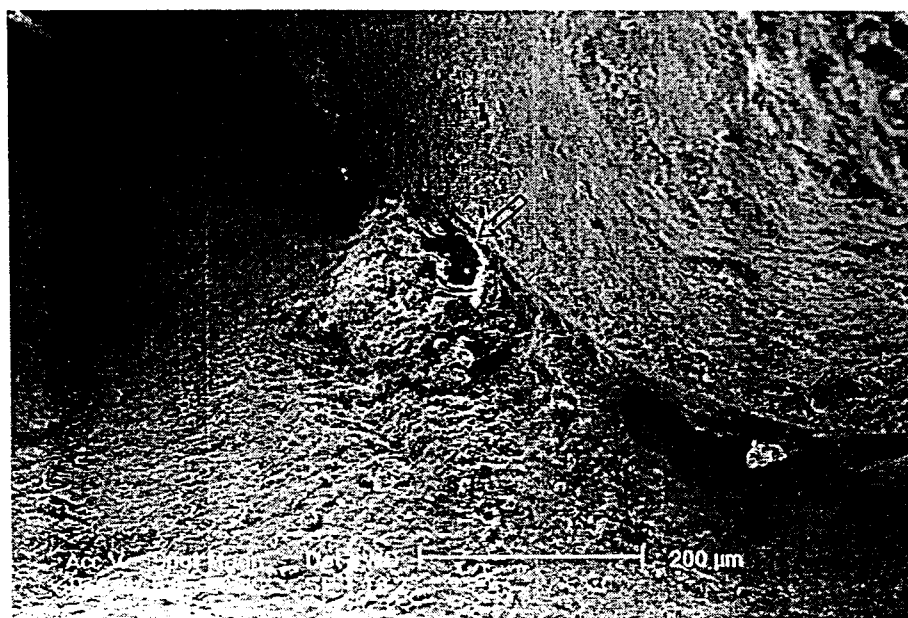


Figura 29: Ponte A - Esmalte irradiado - Nd:YAG

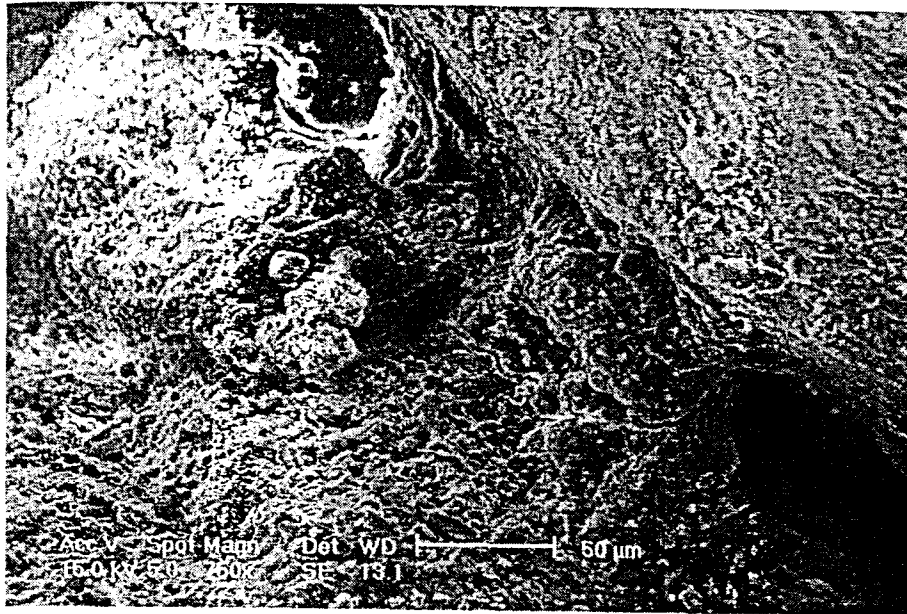


Figura 30: Ponte A - Esmalte irradiado - Nd:YAG (maior aumento)

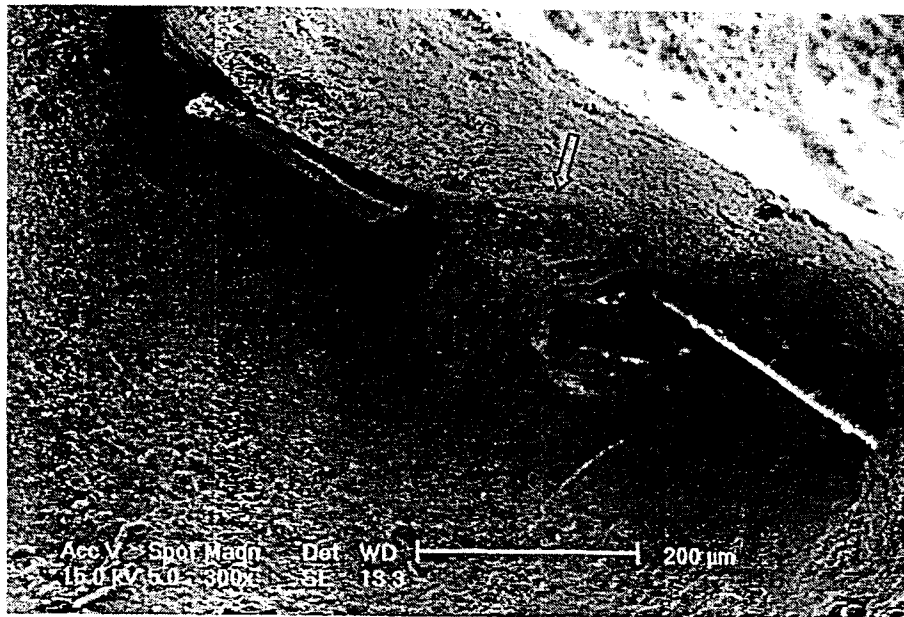


Figura 31: Ponte B - Esmalte irradiado - Nd:YAG

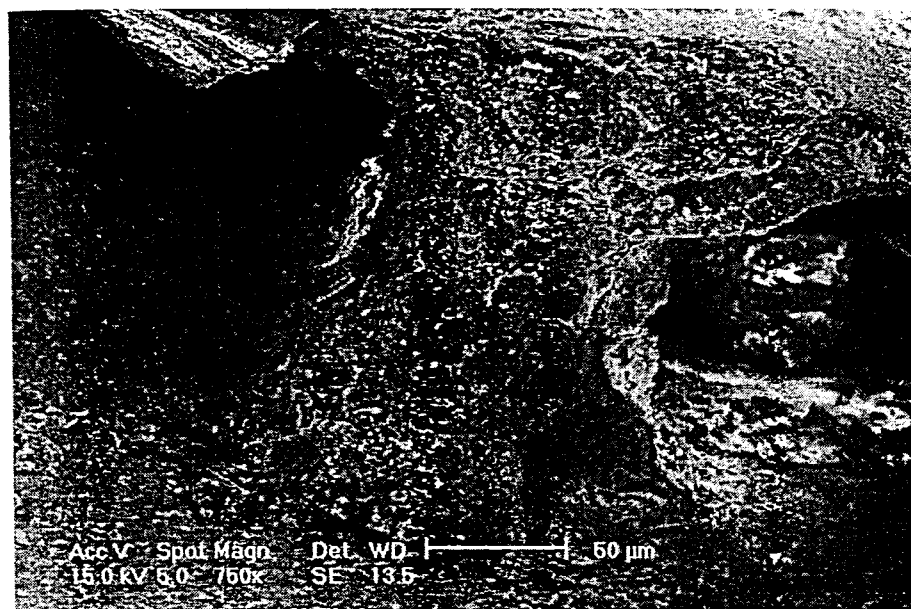


Figura 32: Ponte B - Esmalte irradiado - Nd:YAG (maior aumento)

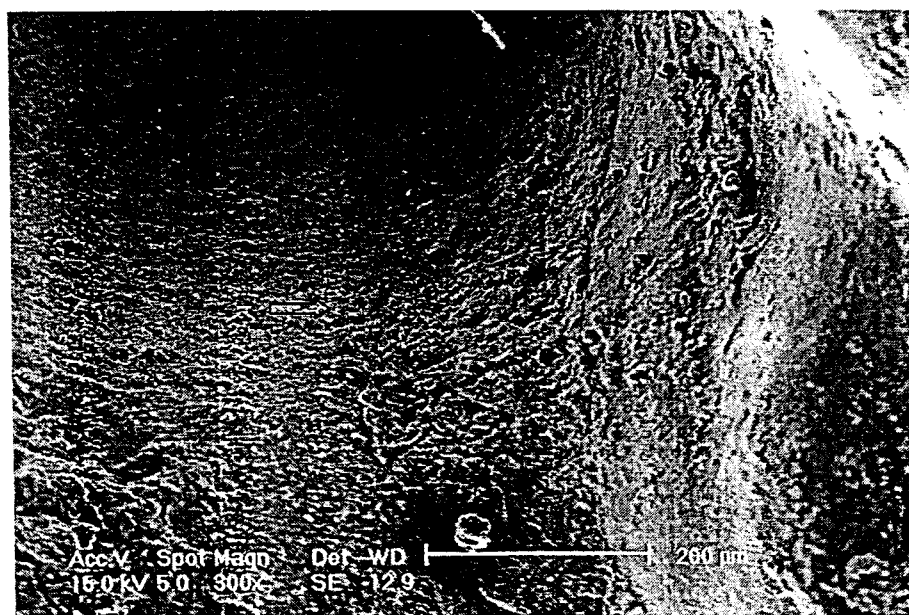


Figura 33: Ponte C - Esmalte irradiado - Nd:YAG

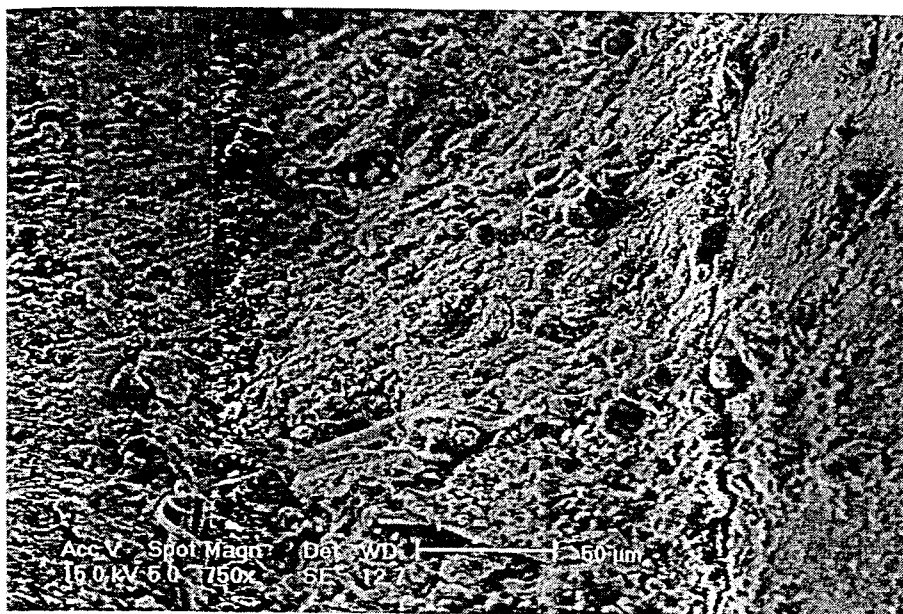


Figura 34: Ponte C - Esmalte irradiado - Nd:YAG (maior aumento)

Imagens bastante elucidativas também foram encontradas na porção irradiada com o *laser* de Er:YAG, na amostra de número cinco.

Em pequenos aumentos (Figuras 35 e 36) constata-se o padrão retentivo do esmalte, característica da irradiação com o Er:YAG. Observa-se, também, a presença de trincas nas bordas da cratera provocada pelo pulso *laser*.

Em um aumento de médio (Figuras 37 e 38), são selecionadas duas imagens para ilustrar e comparar a configuração anatômica dos prismas do esmalte segundo o sentido da radiação incidente.

Na imagem da esquerda, a luz *laser* incidiu, de modo perpendicular, aos prismas e, na da direita, paralela a estes. Nota-se nesta imagem a ausência da individualização dos prismas (no longo eixo), provocando a sua perda de identidade, justificativa provável para sua maior resistência.

