



AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE
DE SÃO PAULO

**ESTUDO *IN VITRO* DAS APLICAÇÕES DO LASER DE DIODO
DE ALTA POTÊNCIA 960nm EM ESMALTE DENTÁRIO,
ASSISTIDO POR UM FOTOINICIADOR: ANÁLISE DE
MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA**

MARCELO VINÍCIUS DE OLIVEIRA

Dissertação apresentada como parte dos
requisitos para obtenção do Grau de
Mestre em Ciências na Área de
Tecnologia Nuclear-Materiais.

Orientador:
Prof. Niklaus Ursus Wetter

**São Paulo
2002**

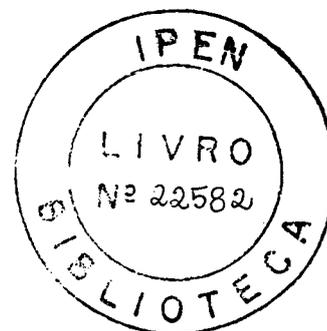


563

**INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGICAS E NUCLEARES – IPEN
AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO - USP**

**ESTUDO *IN VITRO* DAS APLICAÇÕES DO LASER DE DIODO DE
ALTA POTÊNCIA 960 nm EM ESMALTE DENTÁRIO, ASSISTIDO POR
UM FOTOINICIADOR: ANÁLISE DE MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE
VARREDURA**

MARCELO VINÍCIUS DE OLIVEIRA



**Dissertação apresentada como parte dos
requisitos para obtenção do Grau de Mestre
em Ciências na Área de Tecnologia Nuclear
Materiais.**

Orientador: Prof. Dr. Niklaus Ursus Wetter

São Paulo

Junho de 2002



**INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES – IPEN
AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO - USP**

**ESTUDO *IN VITRO* DAS APLICAÇÕES DO LASER DE DIODO DE
ALTA POTÊNCIA 960 nm EM ESMALTE DENTÁRIO, ASSISTIDO POR
UM FOTOINICIADOR: ANÁLISE DE MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE
VARREDURA**

MARCELO VINÍCIUS DE OLIVEIRA

**Dissertação apresentada como parte dos
requisitos para obtenção do Grau de Mestre
em Ciências na Área de Tecnologia Nuclear
Materiais.**

Orientador: Prof. Dr. Niklaus Ursus Wetter

São Paulo

Junho de 2002

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho a minha querida esposa Cidinha e aos meus dois filhos João Marcelo e Nikole, pela tolerância e compreensão nos momentos de ausência e de idas e vindas, prontamente superados pelo amor e pela paixão que nos une. Sem vocês a vida não teria sentido. Amo vocês!

Dedico também aos meus queridos pais Sr. Wilson e Sra. Leonor que sempre acreditaram em mim e que sem eles nada disso seria possível. Amo vocês!

AGRADECIMENTOS

Primeiramente a Deus por ter iluminado meu caminho nos momentos difíceis e de incertezas, tornando possível à realização deste trabalho através de sua graça divina..... Muito obrigado Senhor!

Ao meu orientador Prof. Dr. Niklaus Ursus Wetter por tamanha sabedoria e por ter preconizado de forma inequívoca os resultados desta obra, o que faz dele um homem íntegro e de honrada postura profissional. Sou muito grato também pelo companheirismo, amizade e pela confiança em mim depositada. Meu muito obrigado.

A Prof^a. Dra. Denise Maria Zezell, incansável profissional, batalhadora por seus ideais e de uma competência inigualável. Obrigado pelas oportunidades e principalmente por ter acreditado neste trabalho.

Ao Prof. Dr. Carlos de Paula Eduardo por suas valiosas informações e pelo exemplo de dedicação ao estudo das aplicações do laser em odontologia.

Ao Prof. Dr. Jorge Sarkis pela atenção e amizade demonstrados durante todo o período da realização deste trabalho. Meu muito obrigado companheiro.

Aos colegas pós-graduandos do IPEN, Luciano, Walter, Daniela, Tarso, Cláudia, Andréa e Patrícia que por diversas vezes contribuíram para a realização deste trabalho, assim como tendo participado dos momentos de descontração. Meu muito obrigado.

Agradeço também ao CNPq, órgão de fomento que foi responsável pela manutenção da bolsa de estudo a qual fiz jus, e retribuo neste momento com conclusão deste trabalho.

**ESTUDO *IN VITRO* DAS APLICAÇÕES DO LASER DE DIODO DE ALTA
POTÊNCIA 960 nm EM ESMALTE DENTÁRIO, ASSISTIDO POR UM
FOTOINICIADOR: ANÁLISE DE MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA**

Marcelo Vinícius de Oliveira

RESUMO

Este estudo investiga a aplicação *in vitro* do laser de diodo de alta potência em esmalte dentário com auxílio de um corante fotoiniciador e analisa a conseqüente alteração morfológica através de Microscopia Eletrônica de Varredura. Inicialmente são investigadas as possíveis modificações no esmalte dentário, a fim de determinar os parâmetros que mais se adequariam a uma futura aplicação clínica com finalidades preventivas em odontologia. Estudos anteriores demonstraram que a irradiação do esmalte dentário pelo laser de Nd:YAG (1.064 nm) induzido por um fotoiniciador, consegue alterar a morfologia da superfície dental de maneira a aumentar sua resistência aos ácidos, isto é, resistência ao ataque dos subprodutos da degradação de carboidratos feita por bactérias cariogênicas. Os procedimentos desejados para a diminuição dos índices de cáries e de suas seqüelas são em nível primário, o que significa atuar antes da instalação da doença.

Este trabalho descreve pela primeira vez na literatura, os efeitos *in vitro* no esmalte de um protótipo laser de diodo semicondutor de alta potência operando em 960 nm, produzido e idealizado pelo *Laboratório de Desenvolvimento Laser e Fotônica do Centro de Lasers e Aplicações* do IPEN. Este equipamento pode apresentar várias vantagens como confiabilidade, tamanho reduzido e baixo custo.

Procurou-se estabelecer parâmetros de irradiação laser que produzissem o efeito desejado no esmalte e protocolos que garantissem a segurança do tecido dental, resguardando-o de efeitos indesejados como trincas e carbonização.

**ESTUDO *IN VITRO* DAS APLICAÇÕES DO LASER DE DIODO DE ALTA
POTÊNCIA 960 nm EM ESMALTE DENTÁRIO, ASSISTIDO POR UM
FOTOINICIADOR: ANÁLISE DE MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA**

Marcelo Vinícius de Oliveira

ABSTRACT

The objective of this study is to verify if a high power diode laser can effectively modify the morphology of an enamel surface, and if this can be done in a controlled fashion by changing the lasers parameters. Previous studies using SEM, demonstrated that through irradiation with an Nd:YAG laser (1.064 nm) it is possible to modify the morphology of the dental surface in such way as to increase it's resistance against caries decays. The desired procedures that should achieve a decrease of the index of caries decays and of its sequels are on a primary level, which means that action is necessary before the disease installs itself.

In this study, it was used for the first time a prototype of a high power diode laser operating at 960 nm, produced by the Laboratory of Development of Lasers of the Center for Lasers and Applications of the IPEN. This equipment can present several advantages as reliability, reduced size and low cost.

The aim was to establish parameters of laser irradiation that produce the desired effects wanted in the enamel and protocols that guarantee its safety during application in dental hard tissues, protecting it of heating effects such as fissures and carbonization.

SUMÁRIO

RESUMO

ABSTRACT

INTRODUÇÃO.....	01
1.0 - OBJETIVOS.....	03
2.0 - REVISÃO DA LITERATURA.....	04
2.1 - O Esmalte Dentário.....	04
2.2 - Microestrutura do Esmalte em Microscopia Eletrônica de Varredura.....	07
2.3 - Aplicações do <i>Laser</i> de Diodo de Alta Potência em Odontologia.....	12
2.4 - <i>Laser</i> em Prevenção de Cárie.....	18
3.0 - MATERIAIS E MÉTODOS.....	34
3.1 - Preparo das Amostras.....	34
3.2 - Parâmetros de Irradiação.....	38
4.0 - RESULTADOS.....	42
5.0 - DISCUSSÃO.....	60
6.0 - CONCLUSÃO.....	68
7.0 - ANEXOS.....	69
7.1 - Fundamentos da Física do <i>Laser</i>	69
7.1.1 - A luz e Suas Propriedades Ópticas.....	69
7.1.2 - Processo de Emissão Estimulada.....	72
7.1.3 - Propriedades da Luz <i>Laser</i>	75
7.1.4- Regimes de Operação <i>Laser</i>	76
7.1.5 - Interação da Luz <i>Laser</i> com os Tecidos Biológicos.....	78
7.1.6 - <i>Lasers</i> para Aplicação em Odontologia.....	82
7.2 - Protótipo <i>Laser</i> de Diodo 960 nm de Alta Potência.....	90
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	98

INTRODUÇÃO

Com o desenvolvimento do primeiro *laser* de rubi por Maiman em 1960, houve um grande interesse entre os cirurgiões dentistas, cientistas e pacientes, em utilizar esta nova ferramenta para tornar o tratamento dentário mais agradável.

Diante da versatilidade em múltiplos usos da tecnologia *laser*, como na cirurgia de tecidos moles bucais e na polimerização de compósitos, estes estão gradativamente ocupando seu espaço nos consultórios dentários em aplicações em tecidos duros dentais. Isto inclui alguns preparos cavitários com *laser* substituindo pontas montadas, e no diagnóstico e prevenção de cáries. A pergunta essencial é se o *laser* pode promover um tratamento igual, ou melhor, que as técnicas convencionais, dentro de padrões de segurança e manutenção da vitalidade exigida, já que o uso seguro do *laser* deve ser também a meta subjacente a que se propõe a futura aplicação em odontologia.

Com a disponibilidade e desenvolvimento de diferentes comprimentos de onda, e diferentes regimes de operação *laser*, o interesse pelo avanço desta nova tecnologia vem se tornando cada vez mais crescente. Existe hoje uma nova abordagem sobre a saúde bucal, onde o princípio fundamental é "*Preservar para Prevenir*". Assim sendo, a detecção precoce da mudança na estrutura dental é um pré-requisito indispensável, levando o profissional a decidir por um método terapêutico conservador ou restaurador.

Juntamente com a evolução dos materiais e das técnicas odontológicas, ocorreu um grande avanço nos aparelhos e equipamentos, surgindo entre eles os *lasers* para o uso em odontologia. A aplicação dos *lasers* nas estruturas duras dentais tem sido investigada há tempos, porém, somente em 1964 é que Stern & Sognaes, pesquisadores da *Los Angeles Dentistry School*, Universidade da Califórnia, reportaram pela primeira vez que o esmalte dental poderia ser vaporizado por um *laser* de Rubi. Certamente o interesse estava em avaliar os efeitos térmicos provocado pelo *laser* em esmalte e dentina. Foram relatados naquela ocasião efeitos que iam desde a fusão da estrutura do esmalte até a formação de rachaduras e carbonização.

Sognaes e Stern (1974), relataram pela primeira vez os resultados obtidos de seus experimentos utilizando o *laser* de Rubi com parâmetros de exposição mais baixos, induzindo uma modificação na estrutura do esmalte e aumentando sua resistência na presença de ácidos. Estabeleceu-se, portanto, mais um marco na busca por novos métodos de prevenção contra as cáries. Os princípios estabelecidos por Sognaes & Stern foram seguidos, e muitos outros trabalhos surgiram ao longo dos anos, inclusive com a utilização do *laser* de Nd:YAG (1.064 nm) induzido por um fotoiniciador com finalidades preventivas.

Baseado no avanço e resultados obtidos em trabalhos anteriores com outros *lasers*, este estudo visa dar os primeiros passos concretos no que diz respeito à irradiação das estruturas duras dentais, utilizando um protótipo *laser* de diodo semiconductor 960 nm, assistido por um fotoiniciador. Este equipamento foi produzido e projetado pelo *Centro de Lasers e Aplicações do Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares* (IPEN), autarquia vinculada a Universidade de São Paulo. Procurou-se inicialmente promover uma alteração morfológica do esmalte, e fazer uma análise através de Microscopia Eletrônica de Varredura, segundo parâmetros pré-estabelecidos de irradiação.

1.0 - OBJETIVOS

Este estudo *in vitro* tem como objetivo a análise morfológica da superfície do esmalte dentário irradiado pelo *laser* de diodo semiconductor de alta potência, operando em 960 nm. Para aumentar a eficiência de absorção do *laser* pelo esmalte, foi utilizado um corante fotoiniciador a base de tinta nanquim.

Baseado em estudos anteriores com diferentes tipos de *lasers*, procurou-se fazer as análises morfológicas através de Microscopia Eletrônica de Varredura. O objetivo inicial é avaliar as possíveis alterações do tipo fusão seguida de ressolidificação na superfície do esmalte e, posteriormente, proceder a estudos seqüenciais para estabelecer parâmetros que mais se adequaria a uma aplicação clínica com finalidade preventiva em odontologia.

2.0 - REVISÃO DA LITERATURA

2.1 - O Esmalte Dentário

No dente podem-se reconhecer três estruturas mineralizadas: o esmalte a dentina e o cimento, que têm características diferentes quanto a sua composição química, seus determinantes físico-químicos, sua origem, função e patologia.

Takano (1996), afirma que a natureza do esmalte dentário é de interesse inerente aos profissionais dentistas. A atual prática clínica evolui, entre outros, os seguintes procedimentos envolvendo a estrutura do esmalte: prevenção contra desmineralização, promoção da remineralização, restauração de cavidades onde a desmineralização do esmalte se tornou irreversível, clareamento do esmalte em dentes vitais e não vitais, e o diagnóstico e tratamento das malformações do esmalte que podem ser causadas por fatores ambientais ou genéticos.

Radlansk (1990), assinala que o esmalte é um tecido biocerâmico bastante complexo. Em sua forma final, o esmalte é um reflexo das atividades moleculares e celulares sem igual que acontecem durante a organogênese. De origem ectodérmica, os ameloblastos possuem uma atividade genética para a formação de proteínas com o propósito exclusivo de produzir uma concha mineralizada, quase completamente destituída de substância orgânica, depositada sobre dentina. A interface entre o esmalte e a dentina é chamada de junção amelodentinária, a qual possui uma organização biológica bastante diferenciada.

Paine (2001), apresenta um modelo de formação do esmalte que relaciona a função genética à elaboração de uma matriz protéica extracelular, que controla a formação estrutural e os aspectos mecânicos do órgão do esmalte na formação do dente.

Bernaba (1973), afirma que a matriz sintetizada e secretada pelos ameloblastos é acidófila e disposta em fina rede. Aparentemente é a dentina já formada, a indutora da secreção e formação da matriz do esmalte pelos ameloblastos. Daí pode-se concluir que a interação epitélio - mesênquima parece ser absolutamente necessária na amelogênese.

Osborn (1970), afirma que o dente recém erupcionado é coberto por uma estrutura conhecida como cutícula primária de esmalte, constituída por duas camadas finas. A mais interna é mais fina, acidofílica, sem estrutura definida e colada à superfície do esmalte, e a mais externa é celular. Essas lâminas corresponderiam aos restos de ameloblastos e tecidos pericelulares, após o desenvolvimento dos prismas de esmalte.

Zeichner (2001), afirma que o esmalte é formado a partir de proteínas sintetizadas pelos ameloblastos. Estas proteínas são segregadas na matriz extracelular, onde ocorre a nucleação e o crescimento dos cristais de hidroxiapatita, formando assim o esmalte mineralizado que cobre a coroa dos dentes. Embora o papel exato destas proteínas no processo de mineralização do esmalte ainda esteja pouco elucidado, novos estudos sugerem que estas proteínas possam ter outras funções além da formação do esmalte.

Douglas (1998), afirma que o esmalte dentário caracteriza-se por ter uma alta porcentagem de minerais (95%), em relação ao osso que contém somente 60%, enquanto a dentina contém 72% de minerais. As substâncias que compõem a matriz orgânica do esmalte representam somente 2% do peso total do tecido, ao passo que na dentina cerca de 18% é de substância orgânica. Algo similar acontece com a água que no esmalte representa apenas 3% do peso, na dentina um pouco mais 10% e no osso da mesma forma 10%.

Branco (1994), em seu estudo afirma que o esmalte é a estrutura mais mineralizada do organismo humano, possuindo em peso cerca de 37% de cálcio, 52% de fosfato e 3% de hidroxila. O componente mineral do esmalte é a apatita e o componente orgânico consiste principalmente de proteínas e lipídeos. A fração inorgânica do esmalte é cristalina, onde há preferencialmente porcentagem relativamente maior de sais inorgânicos amorfos.

Douglas (1998), afirma que a composição química do cristal do esmalte é muito variável de acordo com o lugar do cristal, conforme o tipo de dieta e também com o fator idade. Daí sugere-se que a constituição inorgânica seja uma mistura muito ampla de substâncias. A parte fundamental está representada pelo *fosfato de cálcio*, que forma a parte principal da apatita ou cristal. Sua fórmula geral pode ser descrita como $Ca_{10}(PO_4)_6 X_2$, onde X está representada via de regra por uma OH (hidroxila). As hidroxilas podem deixar espaços vagos que podem ser ocupados eventualmente

por flúor (F). Esta substituição do OH⁻ pelo flúor confere mais estabilidade ao cristal e menor solubilidade em relação à apatita sem flúor, passando a se chamar *fluorapatita*.

2.2 – Microestrutura do Esmalte em Microscopia Eletrônica de Varredura

Já na antigüidade, havia tentativas de se reforçar a visão com auxílio de dispositivos óticos. Aristóteles refere-se claramente a uma lente, e Seneca descreveu o uso de globos de vidro para aumentar imagens. A partir do século XIV, lentes começaram a ser usadas comumente para corrigir defeitos de visão e como dispositivos de aumento. Paralelamente ao desenvolvimento do telescópio no século XVII, surgiu o microscópio composto, constituído no mínimo de uma lente objetiva e uma ocular.

Em 1665 surgiu o célebre microscópio de Hooke. Este é talvez o protótipo do microscópio moderno, não só pela sua construção, mas por sua íntima ligação com a Micrografia, sem dúvida a mais famosa publicação de microscopia de sua época histórica.

Durante a década de 30, ocorreram dois eventos que teriam profunda influência sobre o desenvolvimento da microscopia no século XX: o advento da televisão e do radar. Em ambos os casos, o conceito básico é o da varredura, e a conseqüente modificação da relação entre o objeto e sua imagem, de uma função geométrica para a de uma função temporal. Os pioneiros conceituais da microscopia eletrônica de varredura foram Von Ardenne, na Alemanha (1938) e Zworykin nos EUA (1943).

Haddad et al. (1998), afirmam que a realização prática de um Microscópio Eletrônico de Varredura (MEV) só veio muitos anos depois, através do trabalho do grupo de Oatley em Cambridge (1964). O Microscópio Eletrônico de Varredura forma imagens essencialmente tridimensionais e de grande efeito plástico, com uma notável profundidade de foco. Estas imagens são produzidas através de uma interação inicial de um feixe de elétrons com a amostra, que é mantida sob condições de alto vácuo.

Para a realização de uma Microscopia Eletrônica de Varredura, pode-se utilizar, em princípio, qualquer interação entre um estímulo e a matéria, que resulte

em uma resposta que possa ser captada por um sensor. Um feixe de elétrons com cerca de 20 keV, gerado em um canhão, é desmagnificado por um conjunto de lentes eletromagnéticas que agem como condensadores. Este feixe é focalizado sobre a amostra, e mediante bobinas defletoras, percorre uma varredura sobre pequena região da mesma. Como consequência, uma série de sinais são emitidos, dos quais destacamos inicialmente elétrons secundários com cerca de 50 eV. Estes elétrons são captados por um detector cuja resposta modula o brilho de um tubo de raios catódicos, e que é varrido em sincronismo com o feixe eletrônico. Portanto, a cada ponto da amostra corresponde um ponto da tela, e nele é mapeada a resposta do objeto ao feixe de excitação. O aumento é obtido pela relação entre a área varrida e a área da tela do tubo.

As possibilidades de utilização são muito maiores do que a simples aquisição e exibição destes sinais. As grandes oportunidades introduzidas pela microscopia de varredura, em todas as suas formas, são a disponibilidade de um sinal e de uma imagem eletrônica, à qual podem ser aplicados todos os recursos modernamente disponíveis para processamento de sinais e de imagens.

No campo da odontologia, Jaeger (1988), relata que os primeiros trabalhos relacionados à microscopia de varredura visaram um melhor conhecimento da morfologia normal do dente, em especial do esmalte e da dentina. O mesmo autor cita que a Microscopia Eletrônica de Varredura em relação aos outros métodos, apresenta a vantagem da possibilidade de exame em áreas maiores e estudo simultâneo do compartimento orgânico e mineral dos tecidos duros dentais.

Lutskaia (1988), investigou a estrutura do esmalte dentário humano por meio de Microscopia Eletrônica de Varredura, o qual tornou possível revelar certas peculiaridades da estrutura prismática em várias faixas etárias. Por exemplo, em crianças o esmalte tem porosidade específica nas camadas superficiais dos dentes decíduos, que estão ausentes em dentes permanentes. Com a idade, o esmalte fica mais "homogêneo", com a diminuição da quantidade e tamanho dos poros, onde podem ser achadas mais freqüentemente áreas aprismáticas na superfície. Assim, as mudanças cronológicas do esmalte possuem um caráter de adaptação e consolidação dos elementos estruturais que promovem a resistência crescente aos processos patológicos de destruição dos dentes.

Através de fotomicrografia eletrônica, Meckel (1971), demonstrou que os cristais de esmalte estão orientados seguindo a direção cúspide-colo do prisma quando

localizados na "cauda"; mas quando localizados na cabeça, os cristais são perpendiculares ao eixo do prisma.

Bawden (1983), em sua pesquisa, afirma que no esmalte, os cristais podem ter formas diversas como fitas, agulhas ou pequenos pilares hexagonais, cujo comprimento médio é de 5000Å, enquanto a média de largura é de 500 Å. Estas unidades são denominadas prismas ou barras, que tem 5 µm de diâmetro, cujo comprimento abrange quase toda a espessura do esmalte. A distribuição desses cristais varia de acordo com a posição do dente onde eles estejam: os cristais da cúspide dentária são paralelos ao eixo do prisma, enquanto no colo seu ângulo é inclinado entre 20° e 45°, observando-se uma transição gradual entre ambos os grupos.

Radlanski et al. (1992), realizaram estudo em esmalte de dentes humanos permanentes, onde foram seccionados e analisados percorrendo desde a junção amelodentinária até a superfície da coroa. As análises morfológicas foram feitas através de Microscopia Eletrônica de Varredura. Na região da junção amelodentinária os prismas foram cortados longitudinalmente, enquanto que perto da superfície da coroa foram feitos cortes transversais. Em um modelo geométrico, o ângulo do qual os prismas divergiam da orientação centrífuga, era calculado independente da distância da junção esmalte-dentina. Concluiu-se que quando se conhece o diâmetro dos prismas de esmalte, pode-se constatar a forma do manto de esmalte que é criada a partir da orientação específica dos prismas.

Mayer et al. (1990), realizaram um estudo através de Difração de Raios-X, onde analisou o grau de decomposição térmica do esmalte em desenvolvimento. Eles observaram que no esmalte em desenvolvimento, a decomposição de Carbonato de Cálcio procede relativamente rápido até 500°C, passando a uma taxa de perda mais baixa com o aumento da temperatura. Neste período de amadurecimento do esmalte, a decomposição é mais rápida e é completa em torno 800°C. A formação de beta-Ca₃(PO₄)₂ é observada em esmalte dental a 500°C. A temperatura de 1000°C, a fase formadora de apatita e amadurecimento do esmalte transforma-se quase que completamente em beta-Ca₃(PO₄)₂, considerando que no esmalte já formado, só ocorre uma decomposição parcial, mesmo a uma temperatura de 1000 °C.

Ichijo et al. (1992), do Departamento de Anatomia Oral da Faculdade de Odontologia de Tóquio no Japão, elaboraram uma série de estudos a fim de investigar as características estruturais de cristais biológicos. Utilizaram o Microscópio de

Eletrônico de Varredura próxima à resolução atômica, para examinar a ultra-estrutura dos cristais de esmalte dentário humano, pelas seções transversais e longitudinais dos cristais. Os materiais usados para este estudo eram camadas medianas de esmalte não cariado de molares humanos permanentes recém extraídos. O esmalte foi cortado em pequenos cubos e fixado com glutaraldeído e tetróxido de ósmio e em seguida embutidos em resina epox. As amostras de esmalte foram cortadas com uma lâmina diamantada sem produzir descalcificação. Cada cristal foi observado à ampliação inicial de 300.000 vezes e à ampliação final de 10.000.000 vezes. Usando esta aproximação, os autores puderam mostrar a configuração da hidroxiapatita nas seções transversais e longitudinais dos cristais de esmalte e observar o padrão hexagonal básico. Os autores acreditam que a micrografia mostrada neste relatório é a primeira imagem atômica a ser obtida de um cristal de hidroxiapatita de esmalte humano utilizando estas seções.

Yamamoto et al. (1990), elaboraram um estudo sobre as alterações morfológicas em esmalte dentário humano em comparação às amostras de esmalte dentário de animais, após o aquecimento a limites de temperatura que permitisse a discriminação entre os dentes humanos e os dentes de animais. As temperaturas de aquecimento variaram entre 200°C e 1000°C com intervalos de 5, 30 e 60 minutos. Depois de aquecer cada dente e seu controle, foi feita análises através de Microscópio Eletrônico de Varredura (aumento 3.500 vezes e 3.600 vezes). O estudo concluiu que em dentes humanos, ao aquecer a uma temperatura de 500°C ou 600°C, por 5 minutos, o esmalte começa a formar caroços e há o aparecimento de rachaduras, caracterizando carbonização.

Eduardo, C. P. e Matsumoto, K. (1995), fizeram um estudo comparativo entre superfícies de esmalte dentário irradiado pelo *laser* de Nd:YAG (1064 nm) e superfícies de esmalte submetido ao ataque ácido. Os resultados analisados por Microscopia Eletrônica de Varredura mostraram grandes diferenças morfológicas entre as amostras. Dentre elas, pôde-se notar uma superfície polida nas amostras que sofreram condicionamento pelo ácido, enquanto as superfícies irradiadas pelo *laser* de Nd:YAG mostravam-se fusionadas sugerindo uma ressolidificação do esmalte dentário.

Fava et al. (1997), realizaram um estudo de Microscopia Eletrônica de Varredura em esmalte aprismático em molares decíduos humanos não erupcionados. Foram descritas a frequência, a estrutura e a espessura da camada de esmalte aprismático

na superfície vestibular e lingual de molares decíduos não erupcionados. Os dentes foram extraídos e mantidos em solução de etanol a 70% e, em seguida, desidratados, cobertos com ouro e examinados em um Microscópio Eletrônico de Varredura JEOL, JSM-6.100. A camada aprismática foi observada nos terços oclusal, médio e cervical de todas as superfícies vestibular e lingual. Os cristais de hidroxiapatita seguiram um arranjo paralelo entre si e perpendicular à superfície do esmalte. Nenhuma diferença estatisticamente significativa foi observada entre os terços oclusal, médio e cervical, que apresentaram a mesma espessura.

2.3 – Aplicações do *Laser* de Diodo de Alta Potência em Odontologia

Kapon (1989), afirma que a emissão *laser* em semicondutores foi proposta inicialmente por Von Newman em 1953, sendo que os primeiros diodos-laser foram construídos em laboratório em 1962.

A descoberta da emissão de luz por dispositivos semicondutores remonta à década de quarenta. Um LED (light emitting diode), como tal componente eletrônico é conhecido, é em geral feito de Arseneto de Gálio e tem uma emissão de luz incoerente, não constituindo, portanto, uma emissão *laser*.

Um *diodo-laser* usa o mesmo princípio de um LED, porém conta com uma estrutura diferente para permitir a emissão coerente de luz, sendo compostos de múltiplas camadas de materiais semicondutores.

Um *laser* de diodo é um pequeno cubo de material semicondutor com dimensões milimétricas, que converte diretamente corrente elétrica em energia luminosa. O material é crescido em camadas, de baixo para cima, dentro de um recipiente especial similar ao crescimento de um cristal de quartzo na natureza. A energia luminosa é emitida em forma de feixe *laser* por uma das faces do cubo e apresenta no máximo uma potência de poucos Watts.

Steele (2000), considera que nos últimos anos o crescimento do mercado de *diodos-laser* tem sido intenso, principalmente por seu uso em telecomunicações e armazenamento de dados. O aumento das vendas cresceu em mais de 40 % entre 1999 e 2000, se consolidando como o maior segmento do mercado de *lasers* (FIG. 1).

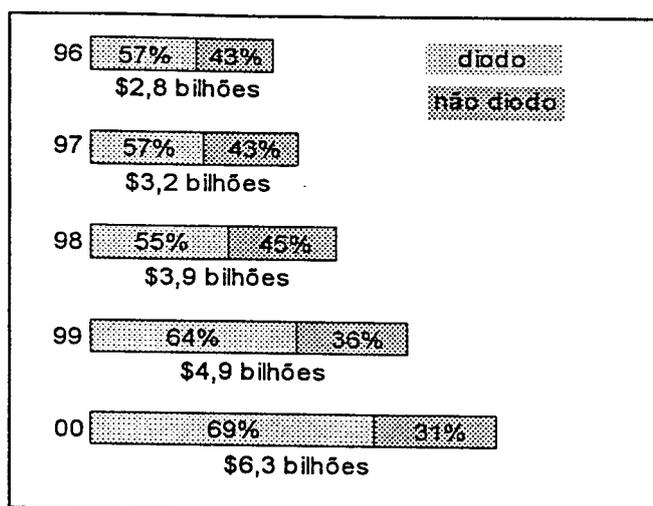


Figura 1 - Mercado de lasers comparando a participação dos diodos-laser no total. Os valores em bilhões são referentes às vendas anuais.

Todo este desenvolvimento na área de *lasers* semicondutores tem provocado o barateamento de tais dispositivos, tornando-os economicamente viáveis para aplicações de alta potência.

Os *lasers* de diodo de alta potência podem emitir continuamente de 5 a 60 Watts de potência, em um comprimento de onda que pode variar desde o visível do espectro eletromagnético, até o infravermelho próximo. Está classificado segundo as normas internacionais de classificação dos *lasers* como "*Laser Classe 4*", isto é, *lasers* de alta potência. Basicamente encontramos sua aplicabilidade no processamento de materiais e no bombeamento de *lasers* de estado sólido.

Miserendito et al. (1995), afirmam que poucos são os achados na literatura a respeito de pesquisas e aplicações deste tipo de *laser* em odontologia, e somente na metade da década de 1990, este começou a ganhar espaço em aplicações em cirurgias de tecidos moles.

Arcoria C.J. et al. (1994), realizaram um estudo comparativo utilizando um *laser* de Argônio operando em 488.5 nm e um *laser* de diodo de alta potência operando em 805 nm, no sentido de promover ablação do esmalte. O propósito deste estudo era caracterizar uma nova modalidade de ablação dentária, utilizando a combinação de um corante específico que absorvesse a luz *laser* na superfície do esmalte. Um estudo prévio onde não foi utilizado um fotoiniciador que absorvesse a luz *laser*,

demonstrou a formação de áreas de carbonização no esmalte e em tecido ósseo. Trinta e duas amostras de dentes humanos recentemente extraídos foram cortados e preparados em blocos retangulares, e posteriormente alisados e polidos com discos especiais. Foram adicionadas à superfície externa de cada amostra de esmalte cerca de 2 µl do corante, e subseqüentemente secas por jatos de ar. Análises morfológicas através de Microscopia Eletrônica de Varredura, mostraram evidências de formação de microcratera na superfície do esmalte irradiada pelo *laser* de diodo. Foram observadas microcrateras de aproximadamente 100 a 200 µm de profundidade, destituídas de carbonização visual. Irradiações semelhantes em amostras de esmalte, sem aplicação do fotoiniciador, não foram constatados sinais de cavitação ou carbonização da superfície. Conclui-se que a otimização dos parâmetros de irradiação *laser*, associado a uma correta concentração do fotoiniciador, seriam fatores preponderantes para estudos futuros.

Em 1995 nos Estados Unidos, a empresa americana Premier se tornou à pioneira no lançamento do *laser* de diodo de alta potência para uso odontológico, sendo elogiado pelos dentistas em termos de qualidade, melhoria na produtividade, tamanho e custo de aquisição compatível.

Winn D. (1996), durante o Congresso da *American Dental Laser (ADL)*, apresentou os primeiros resultados em termos de pesquisas com o *laser* de diodo de alta potência aplicado em tecidos moles. Ele demonstrou que o *laser* de diodo, além de ser menor que o *laser* de CO₂ e Nd:YAG possui um poder de corte mais eficiente em tecidos moles bucais com um mínimo de dano térmico.

Wyman et al. (1996), em um estudo comparativo, concluíram que o *laser* de diodo possui um poder de penetração em tecidos moles bucais semelhante ao *laser* de Nd:YAG e com efeitos térmicos inferiores ao *laser* de CO₂. Isto traria um efeito clínico mais benéfico para o paciente em termos de dor pós-operatória, além de reduzir o custo do tratamento.

Além do corte, coagulação e vaporização de tecidos moles bucais, pesquisas têm avançado no sentido de estudar as utilidades terapêuticas do *laser* de diodo de alta potência, como na terapia fotodinâmica, na soldadura de tecidos e no tratamento por hipertemia do câncer.

Alguns *lasers* de diodo possuem um sistema de entrega do feixe através de fibras de quartzo, acoplados a um dispositivo semelhante a uma caneta de alta rotação. Os procedimentos são feitos por contato da fibra com os tecidos.

Wyman et al. (1996), consideraram que o mesmo *laser* de diodo utilizado para cirurgia de tecidos moles bucais pode ser usado para outras aplicações, trocando-se os diferentes acessórios do sistema de entrega do feixe por fibra óptica.

Uma das causas mais graves da perda prematura dos dentes está justamente associada à doença periodontal, doença que atinge diretamente a gengiva e os tecidos de sustentação dos dentes.

Moritz et al. (1997), realizaram um estudo clínico sobre redução bacteriana em bolsas periodontais irradiadas pelo *laser* de diodo 805 nm de alta potência. Embora ele tenha demonstrado que a redução bacteriana em bolsas periodontais tenha uma influência direta com os parâmetros de irradiação, ele considera o *laser* de diodo uma excelente alternativa para tratamentos periodontais quando comparado com outros sistemas *lasers* convencionais.

Falhas ocorridas durante o tratamento endodôntico, caracterizadas por uma inadequada técnica utilizada, podem levar ao desenvolvimento de lesões apicais, o que na maioria das vezes, as lesões apresentam comprometimento microbiano. Portanto, muitos são os estudos no sentido de auxiliar os tratamentos endodônticos sob o ponto de vista bacteriológico.

Gutknecht, et al. (1997), em um estudo *in vitro*, utilizaram o *laser* de diodo de alta potência operando em 830 nm, para avaliar seu efeito bactericida em canais radiculares infectados. As amostras eram irradiadas por intermédio de uma fibra óptica de 400 μm e com potências variando entre 0,1 a 15 Watts, onde após cada aplicação o sistema era reavaliado no sentido de controlar a quantidade de energia e eficiência da irradiação. Como resultado, foi comprovado que cerca de 99,9% das *Enterococcus faecalis*, bactéria utilizada como agente infectante, foi eliminada após a irradiação pelo *laser* de diodo. É de se esperar que o efeito bactericida da terapia *laser* como mostrado neste estudo possa também ser alcançado em aplicações clínicas.

Muitos estudos comprovaram a eficiência e utilização do *laser* no preparo de cavidades e remoção de cáries. Representado pelo *laser* de Érbio, o FDA (*Food and Drugs Administration*) órgão americano que controla o uso de equipamentos e medicamentos nos Estados Unidos, aprovou em 1998 a utilização do *laser* de Er:YAG para preparos cavitários. O mecanismo de ação consiste na ablação dos tecidos duros dentais, isto é, na remoção explosiva de tecido mediada pela água, onde altas pressões são geradas pelo alto aquecimento de sub superfícies.

McNALLY K. M. et al. (1999), realizaram um estudo *in vitro* utilizando um *laser* de diodo de alta potência induzido por um fotoiniciador para ablação de cárie. O uso de um fotoiniciador tem o objetivo de aumentar a absorção da energia *laser* no tecido, limitando sua penetração a um pequeno volume. De certa forma, isto reduziria a potência necessária para o efeito desejado, isto é, ablação. Neste estudo foi utilizado um corante denominado indocianina verde, aplicado topicamente nas lesões de cárie para limitar aplicação do *laser* somente nas áreas coradas. As irradiações foram feitas em dentes humanos parcialmente cariados e submetidas a três diferentes tipos de análises: efeitos térmicos, a massa de tecido vaporizado, e finalmente análise morfológica da superfície das cavidades por Microscopia Eletrônica de Varredura. Como resultado dos efeitos térmicos sobre a polpa, o estudo concluiu que este pode ser controlado de acordo com a concentração do corante e da potência utilizada. A quantidade de tecido vaporizado limitou-se as áreas coradas pelo corante indocianina verde, o que o torna um *laser* bastante seletivo removendo somente as áreas de tecido cariado. Finalmente, os achados morfológicos não revelaram áreas de carbonização, trincas ou qualquer outra evidência de dano térmico provocada pelo *laser* de diodo. Estes resultados trazem de certa forma uma relevância em aplicações clínicas, onde a aplicação do *laser* diodo induzido por fotoiniciador atingiria somente as áreas cariadas, tornando-se desta forma um *laser* bastante seletivo.

Romanos G. e Nentwig G.H. (1999), realizaram um estudo clínico sobre a aplicação do *laser* de diodo 980 nm em procedimentos cirúrgicos de tecidos moles. O objetivo era avaliar a eficiência cicatricial pós-operatória dos tecidos em pacientes submetidos a diversos tipos de cirurgia oral menor, tais como: frenectomias, excisão de hiperplasias gengivais, remoção de hemangiomas e no descobrimento de implantes dentários. Nos diversos casos, foram utilizados dois modos de regime de operação *laser*, pulsado e contínuo, com e sem contato com os tecidos. Os resultados foram baseados em observações clínicas no trans e no pós-operatório, onde preliminarmente observou-se uma boa hemostasia na margem da incisão de todos os procedimentos cirúrgicos. As propriedades de coagulação associadas ao uso do *laser* de diodo foram particularmente benéficas durante a remoção de lesões vasculares. As vantagens pós-operatórias, tais como ausência de edema, sangramento, dor e a boa formação de tecido de cicatrização, puderam ser observados em todas as aplicações clínicas. Concluiu-se que, a aplicação do *laser* de diodo 980 nm em

procedimentos de cirurgia oral e maxilofacial parece ter efeito benéfico para prática diária em odontologia.

Com comprimento de onda de emissão próximo ao *laser* de Nd:YAG (1.064 nm), o *laser* de diodo de alta potência 980 nm, pode executar procedimentos do tipo cirurgia em tecidos moles, redução bacteriana em canais radiculares e bolsas periodontais. Está sob investigação por este grupo na otimização dos parâmetros de irradiação *laser*, associado a uma correta aplicação do fotoiniciador, que seriam fatores preponderantes para estudos futuros na modificação da estrutura do esmalte com finalidades preventivas.

2.4 - Laser em Prevenção de Cárie

A cárie é uma doença multifatorial que representa o resultado de muitas influências que são consideradas na avaliação individual de cada indivíduo.

Hunter et al. (1988), em uma revisão dos métodos de identificação de grupos de indivíduos com alto risco de cárie, relacionaram alguns fatores considerados mais prováveis no prognóstico da doença. Dentre estes fatores, surgem alguns de ordem histológicas e microbiológicas, ao qual foram considerados mais prováveis no prognóstico de cáries coronárias, quais sejam: estrutura e características químicas da superfície do esmalte, distribuição do flúor, solubilidade do esmalte, fatores biológicos da placa bacteriana, microbiologia e cariogenicidade da placa, fatores bioquímicos da placa, produção de ácidos, polissacarídeos extracelulares, fatores antibacterianos e finalmente, os aspectos imunológicos do indivíduo.

Keys (1962), definiu a cárie dentária como sendo uma doença basicamente bacteriana. A ação nociva desses microorganismos é a produção de ácidos como resultado da fermentação de carboidratos presentes na dieta, que se difunde pela estrutura dentária dissolvendo principalmente carbonato de hidroxiapatita, processo denominado desmineralização. Esta desmineralização do esmalte ocorre principalmente quando há um desequilíbrio entre os fatores etiológicos: hospedeiro, dieta e microbiota.

Stamm (1984), afirma que um controle mais efetivo destes fatores de risco e um incentivo aos programas de prevenção associados ao flúor, reduziu consideravelmente o índice de cárie em crianças de 8 a 15 anos.

Anderson *apud* Pitts et al. (1992), assinalam que a maioria das novas lesões de cárie em crianças e adolescentes desta faixa etária ocorre com mais freqüência na superfície oclusal dos dentes. Portanto, a progressão ou a reversão da cárie é determinada pelo equilíbrio entre fatores protetores e patológicos.

Featherstone (1999), afirma que a cárie dental pode também ser definida como uma doença bacteriana que progride com a formação de ácidos produzidos pela ação metabólica de bactérias, que fermentam carboidratos encontrados na dieta. A difusão desses ácidos no dente dissolve o mineral, provocando a desmineralização. Um conjunto de fatores tais como ação patológica de bactérias acidogênicas (*Streptococcus mutans* e *Lactobacilos*), deficiência orgânica salivar e dieta rica em carboidratos, são responsáveis pela progressão da cárie. A prevenção estaria baseada na interferência em três de seus fatores etiológicos: substrato (dieta), microrganismos e baixa resistência do hospedeiro.

Levantamentos epidemiológicos de âmbito nacional na área de saúde bucal foram realizados em 1986 e posteriormente em 1996 e, na oportunidade, foram levantados dados referentes à cárie dental, doença periodontal, necessidade de prótese, e o acesso aos serviços odontológicos pela população. Os resultados obtidos demonstraram que a cárie dentária em escolares até 12 anos foi reduzida em 53,98%. Ainda de acordo com estes levantamentos, o índice CPO-D até 12 anos passou de 6,65 em 1986 para 3,02 em 1996. Isso significa que os programas de saúde bucal chamaram a atenção da população para a prevenção e a necessidade de consultas regulares ao dentista. Isto significa, portanto, que as ações preventivas são as mais eficientes no combate às cáries (Revista da APCD, Mar/Abr, 1998).

A progressão ou reversão da cárie é determinada pelo equilíbrio entre os fatores protetores e os patológicos. O fluoreto, agente fundamental no combate às cáries, trabalha principalmente por mecanismos tópicos: inibição de desmineralização, mecanismo de remineralização e pela inibição de enzimas bacterianas. A ingestão de água fluoretada e fluoretos encontrados em produtos alimentares reduzem sensivelmente a progressão de cáries através de mecanismos tópicos. Para a prevenção ou reversão de cáries dentais, a soma dos fatores preventivos tem que exceder em valor sobre os fatores patológicos. Partindo deste princípio, um outro

campo de interesse com o mesmo objetivo (prevenção) tem sido explorado, o *laser*, que a partir de alterações promovidas na superfície do esmalte torna-o mais resistente às cáries.

Miserandino e Pick (1995), citam que as aplicações clínicas do *laser* de alta potência em tecidos duros dentais vem se tornando uma prática comum, assim como estão sendo desenvolvidos novos equipamentos com diferentes comprimentos de onda e métodos de emissão *laser* sendo aplicados no campo da odontologia. A lista com potencial aplicação clínica do *laser* em tecidos duros inclui, mas não limita, os seguintes procedimentos: diagnóstico de cárie, prevenção e remoção de cárie em esmalte e dentina, osteoplastia e osteotomia.

Ralph H. Stern e Reidar F. Sognaes deram em 1963, início às primeiras pesquisas envolvendo o uso do *laser* em odontologia. O interesse maior estava centralizado em avaliar os efeitos térmicos causados pelo *laser* de Rubi em tecidos duros dentais (esmalte e dentina), assim como nos materiais restauradores.

Stern (1964), apresentou os primeiros resultados da aplicação do *laser* de Rubi em tecidos duros dentais. Ele observou basicamente formação de microcrateras e áreas ressolidificadas no esmalte, assim como a carbonização da dentina. Foram utilizados como parâmetros de irradiação um pulso *laser* de alguns poucos milissegundos com uma energia variando em torno de 200 J/cm^2 a 500 J/cm^2 .

Stern (1968), utilizou o *laser* de Rubi em esmalte dentário sob parâmetros específicos de exposição e obteve os primeiros resultados onde se notou uma modificação na estrutura do esmalte tornando-o mais resistente às cáries. Este foi, portanto, o primeiro relato da utilização do *laser* em prevenção de cáries.

Adrian (1971), registrou os primeiros efeitos danosos do *laser* de Rubi sobre a polpa dentária, causando injúria seguida de necrose. Este resultado contribuiu em demonstrar que o *laser* de Rubi não era um equipamento promissor para aplicações odontológicas.

Lobene e Fine *apud* Miserandino (1995), afirma que entre as décadas de 1960 e 1980, estes pesquisadores seguiram na busca por equipamentos mais seguros e *lasers* que pudessem ser aplicados em tecidos duros dentais com mais segurança e sem o risco de danos térmicos à polpa. Entre os vários equipamentos, foi utilizado um *laser* de Dióxido de Carbono (CO_2) baseado em seu comprimento de onda de $10.6 \mu\text{m}$, o qual era muito bem absorvido pelo esmalte dentário. Esta característica conferiria ao *laser* de CO_2 uma especificidade e seleção das aplicações, dentre elas o

selamento de cicatrículas e fissuras, a incorporação de materiais cerâmicos ao esmalte como uma "solda biológica" e finalmente, a utilização do *laser* na modificação da estrutura do esmalte como prevenção de cáries.

Kantola (1972, 1973), numa série de estudos utilizando Microscopia Eletrônica de Varredura e Difração de Raios-X, demonstrou pela primeira vez as transformações físico-químicas na superfície do esmalte após irradiação pelo *laser* de CO₂.

Yamamoto e Oya (1974), descreveram em seus estudos os primeiros efeitos do *laser* pulsado de Nd:YAG, relatando que a superfície do esmalte irradiada pelo *laser* tornava-se mais resistente aos ácidos (desmineralização), do que as amostras não irradiadas.

Yamamoto (1980), em uma série de experimentos *in vivo* e *in vitro*, constatou que o *laser* de Nd:YAG poderia ser uma valiosa ferramenta na inibição e formação de cáries incipientes.

Enquanto alguns estudos confirmavam a habilidade do *laser* de CO₂ em aumentar a resistência do esmalte aos ácidos produzidos por bactérias cariogênicas, Stewart et al. (1985), realizaram outros experimentos no sentido de induzir uma fusão de materiais ao esmalte dentário, mais especificamente a hidroxiapatita, com o conseqüente selamento de cicatrículas e fissuras. Os resultados se mostraram insatisfatórios, já que as altas temperaturas geradas pela irradiação do *laser* de CO₂, causaram danos térmicos à superfície do esmalte dentário.

Nelson et al. (1986), utilizaram o *laser* de TEA CO₂ com diferentes parâmetros de irradiação e comprimentos de onda (9.32 μm , 9.57 μm , 10.27 μm e 10.59 μm) em tecidos duros dentais. A análise de Microscopia Eletrônica de Varredura mostrou uma extensa área fusionada, onde o efeito desta fusão estava aliado ao comprimento de onda, sendo que o melhor efeito obtido foi na faixa de 9.32 μm e 9.57 μm .

Fowler e Kuroda (1986), observaram através de estudos que a formação de pirofosfato no esmalte, após a irradiação com *laser* de CO₂ em temperaturas inferiores a 650 °C, poderia ter um efeito na redução da taxa de solubilidade do esmalte diminuindo assim o processo de desmineralização.

Morioka et al. (1987), em um estudo comparativo, analisaram as alterações morfológicas e a resistência ácida do esmalte irradiados pelo *laser* de Nd:YAG (1.064 nm), com pulsos normais e, operando em chaveamento Q-CW. A resistência ácida do esmalte foi determinada pela quantidade de cálcio dissolvida em 0,5M de HClO₄. A

maior resistência foi notadamente nas amostras expostas à irradiação pelo *laser* de Nd:YAG operando com pulsos normais, o que não ocorreu com as amostras irradiadas pelo *laser* de Nd:YAG operando com chaveamento Q-CW.

Muitos pesquisadores direcionaram seus estudos em associar o *laser* à aplicação subsequente do flúor, com o propósito de desenvolver um novo e mais efetivo método de prevenção contra as cáries.

Morioka et al. (1988, 1989), pela observação em Microscópio Eletrônico de Varredura, concluíram que a aplicação de flúor na superfície do esmalte após a irradiação com *laser* de Nd:YAG (densidade de energia 30 J/cm²), produziu uma melhor taxa de incorporação deste elemento ao esmalte. Em comparação a aplicação do flúor antes da irradiação, houve um aumento de aproximadamente 90% na inibição da dissolução do cálcio presente. Em análise através de Microscopia Eletrônica de Varredura, a superfície do esmalte encontrou-se fusionada apresentando microcrateras em forma de mosaico.

Oho e Morioka (1990), propuseram um possível mecanismo em que o esmalte adquiriria resistência ácida após a irradiação com *laser*, com base nas investigações das propriedades ópticas, alteração da composição, estrutura e permeabilidade do esmalte dentário. Foi utilizado em seu experimento o *laser* de Argônio (457.9 e 514.5 nm), com uma densidade de energia de 67 J/cm², na qual as amostras irradiadas eram imersas em diferentes soluções, com o intuito de avaliar a permeabilidade e a birrefringência do esmalte após a irradiação. Dentre elas destacou-se a aplicação do Flúor Fosfato Acidulado (APF), na qual a permeabilidade ao flúor na amostra de esmalte irradiado é maior do que o não irradiado. Isto pode ser atribuído aos microespaços formados pela remoção de componentes orgânicos, água e carbonato de cálcio durante a irradiação. Estes espaços poderiam agir como sítios para deposição de íons liberados através da desmineralização. Hipótese esta que pode servir para explicar a resistência ácida do esmalte após a irradiação com *laser*.

Okazaki K. et al. (1990), realizaram um estudo para avaliar o grau de dureza e resistência à fratura do esmalte dentário humano, após irradiação pelo *laser* de CO₂. A resistência à fratura (KIC) do esmalte irradiado pelo *laser* de CO₂ foi examinado pelo método de microfratura de entalhe (método de IM). Os parâmetros de irradiação *laser* foram definidos em 1,5 Watts (16 J/cm²) para 12,3 Watts (133 J/cm²), no sentido de promover uma ressolidificação. O teste de microdureza de Vickers foi utilizado com o cone de diamante calibrado abaixo de 2,5 N (250 gf) sob circunstâncias ordinárias.

Uma tendência decrescente dos resultados pôde ser observada em relação à resistência à fratura (KIC), quando a irradiação das amostras era analisada. A diminuição dos resultados de KIC começou à irradiação de 4,4 Watts (47 J/cm^2) onde a taxa de diminuição foi 22%, e 54% quando exposto a parâmetros de irradiação de 5,7 Watts (61 J/cm^2).

A região de esmalte dentário onde há a maior prevalência de processos de desmineralização e conseqüentemente evolução da cárie dentária é na região de fôssulas e fissuras. Estas regiões apresentam-se anatomicamente irregulares com presença de sulcos e vertentes que possibilitam a maior retenção de microorganismos e possível desmineralização em comparação a outras superfícies mais lisas do dente.

Zhang et al. (1991), realizaram um estudo *in vitro* para determinar a resistência do esmalte na região de fôssulas e fissuras quando realizadas aplicações com *laser* de CO_2 , *laser* de CO_2 + flúor, e sem aplicação do *laser*, frente a desmineralização. Observou-se através do MEV que as superfícies sem tratamento com *laser* ou flúor foram severamente desmineralizadas, ao passo que as superfícies com tratamento pelo flúor houve inibição da perda de esmalte, e o tratamento com *laser* seguido de Flúor Fosfato Acidulado houve um efeito ainda maior na inibição, levando a conclusão de que associação *laser* + flúor promove inibição da progressão de cáries tanto nas paredes quanto na base das fissuras.

Muitos estudos têm mostrado que a irradiação com *laser* de CO_2 pulsado na superfície do esmalte dental, pode diminuir a taxa de progressão de lesões de cáries artificialmente produzidas.

Liu e Lan (1992), fizeram um estudo comparativo irradiando a superfície do esmalte dentário com o *laser* de CO_2 , usando parâmetros pré-definidos (20 – 10 Watts, 5 – 20 μs , 2 – 400 J/cm^2), com amostras de esmalte não irradiados. Foi observado que as superfícies irradiadas com o *laser* de CO_2 (10.6 μm), era mais ácido resistente se comparada com as espécimes não irradiadas, principalmente quando a densidade de energia era superior a 50 J/cm^2 .