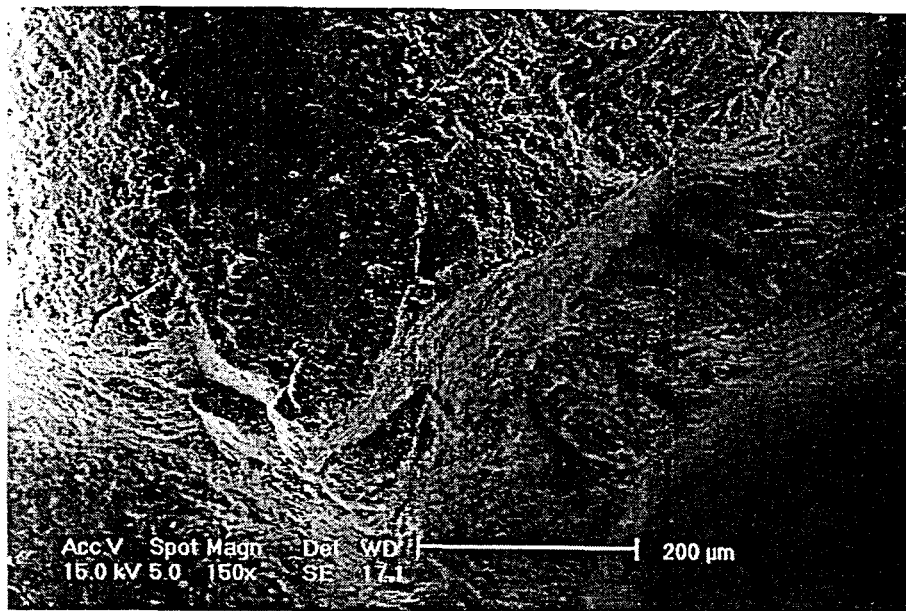


Figura 35: Esmalte irradiado - Er:YAG

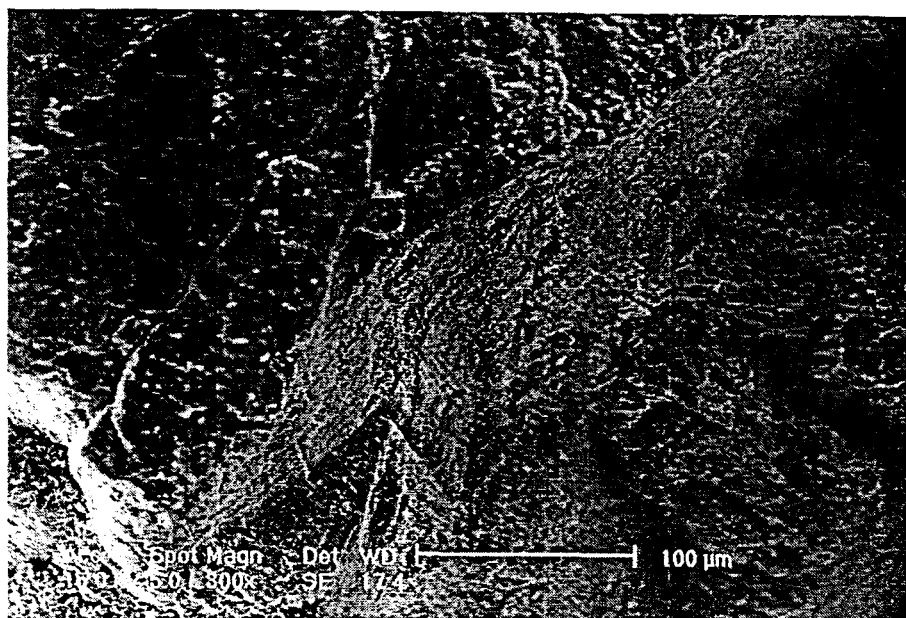


Figura 36: Esmalte irradiado - Er:YAG

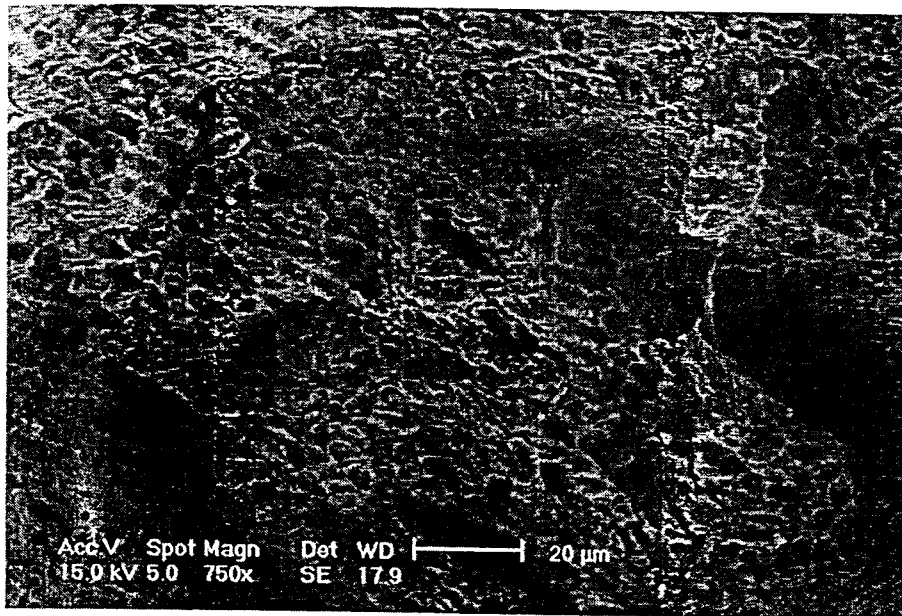


Figura 37: Irradiação perpendicular - Er:YAG

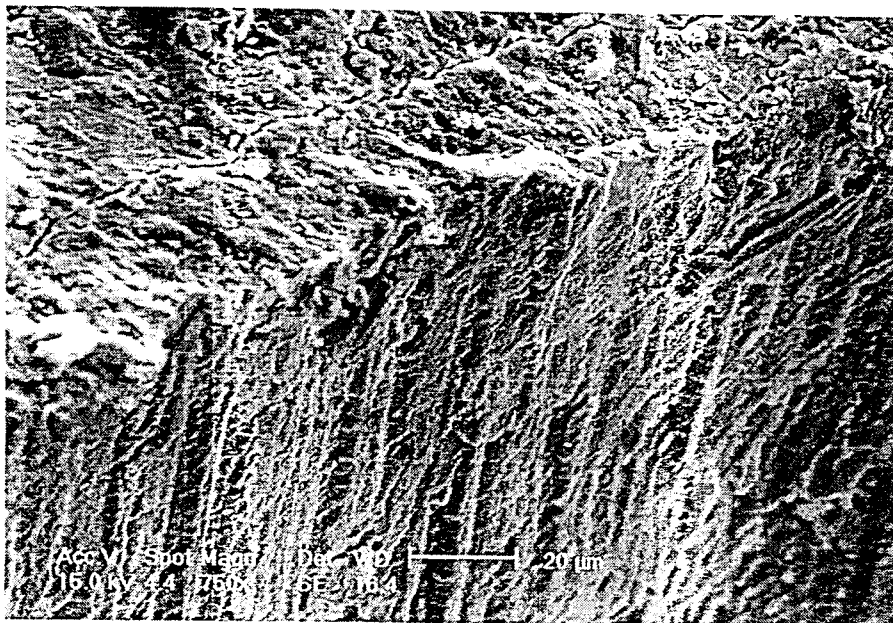


Figura 38: Irradiação paralela - Er:YAG

## DISCUSSÃO

---

Segundo os dados da M.E.V., do ponto de vista morfológico, tanto o *laser* de Nd:YAG, quanto o *laser* de Er:YAG, satisfazem as expectativas de prevenção. Proporcionam ao esmalte dentário, através das propriedades impares de sua irradiação, a fusão e recristalização das estruturas cristalinas do esmalte, configurando este, em uma estrutura mais ácido resistente, com menor grau de permeabilidade e, conseqüentemente, com diminuição de sua solubilidade e dissolução de cálcio. Dados estes também encontrados em diversos trabalhos, com diferentes tipos de *lasers* (Rubi, CO<sub>2</sub>, Nd:YAG, Er:YAG): Stern, Soagnaes (1964); Stern, Soagnaes (1965); Stern, Soagnaes (1966), Stern, Soagnaes (1972); Kantola (1973); Yamamoto, Sato (1978); Kwada, Flower (1984); Morioka (1989); Oho, Morioka (1990); Myers (1991); Wash, Perhan (1991); Echevarria (1993); Rode (1994); Myaki (1995), Eduardo et al (1995); Eduardo et al (1996); Tanji (1998); Pelino (1998); Bispo (2000), Ceballo et al (2000), Da-Guang et al (2000), Hussaim et al (2001), Eguro et al (2001) e outros.

Nos espécimes irradiados com o *laser* de Nd:YAG, neste trabalho, foi verificada a presença de pontes de esmalte, vedando parcialmente os

sulcos. Walsh, Perhan (1991) alcançaram resultados semelhantes, utilizando o *laser* de CO<sub>2</sub> com potência de 2 a 5 Watts.

Echevarria et al (1992), com um *laser* de CO<sub>2</sub>, descreveram a formação de pontes de esmalte em fissuras estreitas.

Rode et al (1994) demonstraram a ação do Nd:YAG sobre o esmalte de decíduos humanos e verificaram a diminuição na profundidade das fissuras.

Myaki (1995), utilizando o *laser* de Nd:YAG com 2 Watts de potência, frequência de 20Hz e 100mJ de energia por pulso por 3 minutos, em sulcos pigmentados com nanquim, relacionou o vedamento alcançado ao tipo anatômico de fissura, fator este que determinaria a quantidade de material fundido. Citou que em fissuras do tipo *U* ou *V*, a fibra óptica do aparelho, que possui o diâmetro de 0,32mm, consegue alcançar o fundo desta. Já em fissuras profundas do tipo *I* ou *IK*, verificou o vedamento parcial da porção superficial e observou que o fundo da fissura permaneceu aberta.

Pelino (1998), com o *laser* de Nd:YAG, potência de 1 Watts, 67mJ energia/pulso, 15 Hz de frequência, também em sulcos pigmentados com nanquim para a maior absorção, referiu-se a zonas de fusão e recristalização.

Em uma das amostras irradiadas com o *laser* de Er:YAG (figura 18), observa-se a possível presença de uma ponte de esmalte obliterando parcialmente a fissura, fato este que antagoniza os resultados descritos por Tanji(1998), que não observou áreas de fusão e recristalização no esmalte irradiado com o mesmo *laser* e parâmetros de 400 mJ, 2Hz e 500mJ, 2Hz.

Nos espécimes irradiados com Nd: YAG, verifica-se a presença de áreas vitrificadas, fato este também relatado por Stern, Soagnaes (1965); Stern, Soagnaes (1965), utilizando um *laser* de Rubi; Watanabe et al (1986) utilizando CO<sub>2</sub> e Kimura et al (1983), Myaki (1995) e Pelino (1998) com o *laser* de Nd:YAG.

Foi também observado nas amostras irradiadas com o Nd:YAG, a presença de estruturas superficiais com contornos e formas irregulares e grânulos de diferentes tamanhos. Fato também observado por Kinersly et al (1965); Stern, Soagnaes (1965); Stern, Soagnaes (1966); Mannerberg et al (1969), utilizando o *laser* de Rubi. Stern, Soagnaes (1967); Peck, Peck (1967); Kantola (1969); Stern, Soagnaes (1972); Kantola et al (1973); Kuroda, Flower (1984); Watanabe et al (1986); Nelson et al (1987); Walsh, Perhan (1991), utilizando o CO<sub>2</sub> e Myers (1990); Bahar, Tagomori (1994); Rode et al (1994); Myaki (1995), Eduardo et al (1995); Myaki et al (1998), Pelino (1998) e Hussaim et al (2001), utilizando Nd:YAG.

A presença de rugosidades superficiais provocadas pela irradiação do Nd:YAG descritas por Hess (1990); Muers (1990); White et al (1993); Eduardo et al (1995); Myaki (1995) e Myaki et al (1998), não seria suficiente para promover a retenção adequada para um selante resinoso, sendo necessária, segundo esses autores, também a utilização de um condicionamento ácido. Estando esse esmalte irradiado mais ácido resistente, seria necessário um maior tempo de exposição ao ácido como o descrito no trabalho de Echevarria (1992), utilizando ácido fosfórico a 37% por 45 segundos para obter condicionamento favorável após a irradiação com CO<sub>2</sub>.

Em vários aumentos dos espécimes irradiados com Nd:YAG, constata-se, a diminuição dos poros do esmalte, não só na sua quantidade, como também em seu diâmetro (o diâmetro habitual é de aproximadamente  $5\mu\text{m}$ ).

Essa diminuição da permeabilidade é também descrita nos trabalhos de Yamamoto, Doya (1974), que observaram o aumento da resistência à desmineralização do esmalte irradiado com o *laser* de Nd:YAG, através da diminuição do tamanho dos cristais, devido à perda de água e  $\text{CO}_2$  dos minerais nesta superfície .

Yammamoto, Sato (1978), utilizando o *laser* de Nd:YAG Chaveamento Q, observaram mudanças na matriz orgânica do esmalte, diminuindo sua permeabilidade .

Kurada, Flower (1984), utilizaram o *laser* de  $\text{CO}_2$  e observaram o derretimento na apatita do esmalte, composta de fases menores de fosfato -  $\alpha$  - tricálcio,  $\alpha - \text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$ , fosfato de tetracálcio e  $\text{CO}_4(\text{PO}_4)_2\text{O}$  e uma fase maior de apatita modificada. Constataram, também, uma diminuição de água, proteína, carbonato, cloro e uma possível incorporação de óxidos recolocando alguns íons de hidróxidos, com ganho de traços de  $\text{CO}_2$  e Cianato.

Nelson et al (1986), com o *laser* de  $\text{CO}_2$ , relataram um esmalte menos poroso e menos permeável e a diminuição da solubilidade.

Nos espécimes irradiados com o *laser* de Er:YAG, ficou muito nítido o padrão retentivo do esmalte irradiado. Este se apresentou irregular com micro-retenções mecânicas, sem padrão homogêneo de condicionamento, em concordância com os estudos de Keller, Hibst (1993), Groth (1997), Tanji (1998) e Ceballo et al (2000). Alguns autores relataram trabalhos

comparando o condicionamento convencional com ácido ao com o *laser* de Er:YAG. Keller, Hibst (1993) descreveram margens cavo-superficiais condicionadas em preparos realizados com o *laser* de Er:YAG. Utilizando este de modo desfocado, observaram um padrão de condicionamento mais homogêneo, mas sem aumento significativo no teste adesivo.