Walsh L.J. (1994), realizou um estudo clínico sobre aplicação do *laser* de CO_2 operando em 9.3 μm em tecidos duros dentais. O objetivo deste estudo clínico era examinar a integridade pulpar após a irradiação pelo *laser* de CO_2 . Um total de 187 procedimentos em esmalte foi executado em 54 pacientes. Dentre os procedimentos, foi feito o aumento da incorporação de flúor pelo *laser* de CO_2 como tratamento

preventivo. Os resultados mostraram que nenhum paciente reclamou de sensação ou incômodo durante qualquer procedimento. Foi mantida a vitalidade da polpa em todos os dentes, assim como não houve nenhum exemplo de sensibilidade térmica ou pulpíte. Estes resultados indicam que a vitalidade pulpar pode ser mantida, contanto que condições de irradiação sejam cuidadosamente controladas para minimizar os efeitos térmicos.

Kamiyama K. (1994), demonstrou através de estudos os efeitos do *laser* de Nd:YAG em prevenção de cárie alterando a morfologia do esmalte, tornando-o mais resistente às cáries. Foi realizado um estudo clínico onde o *laser* de Nd:YAG foi aplicado em superfícies de dentes humanos recém erupcionados. Baseado em pesquisas anteriores onde se afirma que densidades de energia abaixo de 80 J/cm^2 não provocam danos térmicos ao dente, foram utilizados neste estudo parâmetros de irradiação *laser* em torno de 65 J/cm^2 . As superfícies dentárias foram condicionadas com um fotoiniciador a base de tinta nanquim. Este procedimento se deve ao fato de que o esmalte dentário não absorve eficientemente o *laser* de Nd:YAG, cujo comprimento de onda é de 1.064 nm . Os resultados sugerem que a irradiação *laser* é um meio efetivo no controle e prevenção de cáries, especialmente nas fissuras e superfícies lisas de dentes decíduos e permanentes.

Bahar e Togomori (1994), realizaram estudo *in vitro* utilizando o *laser* de Nd:YAG para irradiar fissuras e cicatrículas dentárias, com o objetivo de avaliar o grau de limpeza adquirido, bem como observar a resistência ácida adquirida pela superfície do esmalte após irradiação pelo *laser* e aplicação de Flúor Fosfato Acidulado. Os resultados segundo parâmetros pré-estabelecidos comprovaram uma maior limpeza das cicatrículas e fissuras quando comparado com métodos convencionais, e também um maior incremento da quantidade de flúor incorporado à estrutura do esmalte.

McCormack et al. (1995), observaram através de análise em Microscópio Eletrônico de Varredura, as alterações morfológicas em tecidos duros dentais irradiados pelo *laser* de CO_2 . Os estudos demonstraram que as mudanças na superfície podem ser produzidas com baixas fluências de energia ($<10 \text{ J/cm}^2$) quando os comprimentos de onda usados são eficientemente absorvidos pelos tecidos duros dentais. Foram utilizadas amostras de esmalte bovino e humano irradiado pelo *laser* de CO_2 pulsado, operando em diferentes comprimentos de onda ($9.3 \mu\text{m}$, $9.6 \mu\text{m}$, $10.3 \mu\text{m}$, $10.6 \mu\text{m}$), fluência variando entre de 2 J/cm^2 , 5 J/cm^2 , 10 J/cm^2 , e 20 J/cm^2 . Os resultados revelaram evidências de derretimento do esmalte, fusão cristalina, e

uma ablação, de acordo com o comprimento de onda-dependente. A Fusão cristalina aconteceu com baixas fluências de absorção em torno de 5 J/cm^2 por pulso, com *lasers* operando em 9.3, 9.6, e $10.3 \mu\text{m}$. Em contraste, nenhuma fusão cristalina foi observada nas amostras irradiadas pelo *laser* de CO_2 operando em $10.6 \mu\text{m}$ ($<$ ou = 20 J/cm^2). Pulsos mais longos e em condições de fluência constantes, diminuíram a extensão do derretimento e da fusão cristalina da superfície do esmalte. O número total de pulsos *laser*, não afetou significativamente as alterações na superfície quando um mínimo de 5 a 10 pulsos foi utilizado. Como resultado, dentro dos quatro comprimentos de onda acessíveis do *laser* de CO_2 , observou-se diferenças dramáticas nas alterações da superfície do tecido duro dental.

Eduardo C. P. (1995), afirma que há uma grande diferença morfológica entre a superfície do esmalte irradiada pelo *laser* de Nd:YAG (1.064 nm) em relação àquelas amostras condicionadas pelo ácido fosfórico. O esmalte quando é condicionado pelo ácido, nota-se uma superfície com presença de prismas limpos. A superfície de esmalte irradiada pelo *laser* de Nd:YAG apresenta-se fusionada com substâncias ressolidificadas. Estas comparações puderam ser feitas através de Microscopia Eletrônica de Varredura.

Fried et al. (1996), realizaram um estudo onde foi demonstrado que a morfologia e a química do esmalte dental e da dentina podem ser modificadas através de irradiação com um *laser* de CO_2 , com o intuito de aumentar a resistência ácida do mineral intrínseco. As mudanças induzidas em tecidos duros dentais após a irradiação *laser* são predominantemente determinadas por efeitos fototérmicos, isto é, a alteração pela elevação da temperatura no tecido. Portanto, a elevação de temperatura no esmalte e dentina deve ser determinados sob condições e parâmetros de irradiação *laser* controlados.

Cecchini, et al. (1997), realizaram estudo *in vitro* sobre os efeitos da radiação do *laser* de Nd: YAG em esmalte dentário. Após a aplicação de um fotoiniciador (tinta nanquim) sobre a superfície das amostras, diferentes parâmetros de irradiação *laser* foram utilizados a fim de se verificar a resistência frente a condições de desmineralização artificial e aplicação de flúor. O resultado da análise por Microscopia Eletrônica de Varredura mostrou áreas de fusão e ressolidificação do esmalte irradiado pelo *laser* de Nd:YAG.

O uso efetivo do *laser* para tratamentos dentais preventivos requer conhecimento preciso da quantidade e distribuição de energia depositada durante

irradiação. As perdas de reflexão são consideráveis e reduzem a energia de absorção do *laser* pela superfície do tecido.

Glena R.E. et al. (1997), elaboraram um trabalho sobre as alterações permanentes e passageiras na refletância do *laser* de CO₂ irradiado em tecidos duros dentais. Foram utilizados *lasers* com diferentes comprimentos de onda variando de 9.3 μm, 9.6 μm, 10.3 μm, até 10.6 μm e fluências de 1 a 20 J/cm². Os resultados mostraram que em baixas fluências de energia (<1 J/cm²) a refletância em tecidos duros dentais calcificados varia entre 9% e 50%. Foram induzidas mudanças permanentes e passageiras na refletância em intensidades de irradiação mais altas.

Patel e Rickwood (1997), realizaram um estudo sobre as alterações morfológicas no esmalte dentário de dentes humanos e em materiais restauradores, após a irradiação com o *laser* pulsado de Fluoreto de Hidrogênio, operando em 2.9 μm (HF). As alterações morfológicas foram analisadas através de Microscopia Eletrônica de Varreduras e foram observadas utilizando uma densidade de energia de 100 J/cm² e pulsos inferiores a 1 μs. As superfícies irradiadas exibiram microestruturas semelhantes tanto para o esmalte como para o material restaurador, com uma superfície mecanicamente fraturada sem evidência de derretimento. Este estudo sugere que o tecido deve ser tratado através de microexplosões, deixando uma superfície livre de dano térmico com características que pareceriam facilitar a adesão de materiais restauradores.

ZeZell, D. M. et al. (1997), realizaram um estudo *in vitro* no sentido de investigar a utilização do *laser* de Hólmio operando em 2.065 μm, para prevenção de cárie. Foram utilizadas amostras de dentes humanos, que depois de preparados e seccionados em lâminas, foram irradiados e submetidos à ação de Ácido Perclórico simulando uma ação ácida bacteriana. Os resultados foram analisados por intermédio de testes de microdureza e análise por espectrometria de R-X. Conclui-se que após cada aplicação, as amostras apresentaram um aumento na microdureza assim como uma maior incorporação de flúor e a diminuição da perda dos elementos Fósforo e Cálcio, indicando assim seu uso em prevenção de cárie.

Matsumoto K. (1998), realizou um estudo no sentido de analisar as alterações morfológicas e anatômicas no esmalte dentário de dentes humanos cariados e não cariados, após a irradiação pelo *laser* de CO₂ operando em 9.3 μm. Sessenta dentes humanos sem cáries e sessenta dentes com esmalte ou cáries de dentina foram

usados neste estudo. Todos os dentes eram horizontalmente seccionados em fatias, de aproximadamente 3 mm, irradiados pelo *laser* de CO₂ utilizando os seguintes parâmetros: fluência de 78 J/cm² e 5 Hz durante 2 segundos. Depois da irradiação com o *laser*, a metade das amostras foi observada por sistema de Estereoscopia e MEV e a outra metade analisada por MEV-EDX. Os resultados mostraram microcrateras nas superfícies de dentina e esmalte como efeito da aplicação de uma energia *laser* elevada. Por outro lado, algumas porções de tecidos cariados e tecidos duros sadios foram evaporados pelo *laser*. Uma pequena quantidade de tecido carbonizado foi observada através da Estereoscopia. A quantidade de Cálcio (Ca) e Fósforo (P) do conteúdo do tecido cariado e do tecido sadio foram aumentados significativamente ($p < 0.01$), depois da irradiação pelo *laser*. Concluiu-se que estes resultados sugerem que o *laser* de CO₂ operando em 9.3 μm possa ser útil para a prevenção ou remoção de cáries em situações clínicas.

Myaki et al. (1998), realizaram estudo *in vitro* aplicando o *laser* de Nd:YAG (1.064 nm) em sulcos e fissuras de pré-molares, assistido por um fotoiniciador a base de tinta nanquim. Os resultados analisados por Microscopia Eletrônica de Varredura demonstraram uma fusão da superfície do esmalte, sem, no entanto haver a obliteração das fissuras, o que poderia ser completado por substâncias resinosas do tipo selantes.

Featherstone (1998), avaliou o potencial preventivo de cárie em amostras de dentes condicionados pelo *laser* de CO₂, explorando diferentes formas de pulso *laser*. Foram irradiados ininterruptamente molares humanos com dois comprimentos de onda diferentes 10.6 μm e 9.6 μm com 1, 5, 25 e 100 pulsos por segundo. Todos os dentes foram então submetidos a uma solução com pH que simularia as condições para progressão de cáries. O *laser* de CO₂ pulsado utilizado como tratamento preventivo, inibiu a progressão da lesão de cárie em 87%. Este efeito foi dependente do número de pulsos utilizados neste estudo, mas não houve nenhuma correlação entre as alterações morfológicas na superfície do esmalte e resistência às cáries.

Fried et al. (1998), investigaram o mecanismo de ablação do esmalte dental irradiado por *lasers* na região do infravermelho, com comprimentos de onda que ia do 9.3 μm a 10.6 μm , e outros dois *lasers* operando na faixa de 2.7 μm a 3.0 μm . Os estudos comprovaram que o limiar de ablação com o *laser* de Er:YAG acontece bem abaixo do ponto de derretimento do esmalte dental (1280 °C), como indicado na

análise feita por Microscopia Eletrônica de Varredura. Reciprocamente, a ablação com o *laser* de CO₂ operando em 9.6 μm, tem seu início à temperatura sobre o ponto de derretimento da hidroxiapatita. O mecanismo de ablação pelo *laser* de Érbio (2.94 μm) aparentemente é induzido por um efeito fotomecânico, enquanto o *laser* com comprimento de onda na faixa de 9.6 μm, o mecanismo é mais indicativo de vaporização térmica da matriz mineral. A análise para os resultados deste experimento baseou-se na Espectrometria e na Microscopia Eletrônica de Varredura, para apoiar a hipótese de que a distribuição de água e mineral na microestrutura do esmalte é responsável pelas diferenças de mecanismos de ablação observados entre as duas regiões de comprimentos de onda no infravermelho.

Seka et al. (1998), fizeram um estudo utilizando *lasers* com diferentes comprimentos de onda e diferentes parâmetros de irradiação (fluência), a fim de examinar seus diferentes efeitos na prevenção e progressão de cáries produzidas *in vitro*. A hipótese a ser testada seria a de que o *laser* de CO₂ operando em 9.3 μm era muito bem absorvido pelo esmalte, sendo convertido em um comprimento de onda de 9.6 μm, criando uma temperatura suficientemente alta para aquecer e reduzir a reatividade ácida do mineral. Isto de certa forma contribuiria para a inibição da progressão da lesão cáries no esmalte dental. Os resultados foram avaliados através da prova de microdureza, e como resultado, foi alcançada uma ação inibitória e progressiva da cárie obtendo-se índices entre 40% a 85%, sob as condições de irradiação testadas. O *laser* de CO₂ operando em 9.3 μm e 9.6 μm com parâmetros chegando 25 pulsos e fluência de energia em torno de 1 a 3 J/cm², produziu uma inibição de cárie na ordem de 70%, comparável com a inibição produzida neste modelo com tratamentos de dentifrício a base de fluoretos diários.

Pelino (1998), realizou estudo *in vitro* utilizando amostras de esmalte dentário irradiados pelo *laser* de Nd:YAG com auxílio de um fotoiniciador (tinta nanquim), posteriormente submetidos a uma cultura de *S. mutans*. O objetivo era avaliar o grau de resistência adquirida pelo esmalte após a radiação *laser*, frente a uma condição semelhante à produção de cárie no meio bucal. As análises morfológicas observadas pelo MEV demonstraram áreas de ressolidificação e fusão do esmalte, assim como as análises microbiológicas demonstraram menor ação ácida das toxinas bacterianas sobre a superfície do esmalte.

Zuerlein (1999), realizou um estudo *in vitro* com objetivo de determinar precisamente a alteração morfológica do esmalte e a profundidade de decomposição térmica induzida pela irradiação *laser*, perda de carbonato, segundo parâmetros de irradiação pré-estabelecidos. Foram irradiadas amostras de esmalte de dentes bovinos, com dois diferentes tipos *lasers*: um operando em 9.6 μm e pulsos variando entre 2 μs e 100 μs , e o outro operando em 10.6 μm com pulsos de 2 μs . A perda de carbonato foi calculada em função da profundidade através de Espectrometria de Massa, comparada às simulações numéricas da elevação máxima de temperatura. Os resultados demonstraram uma perda de carbonato a temperaturas superiores a 400 °C. A perda de carbonato pelo esmalte irradiado com o *laser* de CO₂ 9.6 μm com pulsos de 100 μs , e o *laser* de CO₂ 10.6 μm , pulsos de 2 μs , eram maiores nas amostras irradiadas pelo *laser* de CO₂ 9.6 μm , com pulsos de 2 μs . A profundidade de perda de carbonato em esmalte dental irradiado com pulsos de 2 μs foi maior para o *laser* 10.6 μm do que para 9.6 μm . Com isso, conclui-se que a profundidade e a alteração morfológica é consistente com o modelo apresentado, que incorpora a profundidade de absorção, a duração do pulso *laser* e o relaxamento térmico. As irradiações repetidas são requeridas para a completa remoção de carbonato, onde a profundidade de absorção está em função direta da duração do pulso.

Konishi et al. (1999), realizaram um estudo para investigar a remoção e inibição de cáries secundárias artificiais ao redor de restaurações, após a irradiação com *laser* pulsado de CO₂, em comparação com os métodos mecânicos convencionais. As cavidades foram preparadas mecanicamente nas superfícies oclusais de molares humanos. Cada cavidade foi exposta artificialmente a processos de desmineralização por intermédio de uma solução ácida (pH 4,5), gerando uma zona desmineralizada em torno de aproximadamente 100 e 200 μm de espessura na superfície da cavidade. As áreas desmineralizadas artificialmente eram irradiadas por um *laser* de CO₂ pulsado, operando em um comprimento de onda de 9.3 μm , com duração do pulso de 100 ms a uma fluência de 5 J/cm². As áreas desmineralizadas das amostras controle eram removidas mecanicamente com uma ponta montada tipo carbite, em baixa rotação. As cavidades foram preenchidas com resina composta e submetidas à solução com pH 4,5 para promover a desmineralização (6 horas), e em seguida submetido à solução com pH 7.0 por 18 horas, com o intuito de promover a remineralização. Os dentes foram seccionados pelas restaurações e as lesões

resultantes analisadas por microscópio de luz polarizada. Os resultados obtidos indicaram que as cavidades que sofreram tratamento pelo *laser*, não só apresentaram remoção das cáries artificiais, como também inibição à descalcificação das paredes da cavidade em até 81%, quando comparada com as amostras controle. Estudos futuros deverão estabelecer parâmetros que comparem o efeito preventivo do *laser* com as técnicas de prevenção com adesivos, tratamentos por fluoretos, e a liberação de fluoretos por materiais restauradores. Este estudo comprovou por enquanto, que o *laser* de CO₂ operando em 9.6 μm demonstrou uma eficiência na remoção de cáries artificiais modificando a morfologia do esmalte dentário, tornando-o mais resistente quando comparado aos métodos mecânicos.

Hossain et al. (1999), fizeram estudo comparativo da estrutura do esmalte e da dentina após a irradiação pelo *laser* de Er:YAG, com e sem refrigeração à água. O objetivo deste estudo era determinar quantitativamente o grau de ablação, assim como avaliar as mudanças morfológicas no esmalte e dentina após a irradiação. As análises foram feitas através de Estereomicroscopia e Microscopia Eletrônica de Varredura. Os resultados mostraram que a relação de profundidade de ablação dos tecidos e a energia por pulso utilizada eram quase lineares entre as amostras de esmalte e dentina. A irradiação com refrigeração a água reduziu a profundidade de ablação, mas só minimamente quando comparado às amostras irradiadas sem refrigeração. Os resultados morfológicos analisados pelo MEV indicaram que a irradiação com *laser* Er:YAG com refrigeração à água poderia produzir cavidades sem sinais de danos térmicos para os tecidos circunvizinhos. Os resultados deste estudo sugerem que adição de uma névoa de água nos tecidos não diminui o grau de ablação, e não causa nenhuma carbonização e derretimento dos tecidos duros dentais circunvizinhos.

Kawasaki K. et al. (2000), realizaram um trabalho no sentido de analisar a cristalografia sobre tecidos duros dentais isentos de cáries, e com cáries incipientes, após receberem tratamento preventivo com o *laser*. O objetivo era avaliar a evolução ou não da cárie após a irradiação. A cristalografia revelou composições diferentes do esmalte com cárie incipiente tratado pelo *laser* e o esmalte hígido também tratado pelo *laser*. A área de esmalte desmineralizada e irradiada pelo *laser* tinha a composição alfa ou beta tricalciofosfato, enquanto que no esmalte remineralizado a composição era o monóxido de difosfato tetracálcio.

Anderson et al. (2000), fizeram um estudo com *laser* de argônio irradiando amostras de esmalte dentário, onde posteriormente eram submetidos à aplicação tópica com solução de fluoreto de sódio e Flúor Fosfato Acidulado. Os resultados revelados neste experimento mostraram uma maior redução na formação de cáries artificiais quando da utilização do fluoreto de sódio, do que a conseguida com a aplicação do flúor fosfato acidulado após a irradiação.

Boari, et al. (2001), realizaram um estudo clínico conjugando diversos resultados apresentados até então sobre aplicação do *laser* de Nd:YAG (1.064 nm), com finalidades preventivas. Um estudo preliminar determinou a escolha de um fotoiniciador que melhor absorvesse o *laser* de Nd:YAG na superfície do esmalte dentário. As análises morfológicas foram feitas *in vitro* por intermédio de Microscopia Eletrônica de Varredura, onde se constatou melhores efeitos de fusão e ressolidificação do esmalte quando do uso de pó de carvão diluído em água e etanol e também tinta nanquim. Baseado na maior facilidade de remoção e limpeza das superfícies irradiadas, a autora escolheu o pó de carvão para a realização de seu experimento. Seguidamente após cada irradiação, os elementos dentários eram submetidos à aplicação de flúor e as regiões homólogas serviram de controle.

Os parâmetros de irradiação utilizados foram de 85 J/cm² com uma taxa de repetição de 10 Hz, aplicados com uma fibra de 300 µm de diâmetro. Foram utilizados pacientes entre seis e quinze anos de idade, irradiando elementos dentários sem sinais clínicos de cárie ou desmineralização na região do sulco dentário. Os resultados clínicos foram obtidos após um ano de pesquisa e comprovou ser estatisticamente significativa a maior eficiência preventiva dos elementos dentários irradiados comparados ao grupo controle. Isto só vem ratificar os resultados obtidos *in vitro* realizados em pesquisas anteriores.

Ferreira, M.V. (2000), fez um estudo no sentido de promover a fusão de hidroxiapatita sintética micromizada e esmalte dental micromizado, em fissuras dentárias, utilizando o *laser* de Nd:YAG assistido por um fotoiniciador. A mistura foi aplicada nas cicatrículas dentárias seguidas de irradiação com uma densidade de energia de 113 J/cm², com um sistema de entrega *laser* por uma fibra óptica de 300 µm. O resultado relatado pelo autor sugere uma alteração da superfície irradiada e alisada em MEV, sugerindo um selamento parcial dos sulcos irradiados com a fusão da mistura.

Quinto J. (2001) em sua dissertação de mestrado, realizou estudo *in vitro* com o objetivo de verificar alterações morfológicas e alterações térmicas produzidas pelo *laser* de diodo de alta potência aplicado sobre a superfície de esmalte dental humano. Ele concluiu que a análise da variação de temperatura mostrou uma relação direta da taxa de repetição do feixe com a alteração da temperatura produzida. As amostras foram fixadas com massa de modelar em um peltier que manteve a temperatura constante em 37 °C. As amostras foram pintadas com o fotoiniciador à base de tinta nanquim. Utilizou-se potências pico de 5,4 Watts e 4,6 Watts, todas com a mesma largura temporal do pulso em 10 ms. Foram feitos movimentos de varredura para as irradiações, de forma perpendicular às superfícies de esmalte. O sistema de entrega do feixe foi feito por intermédio de uma fibra óptica de 360 µm. Para o registro da temperatura foi utilizado um termopar do tipo K, no interior na câmara pulpar, com um conversor de temperatura Beckman, industrial. A relação entre cada grau de temperatura e o sinal elétrico produzido no osciloscópio era de 1 mV/K. Sua resolução é de 0.1 °C, e o tempo de resposta é de 50 ms.

Como resultado, para frequências de 1,5 Hz e 2,5 Hz, não foram registrados aumentos de temperatura acima de 4,6 °C.

Strefezza, et al. (2001), demonstraram que o *laser* de Ho:YLF aplicado sobre a superfície de esmalte de dentes de coelho, produziu alterações na superfície quando observados à Microscopia Eletrônica de Varredura. Estes resultados levaram a conclusão de que o método seria válido para uma possível aplicação também como método preventivo contra a cárie.

Quinto Jr. e Wetter (2002), em um outro estudo *in vitro*, avaliaram a resistência a desmineralização promovida pelo *laser* de diodo 960 nm, associado à aplicação de flúor fosfato acidulado (FFA) no esmalte dental humano. A análise da medição da razão cálcio sobre fósforo foi feita pelo Espectrômetro de Energia Dispersiva. Foram utilizados quatro espécimes de esmalte humano hígido, sendo que apenas metade de cada amostra foi irradiada e a outra metade serviu de controle. Dois grupos foram formados: (1) grupo controle, metade não irradiada, tratada com FFA (2% de NaF, 0,68 M H₂PO₄ e pH 5,3) por 24 horas e com ácido láctico por 3 horas e (2) grupo irradiado com densidade de energia de 5,45 J/cm² e taxa de repetição de 10 Hz, tratados com FFA (2% de NaF, 0,68 M H₂PO₄ e pH 5,3) por 24 horas e com ácido láctico por 3 horas. Foi aplicada uma camada de fotoiniciador nanquim sobre as amostras do grupo (2) antes da irradiação. As amostras foram preparadas para

análise ao Microscópio Eletrônico de Varredura (MEV) e ao espectrômetro de energia dispersiva (EDS). As imagens obtidas no MEV mostram a presença de áreas homogêneas de fusão e ressolidificação do esmalte. Um teste Tukey, aplicado às razões de cálcio/fósforo obtidas, comprovou que a alteração causada na metade irradiada é significativamente maior. Segundo o estudo, isto demonstrou que irradiação com diodo *laser* associado à aplicação de flúor fosfato acidulado promove um aumento na resistência do esmalte ao ácido.

3.0 - MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 - Preparo das Amostras

Seguindo as normas do Conselho Nacional e Saúde, que regulamentam as pesquisas envolvendo seres humanos, o trabalho foi submetido à avaliação e posterior aprovação pelo Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos do IPEN. Neste estudo foram utilizadas amostras de esmalte de terceiros molares inferiores extraídos por indicação ortodôntica (FIG. 2).

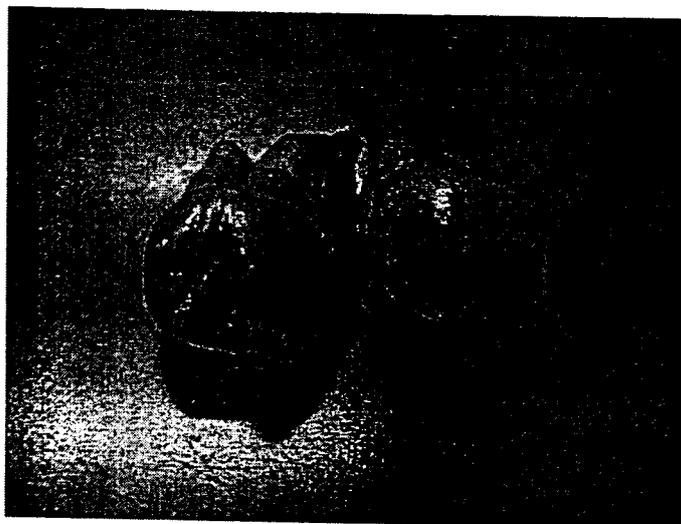


Figura 2 - Dentes extraídos com finalidade ortodôntica

Após a exodontia, as coroas dentárias foram separadas de suas raízes por intermédio de uma ponta diamantada tronco-cônica, e em seguida limpas e condicionadas em solução salina à temperatura ambiente. Este procedimento teve como objetivo resguardar as condições de hidratação das amostras de esmalte até o instante das irradiações.

Posteriormente, cada dente foi incluído em uma fôrma plástica contendo resina epox auto-polimerizante (FIG. 3).

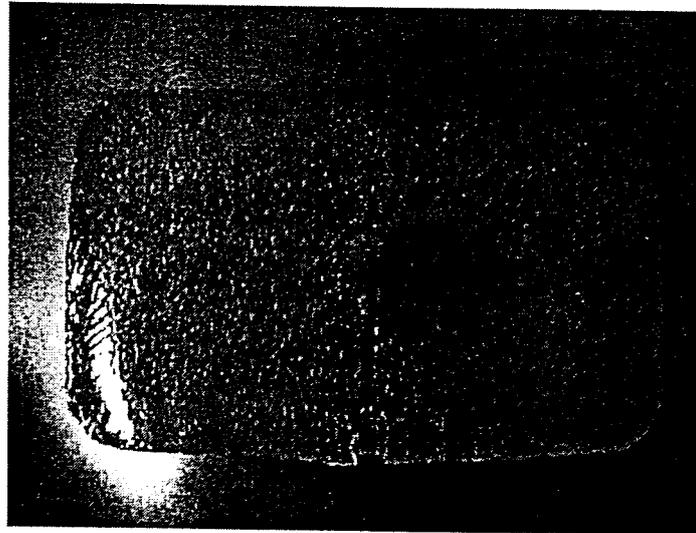


Figura 3 – Amostra incluída em resina após a polimerização

Após 24h e total polimerização, as amostras inseridas na resina foram cortadas longitudinalmente em fatias no sentido ocluso-cervical, utilizando-se um disco diamantado. Foram feitos cortes com uma espessura média de 2,5 mm, sendo posteriormente polidas com lixas especiais com diferentes texturas. Em seguida, os corpos de prova foram recondicionados em solução salina com o intuito de se preservar o grau de hidratação.

A face interna das amostras foi irradiada, por se tratar de uma área onde o esmalte não teve nenhum contato anterior com o meio bucal. Este procedimento facilitaria a análise morfológica, já que o esmalte nas áreas irradiadas estaria livre de qualquer interação por cárie, saliva ou outros fluidos bucais (FIG. 4).

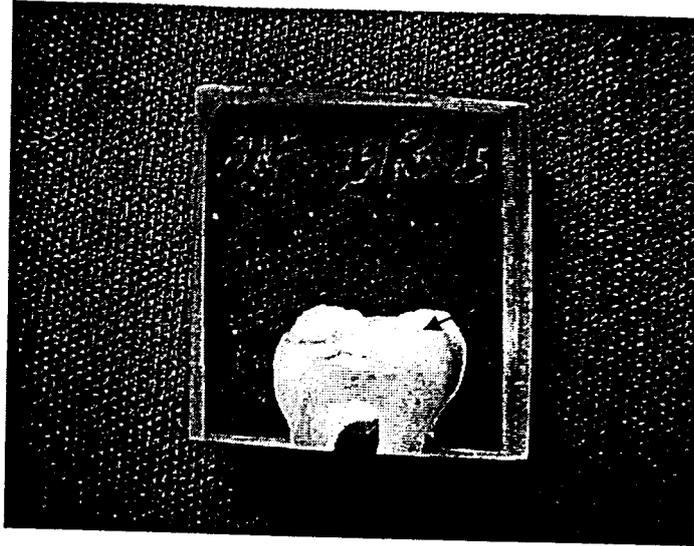


Figura 4 - Amostra de esmalte cortada longitudinalmente antes da aplicação do fotoiniciador

Quando a luz *laser* incide sobre um tecido biológico sua interação pode ser do tipo reflexão, absorção, transmissão ou espalhamento, o que em certas condições pode levar a danos térmicos irreversíveis. Para diminuir a transmissão e aumentar a eficiência de absorção do *laser* de diodo 960 nm pela superfície do esmalte, utilizou-se um corante à base de tinta nanquim espalhado até uma das metades da amostra a ser irradiada. A outra metade serviu como área controle (FIG. 5).

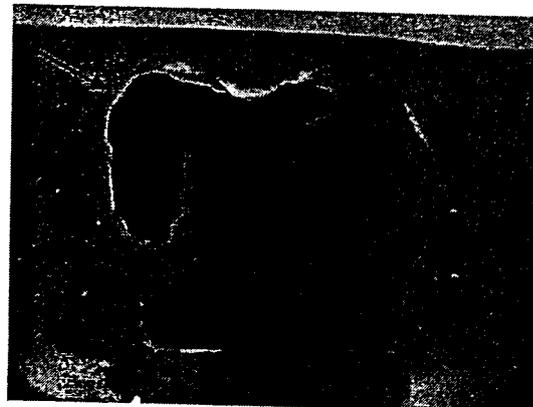


Figura 5 - Fotoiniciador a base de tinta nanquim aplicado em uma das metades da amostra de esmalte antes da irradiação

Após cada irradiação, as amostras eram condicionadas novamente em solução salina de soro fisiológico até a preparação para a análise em Microscópio Eletrônico de Varredura. Este procedimento tinha o intuito de manter o grau de hidratação das amostras adquirida no início do experimento.

As amostras foram irradiadas pelo método não contato, onde à distância do foco até a área a ser irradiada foi definida por intermédio de uma câmera CCD, estabelecendo-se um foco de irradiação em torno de $2 \times 10^{-4} \text{ cm}^2$ (FIG. 6).

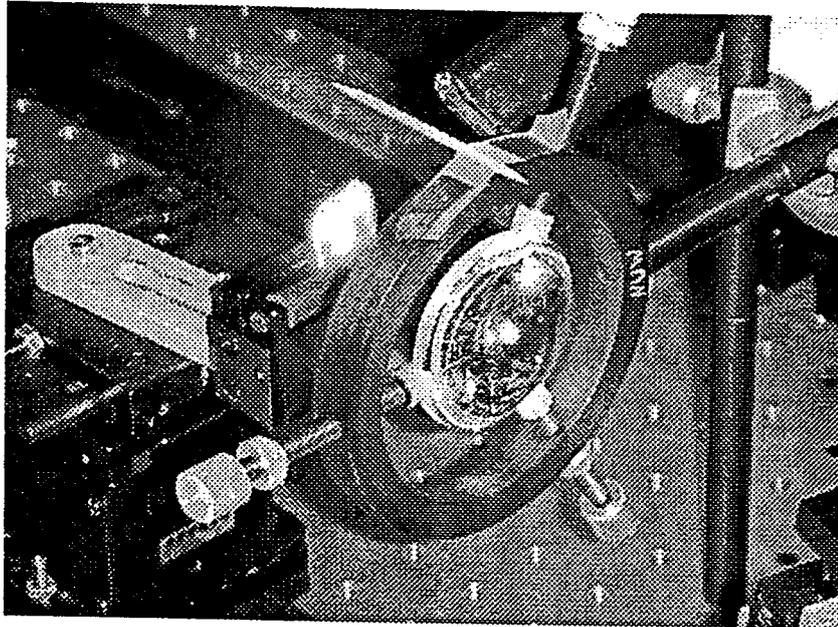


Figura 6 - Momento da irradiação da amostra pelo protótipo laser de diodo 960 nm, utilizando uma área com foco de $2 \times 10^{-4} \text{ cm}^2$

3.2 - Parâmetros de Irradiação

Foram preparadas quatorze amostras subdivididas em dois grupos de sete denominados de **Grupo A** e **Grupo B**, segundo parâmetros predefinidos de irradiação. Em um primeiro passo, foi determinado uma intensidade de irradiação *laser* propício para o efeito da alteração morfológica na superfície do esmalte a ser irradiado. Em um trabalho piloto, foi verificado que uma potência pico acima de 10 Watts causaria predominantemente danos de ablação ao esmalte, para duração de pulso na faixa de 50ms, enquanto que potências abaixo de 1 Watt não causaria qualquer alteração na estrutura, para a mesma faixa de duração de pulso. Portanto, mantivemos a potência pico intermediária de 6 Watts para a irradiação das amostras do **Grupo A**, e uma potência pico de 10 Watts para as irradiação das amostras do **Grupo B**. Em ambos os grupos, foi alterada apenas a duração do pulso *laser*, o que serviu como parâmetro variável para ajustar a intensidade de energia e gerar diferentes aspectos morfológicos. Ajustamos o *laser* para um ciclo útil de 20%, completando assim os parâmetros de irradiação de ambos os grupos de amostras de esmalte, como pode ser mostrado nas tabelas 1 e 2, respectivamente. Os parâmetros de ciclo útil e potência pico são típicos do regime Q-cw.

As características e descrições detalhadas do *laser*, assim como os fabricantes do diodo podem ser vistos no **Anexo** deste trabalho.

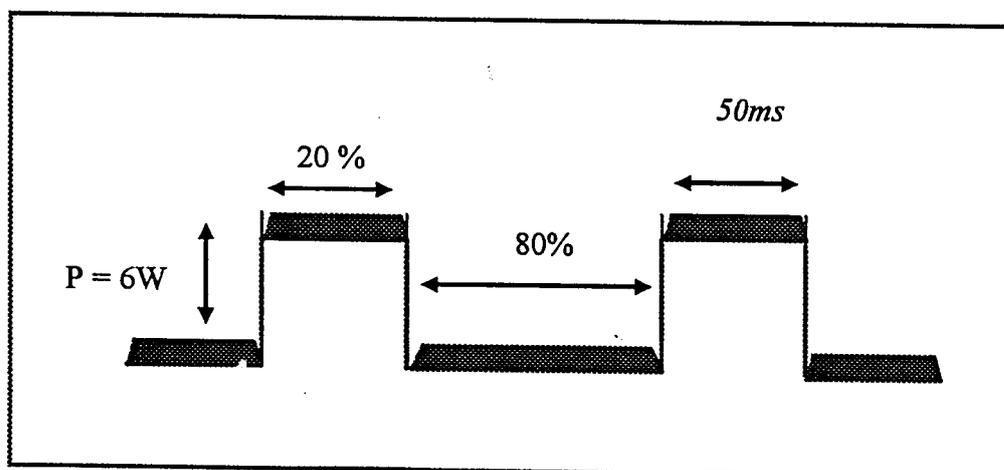


Figura 7 – Regime de operação laser para as amostra do **Grupo A**

Vale a pena ressaltar que, o objetivo inicial deste trabalho, foi verificar somente as alterações morfológicas produzidas na superfície do esmalte, sem levar em consideração os efeitos térmicos que isto poderia gerar nas camadas mais profundas das amostras.

Para certificar a presença ou não das alterações morfológicas produzidas na superfície do esmalte, fizemos uma micrografia de uma área não irradiada, aumento 2000x, mostrando o aspecto íntegro do esmalte (FIG.9). Chamamos então esta amostra de controle, a fim de compararmos com os resultados obtidos.

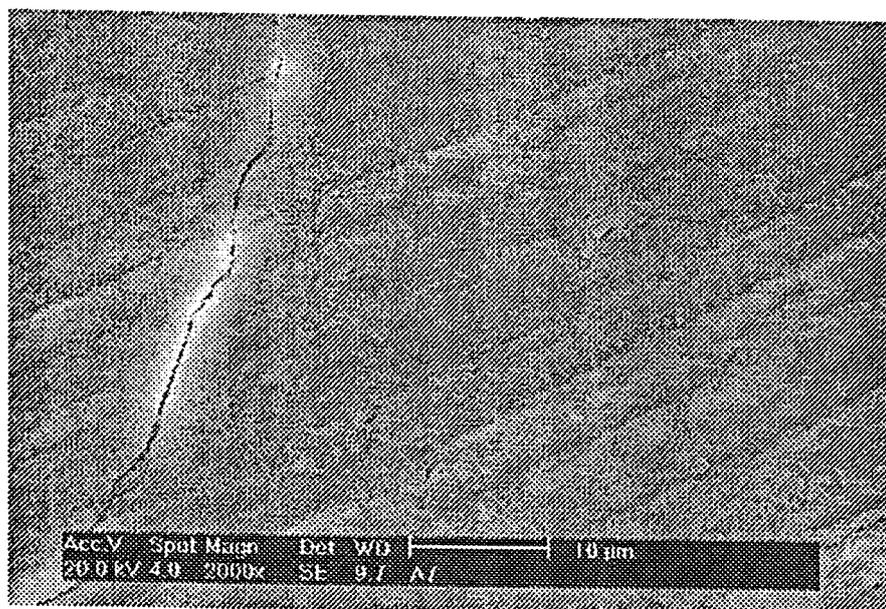


Figura 9 – Micrografia da superfície do esmalte não irradiado. A trinca na amostra sugere artefato de técnica de preparação. Aumento 2000X

Para melhor compreensão e análise das imagens, procurou-se variar os aumentos, obtendo assim diferentes grandezas para a análise das alterações morfológicas.

4.0 – RESULTADOS

As amostras do **Grupo A**, observadas através de Microscopia Eletrônica de Varredura, apresentaram fusão e ressolidificação da superfície do esmalte dentário em conformidade com o decréscimo da duração do pulso *laser*, mantendo-se uma potência pico de 6 Watts e uma potência média de 1,2 Watts. Pôde-se notar uma alteração da rugosidade do esmalte seguida da remoção do fotoiniciador, provavelmente pela diminuição no diâmetro das microcrateras observadas em alguns casos. Isto se deu em decorrência do decréscimo da duração do pulso *laser* de 50 ms até 1 ms, acarretando proporcionalmente um decréscimo da densidade de energia iniciada em 300 J/cm^2 para a primeira amostra, e terminando em 6 J/cm^2 para última amostra.

Isto demonstra que, o decréscimo na densidade de energia aplicada na superfície do esmalte, exerceu uma influência marcante nos resultados obtidos deste grupo. As imagens apresentadas também não revelaram sinais de carbonização visual, mas sim pouca ablação aparente do tecido. Também não são vistas alterações estruturais significantes, tais como trincas e rachaduras.

Os resultados mais semelhantes, em termos de aspectos morfológicos, se deram entre as amostras, **A2, A3, A4 e A5**, onde a densidade de energia aplicada foi 180 J/cm^2 , 90 J/cm^2 , 60 J/cm^2 e 30 J/cm^2 , respectivamente. As amostras **A6 e A7**, cuja densidade de energia empregada foi de 12 J/cm^2 e 6 J/cm^2 , praticamente não mostraram alterações morfológicas, em razão da baixa densidade de energia empregada, insuficiente para promover fusão e ressolidificação na superfície do esmalte.

A seguir, as FIG. de 10 a 16, mostram uma análise das micrografias eletrônicas das amostras irradiadas para o **Grupo A**.

Amostra A1:

- Largura temporal do pulso: 50 ms
- Potência pico: 6 Watts
- Densidade de Energia: 300 J/cm²

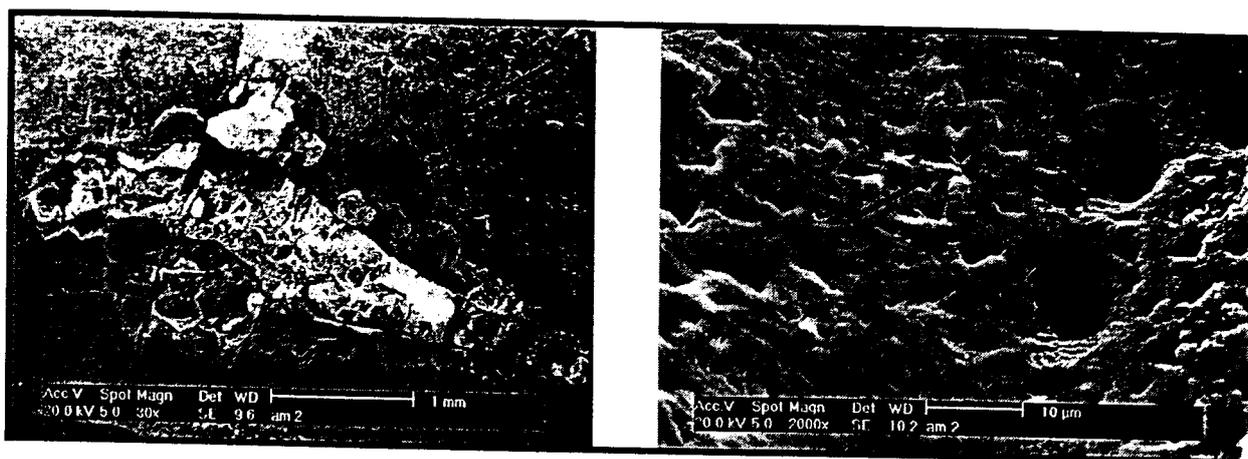


Figura 10 – Micrografia eletrônica de varredura da superfície irradiada; amostra A1: densidade de energia 300 J/cm², largura do pulso 50ms, potência média, 1,2 Watts.

A amostra A1 foi irradiada utilizando-se uma densidade de energia de 300 J/cm², com duração do pulso de 50 ms. A imagem de maior aumento sugere áreas de fusão e ressolidificação. A seta indica um derretimento aparente, com formação de microcrateras, demonstrando um derretimento da superfície do esmalte após ablação.

A imagem com aumento de 30x, mostra uma área intermediária da junção amelodentinária, cujo efeito da radiação *laser* sobre a dentina é bem mais pronunciado do que na área de esmalte, assinalado pela seta. Pode-se notar também uma rugosidade bastante característica, indicando a ação do *laser* somente na superfície do tecido.

Amostra A2:

- Largura temporal do pulso: 30 ms
- Potência Pico: 6 Watts
- Densidade de Energia: 180 J/cm²

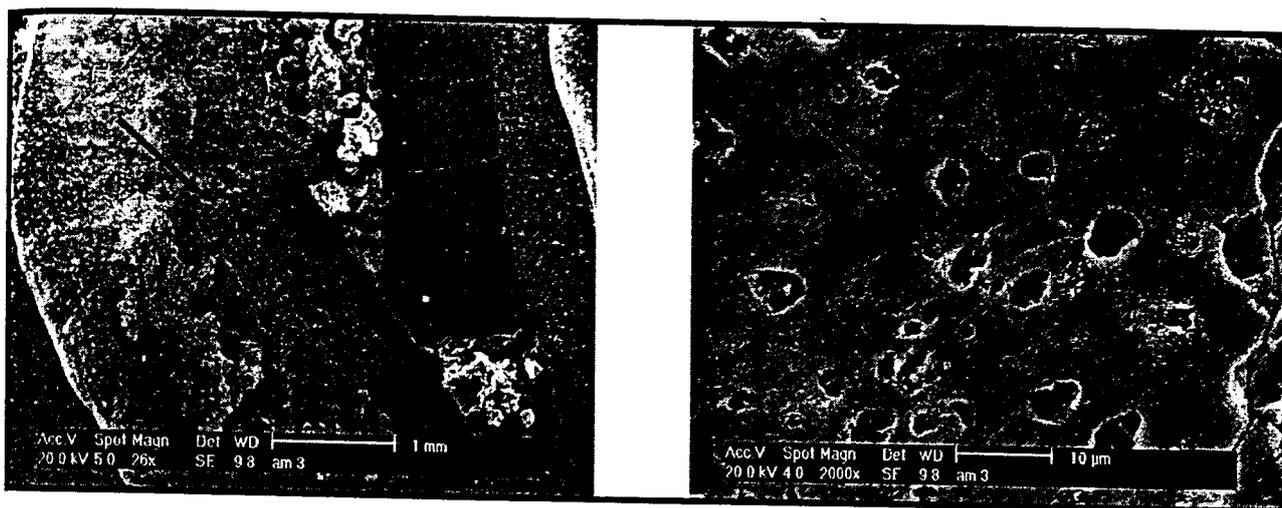


Figura 11 – Micrografia eletrônica de varredura da superfície irradiada; amostra A2: densidade de energia 180 J/cm², largura do pulso 30ms, potência média, 1,2 Watts.

A amostra A2 foi irradiada utilizando-se uma densidade de energia de 180 J/cm², com duração do pulso de 30 ms. As imagens mostram áreas de fusão e ressolidificação do esmalte com formação de microcrateras, sugerindo um derretimento da superfície do esmalte. Não há alteração aparente no diâmetro das microcrateras, tão pouco sinal de ablação. Aumento utilizado de 26x e de 2000x.

Amostra A3 :

- Largura temporal do pulso 15 ms
- Potência pico: 6 Watts
- Densidade de Energia: 90 J/cm²



Figura 12 – Micrografia Eletrônica de Varredura da superfície irradiada; amostra A3. Densidade de energia 90 J/cm², largura do pulso 15 ms, potência média 1,2 Watts.

A amostra A3 foi irradiada utilizando-se uma densidade de energia de 90 J/cm², com duração do pulso de 15 ms. As imagens mostram grandes semelhanças com a amostra A2, isto é, áreas de fusão e ressolidificação com formação de microcrateras, sugerindo um derretimento da superfície do esmalte, sem presença de ablação. Até aqui, as microcrateras produzidas na superfície do esmalte ainda encontram-se praticamente com mesmo diâmetro, sugerindo que estas duas densidades de energia utilizadas nas amostras A2 e A3, causaram o mesmo efeito.

Amostra A4:

- Largura temporal do pulso: 10 ms
- Potência: 6 Watts
- Densidade de Energia: 60 J/cm²

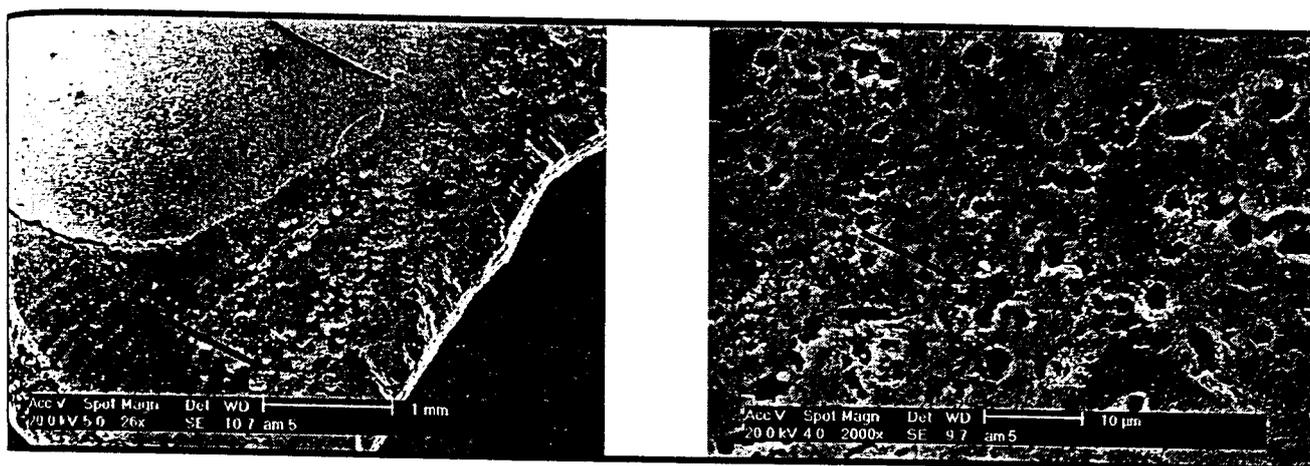


Figura 13 – Micrografia eletrônica de varredura da superfície irradiada; amostra A4. Densidade de energia 60 J/cm², largura do pulso 10 ms, potência média 1,2 Watts.

A amostra A4 foi irradiada utilizando-se uma densidade de energia de 60 J/cm², com duração do pulso de 10 ms. Da mesma forma que as anteriores, as imagens mostram áreas de fusão e ressolidificação da superfície do esmalte, com formação de microcrateras ainda menores. Também não há sinais de ablação, trincas ou rachaduras no tecido.

Amostra A5:

- Largura temporal do pulso laser: 5 ms
- Potência pico: 6 Watts
- Densidade de Energia: 30 J/cm²

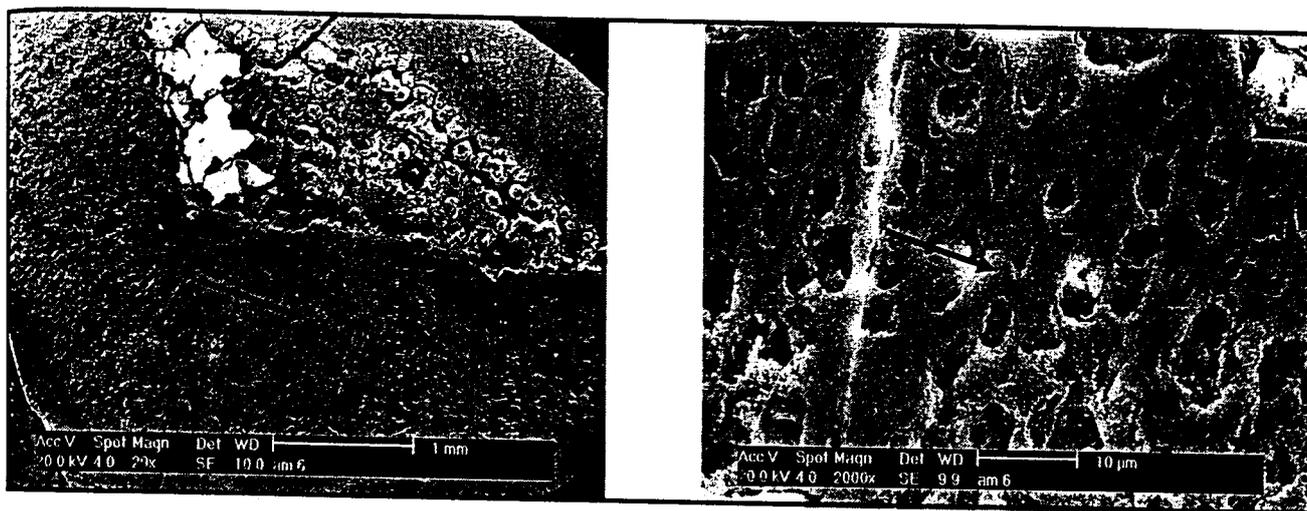


Figura 14 – Micrografia eletrônica de varredura da superfície irradiada; amostra A5. Densidade de energia 30 J/cm², largura do pulso 5 ms, potência média 1,2 Watts.

A amostra A5 foi irradiada utilizando-se uma densidade de energia de 30 J/cm², com duração do pulso de 5 ms. As imagens mostram áreas de fusão e ressolidificação com diminuição do tamanho das microcrateras em relação às amostras anteriores. Curiosamente os poros não diminuíram de diâmetro em relação à amostra A4, contudo, não houve formação de crateras, rachaduras ou trincas na superfície do tecido.