Bispo (2000) alcançou melhor resistência à tração nos grupos irradiados com o Er:YAG + ácido fosfórico a 35% (4Hz 60mJ, 4Hz 80mJ, 6Hz 60mJ, 6Hz 80mJ, 10Hz 60mJ e 4 Hz 250mJ desfocado), do que nos grupos tratados sem o ácido fosfórico e com os mesmos parâmetros. No grupo com os parâmetros 2Hz e 80mJ sem o ácido, observou resistência à tração comparável a do grupo *laser* + ácido fosfórico a 35% com 4Hz e 80mJ e com 4Hz e 250mJ desfocado.

Neste trabalho, verifica-se a presença de trincas em algumas amostras irradiadas com o *laser* de Er:YAG. Fato este contrário ao relato no trabalho de Keller, Hibst(1989), que correlacionaram a ausência de trincas como o resultado de um maior consumo de energia durante a ablação, não havendo a propagação do calor e, conseqüentemente, não ocorrendo danos térmicos, que provocariam as trincas.

Pelino (2000), em seu experimento com o Er:YAG, 10Hz e 60mJ, também relata trincas e, assim como este trabalho, admite a possibilidade de que a origem destas possa ser da irradiação *laser* ou artefato de técnica durante o processo de manipulação dos espécimes .

Paghdiwala et al (1993) não verificaram aumento maior que 5 C nos dentes irradiados com o *laser* de Er:YAG e refrigerado com água, eliminando, assim, o risco de dano pulpar por elevação de temperatura.

Baseado nos resultados alcançados em nossos experimentos, na literatura buscada e nos conhecimentos adquiridos durante o curso de mestrado, encara-se com bastante otimismo o uso do *laser* na prevenção. Aliado aos métodos já existentes, como o controle da placa, modificação da dieta e o uso do flúor, o *laser* vem a representar um excelente aliado, à medida que incrementa de forma efetiva a resistência do esmalte, além de aumentar o seu poder de incorporação do flúor.

Do ponto de vista clínico, o *laser* de Nd:YAG alcança resultados mais favoráveis. O esmalte irradiado tem seu aspecto visual vitrificado com aparente lisura e mais homogêneo do que o esmalte irradiado com *laser* de Er:YAG. As pontes de esmalte, observadas no esmalte irradiado com o Nd:YAG, apesar de parciais, geraram a expectativa de que se estudado parâmetros mais adequados, pode-se, quem sabe, alcançar um perfeito "selamento natural" ou seja, sem a necessidade do material resinoso ou ionômérico hoje utilizado para este propósito. Além do que, sulco irradiado sob a ponte neoformada é quase que totalmente isento de bactérias. Morioka et al, 1999 demonstrou que a redução bacteriana, com a irradiação *laser*, atinge níveis de até 99,8%), pois o material orgânico retido no sulco é evaporado pela ação do calor, o que já não se pode garantir quando da aplicação dos métodos tradicionais de selamento, além

das limitações inerentes dos selantes, como fratura, dificuldade de controle da umidade em dentes recém erupcionados, etc.

O *laser* de Er:YAG, na compreensão deste trabalho, apesar de também aprimorar as propriedades já descritas do esmalte, tem, no aspecto clínico de sua aplicação, um ponto a ser discutido. Sua alta afinidade de absorção com a água (10.000 vezes em relação ao Nd:YAG), devido ao seu comprimento de onda (2,94  $\mu\text{m}$ ), provoca microexplosões das moléculas de água na superfície mineralizada do esmalte, deixando-o irregular e desidratado. A aparência clínica do esmalte fica comprometida com estas irregularidades e aspecto opaco. Em se tratando de um dente hígido, causa escrúpulos macular o aspecto original. Também é questionada se essa superfície irregular, conseqüentemente mais retentiva à placa bacteriana, não sofreria, a longo prazo, algum dano desfavorável nesta proporção: PLACA X RESISTÊNCIA, pois o esmalte está mais resistente pela ação do *laser*, mas não imune aos ácidos.

O potencial da tecnologia *laser* é imenso e muitíssimo promissor na Odontologia. Estudos complementares e diversificados devem ser feitos não só na área da Prevenção, como também, nas diversas especialidades desta profissão.

## CONCLUSÕES

---

Diante da análise dos dados obtidos neste experimento, parece lícito concluir que:

1. A irradiação do *laser* de Nd:YAG, nos parâmetros utilizados, promovem a fusão e recristalização do esmalte formando pontes de esmalte na superfície de sulcos e fissuras.
2. Através da Microscopia eletrônica de varredura pode-se observar a diminuição dos poros do esmalte, tanto em número quanto em diâmetro pela ação da irradiação do Nd:YAG.
3. Maiores aumentos evidenciam áreas vitrificadas e estruturas superficiais com contornos e formas irregulares e grânulos de diferentes tamanhos em superfícies de esmalte irradiado com Nd:YAG.
4. A irradiação do *laser* de Er:YAG, nos parâmetros utilizados, promove um aspecto nitidamente irregular e desidratado ao esmalte dentário.

5. Através da microscopia eletrônica de varredura verificou-se os diferentes aspectos dos prismas do esmalte de acordo com a direção da radiação incidente do *laser* de Er: YAG.
6. Maiores aumentos demonstram que o *laser* de Er:YAG confere ao esmalte um padrão retentivo favorável.

## FUNDAMENTOS DA FÍSICA DO *LASER*

### LUZ

A luz consiste em pequenos pacotes de energia (quanta discretos de luz) chamados fótons, que se propagam na forma de ondas, proporcionando à luz um caráter dual (onda-partícula). Esta onda eletromagnética é caracterizada por uma determinada frequência, amplitude e velocidade.

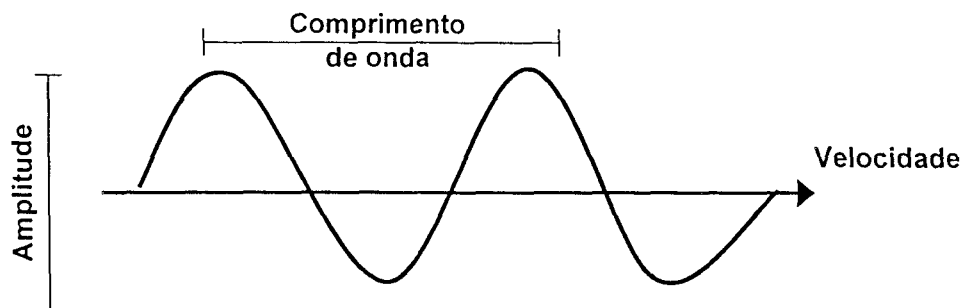


Figura 39: Comprimento de onda ( $\lambda$ ) e amplitude (A).

O comprimento de onda ( $\lambda$ ) é determinado pela distância entre duas cristas consecutivas, isto é, quando ocorrer um ciclo completo da onda.

O comprimento de onda e a frequência estão relacionados com a equação:

$$\lambda \cdot \nu = C$$

aonde  $\lambda$  = comprimento de onda

$\nu$  = frequência da oscilação (número de ondas que passam em um determinado ponto por segundo).

C = velocidade da luz no vácuo (constante de  $3 \times 10^8$  m/seg)

A partir desta equação pode-se verificar que o comprimento de onda e a frequência são inversamente proporcionais: quanto menor o comprimento de onda, maior a frequência:

**Quadro 1 – Termos usuais de medida**

Prefixo	Símbolo	Valor	Termos usuais		
			Comprimento de onda (m)	Tempo (s)	Frequência (Hz)
Tera	T	$10^{12}$			THz
Giga	G	$10^9$			GHz
Mega	M	$10^6$			MHz
Kilo	K	$10^3$			KHz
Mili	m	$10^{-3}$	mm	ms	
Micro	$\mu$	$10^{-6}$	$\mu\text{m}$	$\mu\text{s}$	
Nano	n	$10^{-9}$	nm	ns	
Angstrom	Å	$10^{-10}$			
Pico	p	$10^{-12}$		ps	
Femto	f	$10^{-15}$		fs	

Fonte: ZECELL, DM. *Workshop: utilização clínica do laser.*

## ESPECTRO ELETROMAGNÉTICO

O espectro eletromagnético abrange desde ondas de comprimento longo, como as ondas de rádio, até as ondas de menor comprimento, como a radiação ionizante dos raios X e Y. Essas radiações são da mesma natureza, mas diferem na quantidade de energia ( $h\nu$ ) que transportam e, conseqüentemente, diferem no tipo de interação com a matéria.

A figura abaixo mostra a porção do espectro eletromagnético que está relacionada à energia *laser* de interesse na Odontologia. Estende-se do ultravioleta (Excimer) através da região do visível (Argônio, He-Ne, p. ex.), até a região do infravermelho (vários *laser* de 4AG e de dióxido de carbônico).

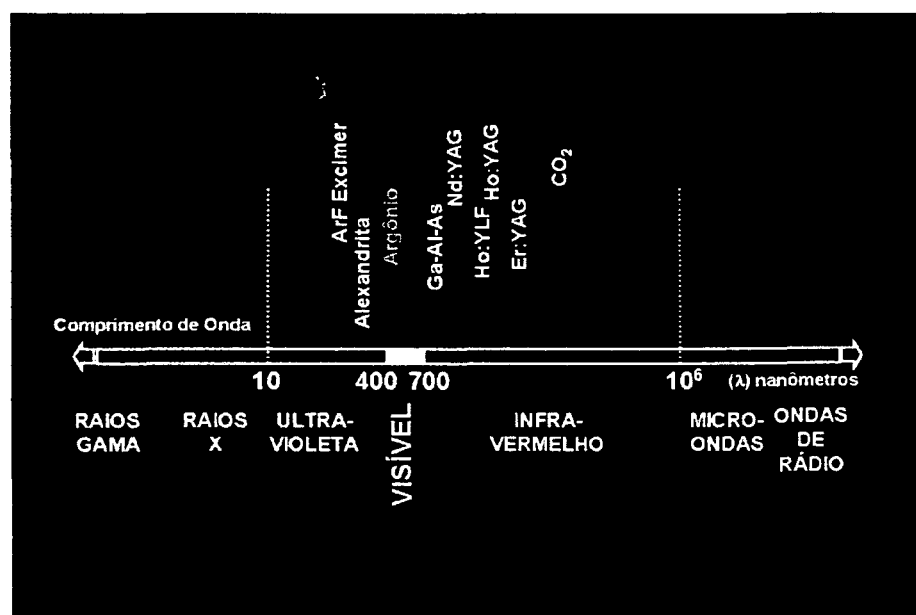


Figura 40: Espectro eletromagnético

## PROCESSO DE ABSORÇÃO E EMISSÃO

O processo da emissão do *laser* está baseado na Teoria Quântica, através do modelo do físico Niels Bohr. Neste modelo, os átomos têm diferentes níveis de energia, representados por  $E_0$  e  $E_1$ . Sempre que houver mudanças de um nível para outro, há um QUANTUM de energia emitida ou absorvida.

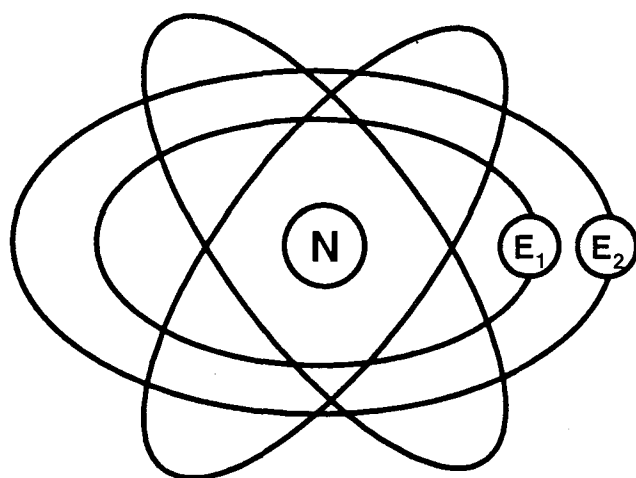


Figura 41: Modelo de Bohr

Os elétrons da nuvem eletrônica distribuem-se em camadas com valores diferentes de energia. Considera-se que o átomo está no seu estado fundamental quando apresenta um estado de energia mínima. Quando um de seus elétrons muda para uma camada ou órbita mais externa, adquire uma energia maior e passa para um estado excitado. Esta excitação pode ocorrer pela absorção de um fóton de energia correspondente à diferença de energia entre dois níveis desse sistema.

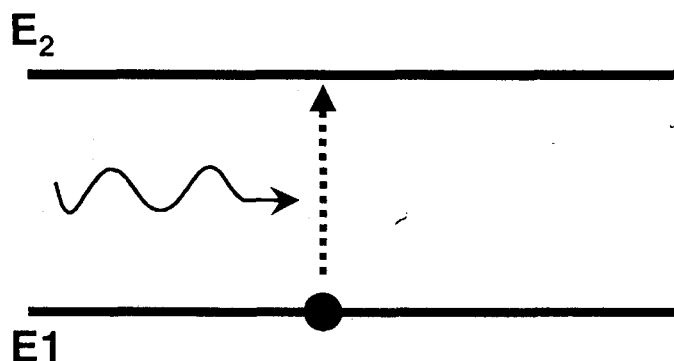


Figura 42: Absorção.