Amostra A6:

- Largura temporal do pulso: 2 ms
- Potência: 6 Watts
- Densidade de Energia: 12 J/cm²

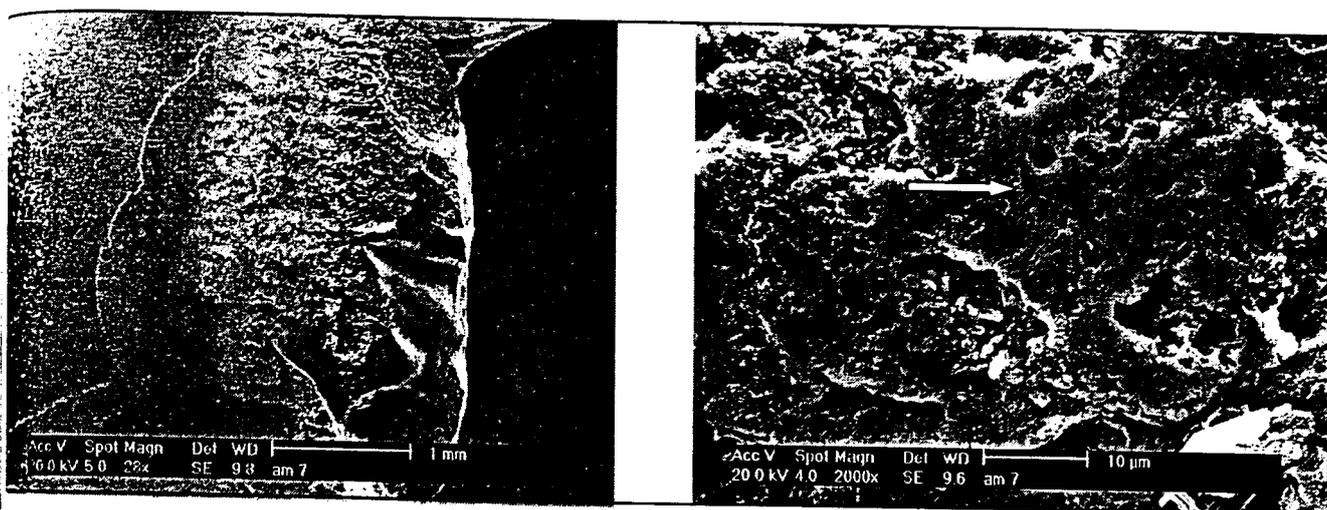


Figura 15 – Micrografia eletrônica de varredura da superfície irradiada; amostra A6. Densidade de energia 12 J/cm², largura do pulso 2 ms, potência média 1,2 Watts.

A amostra A6 foi irradiada utilizando-se uma densidade de energia de 12 J/cm² com duração do pulso de 2 ms. Os efeitos na superfície do esmalte já não são tão proeminentes, mas ainda podem-se observar poucas áreas de fusão, assim como alguns artefatos de preparo da amostra, como indica a seta na imagem de maior amplitude (2000x). A imagem sugere ainda, áreas com diminuição do tamanho dos poros em relação às amostras anteriores, levando também há uma diminuição da rugosidade na superfície.

Amostra A7:

- Largura temporal do pulso laser: 1ms
- Potência pico: 6 Watts
- Densidade de Energia: 6 J/cm²

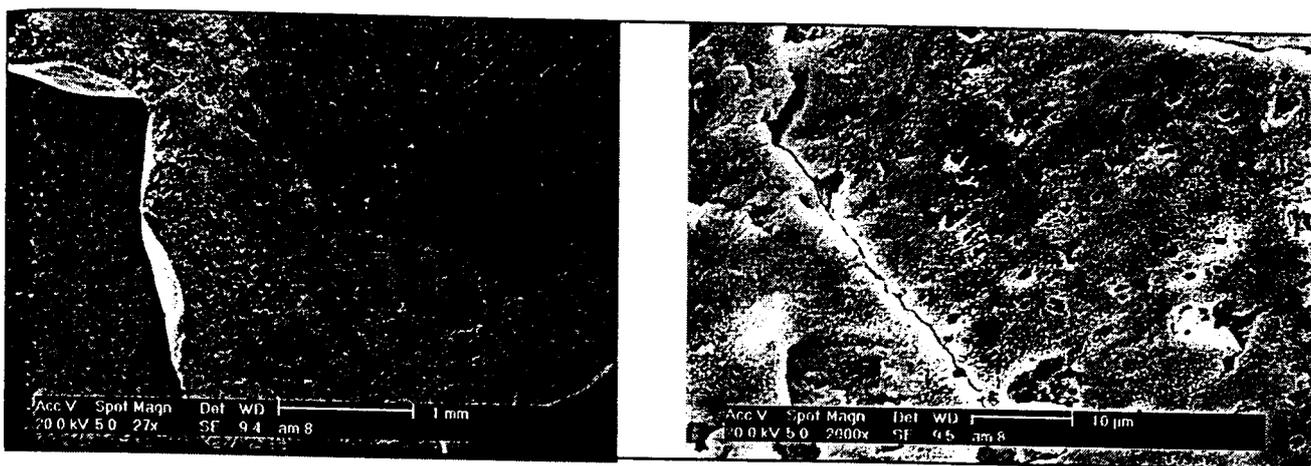


Figura 16 – Micrografia eletrônica de varredura da superfície irradiada; **amostra A6**. Densidade de energia 6 J/cm², largura do pulso 1 ms, potência média 1,2 Watts.

A **amostra A7** foi irradiada utilizando-se uma densidade de energia de 6 J/cm², com duração do pulso de 1 ms. Quase não pode ser observada qualquer alteração na superfície irradiada, provavelmente pelo decréscimo dos parâmetros de irradiação, principalmente na densidade de energia. A imagem sugere poucas áreas de fusão e ressolidificação com uma diminuição acentuada do tamanho das microcrateras.

Diferentemente das amostras do **Grupo A**, as amostras do **Grupo B** irradiadas com uma potência pico de 10 Watts e potência média de 2 Watts, onde também se variou a largura temporal do pulso entre 50 ms, até 1 ms, mostraram áreas de ablação em diferentes níveis e também alguma fusão. A ablação é gerada em maior parte pelo calor despreendido pelo pulso *laser*, seguida de remoção de fragmentos

ejetados, conforme consta em **ANEXO**. Os tecidos ablacionados sofreram vaporização da superfície do esmalte, em grande parte transmitida pela presença do fotoiniciador. A olho nu, pode-se notar uma presença marcante de rugosidades nas superfícies, com uma impregnação do fotoiniciador tornando-se por vezes difícil sua remoção até mesmo no preparo para análise de Microscopia.

A seguir, as FIG. de 17 a 23, revelam os parâmetros de irradiação e as alterações morfológicas decorrentes da irradiação laser nos corpos de prova do **Grupo B**.

Amostra B1

- Largura temporal do pulso: 50 ms
- Potência pico: 10 Watts
- Densidade de Energia: 500 J/cm²

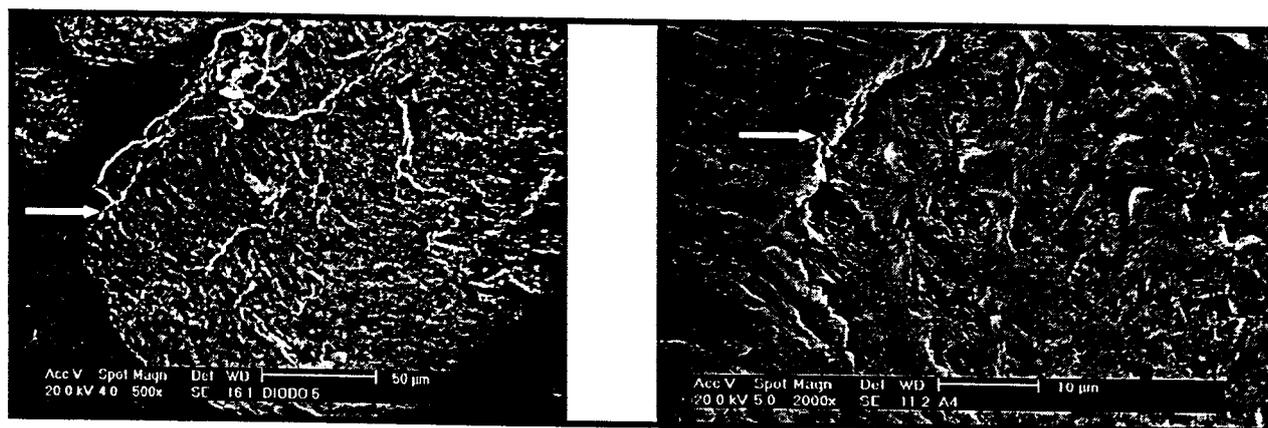


Figura 17 - Micrografia eletrônica de varredura da superfície irradiada; amostra B1. Densidade de energia 500 J/cm², largura do pulso 50 ms, potência média 2 Watts.

A amostra B1 foi irradiada utilizando-se uma densidade de energia de 500 J/cm², com duração do pulso laser de 50 ms. As setas indicam uma área da superfície do esmalte onde um pulso laser proporcionou a vaporização do tecido tendo, portanto, uma alteração morfológica do tipo ablação. Julgou-se que, mesmo com esta

elevada densidade de energia aplicada, não houve sinais aparentes de carbonização ou formação de trincas e rachaduras. Da mesma forma, não há sinais de fusão nas bordas da microcratera ou no seu interior e sim uma aparência de derretimento do esmalte na área irradiada.

Amostra B2

- Largura temporal do pulso: 30 ms
- Potência pico: 10 Watts
- Densidade de Energia: 300 J/cm²

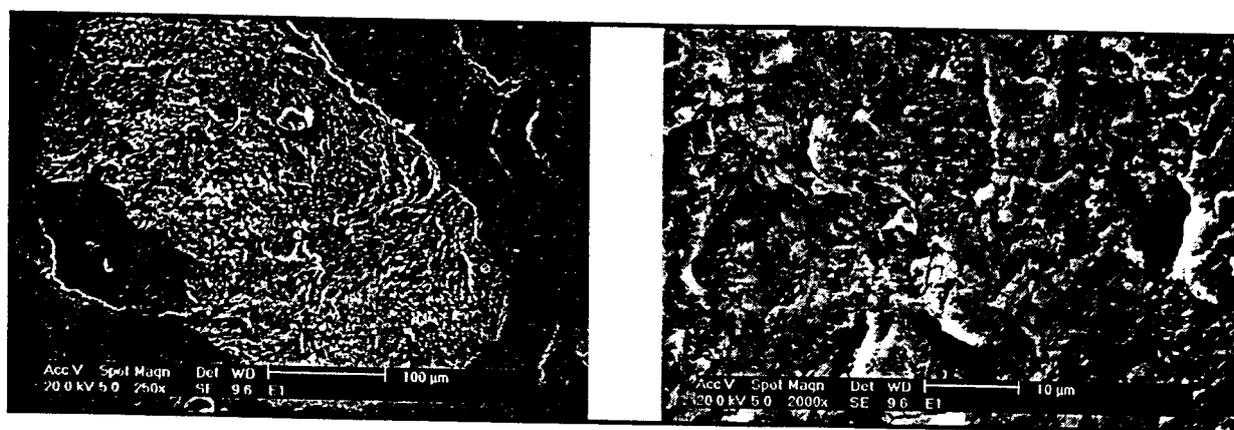


Figura 18 - Micrografia eletrônica de varredura da superfície irradiada; amostra B2. Densidade de energia 300 J/cm², largura do pulso 30 ms, potência média 2 Watts.

A amostra B2 foi irradiada utilizando-se uma densidade de energia de 300 J/cm², com duração do pulso laser de 50 ms. Da mesma forma que as características encontradas na amostra B1, a amostra B2 revela o efeito do pulso laser sobre a superfície do esmalte, com formação de uma cratera seguida de derretimento dos prismas de esmalte remanescentes.

Amostra B3

- Largura temporal do pulso: 15 ms
- Potência pico: 10 Watts
- Densidade de Energia: 150 J/cm²

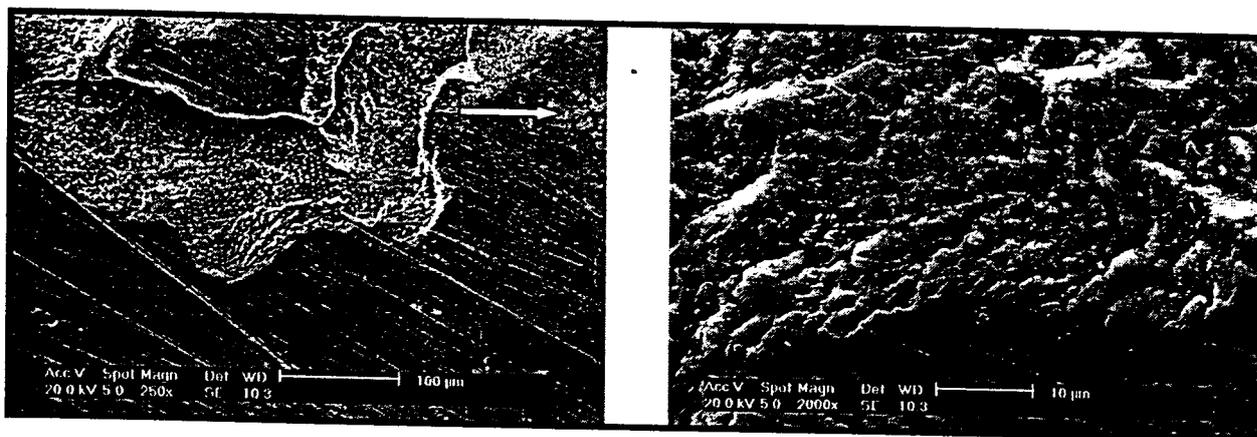


Figura 19 - Micrografia eletrônica de varredura da superfície irradiada; amostra B3. Densidade de energia 150 J/cm², largura do pulso 15 ms, potência média 2 Watts.

A amostra B3 foi irradiada utilizando-se uma densidade de energia de 150 J/cm², com duração do pulso laser de 15 ms. Da mesma forma que a amostra B2, a amostra B3 revela uma alteração morfológica com formação de cratera seguida de derretimento dos prismas de esmalte, sugerindo ablação do tecido. Assinalado pela seta, na superfície superior direita da primeira imagem (aumento 500x) pôde-se notar áreas com aspecto de fusão.

Amostra B4

- Largura temporal do pulso: 10 ms
- Potência pico: 10 Watts
- Densidade de Energia: 100 J/cm²

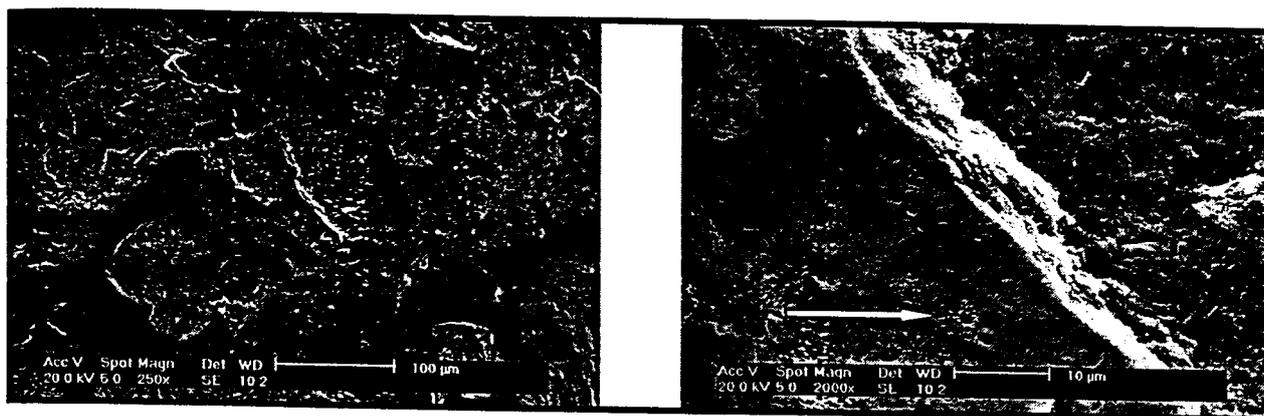
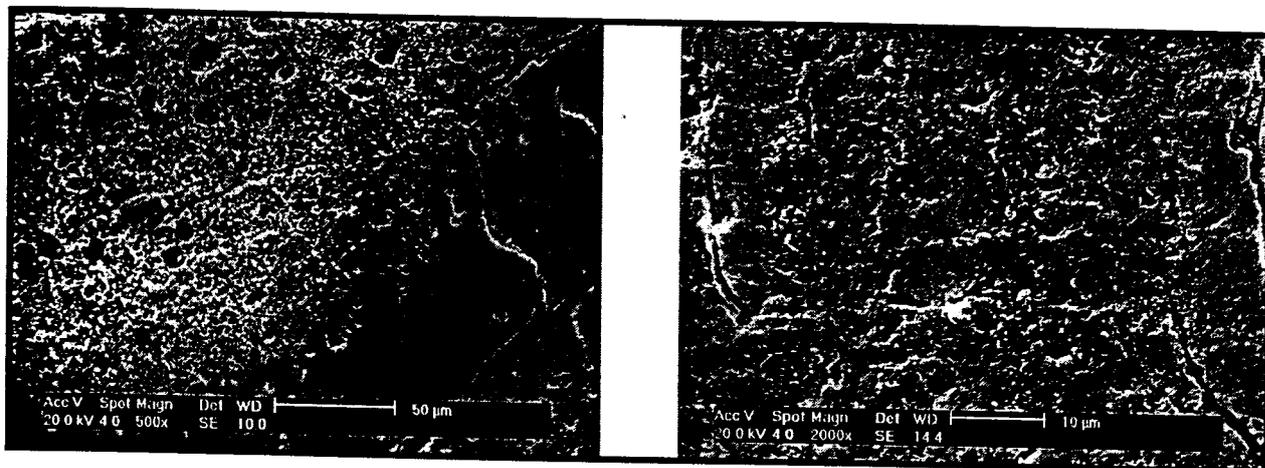


Figura 20 – Micrografia eletrônica de varredura da superfície irradiada; **amostra B4**. Densidade de energia 100 J/cm², largura do pulso 10 ms, potência média 2 Watts.

A amostra B4 foi irradiada utilizando-se uma densidade de energia de 100 J/cm², com duração do pulso laser de 10ms. Da mesma forma que as amostras B1, B2 e B3, a amostra B4 revela uma alteração morfológica com formação de microcratera seguida de derretimento dos prismas de esmalte, sugerindo uma ablação. Na imagem de maior aumento (2000x), a seta assinala uma área com formação de fusão exatamente nas bordas do tecido onde está localizado um pulso laser. Este aspecto foi visto em grande parte da amostra irradiada, contudo sempre próximo a uma área que sofreu ablação.

Amostra B5

- Largura temporal do pulso: 5 ms
- Potência pico: 10 Watts
- Densidade de Energia: 50 J/cm²



- *Figura 21 - Micrografia eletrônica de varredura da superfície irradiada; amostra B5. Densidade de energia 50 J/cm², largura do pulso 10 ms, potência média 2 Watts.*

A amostra B5 foi irradiada utilizando-se uma densidade de energia de 50 J/cm², com duração do pulso *laser* de 10ms alteração morfológica com formação de microcrateras sugerindo áreas de fusão e ressolidificação do esmalte.

Amostra B6

- Largura temporal do pulso: 2 ms
- Potência Pico: 10 Watts
- Densidade de Energia: 20 J/cm²

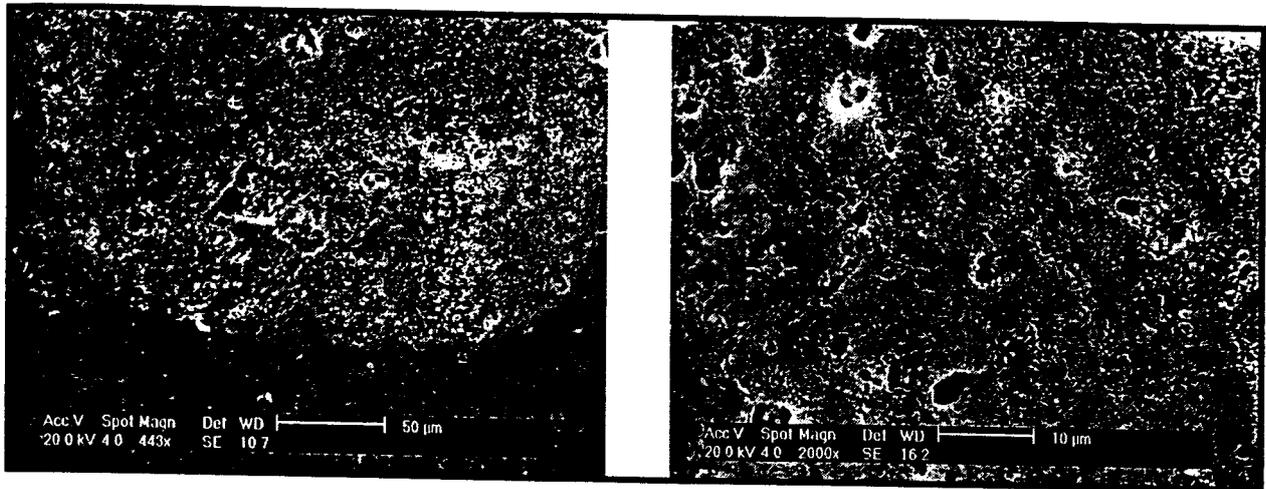


Figura 22 - Micrografia eletrônica de varredura da superfície irradiada; amostra B6. Densidade de energia 20 J/cm², largura do pulso 2 ms, potência média 2 Watts.

A amostra B6 foi irradiada utilizando-se uma densidade de energia de 20 J/cm², com duração do pulso *laser* de 2ms. Da mesma forma que a amostra B5, pode-se notar uma alteração morfológica do tipo fusão seguida de ressolidificação, provavelmente levando em consideração a diminuição dos parâmetros de irradiação, o que gera menos calor na superfície do esmalte com menor desprendimento do fotoiniciador (Tinta Nanquim).

Amostra B7

- Largura temporal do pulso: 1 ms
- Potência: 10 Watts
- Densidade de Energia: 10 J/cm²

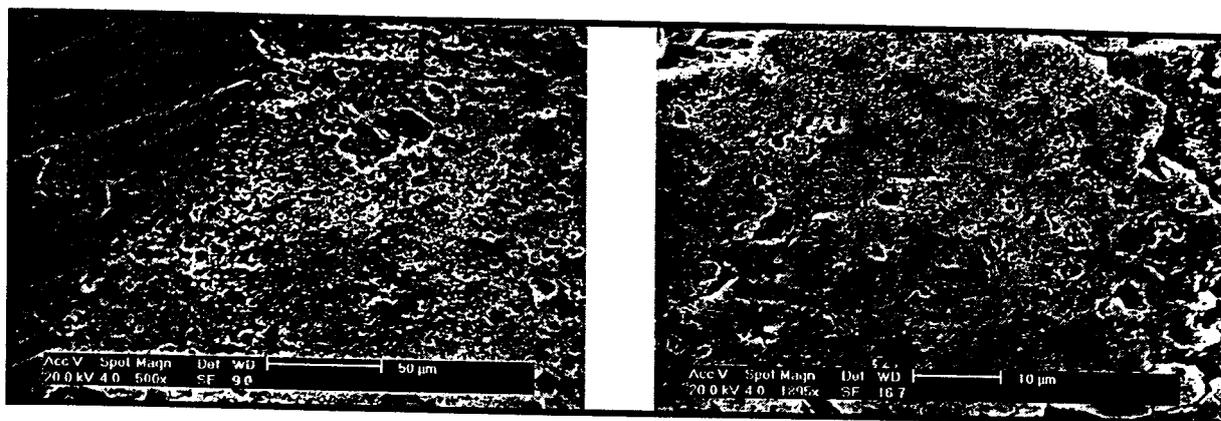


Figura 23 - Micrografia eletrônica de varredura da superfície irradiada; amostra B7. Densidade de energia 10 J/cm², largura do pulso 1 ms, potência média 2 Watts.

A amostra B7 foi irradiada utilizando-se uma densidade de energia de 10 J/cm², com duração do pulso *laser* de 1 ms. O Aspecto é semelhante às amostras B5 e B6, sendo que há presença de fusão com diminuição das microcrateras e também das áreas irradiadas.

Comparando-se os resultados das alterações morfológicas das amostras irradiadas pelo *laser* de diodo de alta potência, pode-se notar que houve diferenças e semelhanças entre as amostras dos grupos A e B, assim como entre as amostras dentro de cada grupo. As amostras do grupo A, apresentaram basicamente fusão e ressolidificação quando submetidas a uma densidade de energia entre 180 J/cm² e 20 J/cm², com diferenças no diâmetro das microcrateras formadas sobre a superfície do

esmalte. A amostra A1 (300 J/cm^2), foi o único corpo de prova dentro deste grupo, a apresentar aspecto de ablação seguida de derretimento dos prismas de esmalte.

Os achados morfológicos das amostras do **grupo B** comprovaram que com aumento dos parâmetros de irradiação, principalmente elevando-se a potência média de 1,2 Watts para 2 Watts, algumas amostras apresentaram ablação no esmalte, condicionado por uma maior absorção e liberação da energia pelo fotoiniciador na superfície do tecido. Isto pôde ser observado nas amostras **B1, B2, B3, B4**, cuja densidade de energia variou de 500 J/cm^2 , 300 J/cm^2 , 150 J/cm^2 e 100 J/cm^2 , respectivamente. A facilidade com que a ablação foi gerada depende de certa forma dos corpos de prova, já que as amostras de esmalte não são do mesmo dente. Na amostra **B4**, entretanto, sinais de fusão e ressolidificação foram notados ao redor de algumas áreas que sofreram ablação. As amostras **B5, B6 e B7**, densidades de energia 50 J/cm^2 , 20 J/cm^2 e 10 J/cm^2 respectivamente, mostraram áreas de fusão seguida de ressolidificação. De qualquer forma, em todos os resultados, não ficaram evidenciadas áreas com danos do tipo carbonização, trinca ou rachaduras.

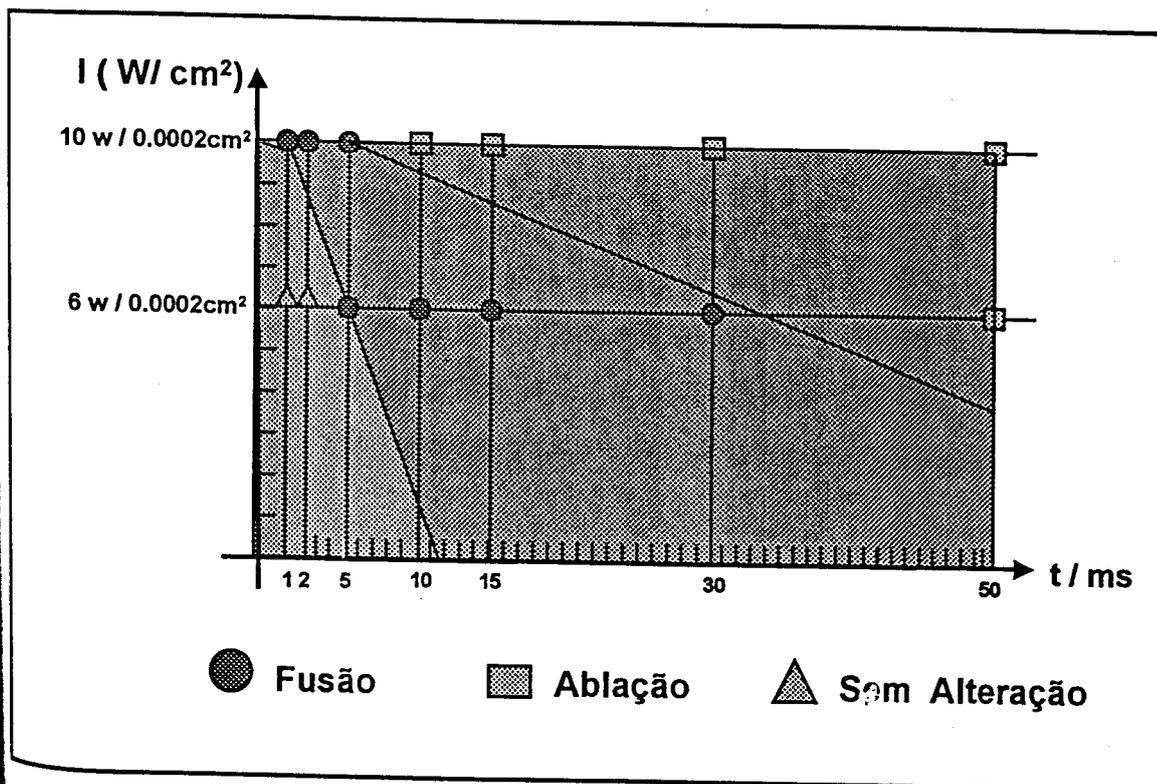


Gráfico 1 - Parâmetros do laser em função da Intensidade e do tempo em ambas irradiações.

Este gráfico resume os resultados obtidos pelos dois grupos, levando em consideração a intensidade de energia aplicada (W/cm^2) em função do tempo em milisegundos.

A área de cor laranja mostra a condição em que os parâmetros de irradiação não promoveram alterações na superfície do esmalte. A área assinalada em cor cinza mostra exatamente as condições de irradiação onde se obteve fusão seguida de ressolidificação do esmalte. Finalmente, a área assinalada de cor verde demonstra um resultado onde se obteve predominantemente ablação. Estes resultados são possíveis de serem controlados, pois a intensidade de energia em função do tempo pode ser controlada, já que o *laser* de diodo neste caso possui um pulso do tipo quase contínuo.

5.0 – DISCUSSÃO

São poucos os trabalhos na literatura envolvendo a aplicação do *laser* de diodo de alta potência em tecidos duros dentais. Diante deste fato, não podemos fazer grandes comparações dos resultados obtidos neste experimento com outros *lasers* de diodo, contudo, muitos são os estudos envolvendo *lasers* em prevenção de cárie, onde a grande maioria teve sua início exatamente com as análises das alterações morfológicas na superfície do esmalte.

Jarby e Dansgaard (1969), afirmaram que, um indicador importante para o controle e análise dos efeitos colaterais provocados pela radiação *laser* sobre os tecidos é o estudo histológico do esmalte e da dentina. Segundo os autores, o resultado histológico resultante do tratamento desses tecidos pelo método convencional já é bem conhecido. Normalmente nos estudos morfológicos realizados em esmalte e dentina, os tecidos mineralizados são submetidos a uma descalcificação antes do preparo para o estudo histológico. Por causa deste processo, as alterações morfológicas proporcionadas pelo *laser* em tecidos mineralizados, dificilmente seriam visualizadas por este método, tornando assim esta técnica contra-indicada.

Frentzen e Koort (1990), afirmaram que o efeito do *laser* na superfície dos tecidos mineralizados pode ser estudado com técnicas de MEV ou por intermédio de microscopia óptica. Um problema especial que pode ocorrer nas técnicas empregando o MEV, são os artefatos causados pelo processo de preparação. Para uma análise profunda dos efeitos, sessões laminadas das amostras são necessárias.

Frentzen et al. (1992), afirmam que para evitar estas desvantagens, foram desenvolvidas técnicas de embutimento plástico das amostras em resinas autopolimerizáveis, com posterior seccionamento e preparação para as irradiações. Da mesma forma foi utilizado neste estudo a técnica de embutimento das amostras em resina autopolimerizável para analisar as mudanças estruturais na superfície do esmalte, através de Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV).

Desde a década de sessenta, até os dias de hoje, pesquisas revelaram o efeito do tratamento *laser* em tecidos duros dentais, mais especificamente em esmalte e dentina, com o intuito de modificar a estrutura morfológica destes tecidos e torná-lo mais resistente às cáries. (Featherstone, J.D.B., McNally K. M. & Gillings R.D. B. ,

Moritz, A., Myers, T.D. & Myers, W. D., Stern R. H., & Sognaes R.F.). O aspecto mais importante desta alteração é o aumento da resistência do esmalte aos ácidos após a irradiação com diferentes tipos de lasers (Cecchini, R.C., et al, Pelino, Hess, A. J., McNally K. M. & Gillings R.D. B., Miserendino, L. J., & Pick, R. M., Moritz, A., Wigdor, H.). Sucessivos trabalhos surgiram desde então, onde diferentes tipos de lasers, entre eles o CO₂ (10,3 μm), Nd:YAG (1064 nm), Er:YAG (2,94 μm), e agora o *Diodo Laser Semicondutor* (960 nm), foram utilizados no sentido de modificar a estrutura do esmalte dentário. (Os resultados comprovaram efeitos semelhantes, onde o esmalte sofreu ressolidificação após atingir a temperatura de fusão da hidroxiapatita (900 °C a 1200 °C), e provocar microexplosões sem perda aparente de substância (Featherstone, J.D.B. et al, Moritz, A.)).

Stern & Sognaes *apud* Miserendino e Pick, (1995), assinalam que o primeiro estudo clínico utilizando a radiação *laser* com finalidades preventivas foi realizado em 1974, onde se utilizou um *laser* de Rubi variando a densidade de energia entre 500 J/cm² a 2000 J/cm² em esmalte dentário. Este primeiro estudo envolvendo a aplicação do *laser* em odontologia teve pouca preocupação em relação aos efeitos térmicos provocados nos tecidos duros dentais. Lamentavelmente, os resultados destas pesquisas envolvendo o *laser* de Rubi se mostraram bastante desfavoráveis, já que altas temperaturas provocavam trincas e rachaduras na superfície irradiada. Provavelmente isto se deu pela interação destrutiva do comprimento de onda do *laser* de Rubi em relação ao esmalte e a dentina.

Nos estudos preliminares deste trabalho, também não se levou em consideração os efeitos térmicos que uma possível aplicação clínica poderia causar, já que se limitou ao estudo *in vitro* das alterações morfológicas na superfície do esmalte, após irradiação pelo *laser* de diodo de alta potência.

Muller et al. e Koort & Fretzen (1992), afirmam que a interação da luz *laser* com os tecidos é a interação dos fótons com os átomos ou moléculas do objeto a ser atingido. No campo dos tecidos mineralizados, as interações mais completamente observadas são as fototérmicas, interações termomecânicas e a fotodecomposição ablativa. Os efeitos biológicos da luz *laser* sobre os tecidos duros dentais dependem de vários fatores. No estudo da interação *laser* e tecido, as propriedades da radiação tais como comprimento de onda *laser*, densidade de energia e duração do pulso, devem ser considerados. Além disso, as interações da radiação *laser* sobre o tecido

tais como absorção, reflexão, transmissão e difusão, vão depender das propriedades ópticas do material irradiado.

A busca por um fotoiniciador ideal para absorção da luz *laser*, é à base de vários estudos que se seguiram ao longo do tempo envolvendo *laser* em prevenção (Featherstone J.D.B., Oho & Morioka, Yamamoto, Pelino, J.E.P., Matsumoto K., Cecchini, C.M.R. et al, Myaki et al, Anderson et al, Boari, H., Ferreira, M.V., Bahar e Togomori, Eduardo C. P., Kamiyama, K., Morioka et al, Jennett E., Motamedi M., Rastegar S., Frederickson C., Arcoria). O fotoiniciador aplicado na superfície do esmalte serve para aumentar a absorção do *laser* pelo tecido e limitar a distribuição da densidade de energia em uma pequena área, promovendo assim o efeito desejado. O esmalte dentário enquanto tecido biológico, não absorve bem a luz *laser* cujo comprimento de onda está no infravermelho próximo, como no caso dos *lasers* de diodo de alta potência. Portanto, além de limitar a área de absorção pelo *laser*, o fotoiniciador teria também a função de reduzir os possíveis danos térmicos produzidos pelo superaquecimento dos tecidos adjacentes.

Estudos utilizando *lasers* de Rubi, CO₂ e Neodímio, em dentina e esmalte, também revelaram evidências de danos térmicos do tipo rachaduras, derretimento e carbonização, devido à baixa absorção óptica por parte desses tecidos a comprimentos de onda no infravermelho. Isto levaria a necessidade de altas potências de energia para promover ablação ou fusão, o que torna difícil restringir a elevação da temperatura na polpa em níveis seguros, em caso de aplicação clínica.

A utilização clínica de um fotoiniciador seria no tingimento da lesão cariada tornando-a altamente específica para sua remoção, respeitando a integridade de tecidos adjacentes.

Mc NALLY et al. (1999), realizaram um estudo *in vitro* utilizando dentes humanos cariados irradiados pelo *laser* de diodo de alta potência, operando em 850 nm. O experimento baseava-se em utilizar o *laser* de diodo em preparos cavitários, auxiliado por um fotoiniciador chamado de indocianina verde, espalhado em diferentes concentrações nas cavidades cariadas. A análise morfológica, de temperatura e microdureza, demonstraram resultados de grande eficácia no sentido da seletividade do *laser* em atingir somente as regiões coradas pelo fotoiniciador, resguardando as áreas sadias de danos térmicos. Os resultados revelaram ainda que a dentina remanescente após a remoção do tecido cariado, sofreu uma recristalização tornando-se mais endurecida e menos suscetível às cáries.

Neste estudo, foi utilizado um corante à base de tinta nanquim, espalhado na metade da superfície de cada amostra, no sentido de comparar os efeitos com a área controle. Utilizou-se apenas uma amostra de esmalte não irradiado para a comparação, pois todas as outras revelaram as mesmas características morfológicas do esmalte não irradiado, isto é, uma área limpa, plana, e sem nenhum aspecto rugoso por microcrateras. O corante foi espalhado de forma aleatória e, em seguida, eram feitas as irradiações.

Observando as amostras do **Grupo A**, e levando-se em consideração a barra de escala utilizada na microscopia de maior aumento (2000x), pôde-se fazer uma comparação entre os diversos diâmetros das microcrateras formadas na superfície do esmalte fusionado. Isto se deu em decorrência da diminuição da largura temporal do pulso *laser*, assim como na diminuição da densidade de energia aplicada nas diferentes amostras. Dentro deste grupo, somente a amostra A1 (densidade de energia 300 J/cm²), revelou uma superfície com ablação seguida de derretimento dos prismas de esmalte. Os outros resultados dentro do mesmo grupo, mostraram aspectos de fusão bastante semelhantes àqueles encontrados em outras pesquisas utilizando o laser de Nd:YAG, em aplicações em tecidos duros dentais (Oho, T. Morioka, Yamamoto, H. & Sato, Zezell, D.M. et al). Porém, existem grandes diferenças no modo de agir entre os *lasers* pulsados utilizados até então, e o *laser* de diodo. Enquanto nos *lasers* pulsados a energia fornecida em cada pulso está atrelada a uma potência e duração de pulsos fixos, o *laser* de diodo permite que a duração por pulso seja adaptada e otimizada a cada processo. Teoricamente isto acarretaria um maior controle sobre os parâmetros do processo de irradiação. Em termos de aplicação clínica, este fator seria preponderante, já que a tendência terapêutica em odontologia é a de "preservar para curar".

Muitos estudos para a análise da decomposição térmica e morfológica do esmalte dentário, induzido por radiação *laser*, demonstraram uma taxa de redução em dissolução ácida em lesões de cáries artificiais. Concomitantemente, estudos correlatam uma redução da perda de carbonato pelo esmalte irradiado.

A parte mineral da estrutura dentária consiste basicamente de hidroxiapatita com muitas substituições, e entre eles está principalmente o carbonato de cálcio (cerca de 3 a 5% do peso), que afeta notadamente a reatividade ácida. Uma consequência do modo de operar dos *lasers* pulsados convencionais, é que a fusão dos cristais de hidroxiapatita sempre está acompanhada de uma evaporação de material, em

quantidades consideráveis. Com o laser de diodo, foi possível minimizar a evaporação conforme visto nos resultados analisados pelo Microscópio Eletrônico de Varredura, nas análises referidas às amostras do **Grupo A**, onde obtivemos basicamente a fusão do esmalte.

Um dos fatores diretamente relacionados com a incidência da cárie estaria na composição do dente. A maioria dos estudos se refere à fração inorgânica da estrutura dentária e, apenas recentemente foram desenvolvidas técnicas suficientes finas para permitir a detecção de pequenas diferenças de aspectos físicos ou de componentes químicos que poderiam estar relacionados com a suscetibilidade ou resistência à cárie.

Douglas D. (1998), afirma que a única característica morfológica admitida, e que pode servir como fator predisponente à cárie, é a presença de fissuras oclusais profundas como em molares e pré-molares, ou de sulcos palatinos e linguais como no caso dos incisivos e caninos. Essas regiões tendem a reter alimentos, bactérias, e resíduos e, como são comuns os defeitos nas bases das fissuras, a cárie pode se desenvolver velozmente nestas áreas.

Esta afirmativa vai de encontro à metodologia adotada neste trabalho, onde se procurou direcionar as irradiações em superfícies planas das amostras de esmalte, sabendo-se que nas regiões lisas dos dentes, principalmente nas áreas cervicais, pode ocorrer desmineralização. A presença de tártaro e placa bacteriana nessas áreas fornece a mesma oportunidade de retenção de alimentos que nas fissuras e sulcos onde a predisposição à cárie pode ser aumentada.

A remoção da cárie pela utilização mecânica com pontas montadas, é um método bem conhecido e aceito para preparação de cavidades em esmalte e dentina. Então, qualquer sistema *laser* tem que ser comparado a este método padrão que remova a cárie com respeito e eficiência, e sem efeitos colaterais.

Maldonado E. P. (2000), afirma que, dos *lasers* atualmente disponíveis para aplicação em tecidos duros dentais, o *laser* de Érbio, especialmente Er:YAG é o mais adequado, promovendo uma vaporização do tecido por ação termomecânica.

Analisando as amostras do **Grupo B**, levando em consideração as barras de escala utilizadas na microscopia, puderam-se observar zonas de ablações explosivas, representadas por microcrateras irregulares e de profundidades variadas nas amostras **B1, B2, B3 e B4**, onde se utilizou *Fluências* de 500 J/cm^2 , 300 J/cm^2 , 150 J/cm^2 e 100 J/cm^2 respectivamente. As amostras **B5, B6 e B7**, apresentaram uma

superfície com aspectos de fusão e ressolidificação, onde os parâmetros de irradiação chegaram muito próximos das amostras do **Grupo A**, com exceção da amostra **A1** (fluência 300 J/cm^2). Este efeito, de certa forma, poderia ser benéfico em aplicações clínicas desde que não tivéssemos efeitos térmicos indesejados nos tecidos mais profundos.

Alguns métodos preventivos de cárie são feitos através do selamento de cicatrículas e fissuras, utilizando materiais resinosos fotopolimerizáveis, onde alguns deles possuem na sua composição o flúor.

Serra (1981), em estudo sobre a morfologia dentária, afirma que as fissuras oclusais teriam em torno de $200 \mu\text{m}$ a $300 \mu\text{m}$ de espessura em molares permanentes, e em torno de $100 \mu\text{m}$ em pré-molares. De certa forma estas áreas seriam facilmente alcançadas por um sistema de fibra óptica que conduziria a luz laser por entre os sulcos, promovendo a limpeza e remoção de bactérias cariogênicas. Pesquisas posteriores poderiam revelar se com a utilização dos parâmetros utilizados neste experimento, não seria viável uma limpeza seguida da descontaminação de fósulas e fissuras, dando mais um passo nos procedimentos preventivos em odontologia.

Oliveira et al. (2001), realizaram um estudo sobre as alterações morfológicas bem como as alterações térmicas produzidas pelo *laser* de diodo de alta potência, assistido por um fotoiniciador. As irradiações foram feitas sobre a superfície de esmalte, tendo como sistema de entrega do feixe uma fibra óptica de $360 \mu\text{m}$. Foram utilizados no experimento, catorze amostras obtidas de dentes terceiro molares humanos recém extraídos, sendo irradiados com um *laser* de diodo de alta potência, operando em 960 nm . Durante a fase experimental, a temperatura foi monitorada com um termopar, e a análise morfológica foi feita através de Microscópio Eletrônico de Varredura.

Como resultado, foi identificada uma alteração morfológica na superfície do esmalte, obtendo-se uma camada ressolidificada e de aspecto homogêneo. Os resultados da análise da variação de temperatura mostraram uma relação direta da taxa de repetição do feixe com alteração da temperatura produzida.

Kato e Wetter (2002), realizaram estudo inédito objetivando avaliar a eficácia do tratamento diodo *laser* (960 nm) associado à aplicação de Duraphat no esmalte dental para fins preventivos através da análise semiquantitativa da razão cálcio sobre

fósforo pelo Espectrômetro de Energia Dispersiva (EDS). Foram preparadas 6 amostras de esmalte dental humano hígido, sendo que em cada espécime foram realizadas duas marcações, uma no meio, visando à divisão das espécimes em duas metades e outra em um dos cantos, para a identificação da metade irradiada. Desta maneira, dois grupos foram formados: (G1) controle, metade não irradiada das amostras (sem marcação) tratadas com Duraphat por 12 horas e com ácido láctico por 3 horas e (G2) metade irradiada das amostras (com marcação) com densidade de energia $5,45 \text{ J/cm}^2$ e taxa de repetição 10 Hz, tratadas com Duraphat por 12 horas e com ácido láctico por 3 horas. As amostras foram preparadas para análise semi-quantitativa ao Espectrômetro de Energia Dispersiva de Raios-X e para análise de imagens ao Microscópio Eletrônico de Varredura. A análise comparativa das razões Ca/P por meio do método de Tukey comprovou que a alteração causada nas metades irradiadas são significativamente maior que nos controles. As fotomicrografias mostram ausência de áreas de fusão e ressolidificação.

O estudo concluiu que a associação diodo-laser e Duraphat constitui um método efetivo para prevenção de cárie, proporcionando ao esmalte maior resistência a desmineralização.

Os benefícios reais dos efeitos do *laser* de diodo de alta potência, em tecidos duros dentais, devem ainda ser percebidos de profundos estudos, contudo, algumas de suas características tipo, disponibilidade de ser um *laser* satisfatório, baixo custo e ergonomicamente viável, fazem atualmente do *laser* de diodo um equipamento indicado para futuras aplicações clínicas em odontologia.

6.0 – CONCLUSÃO

- As alterações morfológicas apresentadas nas amostras de esmalte do **Grupo A** e do **Grupo B**, onde foram utilizadas predominantemente fluências entre 180 J/cm^2 e 10 J/cm^2 , sugerem áreas de fusão seguida de ressolidificação.
- Nas amostras do **Grupo A** e do **Grupo B**, onde foram elevados os parâmetros de irradiação, utilizando-se uma fluência entre 500 J/cm^2 e 300 J/cm^2 , constatou-se a presença de ablação superficial seguida de derretimento dos prismas de esmalte.
- O estudo determinou uma faixa para os parâmetros de energia e duração de pulso *laser* que permite obter predominantemente fusão e ressolidificação do esmalte.
- Com o correto controle dos parâmetros de irradiação do *laser* de diodo 960nm , pode-se dar uma especificidade na aplicação em tecidos duros dentais, abrindo-se assim uma nova fonte de pesquisas no campo da odontologia preventiva com *lasers*.

7.0 – ANEXOS

7.1 – Fundamentos da Física do Laser

7.1.1- A luz e suas propriedades ópticas

É de vital importância para aqueles que trabalham com a tecnologia *laser* ter uma noção do que vem a ser a luz, assim como as suas propriedades ópticas mais importantes, já que o raio laser também é uma luz.

A luz visível é uma estreitíssima porção do espectro eletromagnético detectada pelos nossos olhos. O espectro eletromagnético abrange ondas de altas energias, como por exemplo, a radiação gama e também ondas de baixa energia, como as ondas de rádio (FIG. 24).

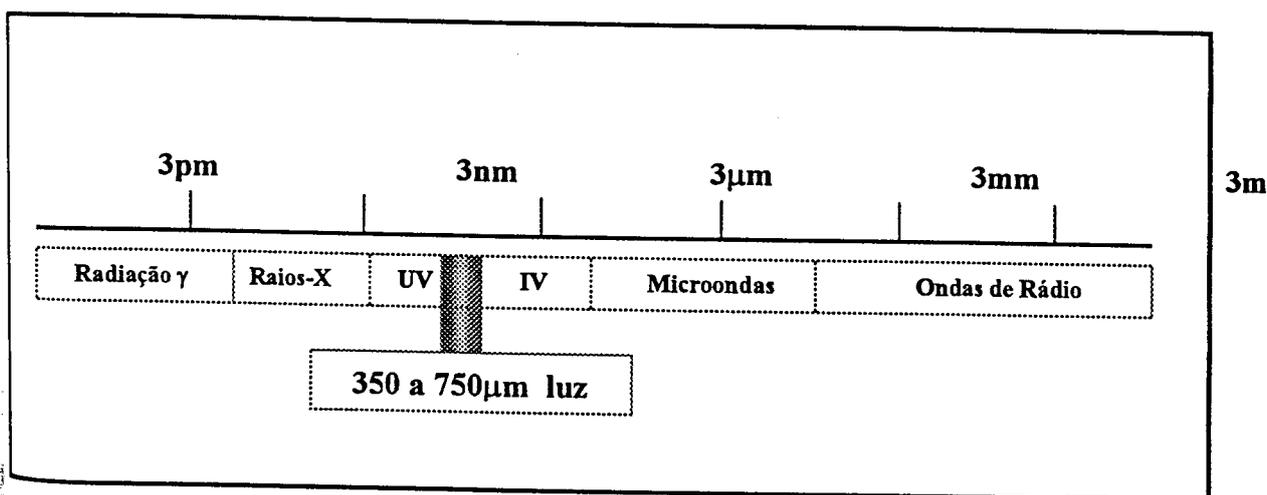


Figura 24 – Espectro Eletromagnético

Um feixe luminoso consiste de um campo eletromagnético composto por uma amplitude de fótons descrita por suas propriedades características: **freqüência**, **amplitude** e **velocidade**. As ondas luminosas são de caráter transversal e oscilam perpendicularmente à direção de propagação. A luz branca assim como a luz do sol ou a luz de uma lâmpada comum é a soma de vários comprimentos de onda, isto é, várias cores.

O comprimento de onda é a distância entre dois picos da mesma onda eletromagnética e é um dos parâmetros que caracterizam a maneira como a luz pode afetar os tecidos (FIG. 25). Os comprimentos de onda ópticos podem ser classificados em três grupos: ultravioleta (UV) de aproximadamente 140 – 400 nanômetros (nm), o espectro visível (VIS), de aproximadamente 400 a 700 nanômetros e o espectro no infravermelho (IR) de aproximadamente 700 nm e 20 μm .

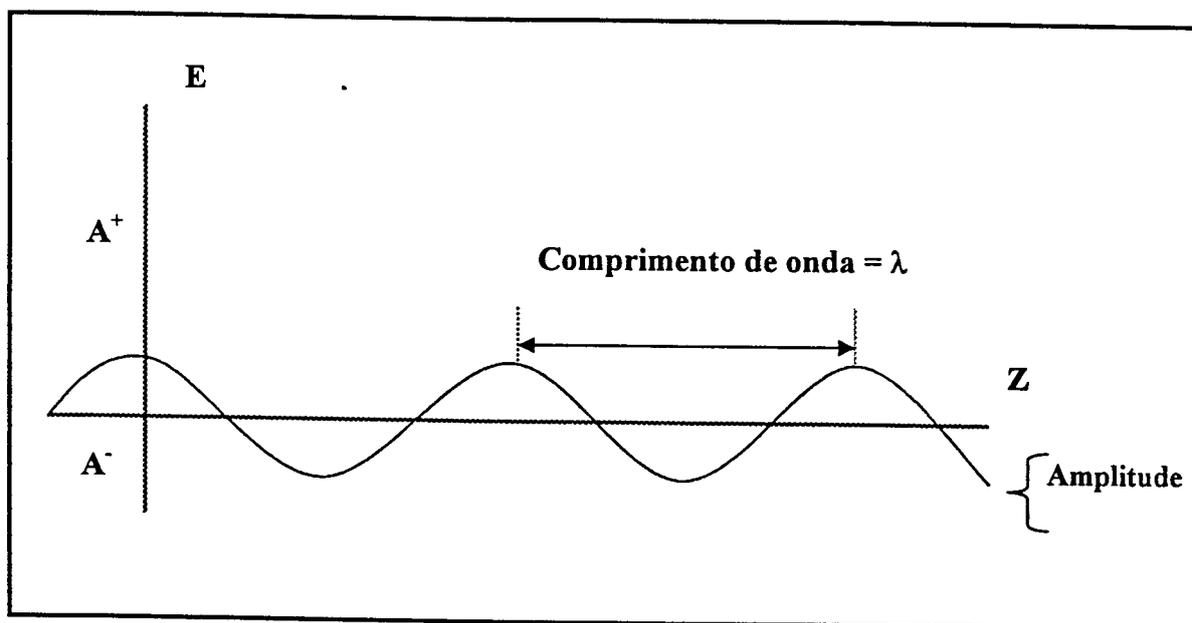


Figura 25 – Propriedades básicas das ondas eletromagnéticas

A unidade de medida do comprimento de onda pode ser em metros (m), centímetros (cm), microns ($\mu = 10^{-6}$ m) ou nanômetros ($\text{nm} = 10^{-9}$ m). A unidade usual de medida de energia do fóton é o elétron-volt ou o Joule (J).

A luz solar certamente é a nossa maior fonte de energia natural de radiação. Diferente das fontes de luz utilizadas para a iluminação artificial, esta possui um espectro bastante amplo composto de fótons, com comprimento de onda consideravelmente variado. Os fótons são partículas, pacotes de energia, cuja energia é discreta e inversamente proporcional ao seu comprimento de onda ($E = h \cdot \nu = h \cdot c / \lambda$).