Estes níveis energéticos superiores ( $E_2$ ) são menos estáveis e os átomos absorvidos tendem a se desexcitar, voltando a  $E_1$ , emitindo o mesmo quantum de energia inicialmente ou a diferença dessa energia pode ser transformada em outras formas de energia, como o calor.

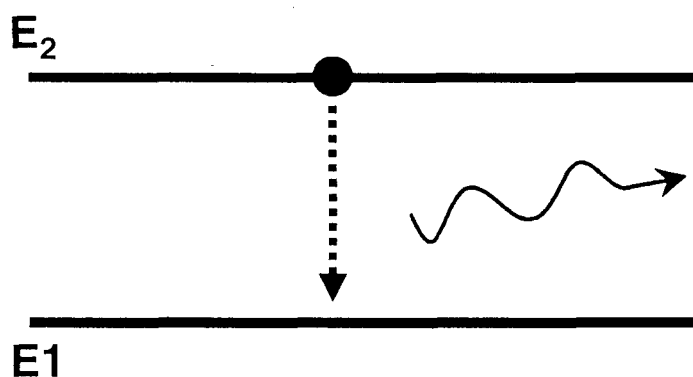


Figura 43: Emissão espontânea.

O processo de emissão estimulado é a origem dos *lasers*. Ocorre quando um sistema que se encontra em um estado excitado  $E_2$  é estimulado por um fóton externo a emitir outro fóton. Este processo de estimulação ou amplificação da emissão de energia, inicialmente postulado por Albert Einstein em 1917, ocorre quando há mais átomos excitados do

que não excitados, condição esta, denominada de "INVERSÃO DE POPULAÇÃO".

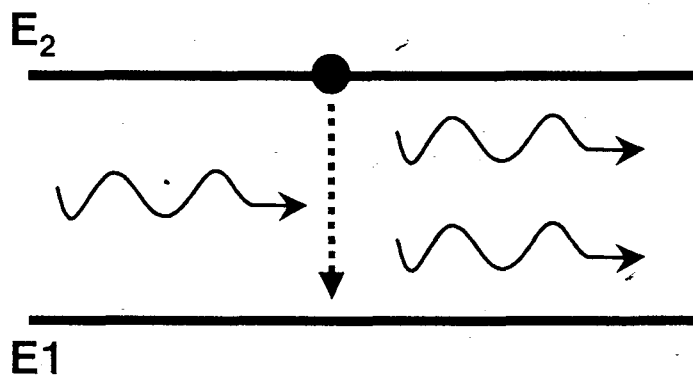


Figura 44: Emissão estimulada.

Em se tratando de átomos individuais, a emissão estimulada pode predominar sobre a espontânea. Porém, quando os átomos são considerados coletivamente, a população do nível inferior da transição é a mais elevada e a absorção domina a emissão estimulada; para que esta predomine sobre a absorção, cujo efeito é reduzir o número de fótons ressonantes disponíveis, é necessário destruir o equilíbrio termodinâmico e fazer com que o nível superior seja mais elevado. Para isso, é necessário fornecer energia ao meio ativo por intermédio de uma força exterior: o BOMBEAMENTO.

## LASER

A palavra *laser* é o acrônimo de "Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation" ou "Amplificação da Luz por Emissão Estimulada da radiação".

Para que a maioria dos *lasers* possam operar, necessita-se, simultaneamente, de três elementos constituintes: o meio ativo, o bombeamento e o ressonador.

### **Meio ativo**

O meio ativo, base atômica ou molecular do sistema, é um meio que possui níveis de energia excitáveis e é capaz de armazenar a energia recebida do exterior. Podem ser classificados basicamente em:

- **Lasers de Isolantes Dopados (sólidos):** a radiação proveniente de uma lâmpada flash ou de uma lâmpada arco, excita opticamente a emissão de átomos sob forma de íons metálicos e de terras raras em uma matriz de cristal ou vidro. Ex.: Nd:YAG, Er:YAG, Ho:YAG, Rubi.
- **Lasers de Gás:** são a maioria dos *lasers* e funcionam baseados na excitação de meios gasosos através de descargas elétricas ou de natureza química. Ex.: He-Ne, CO<sub>2</sub>, Argônio, Criptônio, etc.

- **Lasers de Corantes (líquidos):** o meio ativo é um corante orgânico. Suas características dependem da fonte óptica de bombeamento (lâmpadas flash ou *lasers*). Ex.: corante rodamina.
- **Lasers de Semicondutores:** constituídos de camadas de cristais semicondutores sobrepostos, estimulados por corrente elétrica. Ex.: AsGa.

### **Bombeamento**

É através do bombeamento que ocorre a inversão de população. Como já citado anteriormente, no equilíbrio térmico, a população do nível inferior da transição é mais elevada, e a absorção predomina sobre a emissão estimulada. Para colocar-se mais átomos no nível superior da transição e haver a predominância da emissão estimulada, é necessário provocar a INVERSÃO DE POPULAÇÃO, fornecendo energia ao meio ativo através de uma fonte externa, ou seja, de um BOMBEAMENTO.

Se o meio ativo de um *laser* possuísse apenas dois níveis (estado fundamental e estado excitado), seria impossível colocar a maioria dos átomos em estado excitado. Desta forma, os *lasers* funcionam em três níveis, quatro níveis ou com transferência ressonante de energia.

**a) Sistema de três níveis:**

O nível terminal da fluorescência é o fundamental. A inversão de população entre os níveis  $E_2$  e  $E_1$  é obtido povoando-se por bombeamento externo o nível  $E_3$ . Este desexcita-se de forma rápida por um processo não radioativo (colisões, vibrações cristalinas, etc.) para o nível metaestável  $E_2$ . Este tende-se a se desexcitar, pois está em comunicação direta com o estado fundamental, por isso necessita-se de um bombeamento intenso. Para que ocorra a inversão de população, é preciso que mais da metade dos átomos do nível fundamental estejam armazenados em  $E_2$ . Ex.: *Laser de Rubi*.

**b) Sistema de quatro níveis**

Neste sistema, o nível terminal  $E_1$  da transição óptica possui energia superior a do nível fundamental, assim não há a necessidade de fornecer um bombeamento excessivo. As transferências não radioativas de  $E_3$  para  $E_2$  e de  $E_1$  para o  $E_0$  ocorrem rapidamente, fazendo com que o nível  $E_1$  permaneça essencialmente vazio e o nível metaestável  $E_2$  seja constantemente povoado, mesmo com um bombeamento moderado. Ex.: *Laser de Neodímio*.

### c) Sistema com transferência ressonante de energia

É semelhante ao sistema de quatro níveis. Há a presença de duas espécies gasosas com níveis de energia elevados e muito próximos. Portanto  $E_3$  e  $E_2$  estão em ressonância. Através de um bombeamento, tanto  $E_2$  quanto  $E_3$  são povoados porque os átomos do estado metaestável  $E_3$  colidem com os átomos de  $E_2$ , trocando diretamente energia por ressonância. O nível  $E_1$  é desexcitado rapidamente e permanece praticamente vazio. A inversão é de forma automática. Ex.: basicamente os Lasers de Gás (He-Ne, CO<sub>2</sub>-N<sub>2</sub>, etc.).

### MÉTODOS DE BOMBEAMENTO

- Bombeamento óptico
  - incoerente: lâmpadas flash
  - coerente: outro *laser*

- Bombeamento eletrônico
  - descargas elétricas
  - feixes de elétrons
  
- Bombeamento térmico
  - expansão hidrodinâmica
  
- Bombeamento químico
  - combustão química exotérmica (chamas)
  - combustão rápida (explosões)
  
- Bombeamento por injeção de portadores
  
- Bombeamento por partículas pesadas
  - feixe de íons
  - produtos de fissão e reator
  
- Bombeamento por radiação ionizante
  - explosão nuclear
  - fonte de Rx

### ***Cavidade ressonante***

O meio ativo está localizado em uma cavidade óptica ressonante (cavidade de Perot-Fabry) que é constituída por dois espelhos planos, perpendiculares ao eixo da barra *laser*, paralelos, colocados frente a frente, altamente polidos, localizados em ambos os extremos do meio ativo. Esses espelhos, em conjunto com o meio ativo e sua câmara, formam o ressonador óptico.

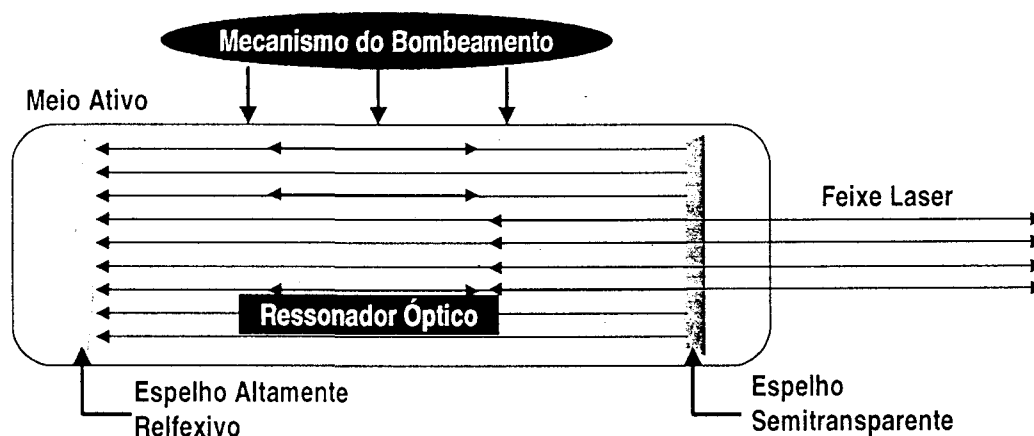


Figura 45: Esquema básico de um *laser*.

Os espelhos refletoras enviam a onda eletromagnética em múltiplas passagens de ida e volta no meio ativo, amplificando, assim, o campo eletromagnético na cavidade.

Um dos espelhos, pelo menos, é semi-transparente (parcialmente reflexivo) ou possui um orifício, de forma a permitir a saída da radiação gerada, constituindo o feixe *laser*, enquanto a fração refletida realiza o trajeto inverso, promovendo a “*regeneração da radiação*”, em um processo contínuo. O ressonador funciona também como um filtro para as

...frequências de oscilação desse campo no interior da banda de emissão dos átomos ativos. Ex.: A opção de escolha de uma das linhas de emissão do *laser* de argônio 5145 Å ou 4880 Å.

### ***Limiar de oscilação***

A condição do limiar de oscilação é quem determina a inversão mínima de população necessária para que a oscilação seja iniciada. Essa oscilação expressa o equilíbrio que se estabelece entre o ressonador ativo e a totalidade das perdas do sistema.

As perdas inevitáveis são: por dissipação (resultantes das imperfeições do conjunto) e por reflexões em nível dos espelhos (correspondem à passagem do feixe através do espelho).

## **REGIMES DE OPERAÇÃO**

### ***Emissão contínua***

Ocorre quando o meio ativo é excitado de forma contínua. A emissão é permanente, ocorrendo um balanço entre as populações que estão saindo e entrando do nível do terminal *laser*.

Os *lasers* gasosos emitem, geralmente, ondas contínuas. Alguns equipamentos comerciais podem ser ligados e desligados, interrompendo essa emissão contínua.

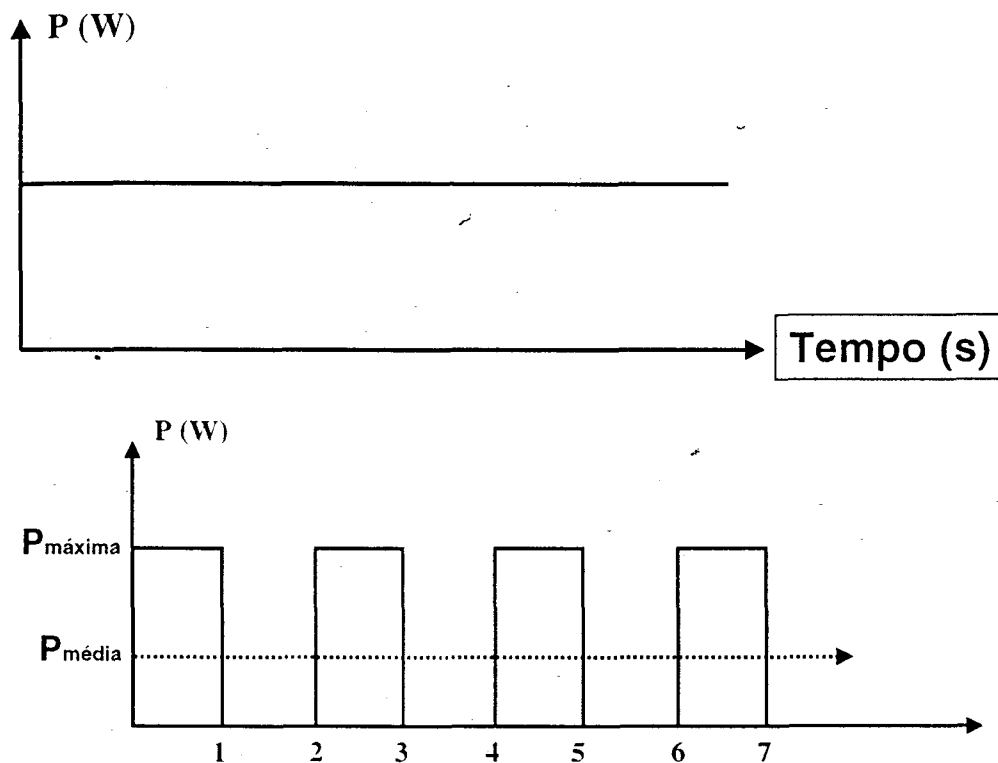


Figura 46: Potência máxima e média de um *laser* contínuo interrompido.

### ***Emissão pulsada***

Quase todos os *lasers* podem funcionar em regime pulsado. Este é determinado pelo modo de bombeamento e depende da duração média dos pulsos e da sua frequência. A duração dos pulsos varia entre centenas de micro segundos a dezenas de milisegundos. Já a taxa de repetição está ligada à capacidade do meio amplificador de retornar ao equilíbrio entre dois pulsos. A potência média obtemos pela equação:

$$P_m = E f$$

onde:

$P_m$  = potência média

$E$  = energia

$f$  = frequência de repetição de pulsos

Quadro 2 - Lasers pulsados

Tipo de pulso	Duração de pulso	Potência pico (Watts)
<i>Chopped</i>	Centi segundos ( $1 - 10^{-2}$ )	Hectowatts ( $10^2$ )
<i>Super Pulso</i>	Mili segundos ( $10^{-2} - 10^{-3}$ )	Kilowatts ( $10^3$ )
<i>Free-Running</i>	Microsegundos ( $10^{-3} - 10^{-6}$ )	Kilowatts ( $10^4$ )
<i>Pulse Stretched</i>	Microsegundos ( $10^{-6} - 10^{-8}$ )	Kilowatts ( $10^5$ )
<i>Q-Switched</i>	Nanosegundos ( $10^{-8} - 10^{-11}$ )	Megawatts ( $10^6$ )
<i>Mode Locked</i>	Picosegundos ( $10^{-11} - 10^{-13}$ )	Megawatts ( $10^6 +$ )

## SISTEMA DE ENTREGAS DE FEIXE

### *Lentes fixas e espelhos*

É o sistema mais antigo e menos flexível. Consiste em uma série de lentes e espelhos fixos que transmitem a energia ao ponto focado.

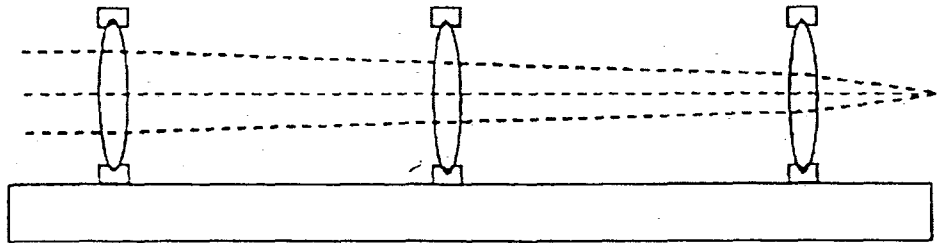


Figura 47: Lentes fixas e espelhos

### ***Braço articulado***

Mais flexível do que as lentes fixas. Este sistema consiste em um braço mecânico com articulações flexíveis aonde a energia *laser* é refletida em cada espelho até atingir a extremidade de saída.

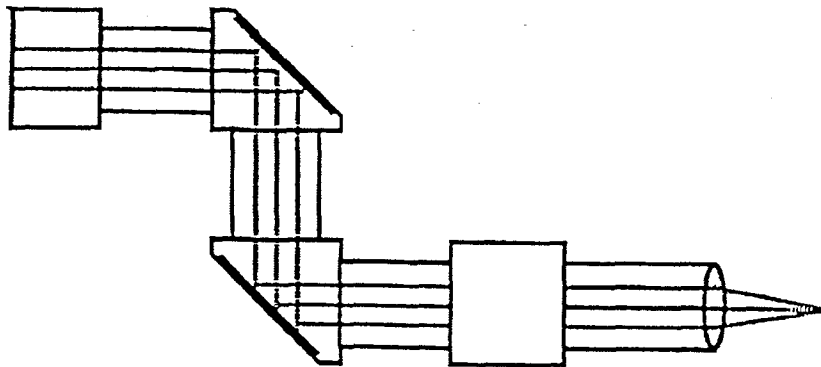


Figura 48: Braço articulado

### ***Guias de onda ocas***

Os guias de ondas ocas são tubos flexíveis que confinam e direcionam a energia *laser*.

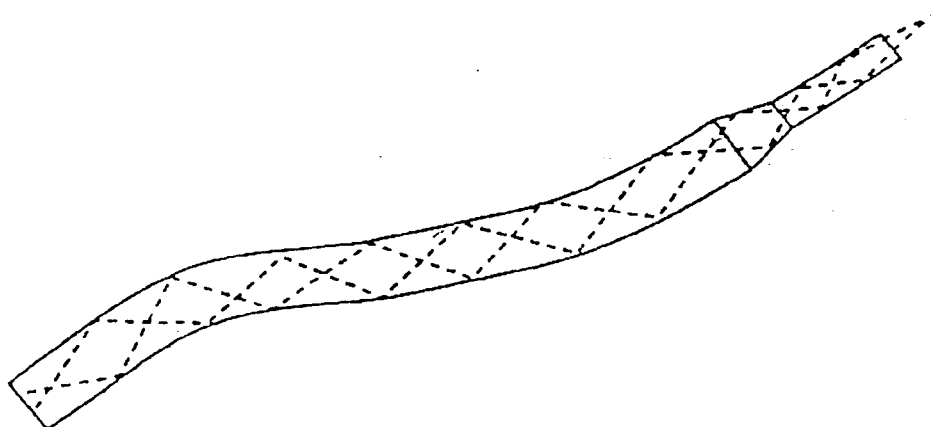


Figura 49: Guia de onda oco.

### ***Fibras ópticas***

A fibra óptica é constituída por um núcleo (Core) que pode ser de sílica fundida, de sílica cristalizada ou de quartzo. Esse núcleo é revestido por uma camada externa (Cladding), que normalmente é um vidro reflexivo. A luz é presa dentro do núcleo da fibra porque o índice de refração do revestimento é menor do que o do núcleo. Para facilitar o manuseio a fibra é recoberta por uma camada externa de borracha (Jacket).

As fibras podem ser de quatro tipos: Maço de fibras, Step tudex Mononucleada, Step tudex Multi-Modo e Gradeal tudex.

A princípio sempre é desejável utilizar a fibra com o menor diâmetro, para obter a máxima intensidade na saída.

Quando se utiliza a fibra no modo de contato, é possível contar com a "*sensibilidade táctil*", uma vantagem sobre os outros sistemas, além da grande flexibilidade que permite que se alcance diferentes pontos da

cavidade oral. Nem todos os comprimentos de onda permitem o uso de fibras ópticas como sistema de entrega.

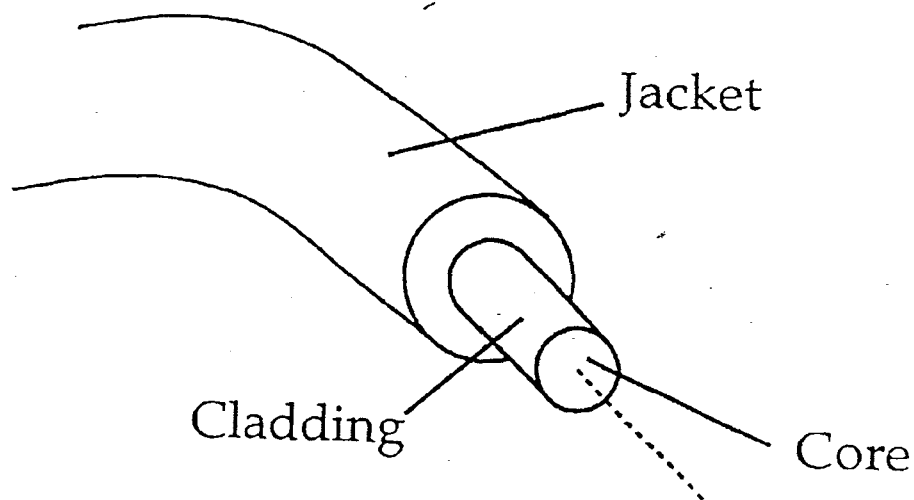


Figura 50: Fibra óptica

## PROPRIEDADES DA LUZ LASER

A luz *laser* possui propriedades especiais que a diferem da luz comum: COERÊNCIA, MONOCROMACIDADE e COLIMAÇÃO. E em alguns casos pode ser também POLARIZADA.

### **Coerência**

Ao contrário da luz comum, que irradia em todas as direções (é incoerente), a luz *laser* possui coerência temporal (dada por sua característica de monocromacidade) e espacial (presença de uma onda

unifásica), ou seja, seus fótons se propagam na mesma direção e vibrando na mesma taxa.

A emissão coerente tem como grande vantagem a obtenção de enormes concentrações de energia por unidade de superfície. Conseqüentemente, pode ser focalizada em regiões diminutas até o limite teórico do comprimento de onda do *laser* (limite da difração).



Figura 51: (a) luz comum; (b) produção de luz espacial coerente pela passagem por um orifício; (c) produção de luz temporalmente coerente pela passagem por um filtro; (d) produção de luz espacial e temporalmente coerente pela passagem por orifício e filtro com baixo rendimento; (e) luz *laser* espacial e temporalmente coerente.

### **Colimação**

Também chamada de direcionalidade. É a propriedade que os fótons possuem de se propagar em uma única direção, sem divergência significativa. Há uma distribuição mínima de energia ao longo da emissão *laser*, o que é uma das justificativas para a luz *laser* ser tão potente.

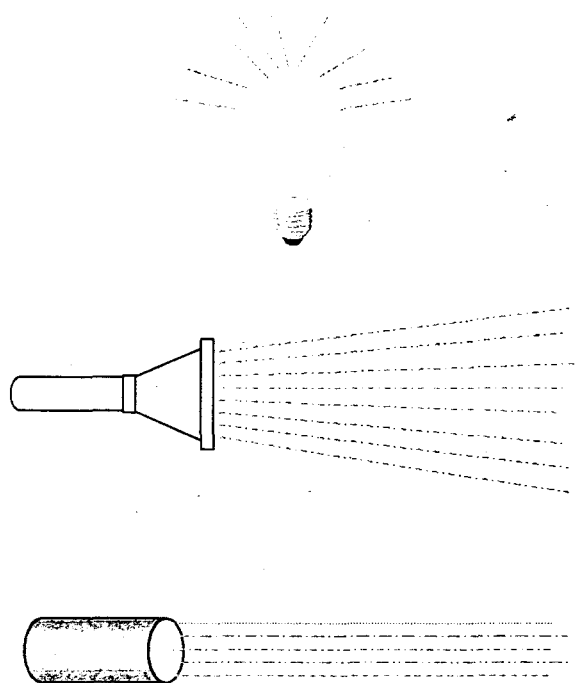


Figura 52: Espalhamento da luz de uma lâmpada (a) e lanterna (b); colimação da luz *laser* (c).

### **Monocromaticidade**

A luz *laser* é a mais próxima da monocromaticidade (um só comprimento de onda). A luz branca é composta por vários comprimentos de onda, ou seja, diferentes cores, que se pode visualizar através de um prisma.

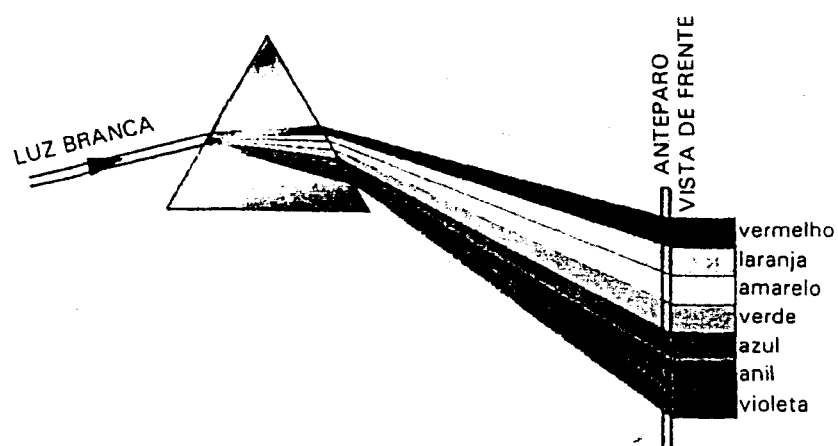
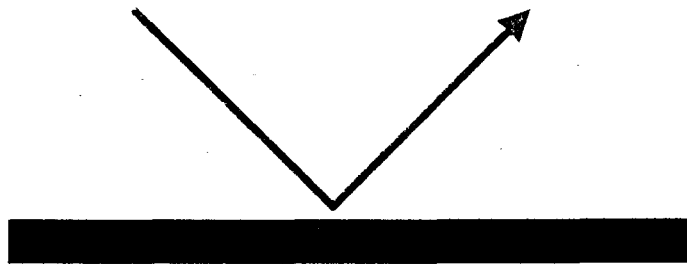


Figura 53: Decomposição da luz branca.