Na superfície da terra a radiação solar tem sua intensidade mais alta podendo chegar a 440nm, o que depois decai consideravelmente. O efeito carcinogênico da

radiação solar em seres humanos se encontra entre 290 nm e 320 nm, e é conhecido como radiação Ultravioleta.

Todas as fontes luminosas convencionais possuem espectro de largura variável. Pode-se encontrar espectros mais estreitos no caso da emissão de luz por descarga em gases de baixa pressão como as luzes de néon (vermelho) ou as luzes de sódio (amarelo). Já a luz branca é na verdade a soma de vários comprimentos de onda, isto é várias cores. Neste caso os fótons se propagam em várias direções e com diferentes comprimentos de onda.

7.1.2 - Processo de Emissão Estimulada

Hoje em dia o laser é considerado um instrumento de uma versatilidade sem igual, em virtude de suas características físicas. São equipamentos capazes de emitir altas potências conservando suas propriedades, tais como, a colimação a coerência e a monocromaticidade .

Juntamente com a evolução dos materiais e das técnicas odontológicas, ocorreu um grande avanço nos aparelhos e equipamentos, surgindo os lasers para o uso em odontologia. A primeira fonte a emitir laser para a utilização nesta área foi desenvolvida por Maiman (1960), a partir da teoria física da emissão estimulada elaborada por Albert Einstein em 1917.

A palavra laser é um acrônimo para *Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation* (Amplificação da Luz por Emissão Estimulada de Radiação). Os lasers consistem basicamente de três componentes: um meio ativo, um mecanismo bombeador e uma cavidade ressonante óptica (FIG. 26).

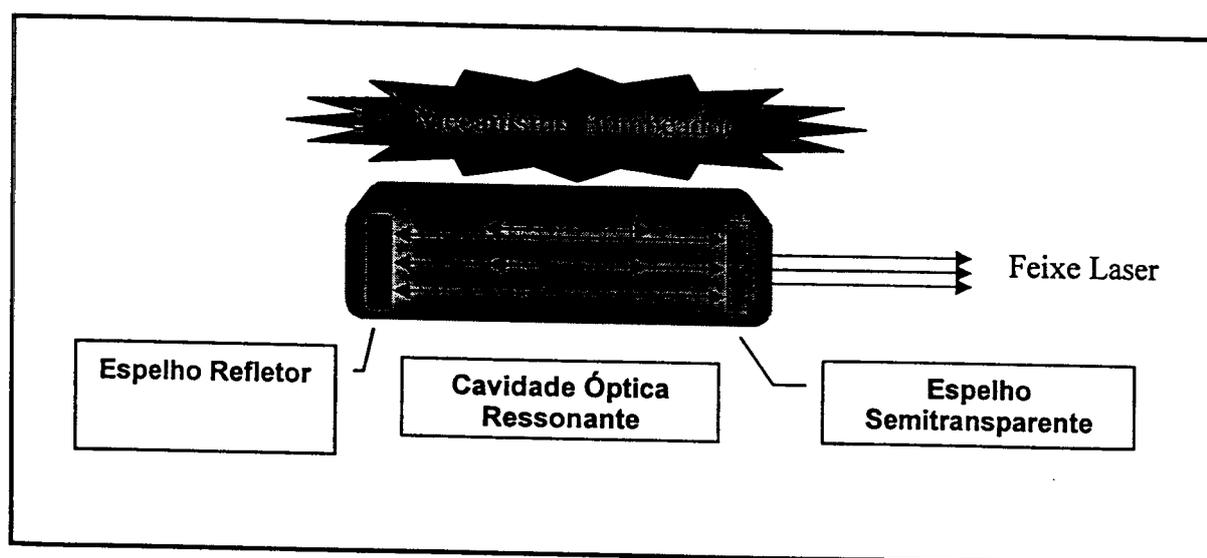


Figura 26 – Princípio da ação laser. Rapidamente predomina apenas a emissão estimulada de fótons que se propagam na direção do eixo entre os espelhos, que são amplificados nas sucessivas passagens antes de deixarem a cavidade através do espelho semitransparente.

O meio ativo é a fonte de fótons e do qual o laser recebe seu nome. De acordo com suas características físicas este meio pode ser sólido, líquido ou gasoso.

Como exemplo de meios ativos sólidos mais comuns temos os cristais de terras raras inseridas em matrizes de óxidos de fluoretos:

Nd:YAG = Ítrio – Alumínio – Granada

Er:YLF = Ítrio – Lítio – Flúor

Somente cerca de 5% de toda a matriz do cristal é composta pelo elemento de terra rara, geralmente neodímio ou érbio. Entre os lasers a gás mais comuns estão o de CO₂ e o de Hélio-Neônio.

Lasers líquidos mais comuns utilizam corantes orgânicos, como rodamina, dissolvidos em etanol e são freqüentemente bombeados por outros lasers.

Outra categoria particular dos lasers de estado sólido são os lasers de diodo semicondutores. O bombeamento dos lasers semicondutores pode ser realizado de várias formas, entre elas, o emprego de um outro *laser*. A forma mais usual, entretanto, é a utilização do semicondutor na forma de diodo, com excitação produzida por corrente elétrica.

O princípio da ação *laser* tem início a partir do mecanismo bombeador que pode ser por excitação óptica, descarga elétrica e reações químicas, o qual estimula a produção de fótons dentro do meio ativo, produzindo um incremento exponencial de fótons pelo processo chamado emissão estimulada de radiação.

O processo de emissão laser acontece quando um átomo excitado pode ser estimulado a emitir um outro fóton antes que o processo de emissão aconteça espontaneamente. Quando um fóton, com uma quantidade certa de energia penetra no campo eletromagnético de um átomo excitado, o fóton incidente ativa o decaimento do elétron ao nível energético mais baixo. Este fenômeno é acompanhado pela liberação da energia armazenada na forma de um segundo fóton. O primeiro fóton não sofre absorção e continua a encontrar outros átomos recomeçando novamente todo o processo.

A emissão estimulada só ocorrerá quando o fóton incidente tiver exatamente a mesma quantidade de energia do fóton liberado. Portanto, o resultado desta emissão estimulada serão dois fótons com o mesmo comprimento de onda viajando na mesma direção. A liberação do segundo fóton coincide com a oscilação do primeiro fóton, então os dois oscilarão juntos numa mesma fase, o que é chamado de coerência.

Se uma quantidade de átomos se encontra mais no estado excitado do que em repouso, há uma inversão de população desses átomos. Esta é uma condição para a formação da luz *laser*. Agora, a emissão estimulada de um fóton por um átomo irá estimular a liberação de um segundo fóton por um segundo átomo, e estes dois fótons irão estimular a liberação de mais dois fótons; estes quatro mais oito; estes oito mais dezesseis e assim sucessivamente. Em uma pequena cavidade óptica, à velocidade da luz, esta reação em cadeia produz sumariamente um intenso flash monocromático (mesmo comprimento de onda) e coerente (mesma fase) de luz denominada feixe *laser*.

7.1.3 – Propriedades da Luz Laser

A luz *laser* possui basicamente três propriedades que a diferenciam da luz normal: monocromaticidade, coerência e colimação.

A luz monocromática é caracterizada pela radiação na qual todos os fótons possuem a mesma frequência e energia. A coerência significa que todas as ondas estão em fase, umas com as outras, ambas no espaço e no tempo, portanto, concentram grandes quantidades de energia em pequenas áreas. A luz direcionada ou colimada significa que todas as ondas são paralelas entre si, e a divergência dos raios é bastante baixa, de maneira que o feixe laser pode viajar em uma maior distância antes de dispersar-se.

7.1.4 - Regimes de Operação Laser

Uma fonte luminosa pode emitir luz com uma intensidade constante, denominada onda contínua (cw). É possível também, fazer com que os lasers, assim como outras fontes de luz, tenham uma intensidade variada, ou uma emissão de amplitude modulada.

O regime de operação *laser* descreve a forma como a potência *laser* varia com o tempo. Os tipos e formas de pulsos laser disponíveis para uso odontológico são além de ondas contínuas, a forma pulsada e interrompida de emissão.

O modo contínuo de emissão significa que a energia é emitida continuamente da fonte *laser*, à medida que se mantém pressionado o interruptor. O modo pulsado significa que a energia é emitida em tempos extremamente curtos, com alta intensidade de energia (em picos de potência > 1000 Watts) que se interrompem em um número de pulsos por segundo, por exemplo: 20 pulsos por segundo (20 Hertz). O *laser* se mantém inativo entre os pulsos. Quando o laser trabalha na forma pulsada, a potência da luz laser varia entre o pico máximo do pulso e zero. Em um *laser* é possível se construir um chaveamento desta natureza, até mesmo com trilhões de watts. No entanto, a duração do pulso é extremamente baixo. O valor da potência pico tem sua importância no que diz respeito à penetração da luz nos tecidos.

O modo interrompido significa que o laser está sendo emitido com potência estável por um tempo finito de $1\mu\text{s} - 1\text{s}$ até que a operação se reinicie (FIG. 27).

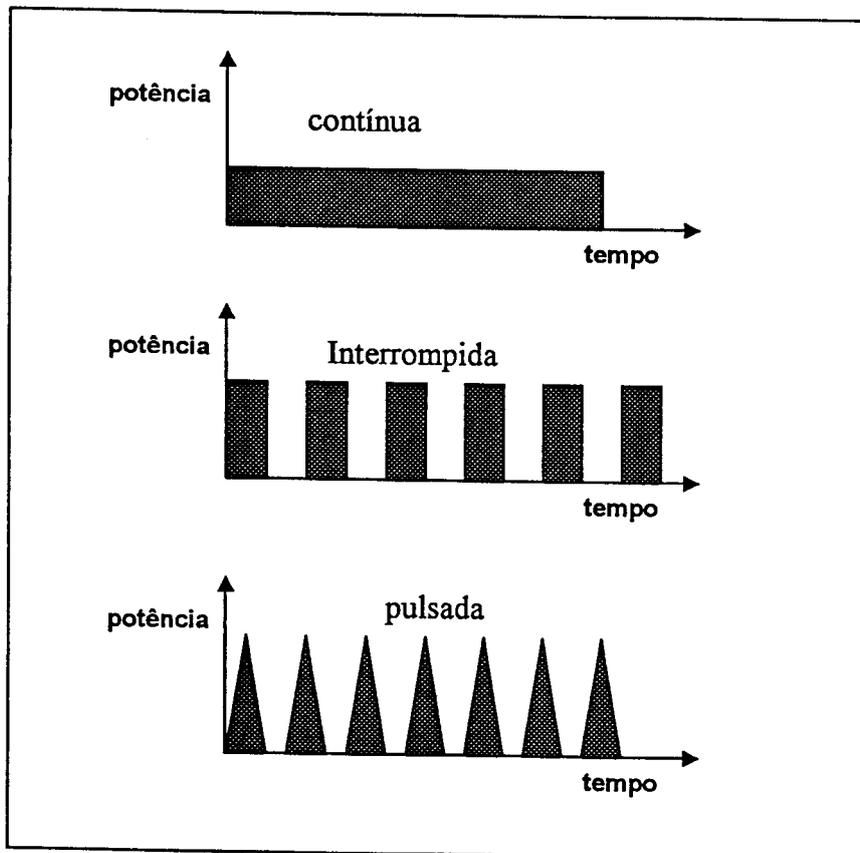


Figura 27– Diferença no regime de operação do pulso laser

Alguns *lasers* permitem a operação em diferentes regimes, sendo ele contínuo, pulsado e interrompido. Outros permitem ainda o operador variar a fonte de potência, o tempo de exposição ou também o diâmetro do feixe.

7.1.5 - Interação da Luz Laser com os Tecidos Biológicos

Os sistemas biológicos são complexos e compostos de uma grande variedade de elementos celulares, fluídos e tecidos, cada qual com diferentes características em relação à luz *laser* e seus diferentes comprimentos de onda. Uma vez que o corpo humano é maioritariamente constituído por água, a absorção da luz pela água é de fundamental importância para aplicações em odontologia.

Os elementos essenciais da luz *laser* que determinam os fenômenos de interação com os tecidos são: o comprimento de onda, a potência e as características temporais do pulso. Da mesma forma, outras variáveis como a forma espacial do feixe *laser* e as diferenças no método de transferência da energia, se por contato ou não contato, exercem igual influência no que diz respeito à resposta tecidual diante da incidência da luz *laser*.

Os tecidos moles são largamente compostos de água o que determina o uso predominante de *lasers* emitindo no infravermelho para interações ressonantes, onde envolvem a absorção. Desta forma o *laser* de CO₂ emitindo em 10.6 μm e 9.3 μm e o *laser* de Er:YAG emitindo em 2.94 μm tem pouca penetração no tecido sendo muito bem absorvido pela água. Na região de emissão do *laser* de Nd:YAG (1.064 nm) e o diodo *laser* de alta potência (850 a 1200 nm) a água é praticamente transparente, levando a uma penetração mais profunda nos tecidos. Apesar da região de maior transparência da água situar-se ao redor da emissão do *laser* de argônio (514.5 nm), os pigmentos melanina e hemoglobina interage fortemente com comprimentos de onda nesta região, o que justifica a grande habilidade para coagulação, hemostasia e corte deste *laser*.

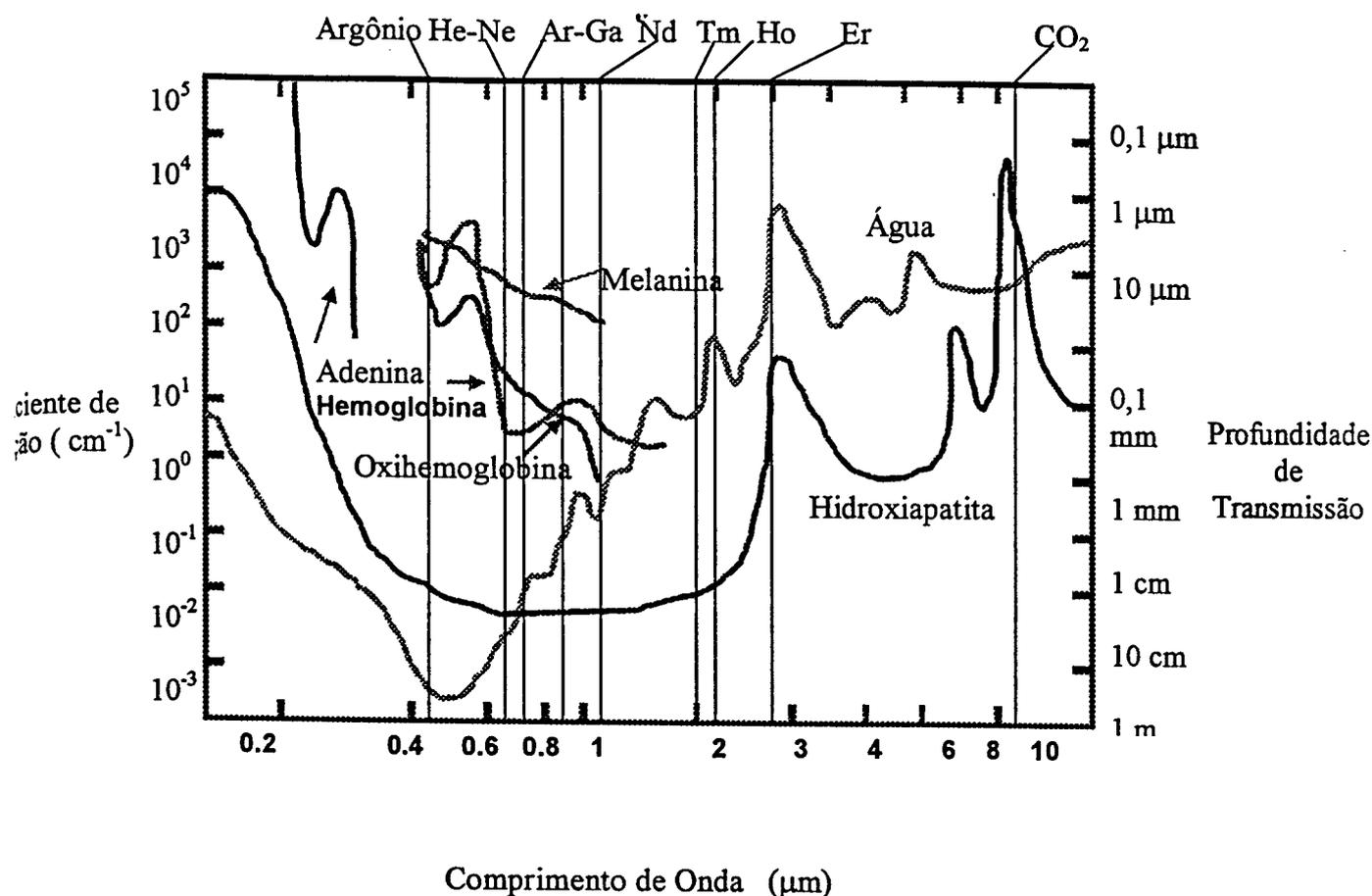


Figura 28 – Espectro de absorção de diferentes estruturas dos tecidos vivos em relação ao comprimento de onda. (Maldonado, P. E. 2000).

Fisicamente, a luz *laser* pode interagir com os tecidos biológicos de quatro formas básicas: Reflexão, Transmissão, Espalhamento e Absorção.

Parte da luz pode ser refletida através do tecido sem atenuação. O grau de reflexão depende diretamente das características da superfície do tecido e o ângulo de incidência do raio emitido. Isto pode ser comparado com uma luz incidindo num espelho, a qual será neste caso quase totalmente refletida.

Parte da luz também pode ser transmitida pelos tecidos sem sofrer atenuação. Seria como se a luz solar ultrapassasse o vidro de uma janela. Dependendo do regime de operação *laser*, contínuo ou pulsado, a transmissão levaria a efeitos térmicos danosos às estruturas mais profundas, não se constituindo, portanto, num ideal de interação laser-tecido.

A luz pode ser espalhada dentro do tecido, ocasionado da mesma forma em alguns casos, danos térmicos em regiões distantes da região de aparente propagação da luz.

Finalmente, parte da luz remanescente pode ser absorvida pelos componentes do tecido, levando neste caso a uma transferência de energia, como no caso dos processos ressonantes. Na prática, muitos cromóforos celulares induzem a absorção da luz *laser* pelos tecidos, tais como a hemoglobina à melanina e também a própria água encontrada nos tecidos duros dentais (FIG. 29).

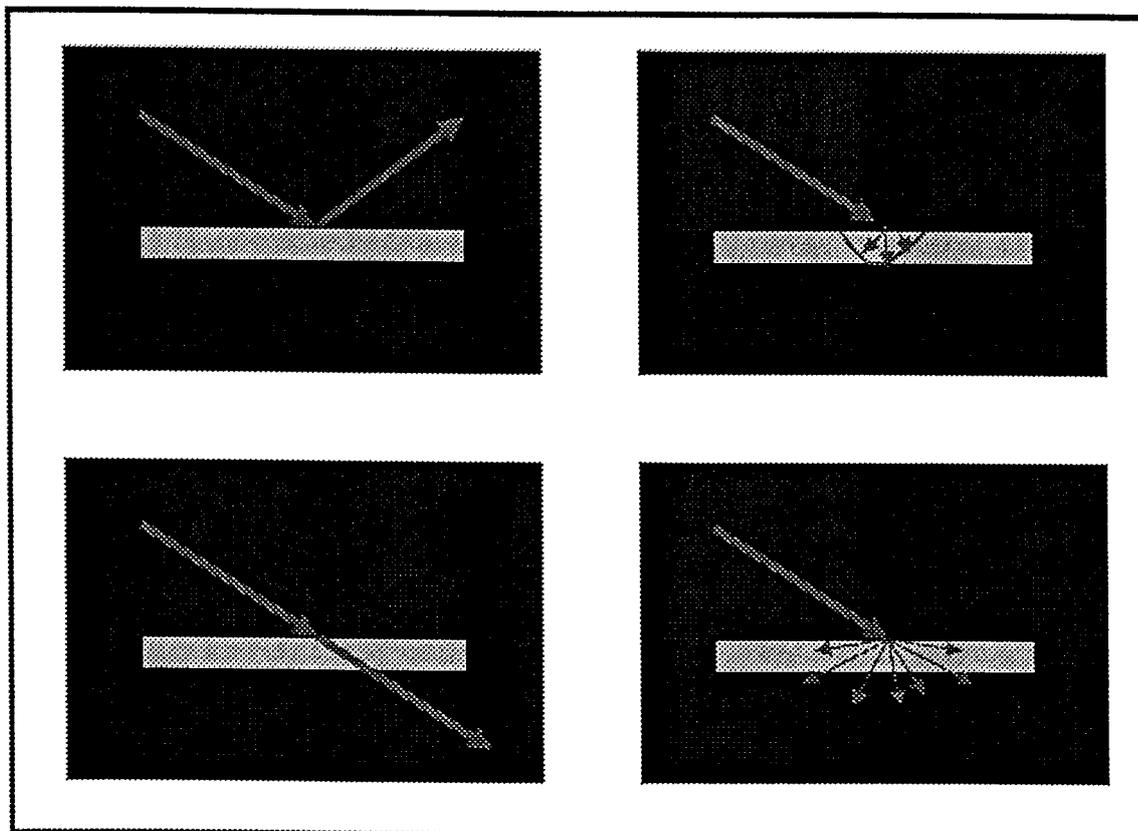


Fig. 29 – Modos de interação da luz laser com os tecidos

Quando a luz *laser* é absorvida pelos tecidos, quatro tipos diferentes de resposta ou interação podem ocorrer: efeito fotoquímico, interação fototérmica, interação fotomecânica e finalmente interação fotoelétrica. Os efeitos fotoquímicos incluem a bioestimulação onde são descritos os efeitos estimulantes do laser na bioquímica molecular, isto é, no processo de reparação tecidual. As Interações fotomecânicas incluem a fotodisruptura ou a fotodissociação, a qual os efeitos mecânicos se propagam no tecido adjacente e as estruturas são quebradas pela luz *laser*.

Interações fotoacústicas envolvem a remoção do tecido pela geração de ondas de choque.

As interações fotoelétricas incluem fotoplasmaólise, a qual descreve a ruptura do tecido através da formação de íons, cargas elétricas e partículas em estados energéticos elevados de elementos semigásosos. Finalmente, as interações fototérmicas são reações onde o parâmetro significativo é o aumento da temperatura local. Clinicamente pode ser caracterizada pela ablação explosiva, fusão, coagulação ou a carbonização dos tecidos.

A utilização de *lasers* contínuos ou pulsados para uma dada aplicação deve ser discutida em termos de considerações termodinâmicas de fluxo de calor. O tecido circundante ao tecido aquecido pelo laser estará mais frio, de forma que o fluxo de calor ocorrerá na região irradiada para a circunvizinha, podendo acarretar dano térmico. Para minimizar os danos térmicos é necessário minimizar o fluxo de calor, depositando energia suficiente no volume absorvedor para vaporizá-lo ou fusioná-lo num tempo menor que o calor levaria para se difundir. No caso da decomposição térmica dos tecidos (ablação), a maior parte do calor gerado pelo pulso laser é removida com fragmentos ejetados. Para isso, é importante ajustar a duração do pulso *laser* para minimizar o dano térmico às estruturas adjacentes, obtendo-se assim a menor necrose ou carbonização possível, dependendo da natureza do tecido biológico.

7.1.6 - Lasers para Aplicação em Odontologia

Dois tipos diferentes de *lasers* são utilizados como forma terapêutica nas ciências da vida, quais sejam: *Laser de Alta Intensidade de Potência* e *Laser de Baixa Intensidade de Potência*. A diferença se encontra exatamente nos níveis de energia emitidos, onde os lasers de baixa intensidade de potência são característicos por não transmitir efeitos térmicos e sim fotoquímicos. Seu principal mecanismo de ação se dá na atividade celular promovendo regeneração tecidual, ação antiinflamatória e analgésica. Já os *lasers* de Alta Intensidade de Potência são utilizados em procedimentos cirúrgicos de corte, gengivectomia, gengivoplastia, coagulação, preparos cavitários, osteotomia, osteoplastia, redução bacteriana em canais radiculares e bolsas periodontais, e também prevenção de cáries.

O espectro terapêutico dos *lasers* médicos varia do ultravioleta (ex. Excimer Laser), à faixa do visível (ex. *laser* de Rubi), para o infravermelho próximo (ex. Nd:YAG), infravermelho médio (ex. *Laser* de Er:YAG) e para o distante infravermelho (*Laser* de CO₂).

Laser de Rubi

Maiman construiu o primeiro *laser* de estado sólido a partir de um cristal de Rubi, o qual operava em um comprimento de onda de 0.694 μm em 1960. Somente a partir de 1963 Stern e Sognaes fizeram os primeiros experimentos irradiando com o *laser* de Rubis estruturas duras dentais (esmalte e dentina). Utilizando um pulso de 1ms com uma energia de 500 a 2000 J/cm², observaram a produção de crateras assim como áreas de fusão do esmalte, e a penetração seguida de carbonização da dentina.

Hoje em dia, o *laser* de Rubi ocupou seu espaço principalmente na oftalmologia estabelecendo um novo marco no tocante ao tratamento de várias patologias. Pode também ser empregado na remoção de pigmentação de tatuagens.

Laser de Nd:YAG

O meio ativo do *laser* de Neodímio pode ser um cristal formado pelos elementos ítrio-alumínio-granada (Y₂Al₅G₁₂) onde alguns íons Y³⁺ são substituídos por pequenas quantidades do elemento Nd³⁺. Constituem um sistema de quatro níveis de energia e operam de forma pulsada ou contínua. Estes íons dopantes de Neodímio são responsáveis pela emissão *laser* caracterizando seu comprimento de onda na faixa de 1.064 nm do espectro eletromagnético. Geusec (1964), desenvolveu este *laser* emitindo fluorescência no infravermelho, sendo necessário uma luz guia para sua localização.

O feixe *laser* de Nd:YAG é transmitido pela água, o que permite sua utilização em órgãos e cavidades. Logo, as pesquisas com o *laser* de Neodímio foram direcionadas principalmente para procedimentos de corte, vaporização e coagulação

em tecidos moles a partir do desenvolvimento do seu sistema de entrega auxiliado por fibras óticas de quartzo.

Iwauzaki et al. (1995), afirmam que o *laser* de Nd:YAG possui uma particular afinidade pela melanina, portanto, este *laser* trabalha mais eficazmente quando a energia é aplicada na presença de pigmentos escuros. Com o desenvolvimento do sistema de entrega por fibras, o *laser* de Neodímio foi empregado principalmente no desenvolvimento de técnicas cirúrgicas e corte de tecidos moles como a ressecção, mastectomia, hemorroidectomia, e em locais onde estão envolvidos muitos tecidos vascularizados.