## INTERAÇÃO DA LUZ LASER COM OS TECIDOS VIVOS

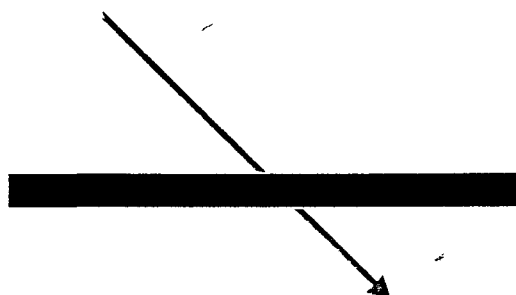
Ao incidir sobre um tecido biológico, a luz *laser* pode sofrer quatro tipos de interação:

- *Reflexão*



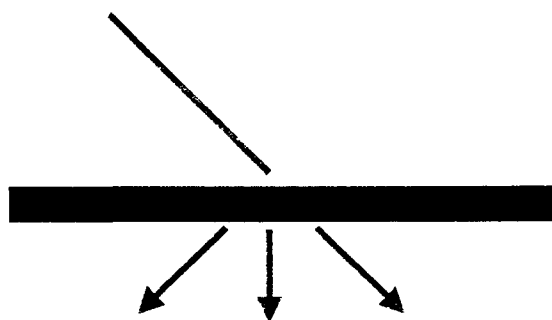
A luz *laser* pode ser refletida pela superfície do tecido, não provocando efeito sobre este.

- *Transmissão*



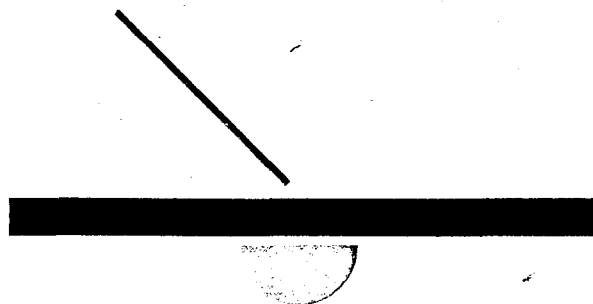
Parte da luz *laser* pode ser transmitida através do tecido, não interagindo com o mesmo.

- *Espalhamento*



Parte da luz *laser* pode ser espalhada dentro do tecido, sendo assim absorvida por uma vasta área, com efeitos difusos e fracos, embora possa ocasionar danos térmicos (no caso de *laser* em alta intensidade) em regiões distantes da área de focalização.

- *Absorção*



Parte da luz *laser* pode ser absorvida pela água ou algum cromóforo absorvedor, como a melanina e hemoglobina (substâncias fotossensíveis), presente no tecido. Neste caso, há uma transferência de energia para dentro do tecido, ocorrendo a ressonância.

De acordo com Zezell & Puig (1999), os sistemas biológicos são complexos e compostos por uma grande variedade de elementos celulares e fluidos teciduais, cada qual com diferentes características de absorção. Sendo o corpo humano constituído principalmente por água, a absorção da luz por esta é de fundamental importância para as aplicações biomédicas.

Os elementos do tecido que possuem um alto coeficiente de absorção de um determinado comprimento de onda ou por uma região do espectro são chamados de cromóforos. Além da água, cromóforos como a melanina, a hemoglobina, as proteínas e no caso dos tecidos dentais

duros, a hidroxiapatita, exercem significativa influência sobre a interação entre a radiação e o tecido.

A profundidade de penetração para o qual 63% da luz incidente é absorvida por um tecido, é chamada de **comprimento de absorção**, e para 90% é chamado de **coeficiente de extinção**.

Devido a sua alta afinidade pela água, o *laser* de CO<sub>2</sub> ( $\lambda$  - 10,6  $\mu$ m) é facilmente absorvido por tecidos que a contenha, apresentando uma penetração bastante superficial, sendo assim uma ótima ferramenta de corte e vaporização.

O *laser* de Nd:YAG é melhor absorvido por pigmentos, hemoglobina e melanina. Na região de sua emissão (1,064  $\mu$ m), a água é praticamente transparente, levando a uma penetração mais profunda.

O *laser* de argônio (514,5 nm), emitindo na região do verde, também apresenta boa absorção pela melanina e hemoglobina, permitindo excelente coagulação e hemostasia.

O *laser* de Er:YAG ( $\lambda$ -2,94  $\mu$ m) tem absorção acentuada na água e hidroxiapatita, justificando o seu uso em preparos cavitários.

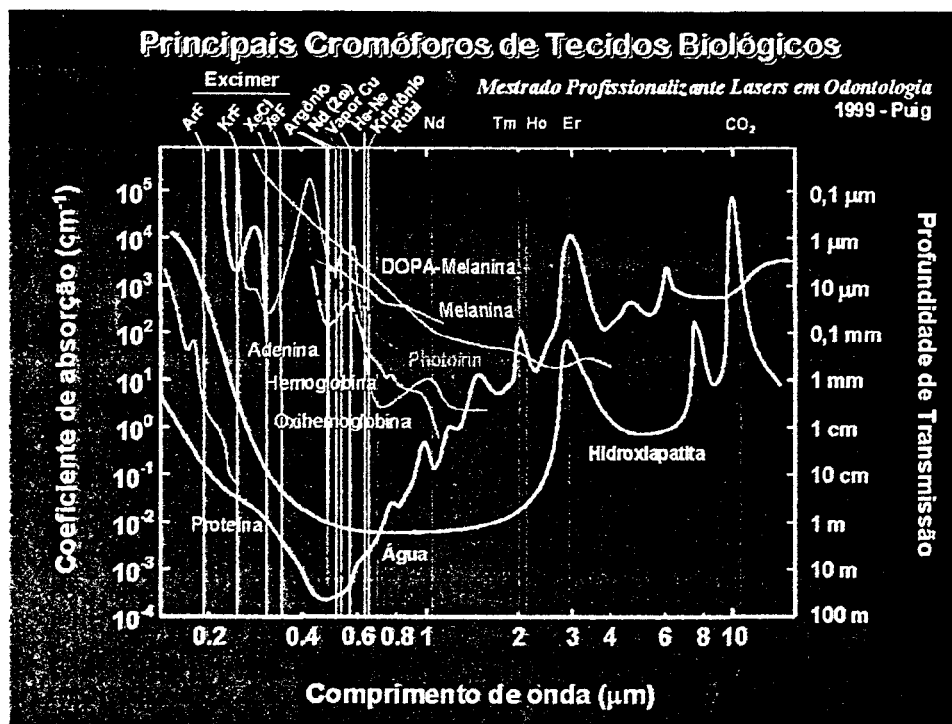


Figura 54: Absorção *laser* e alguns comprimentos de onda de emissão.

Caso a luz absorvida contenha fótons energéticos o suficiente, ligações químicas de átomos ou moléculas do tecido absorvedor podem ser quebrados (em geral no ultravioleta). Para os procedimentos biomédicos mais usuais, fótons menos energéticos são utilizados (infravermelho). A absorção destes fótons leva átomos e moléculas a vibrarem muito mais rapidamente e, conseqüentemente, há elevação da temperatura.

A utilização de *lasers* contínuos ou pulsados, em alta intensidade, para uma determinada aplicação, deve ser considerada em termos de fluxo de calor. O tecido circuncidante ao aquecido pelo *laser* estará mais frio, conseqüentemente, o fluxo de calor irá da região irradiada para a circunvizinha. Para minimizar o dano térmico é necessário minimizar o

fluxo de calor, depositando energia suficiente no volume absorvedor para vaporizá-lo em menos tempo que o calor leva para se difundir.

Ocorrendo a absorção da luz *laser* pelos tecidos biológicos, podem ocorrer as seguintes interações:

- Efeitos fototérmicos
  - coagulação
  - vaporização
  - corte
  - carbonização
  
- Efeitos fotoacústicos (somente *lasers* pulsados)
  - ablação
  - disrupção
  
- Efeitos fotoquímicos
  - fotopolimerização de resinas
  - terapia fotodinâmica
  - quebra molecular de ligações químicas

- Fluorescência induzida a *laser*
  - detecção de cáries
  
- Biomodulação
  - estimula a formação do colágeno
  - reduz a dor
  - promove a cicatrização

## EFEITOS FOTOTÉRMICOS

Os efeitos térmicos resultam da absorção da energia do *laser* (alta intensidade) pelos tecidos e da degradação do calor, ou seja, conversão de energia eletromagnética em energia térmica. Conforme citamos anteriormente, o calor flui do tecido aquecido para os tecidos adjacentes e para evitarmos o dano térmico devemos depositar a energia suficiente no menor tempo possível.

Com temperatura teciduais acima de 60°C ocorre a coagulação. Macroscopicamente há um embranquecimento da superfície irradiada devido à mudança estrutural do tecido. O mecanismo da coagulação baseia-se na desnaturação de proteínas (do colágeno). Acima de 60°C, o arranjo trihelicoidal da estrutura do colágeno é quebrado; com 70°C há a contração das veias; com 75°C a das artérias, o que justifica a hemostasia.

O *laser* de Nd:YAG, pela sua maior penetração nos tecidos, provoca uma melhor coagulação em camadas mais profundas, e de argônio e o de CO<sub>2</sub> em tecidos superficiais.

Em um processo secundário, a trombose auxilia a hemostasia. Os trombócitos são atraídos por eritrócitos formando o coágulo.

Acima de 100°C ocorre a vaporização, isto é, a célula se rompe explosivamente, permitindo que se evapore o vapor.

Acima de 400°C ocorre a carbonização e o tecido se evapora.

### Quadro 3 - Efeito da temperatura nos tecidos

Temperatura	Efeito
37° - 60°C	hipertemia, ausência de mudança visual.
60° - 100°C	desmaturação da proteína e coagulação, retração do tecido, hemostasia.
100°C+	vaporização, desintegração, corte, ablação.
400°C	corte e carbonização.

### ABLAÇÃO DOS TECIDOS DENTAIS DUROS

A utilização dos *laser* para preparos cavitários está intimamente relacionada ao comprimento de onda e, conseqüentemente, na sua capacidade de ser absorvido pelo esmalte e dentina.

A absorção do *laser* de Er:YAG pelos tecidos duros se dá no comprimento de onda de 2,94 µm, que é coincidente com o pico de

absorção da água e da hidroxiapatita, e por ser um *laser* pulsado é, atualmente, o *laser* mais indicado no preparo cavitário.

Após alguns anos de pesquisa, considerando as evidências que o *laser* de Er:YAG é eficaz para o tratamento da cárie dental, e, principalmente, pelo conforto proporcionado ao paciente devido à ausência de vibração, de pressão, de ruído e de diminuição da sensibilidade durante o tratamento, em 1997 o F.D.A. (Food and Drug Administration) aprovou, nos Estados Unidos, o uso deste *laser* em adultos. Em 1999, a autorização foi estendida também ao uso em odontopediatria.

O *laser* de CO<sub>2</sub>, mesmo tendo o seu comprimento de onda coincidente com o pico de absorção da água e hidroxiapatita, não está indicado para tecidos duros, pois sendo contínuo, provoca um aumento significativo de temperatura, causando injúrias térmicas, trincas e carbonização, com exceção do TEA-CO<sub>2</sub>, que é pulsado, e dos novos protótipos de CO<sub>2</sub> pulsados com emissão em 9,3 μm.

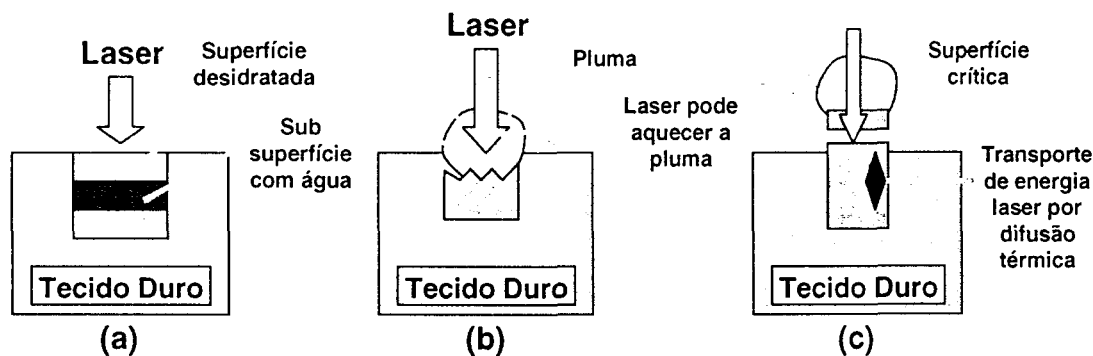


Figura 55: Processo de ablação.

- a) Remoção do tecido é mediada por uma alta pressão gerada por um rápido aquecimento das camadas de água confinados na subsuperfície. Pode ocorrer a temperaturas de superfície bem abaixo do ponto de fusão dos tecidos duros (900°C - 1.200°C).
- b) A expansão da pluma gerada pela ablação do material pode interferir com a radiação *laser* incidente causando absorção, espalhamento, refração, reflexão e formação de plasma.
- c) Se o plasma é formado, o *laser* pode não penetrar além da densidade de elétrons crítica.

### FOTOPOLIMERIZAÇÃO DE RESINAS

As resinas fotopolimerizáveis têm em sua composição a canforoquinona e agente redutores aminos terciários, que são sensíveis à luz na região do azul (480 nm).

O *laser* de Argônio possui dois principais comprimentos de onda de emissão: 514.5 nm e 488 nm (região do azul). Ao irradiar-se a resina há a produção de radicais livres que induz a cura.

## FLUORESCÊNCIA INDUZIDA À LASER

A fluorescência induzida à *laser* (LIF) para a detecção de lesões iniciais, em superfície de esmalte e fissuras, foi demonstrada por Bjelkhagen em 1982, com o *laser* de Argônio (488 nm). O método de fluorescência à *laser* quantifica a perda mineral na lesão inicial. Lesões com profundidade de 5 a 10  $\mu\text{m}$  podem ser detectadas e dimensionadas.

Trabalhos, como o de Alfano et al. (1984), demonstraram que regiões cariadas emitem maior quantidade de luz do que as não cariadas, no espectro entre 400 - 600 nm (azul-amarelo-vermelho). Sundstron et al. (1985) concluíram que o comprimento de onda mais aceitável para a detecção de cáries iniciais com a técnica de fluorescência é o de 488 nm.

Outro método para a detecção de cáries oclusais é a fluorescência induzida à *laser*, potencializada por corante (DELF). Corantes como o pirometano 566 e o sódio fluorescente são absorvidos pela lesão aumentando o contraste entre ela e o tecido sadio. Áreas de desmineralização absorvem fortemente o corante, facilitando a visualização e percepção da cárie.

Eggertsson et al. (1999) realizaram um estudo, comparando três diferentes técnicas de diagnóstico de cárie: o método de fluorescência induzida à *laser* (LIF), fluorescência induzida à *laser* potencializada por corante (DELF) e o exame visual direto (D.V.). No método DELF, o corante

utilizado foi o sódio fluorescente (0,075%), aplicado antes do exame, e uma luz para exame clínico no método D.V.

O *laser* utilizado foi o Argônio ( $\lambda = 488$  e  $514$  nm), com potência de  $0.45$  W (contínuo). As lesões mostraram-se como áreas escuras no LIF, como áreas verdes brilhantes no DELF e como típicas manchas brancas no D.V. Os resultados mostraram que o método DELF comparado ao D.V. e LIF apresentou-se mais favorável quanto à sensibilidade; e quanto à especificidade, o DELF e D.V. foram melhores que o LIF.

O Diagnodent da Kavo trabalha no princípio de fluorescência do *laser* com comprimento de onda entre  $500$  e  $670$   $\mu\text{m}$  (vermelho-visível). A luz fluorescente se reflete e é dimensionado o tamanho da lesão por componentes eletrônicos do aparelho, indicando no visor:

- estrutura dental sadia: até 5
- manchas brancas, desmineralização: 5 a 10
- cáries de esmalte: 10 a 20
- cáries de dentina: a partir de 20
- cáries muito profundas: a partir de 25

## BIOMODULAÇÃO

Os *lasers* podem ser classificados segundo sua densidade de potência em ALTA ou BAIXA INTENSIDADE.

Os *lasers* em baixa intensidade promovem a LILT - "*Low Intensity Therapy*". O tratamento com estes *lasers* não é baseado em aquecimento,

ou seja, a energia absorvida não será transformada em calor, mas sim nos efeitos fotoquímicos e fotobiológicos nas células e nos tecidos. Quando a luz *laser* encontra as células, se administrada na dose correta, certas funções celulares são estimuladas ou reguladas. Isto é, particularmente evidente se a célula em questão tem sua função debilitada. Trabalhos encontrados na literatura mostram que a terapia com *laser* em baixa intensidade tem efeitos mais pronunciados sobre órgãos ou tecidos deteriorados.

Os principais *lasers* em baixa intensidade pesquisados são o Arseneto de Gálio - Alumínio (Ga-Al-As) com o  $\lambda = 790 \text{ nm}$  e  $830 \text{ nm}$  e o Hélio-Neônio (He-Ne) com  $\lambda = 632 \text{ nm}$ . *Lasers* de alta densidade de potência, se usados de modo desfocado, também podem atuar como *lasers* em baixa intensidade de potência.

Os comprimentos de onda que se situam na região do infravermelho atuam em nível de membrana celular, aumentando sua permeabilidade, favorecendo as trocas iônicas (nutrientes), aumentando o fluxo de cálcio. Este, por sua vez, afeta a síntese do D.N.A. que modula a proliferação celular.

Os *lasers* que se situam na região do visível do espectro eletromagnético atuam em nível de mitocôndria, aumentando o aproveitamento de  $O_2$  resultando em mais A.T.P.

## **NORMAS DE SEGURANÇA**

---

A utilização segura do *laser* depende do conhecimento dos princípios físicos do aparelho, bem como sua interação com os diferentes tecidos. Além disso, há a necessidade de um treinamento apropriado do operador do equipamento, que deve possuir amplo conhecimento do protocolo de operação.

### **CLASSIFICAÇÃO DOS LASERS SEGUNDO SEU PERIGO**

#### ***Classe 1***

São os *lasers* menos potentes e considerados sem risco. A potência nunca atinge a Exposição Máxima Permitida MPE (Maximum Permissible Exposition) para os olhos. Ex.: toca disco *laser* (CD-ROM).

#### ***Classe 2***

*Lasers* visíveis, com potência máxima de 1 mW CW (continuous wave), só oferecem perigo se alguém intencionalmente olhar diretamente para o feixe. Na exposição acidental, os olhos estão protegidos pelo reflexo de piscar. Ex.: leitor de códigos de barras.

**Classe 3a**

São os *lasers* de média potência, visíveis com potência máxima contínua de 5 mW. Oferecem dano ocular se diretamente focalizado no olho através de lentes ópticas. Caso contrário, o reflexo da pálpebra é proteção suficiente. Ex.: *lasers* points de conferências.

**Classe 3b**

São *lasers* de média potência com CW de 0,5 mW para  $\lambda > 315 \mu\text{m}$ . Constituem perigo ocular com exposição direta com distância menor que 13 cm e tempo maior que 10 segundos.

**Classe 4**

São *lasers* de alta potência ( $> 0,5 \text{ W}$  de potência ou  $> 125 \text{ KJ}$  por pulso). Causa dano ocular por reflexão direta ou até mesmo difusa. Oferecem também perigo à pele e podem causar fogo.

## PROCEDIMENTOS BÁSICOS DE SEGURANÇA

### PROTETORES OCULARES

A utilização de óculos protetores, compatíveis com o comprimento de onda utilizado, é indispensável para todos os presentes na sala.

A densidade óptica é um dos mais importantes fatores a serem considerados na escolha de um óculos de proteção. A densidade óptica especifica o grau de atenuação da radiação incidente dado por um material óptico, de forma a reduzir a exposição dos tecidos oculares em níveis relativamente seguros. Por exemplo, para o *laser* de CO<sub>2</sub> ( $\lambda = 10,6 \mu\text{m}$ ) utiliza-se óculos com lentes plásticas transparentes ou de quartzo. O *laser* de Nd:YAG (1,064  $\mu\text{m}$ ), por sua vez, requer óculos com lentes azul/verde e o *laser* de argônio, dependendo da faixa de emissão, lentes laranja/amarela.

### MATERIAIS REFLETORES

A utilização de instrumentos ou superfícies refletoras deve ser evitada.

## **MATERIAIS INFLAMÁVEIS**

Produtos como o PVC (cloreto de polvinila), utilizados em tubos endotraqueais, devem ser substituídos, assim como deve se ter cuidado com a mistura anestésica empregada. Especial atenção é necessária com relação a outros produtos inflamáveis a serem utilizados durante a manipulação de sistemas *lasers* para evitar o risco de fogo.

## **ASPIRAÇÃO DOS PRODUTOS NO AMBIENTE**

Deve-se efetuar aspiração constante através de bomba de vácuo durante os procedimentos, a fim de evitar a inalação de produtos provenientes da vaporização tecidual, bem como minimizar os efeitos térmicos produzidos. Além disso, máscaras cirúrgicas devem ser utilizadas pela equipe.

## **PLACA DE ADVERTÊNCIA**

A utilização do aparelho deve ser realizada em ambiente fechado, empregando-se uma placa de aviso externa a fim de impedir a entrada de pessoas não qualificadas ou desavisadas ao local.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

---

ALFANO, R.R., LAM, W., ZARRABI, H.J. et al. Human teeth with and without caries studied by *laser* scattering, fluorescence and absorption spectroscopy. *IEEE J Quantum Electronics*, v. QE-20, n. 12, Dec. 1984.

BAHAR, A., TAGOMORI, S. Effect of normal pulsed Nd:YAG *laser* irradiation on pits and fissures in human teeth. *Caries Res*, v. 28, n. 6, p. 460-7, Nov./Dec. 1994.

BISPO, L. Condicionamento do esmalte com Er:YAG e ácido fosfórico: Resistência à tração e M.E.V. Tese de Mestrado, FOU SP, São Paulo, 2000.

BJELKHAGEN, H., SUNDSTRÖM, F., ANGMAR-MASSON, B., RYDEN, H. Early detection of enamel caries by luminescence excited by visible *laser* light. *Swed Dent J*, v. 6, p. 17, 1982

CEBALLOS, L., OSÓRIO, R., TOLEDANO, M. MARSHALL, G.W. Microleakage of composite restorations after Er:YAG cavity treatments. *Dental Materials*, v. 17, p. 340-6, 2000.

CECCHINI, S.M.C. *Estudo in vitro das aplicações do laser de Ho:YLF em esmalte e dentina, visando a realização de cirurgia de acesso endodôntico e*

EGURO, T. MAEDA, T. TANABE, M. TANAKA, H. Adhesion of composite resins to enamel irradiated by the Er:YAG *laser*. Application of the ultrasonic scaler on irradiated surface. *Laser in Surg and Med*, v. 28, p. 365-70, 2001.

EINSTEIN, A. Zur quantum theorie der strhlung. *Phys Z*, v. 18, p. 121, 1917 apud CARRU, T.H., JAS, MCKENZIE, A.L. *Medical Lasers*. England: Adan Hilger, p. 1, 1986.

FLAITZ, C.M. et al. Argon *laser* irradiation and acidulated phosphate fluoride treatment in caries-like lesion formation in enamel: an *in vitro* study. *Pediatr Dent*, v. 17, n. 1, p. 31-4, 1995.

FOWLER, B.O., KURODA, S. Changes in treated and in lased irradiated human tooth enamel and their probable effects on solubility. *Calcif Tissue Int*, v. 38, p. 197-208, 1986.

GIBBON, R.J., NYGAARD, M. Sintesis of insoluble dextran and its significance in formation of gelatinous deposits by plaque-forming streptococci. *Arch Oral Biol*, v. 13, n. 10. p. 1249-62, Oct. 1968.

GORDON JR, TE. Some effects of *laser* impact on extracted teeth. *J Dent Res*, v. 5, n. 2, p. 372-375, Mar./Apr. 1966.

GROTH, E.R. Estudo comparativo do condicionamento dental com Er:YAG *laser* e ácido fosfórico: Análise, morfologia e resistência à tração. FOU SP, 1997.

HESS, J.A. Scanning electron microscopic study of *laser*-induced morphologic changes of a coated enamel surface. *Laser Surg Med*, v. 10, n. 5, p. 458-62, 1990.

HIBST, R., KELLER, U. Experimental studies of the application of Er:YAG *laser* on dental hard substances. I. Light microscopic and SEM investigations. *Laser Surg Med*, v. 9, n. 4, p. 338-44, 1989.

HIBST, R., KELLER, V., STEINER, R. Die wirkung gegpulser Er:YAG *laser*strahlung auf Jahngewebe. *Lasers Med Surg*, v. 4, p. 163-5, 1988.

HOKE, J., BURKES, E., GOMES, E., WOLBARSHT, M.L., Er:YAG (2.94 $\mu$ m) *laser* effects on dental tissues. *J Laser Appl*, p. 61-65, Summer/Fall, 1990.

HOSSAIM, M., NAKAMURA, Y., YAMADA, Y., MATSUMOTO, K. Ablation depths and morphological changes in human enamel and dentin after Er:YAG *laser* irradiation with or without whater mist. In: *J Clin Laser Med Surg*, v. 17, n. 3, 1999 Mary Ann Liebert, Inc. p. 105-109.

HOSSAIM, M., NAKAMURA, Y., YAMADA, Y., MATSUMOTO, K. Effect of pulsed Nd:YAG *laser* irradiation on acid demineralization of enamel and dentin. *J Clin Laser Med Surg*, v. 19, n. 2, p. 105-8, 2001.

HOSSAIM, I., HOSSAIM, M., NAKAMURA, Y., YAMADA, Y., MATSUMOTO, K. Caries preventive effect of CO<sub>2</sub> *laser* irradiation with diamine silver fluoride solution. *Journal of Oral Laser Applications*, v. 1, n. 1, p. 13-8, 2001.

KANTOLA, S., LAINE, E., TARNA, T. *Laser induced effects on tooth structure. VI. X-Ray diffraction study of dental enamel exposed to a CO<sub>2</sub> laser. Acta Odont Scand*, v. 31, n. 6, p. 369-79, 1973.

KANTOROWITZ, Z., FEATHERSTONE, J.D.B., FRIED, D. Augmentation of CO<sub>2</sub> laser inhibition of *in vitro* caries by fluoride. In: INTERNATIONAL ASSOCIATION FOR DENTAL RESEARCH. General Session & Exhibition, 13-17, Mar. 1996. Abstracts of papers. *J Dent Res*, v. 75, n. 1, p. 25, 1996. Abstracts 63, Special Number.

KELLER, U., HIBST, E. Effects of Er:YAG laser on enamel bonding of composite materials. In: GAL, D., O'BRIEN, S.J. et al. (Eds.) *Laser in orthopedic, dental and veterinary medicine II*. Los Angeles, SPIE, 1880, 1993, p. 163-8.

KELLER, U., HIBST, R. Experimental studies of application of the Er:YAG laser on dental hard substances. II. Light microscopic and SEM investigations. *Laser Surg Med*, v. 9, n. 4, p. 345-51, 1989.

KIMURA, H. et al. Application of laser on dental treatment. *J. Osaka Univ Sch*, v. 23, p. 31-42, Dec. 1983.

KINERSLY, T., JARABAK, J.P., PHATAK, N.M., DE MENT, J. Laser effects on tissue and materials related to dentistry. *J Am Dent Assoc*, v. 70, n. 3, p 596-600, Mar. 1965.

KRASSE, B. *Risco de cáries: guia prático para controle e assessoramento*. Trad. Andrade, Z. (ed.) São Paulo: Quintessence, 1988. p. 11-67.

KURODA, S., FOWLER, B.O. Compositional structural and phase changes in *in vitro* laser-irradiated human tooth enamel. *Calcif Tissue Int*, v. 36, p. 361-9, 1984.

LARSEN, M.J., BRUN, C. A química da cárie dentária e o flúor – mecanismo de ação. In THYLSTRUP, A. , FEJERSKOF, O. *Cariologia clínica*, 2ª ed. Livraria Santos, 1995.

MAIMAN, T.H. Stimulated optical radiation in ruby. *Nature*, v. 187, n. 4736, p. 493-4, Aug. 1960.

MANNERBERG, F., KANTOLA, S., SCHEININ, A. *Laser-induced effects on tooth structure in single pulse impacts on surface enamel as observed in shadowed replicas. Acta Odontol Scand*, v. 27, n. 5, p. 467-76, Oct. 1969.

MATSUMOTO, K., NAKAMURA, Y., WAKABAYASHI, H.A. Morphological study on the cavity preparation by Er:YAG laser. *J. Japan Soc Conserv Dent*, v. 34, n. 3, p. 729-33, June 1991.

MCKENZIE, A.L. *Medical Lasers*. England: Adan Hilger, p. 1, 1986.

MENAKER, L. *Cáries dentárias: bases biológicas*. Trad. Flávio Moraes. Guanabara-Koogan, RJ, p. 245-61, 1984.

MEURMAN, J.H., VOEGHEL, J.C., RAUHAMAA-MÄKINEN, R. Effects of carbon dioxide, Nd:YAG and carbon dioxide-Nd:YAG combination lasers at high energie densities on synthetic hydroxyapatite. *Caries Res*, v. 26, n. 2, p. 77-83, Mar./Apr. 1992.

MILLER, W.D. The presence of bacterial plaque on the surfaces of the teeth and their significance. *Dent Cosmos*, v. 44-5, p. 425-6, May, 1902.

MORIOKA, T. Present *laser* studies with future projects. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON *LASER* IN DENTISTRY, 3, 1992, Salt Lake City. *Proceedings...* Salt Lake City. *ISLD*, 1992, p. 15-9.

MORIOKA, T., TAGOMORI, S., MIYATANI, N. Comparison the normal pulse AO Q-SW pulse Nd:YAG *laser* on the surface of tooth enamel. *J Jpn Soc Laser Dent*, v. 8, n. 3, p. 141-2, Dec. 1987.

MORIOKA, T., TAGOMORI, S., OHO, T. Acid resistance of *laser* human enamel with Er:YAG *laser*. *J Clin Laser Med Surg*, p. 215-7, June 1991.

MYAKI, S.I. *Efeitos da radiação da luz laser Nd:YAG nos sulcos e fissuras de pré-molares humanos: estudo in vitro empregando o microscópio eletrônico de varredura*. São Paulo: 1995, 101 p. Dissertação de Mestrado em Odontopediatria, Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

MYAKI, S.I., WATANABE, I., EDUARDO, C.P., ISSAO, M. Nd:YAG *laser* effects on the occlusal surface of premolar. *Am J Dent*, v. 11, n. 3, p. 103-5, June 1998.

MYERS, T.D. Effects of a pulsed Nd:YAG *laser* on enamel and dentin. In: *Laser Surgery: Advanced Characterization Therapeutics and Systems. II*. Los Angeles, Jan. 14, 16-19, 1990. *Proceedings...* Califórnia. SPIE. The International Society for Optical Engineering, 1990, p. 425-428.

MYERS, T.D., McDANIEL, J.D. The pulsed Nd:YAG dental *laser*: review of clinical applications. *J. Calif Dent Assoc*, v. 19, n. 11, p. 25-30, Nov. 1991.

NARA, Y., TAGOMORI, S., NUMATA, Y., MORIOKA, T. Effects of Er:YAG *laser* irradiation on acid resistance of human tooth enamel. *Surg Med Lasers*, v. 3, n. 4, p. 208-10, 1990.

NELSON, D.G.A. et al. Morphology, histology and cristallografy of human dental enamel treated with pulsed low energy infrared *laser* irradiation. *Caries Res*, v. 21, n. 5, p. 411-26, 1987.

OHO, T., MORIOKA, T. A possible mechanism of acquired acid resistance of human dental enamel by *laser* irradiation. *Caries Res*, v. 24, n. 2, p. 86-92, Mar./Apr. 1990.

PAGHDIWALA, A.F. VAIDYANATHAN, M. Evaluation of Erbium:YAG *laser* radiation of hard dental tissues: analysis of temperature changes, depth of cuts and structural effects. *Scann Microscop*, v. 7, n. 3, p. 989-97, 1993.

PECK, S., PECK, H. *Laser* radiation: some specific dental effects and evaluation of its potential in dentistry. *J Pros Dent*, v. 12, n. 2, p. 195-203, Feb. 1967.

PELINO, E. Estudo *in vitro* do efeito do laser de Nd:YAG sobre o esmalte dental humano por M.O. e M.E.V. Tese de Mestrado, São José dos Campos, 1998.

PELINO, J.E.P., MELLO, J.B., EDUARDO, C.P. *In vitro* study of the Nd:YAG laser effect on human dental enamel: optical and electron microscope analysis. In: *Journal of Clinical Laser Medicine & Surgery*, v. 17, n. 4, 1999. Mary Ann Libert, Incorp, p. 171-177.

RANHAMAA-MÄKINEN, R., MEURMAN, J.H., LUOMANEN, M., TORKKO, H., VIERHKOSKI, E., PAUNTO, I. Irradiation of human dental tissues with CO<sub>2</sub>, Nd:YAG.

RODE, S.M., ANDRADE, C.S., EDUARDO, C.P., ANDO, T. Ação do laser Nd:YAG sobre o esmalte de dentes decíduos humanos. Estudo ultraestrutural *in vitro*. In: REUNIÃO CIENTÍFICA DA SOCIEDADE BRASILEIRA DE PESQUISAS ODONTOLÓGICAS, 11. Águas de São Pedro, 4-7, Set. 1994. *Anais...* Bauru, SBPqO, 1994, p. 8, Resumo 12.

ROLLA, G. On the role of calcium fluoride in the mechanism of fluoride. *Acta Odont Scand*, v. 46, n. 3, p. 341-5, May 1998.

ROSSO, N. et al. The use of CO<sub>2</sub> laser in pit and fissure caries prevention clinical evaluation. In: CONGRESS OF INTERNATIONAL SOCIETY FOR LASER IN DENTISTRY, 5, 1996, Jerusalem. *Proceedings...* Bologna; Monduzzi, 1996, p. 111-7.

SCHAWLOW, A.L., TOWNES, C.H. Infrared and optical masers. *Phys Rev*, v. 112, n. 6, p. 1940-9, Dec. 1958.

SCHEININ, A., KANTOLA, S. *Laser-induced effects on tooth structure. I. Grater formation with a CO<sub>2</sub> laser. Acta Odontol Scand*, v. 27, n. 2, p. 173-92, May 1969.

SCHEININ, A., KANTOLA, S. *Laser-induced effects on tooth structure II. Microradiography and polarized light microscopy of dental enamel and dentine. Acta Odontol Scand*, v. 27, n. 2, p. 181-92, May 1969.

SCHILKE, R., GEURTSSEN, W. SEM – analysis of dental hard tissues irradiated by Er;YAG lasers. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASER IN DENTISTRY, 4. Singapore, Aug. 6-10, 1994. Abstracts of papers Singapore, 1994, p. 139.

SHIRAZUKA, T. et al. Acid resistance on human dental enamel by laser irradiation and fluoride treatment. *J Dent Res*, v. 70, p. 250, 1991, Abstract 679.

SOCT., J.J. et al. Acid production by oral streptococci. *Caries*, v. 30, n. 4, p. 288, Jul./Aug. 1996 (Abstract 64).

STHEFAN, P.M. changes in hydrogenium concentration on tooth surfaces and caries lesions. *J.A.D.A.*, v. 27, p. 718-23, 1940.

STERN, R.H., SOGNAES, R.F. *Laser beam effect on dental hard tissues. In: INTERNATIONAL ASSOCIATION FOR DENTAL RESEARCH. General Session & Exhibition, 42. Los Angeles, Mar. 19-22, 1964. Abstracts of papers. J Dent Res*, v. 43, p. 873, 1964.

STERN, R.H., SOGNAES, R.F. *Laser beam effect on dental hard tissues. J South Calif Stat Dent Assoc*, v. 33, n. 1, p. 17-19, Jan. 1965.

STERN, R.H., SOGNAES, R.F. *Laser induced alteration of surface enamel. In: ANNUAL SYMPOSIUM ON ELECTRON AND ION LASER BEAL TECHNOLOGY*, 9. Califórnia, RW Pease, 1967, p. 402-6.

STERN, R.H., SOGNAES, R.F., GOLDMAN, F. *Laser effect in vitro enamel permeability and solubity. J Am Dent Assoc*, v. 73, n. 4, p. 838-43, Oct. 1966.

STERN, R.H., VAHL, J., SOGNAES, R.F. *Laser enamel: ultrastructural observation of pulsed carbon dioxide laser effects. J Dental Res*, v. 51, n. 2, p. 455-60, Mar./Apr. 1972.

SUNDSTRÖM, F., FREDRIKSSON, K., MONTAN, S. et al. *Laser-induced fluorescence from sound and carious tooth substance: spectroscopic studies. Swed Dent J.*, v. 9, p. 71-80, 1985.

TAGOMORI, S., MORIOKA, T. Combined effects of *laser* and fluoride on acid resistance of human dental enamel. *Caries Res*, v. 23, n. 4, p. 223-231, July/Aug. 1989.

TANJI, E. Alterações morfológicas do esmalte e dentina de cavidades classe I preparadas com o laser de Er:YAG. Tese de Mestrado, FOU SP, 1998.

VAHL, J. Electron microscopic x-ray crytallographic investigations of teeth exposed to *laser rays. Caries Res*, v. 2, n. 1, p. 10-8, 1968.

WALSH, L.J., PERHAN, S.J. Enamel fusion using a carbon dioxide *laser*: a technique for sealing pits and fissures. *Clin Prev Dent*, v. 13, n. 3, p. 16-20, May-June, 1991.

WATANABE, H., YAMAMOTO, H., KAWAMURA, M., OKAGAMV, K., ISHIKAWA, I. Acid resistance of the human teeth enamel irradiated by Er:YAG. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON *LASERS* IN DENTISTRY, 1998. Maui. *Proceedings...* Hawaii, Maui, International Society for *Lasers* in Dentistry, 1998, p. 68-9.

WATANABE, I.S., LIBERTI, E.A., AZEREDO, R.A., ARAÚJO, M.V., SOBRINHO, A.N., GOLDENBERG, S. The effects of CO<sub>2</sub> *laser* irradiation on enamel of human permanent molar. A scanning electron microscopy study. *Estomat Cult*, v. 16, n. 3, p. 27-30, Jul./Set. 1986.

WHITE, J.M., GOODIS, H.E., MARSHALL, G.W., MARSHALL JUNIOR, S.R.J. Identification on the physical modification threshold of dentin induced by neodymium and holmium YAG *lasers* using scanning electron microscopy. *Scann Microscop*, v. 7, n. 1, p. 239-46, 1993.

WIGDOR, H., AHSRAFI, S., ABT, E. SEM evaluation of CO<sub>2</sub>, Nd:YAG and Er:YAG *laser* irradiation *in vitro*. In: INTERNATIONAL CONGRESS IN DENTISTRY, 1992, Salt Lake City. *Proceedings...* Salt Lake City. International Society of *Lasers* in Dentistry, 1992, p. 131-2.



M22291



***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.



**PARECER nº 88/01**  
**Ref. Protocolo 96/01**

O Grupo de Trabalho indicado pelo Comitê de Ética em Pesquisa, **APROVOU** o protocolo de pesquisa "**Efeito da irradiação da luz laser Nd: YAG e Er: YAG nos sulcos de molares humanos in vitro, através de microscopia eletrônica de varredura**", de responsabilidade da pesquisadora **Eleonora Verlangieri**, sob orientação do Professor Doutor **Carlos de Paula Eduardo**.

São Paulo, 03 de agosto de 2001

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