Na década de 80, a aplicação na odontologia teve um significado bastante importante no que se refere à cirurgia de tecidos moles. Seu uso inclui aumento de coroa clínica, gengivectomia, gengivoplastia, preparação de tecidos gengivais para moldagens, redução bacteriana em bolsas periodontais, frenectomia lingual e labial. A interação do comprimento de onda *laser* e a densidade de energia em contato com o tecido pela ponta da fibra ótica, promovem além do corte uma vaporização seguida de coagulação dos tecidos. Miserendino et al. (1995), descreveram a aplicação do *laser* de Nd:YAG introduzido em outros seguimentos da odontologia mostrou-se eficiente principalmente em tecidos duros dentais. Em prevenção, o *laser* de Nd:YAG auxiliado por pigmentos escuros promoveu uma considerável modificação na estrutura do esmalte tornando-o mais resistente às cáries.

Dederich et al. e Hardee et al. (1984), fizeram também investigações com *lasers* para procedimentos no campo da endodontia, onde foi demonstrado claramente que o *laser* de Nd:YAG tem um potencial efeito na redução bacteriana em canais radiculares e no selamento das paredes dentinárias promovendo também uma redução em processos de sensibilidade dentinária .

Laser de CO₂

O *laser* de Dióxido de Carbono (CO₂) possui um comprimento de onda na faixa do 10.6 μm e mais recentemente 9.3 μm , a qual é uma luz invisível e se encontra na região do infravermelho do espectro eletromagnético. O uso da tecnologia de guias de ondas oco e braço articulado como sistema de entrega *laser* permite um fácil acesso

a todas as áreas da cavidade oral. Alguns sistemas utilizam o *laser* de He-Ne como luz guia para procedimentos de corte e vaporização. Estes lasers trabalham no modo não contato e podem ser operados de forma contínua, pulsada ou interrompida. Seu efeito é mínimo sobre as estruturas pigmentado sendo um *laser* bastante absorvido pela água e hidroxiapatita, sendo desta forma bem absorvido por quase todos os tecidos bucais. Não há espalhamento significativo, reflexão ou transmissão da energia quando da sua utilização na mucosa oral. O efeito desejado é limitado à superfície do próprio tecido.

O esmalte dentário absorve muito pouca luz na região do visível do espectro eletromagnético, de maneira que o uso de *lasers* de luz visível requer altas densidades de energia para se obter um efeito. A razão pela qual a energia obtida de um *laser* de CO₂ é quase que totalmente absorvida pelo esmalte, se deve ao espectro de absorção da hidroxiapatita e da água pelo comprimento de onda entre 9.0 e 11.0 μm que se encontra o laser de CO₂.

Dentre os usos clínicos do *laser* de CO₂ em odontologia temos a remoção de tecidos moles para biópsia, excisão de lesões brancas e pré-malígnas, úlceras aftosas, lesões herpéticas, hemostasia, exposição de implantes, remoção de tecido de granulação, frenectomia, aumento de coroa clínica com finalidade protéica, hipersensibilidade dentinária, gengivectomia, gengivoplastia, despigmentação melânica, cirurgia pré-protética e mais recentemente se tem estudado seu uso em preparos cavitários utilizando um comprimento de onda na faixa de 9.6 μm .

Laser de Érbio

Hibst et al. (1988), descreveram pela primeira vez os efeitos do *laser* de Er:YAG sobre os tecidos duros dentais na remoção de cáries, indicando uma perfeita ablação dos tecidos sem causar injúrias térmicas na dentina, esmalte e polpas dentárias adjacentes. Esta característica condicionou o laser de Er:YAG a ser um equipamento bastante promissor por causa do seu comprimento de onda estar na faixa de 2.94 μm do espectro eletromagnético, o que coincide principalmente com o pico de absorção da água, componente preponderante na estrutura química dos tecidos biológicos.

Desde então, uma grande variedade de investigações se seguiu tais como remoção de tecidos cariados e seus efeitos térmicos sobre a polpa, cirurgia de tecidos moles bucais e em diversos procedimentos de osteotomia.

O mecanismo de ablação dos tecidos duros dentais é medida por uma alta pressão gerada por um rápido aquecimento das camadas de água confinadas na superfície do esmalte ou dentina. O confinamento da água leva a uma pressão atmosférica de milhões de bars (milhões de Kg/cm^2), levando a falhas no material e remoção explosiva da camada mais externa do tecido. O processo de explosão para a remoção de tecido cariado pode ocorrer bem abaixo do ponto de fusão do esmalte e da dentina, isto é, entre $900 - 1200^\circ\text{C}$.

Os equipamentos mais modernos possuem um sistema de entrega do feixe *laser* por intermédio de fibra ótica ou guia de onda oco, acoplado a uma peça de mão que injeta um spray de água, semelhante a uma caneta de alta rotação para fins de refrigeração. Possui um dispositivo de luz guia com *laser* de diodo para determinar a distância para o corte dos tecidos. Isto se deve ao fato de que o laser de Er:YAG possui um comprimento de onda que se encontra na região do invisível do espectro eletromagnético.

Entre os procedimentos clínicos em odontologia proporcionados pelo laser de Er:YAG pode-se citar: preparos cavitários tipo Classe V, Classe I, Classe III e Classe IV, gengivectomias e gengivoplastias, cirurgias de tecidos moles, osteotomias e redução bacteriana em canais radiculares.

Laser de Argônio

O *laser* de argônio é um dos raros sistemas de *laser* a gás capaz de emitir altas potências de energia no verde e no azul próximo da porção do espectro eletromagnético. No princípio, este sistema encontrou grandes aplicações no campo do diagnóstico e no processamento de materiais como a polimerização. No campo da cirurgia este *laser* ocupou seu espaço no tratamento de distúrbios vasculares, por causa de seu alto poder de absorção seletiva pela hemoglobina, proteína cromófora encontrada com abundância nos tecidos vasculares.

No campo da odontologia o *laser* de argônio se mostrou um dos primeiros equipamentos a trabalhar em aplicações não cirúrgicas, isto é, dentro da odontologia restauradora.

Alfano e Yao (1981), direcionaram suas primeiras aplicações na detecção de cáries interproximais através da transluminação. Bjelkhagen et al. (1982), realizaram um estudo clínico para os *lasers* de argônio, na fotopolimerização de resinas compostas, já que seu comprimento de onda 488 a 514.5 nm mostrou ser extremamente eficiente.

Laser de Hólmio

Em odontologia o *laser* de Hólmio provou ser um dos equipamentos mais versáteis e também comercialmente mais viáveis. É um *laser* que oferece muitas aplicações clínicas, algumas delas já colocadas em prática e outras com bons resultados em pesquisas.

Bass et al. (1989), Black et al. (1990) e Hoskins et al. (1990), consideram que o *laser* de Ho:YAG é bem aceito em cirurgias vasculares, neurocirurgia, oftalmologia, angioplastia, urologia entre outras especialidades médicas. No momento a FDA (Food and Drugs Administration), órgão americano que controla a utilização de medicamentos e equipamentos nos Estados Unidos, reconheceu em odontologia a utilização do *laser* de Ho:YAG em cirurgia de tecidos moles, contudo, diante dos últimos resultados de pesquisas com este *laser*, existe um enorme potencial para sua utilização em tecidos duros dentais, tanto em prevenção quanto em endodontia.

O *laser* de Ho:YAG combina suas características com o *laser* de Nd:YAG e o *laser* de CO₂. Sua vantagem é que o feixe *laser* pode ser entregue através de uma fibra de quartzo, sendo flexível em qualquer região da boca. Como o *laser* de CO₂, este pode cortar tecidos moles rapidamente e da mesma forma ele tem uma elevada absorção pela água com um profundo poder de penetração.

O *laser* de Ho:YAG possui um comprimento de onda de 2.09 μm e tem uma profundidade de extinção de 0,3 mm em água. Esta característica dá ao *laser* de Ho:YAG uma característica de corte em tecidos moles rapidamente. O *laser* de hólmio é um cristal dopado pelas terras raras Túlio e Hólmio, numa matriz de cristal de YAG.

Esta combinação de íons permite uma maior e melhor eficiência na transferência de energia.

Checchini et al. (1999), e Strfezza et al. (2000), fizeram um estudo com este tipo de *laser* no *Centro de Lasers e Aplicações do IPEN*, onde os resultados da aplicação em tecidos duros dentais foram bastante promissores, principalmente na área da prevenção e endodontia.

Laser de Baixa Intensidade de Potência

Os *lasers* de baixa intensidade de potência são caracterizados por não causar nenhum dano térmico aos tecidos e sim um efeito fotoquímico. Em geral apresentam potência na faixa de 0.1 Watt e seu principal mecanismo de ação é na atividade celular promovendo regeneração tecidual, ação antiinflamatória e ação analgésica, ou seja, bioestimulação.

Os primeiros estudos científicos a respeito dos efeitos biológicos do *laser* de baixa potência foi descrito em meados da década de 60, por intermédio do Professor Endre Mester na Universidade de Medicina de Semmelweis em Budapeste, Hungria. Inicialmente foram utilizados *lasers* a gás (Hélio-Neônio 632.8 nm), contudo, os avanços tecnológicos criaram os *lasers* de diodo de baixa potência, mais precisamente os *lasers* de Arseneto de Gálio (Ga-Ar, 605 a 904 nm) e Arseneto de Gálio Alumínio (Ga-Al-Ar, 650 a 904 nm), tornando-os mais populares.

Abergel et al. (1987), afirmam que a bioestimulação, a qual inclui da mesma forma a bioinibição, são os efeitos promovidos pelos *lasers* de baixa intensidade de potência nos tecidos. Clinicamente a bioestimulação tem se referido como a regeneração tecidual e no controle da dor. Não obstante, estudos *in vitro* provaram que em culturas de tecidos, o *laser* de baixa intensidade pode estimular a proliferação de fibroblastos.

O mecanismo básico para a bioestimulação ocorre em nível celular. A luz penetra nos tecidos e é absorvida por cromóforos, ou moléculas fotossensíveis, que neste caso são citocromos encontrados no interior das mitocôndrias. Os citocromos encontrados nas mitocôndrias são responsáveis pela conversão de adenoína

difosfato em (ADP) em adenosina trifosfato (ATP), ambos responsáveis pelo suplemento energético da célula, direcionando o metabolismo celular.

Muitos são os parâmetros que devem ser levados em consideração para o bom uso dos *lasers* de baixa intensidade. A terapia a *laser* pode ser conduzida e administrada em vários níveis. A primeira delas seria o profundo conhecimento sobre os processo biológico da reparação tecidual. O segundo estaria na habilidade do profissional em administrar dosagens corretas para os diferentes tratamentos. E por último, a confiabilidade e credibilidade na escolha dos diferentes equipamentos que hoje suprem o mercado.

7.2 – Protótipo Laser de Diodo 960 nm de Alta Potência

Um *laser* de diodo é um pequeno cubo de material semiconductor com dimensões milimétricas, que converte diretamente corrente elétrica em energia luminosa. O material é crescido em camadas, de baixo para cima, dentro de um recipiente especial similar ao crescimento de um cristal de quartzo na natureza. A energia luminosa é emitida em forma de feixe *laser* por uma das faces do cubo e apresenta no máximo uma potência de poucos Watts (FIG. 30).

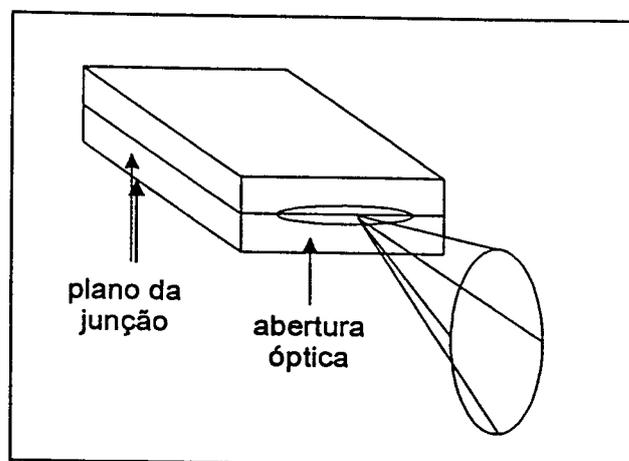


Figura 30 - Representação de um diodo-laser e sua emissão.

Sua configuração esquemática pode ser descrita como uma junção pn construída em um monocristal de material semiconductor. Quando submetidos a uma corrente, elétrons e buracos (sítios com falta de elétrons) se movem na região limite entre as regiões p (região com excesso de buracos) e n (região com excesso de elétrons), onde são recombinados e emitem fótons com energia igual ao intervalo de banda (bandgap) do semiconductor (FIG. 31). Para que haja a emissão coerente de luz, são clivados dois lados opostos do cristal *laser*, formando uma cavidade do tipo Fabry-Perot.

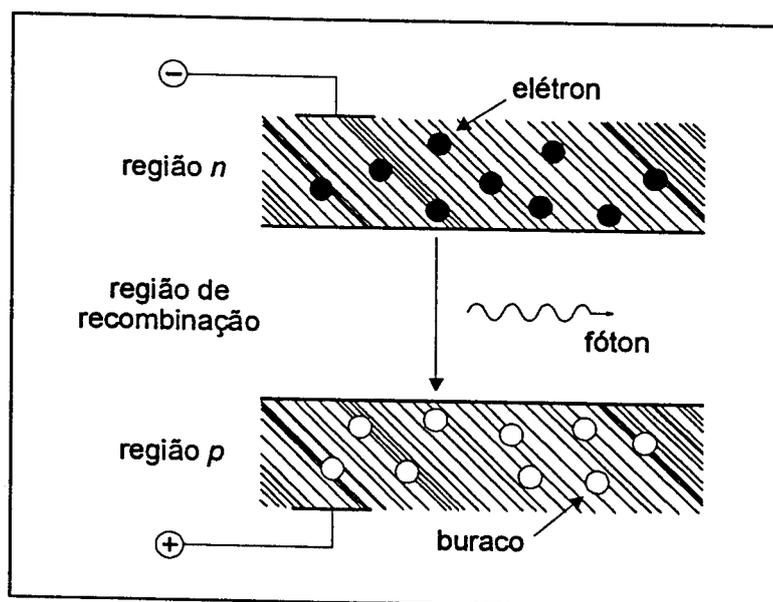


Figura 31 - Esquema de uma junção pn , mostrando a emissão de um Fóton a partir da recombinação entre elétrons e buracos.

O tipo mais simples de *diodo-laser* é aquele constituído por uma estrutura do tipo hemoestrutura, na qual existe apenas uma região p , uma região n e a região de recombinação. Porém tal estrutura não é eficiente e não possibilita altas potências. Para que um diodo *laser* seja realmente útil, é necessária uma estrutura mais complexa, de forma a conseguir um número maior de recombinações na região ativa do diodo. Na construção de uma heteroestrutura, existem várias camadas com diferentes concentrações.

A dificuldade técnica de sua produção, principalmente aquela em massa e a falta de confiabilidade fizeram com que apenas na década de oitenta seu uso se tornasse viável. A partir da construção de *lasers* de maior potência como o GaAlAs e GaInAsP,

tornaram-se possíveis muitas aplicações, como transmissão de longa distância, lidar com aplicações médicas e bombeamento de *lasers* de estado sólido.

Para obter um *laser* de diodo de alta potência, em torno de 20 cubos são crescidos uns ao lado do outro num único passo de crescimento, de tal maneira que todos emitem na mesma direção (FIG. 32).

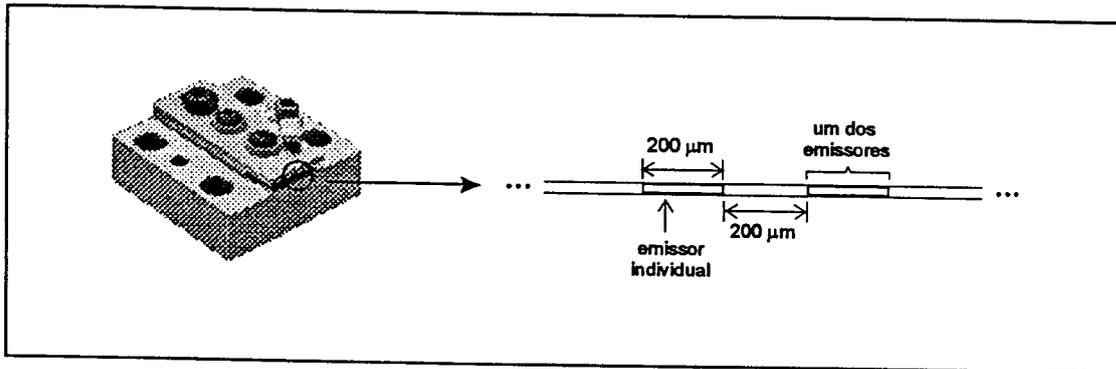


Figura 32- Imagem do diodo usado e representação de parte da barra de diodos-laser

Para remover o calor existente durante a operação do laser de semiconductor, este dispositivo chamado *barra de diodo* precisa ser prensado no topo de um bloco de cobre. Devido á sua construção em forma de barra, o feixe laser emitido pelos emissores é extremamente alongado e tem na saída da barra uma dimensão de 1 cm x 10 micrômetros.

Johnson N. M. (2000), afirma que atualmente estão disponíveis comercialmente *diodos-laser* capazes de alcançar eficiência na conversão de energia de até 50%, modulações da ordem de dezenas de GHz e com linhas espectrais menores que alguns Kiloherztz, emitindo desde a faixa de quatrocentos nanômetros (azul) até dezenas de micrômetros.

Silfvast (2000), assinala que na faixa de bombeamento do Nd, os diodos-laser disponíveis são aqueles de $Al_xGa_{1-x}As$ (o usado neste trabalho), $GaAs_{1-x}P_x$, $In_xGa_{1-x}As$ e $(As_xGa_{1-x})_yIn_{1-y}P$. Estes diodos operam em comprimentos de onda específicos, desde 635 até 1000 nm e são os mais potentes disponíveis.

Os *lasers* de diodo de alta potência podem emitir continuamente de 5 a 60 Watts, em um comprimento de onda que pode variar desde o visível do espectro eletromagnético até o infravermelho próximo.

Apesar de todas as vantagens dos diodos-laser, seu uso apresenta dificuldades na obtenção de um feixe com a qualidade necessária, pois o feixe emitido apresenta diferença entre suas dimensões. Na direção vertical, perpendicular à junção, a divergência é da ordem de algumas dezenas de graus, e na direção horizontal, paralela à junção, de poucos graus. A questão adicional a ser enfrentada com o uso de uma barra de diodos é justamente o fato dos emissores não estarem em uma linha reta, mas apresentarem uma curvatura, *smile*. Esta curvatura no arranjo unidimensional dos emissores é uma função do processo de manufatura do diodo. O defeito é introduzido durante a montagem quando os emissores são ligadas à base a qual, posteriormente, é montada num dissipador de calor de cobre. A curvatura introduzido neste processo tem em media uma altura de 5 μm .

Este desvio é corrigido através do uso de uma lente cilíndrica com o plano de seu raio de curvatura inclinado em relação ao plano de emissão da barra de diodos (FIG. 33).

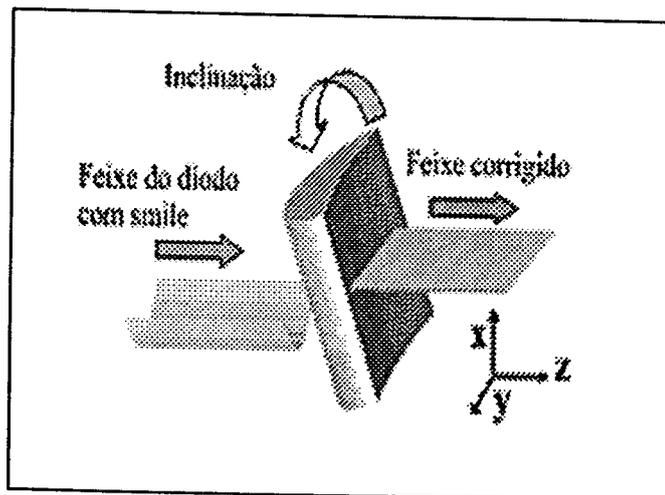


Figura 33 - Óptica de correção do *smile* de uma barra de diodos.

Para colimar a radiação do eixo rápido da emissão do diodo (eixo perpendicular à barra) é necessário um ótica de alta abertura numérica. No nosso caso é uma lente cilíndrica instalada paralelo à barra á uma distância de aproximadamente 200 μm da barra. Esta ótica tende a aumentar ainda mais o defeito da curvatura da barra introduzindo adicionalmente aberrações cilíndricas. Em muitos casos esta ótica é também mal alinhada com a barra de diodo o que aumenta o feixe de saída.

Outra dificuldade enfrentada no uso de uma barra de diodos é focalizar tal feixe para um ponto circular, de forma a se obter um feixe com a qualidade necessária e sem perda significativa de energia. Para a grande maioria das aplicações, este feixe precisa ser transformado num feixe *laser* com secção circular que pode ser obtido com um conjunto de óptica bastante complexa entre a barra de diodo e a aplicação, (FIG. 34).

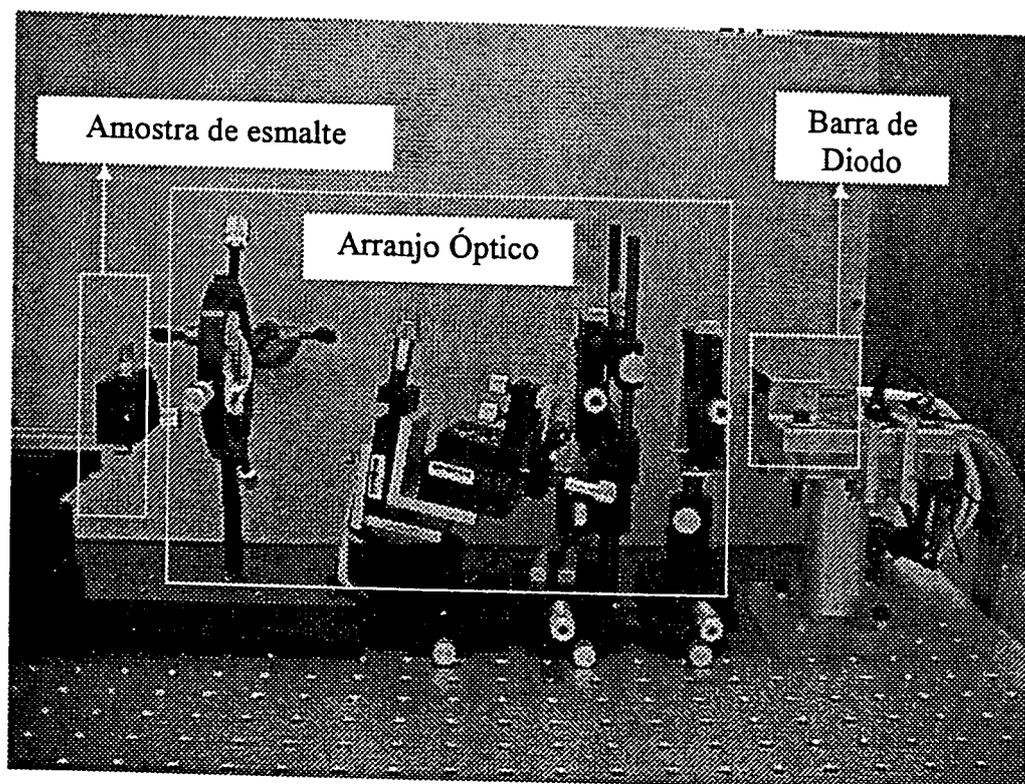


Figura 34 – Protótipo laser de diodo 960 nm utilizado em no experimento

Abaixo pode ser visto o resultado da correção nas barras de diodo utilizados no projeto. Para construir estas imagens foram utilizadas apenas lentes cilíndricas montados com o eixo na direção x . Portanto, a primeira imagem, de cada diodo é o feixe emitido sem correção nenhuma na direção x (eixo de expansão rápido da barra de diodo). A imagem à direita já é com correção. *É importante notar que a altura total dos emissores na imagem é diretamente proporcional á qualidade de feixe de bombeamento na direção x .*

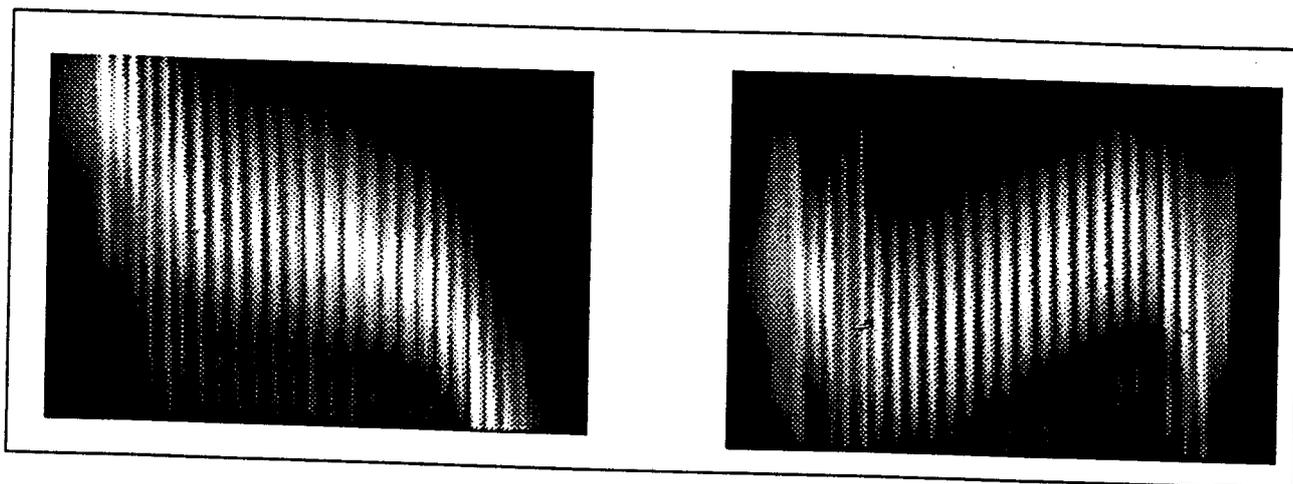


Figura 35 - Diodo Nr. 1; $\lambda = 792 \text{ nm}$: esquerda) imagem não corrigida apresenta pouco desvio da linearidade e um pouco de aberrações-fora-de-eixo. direita) a imagem corrigida apresenta uma diferença de altura entre os centros dos emissores aproximadamente $3.3(1) \times$ menor.

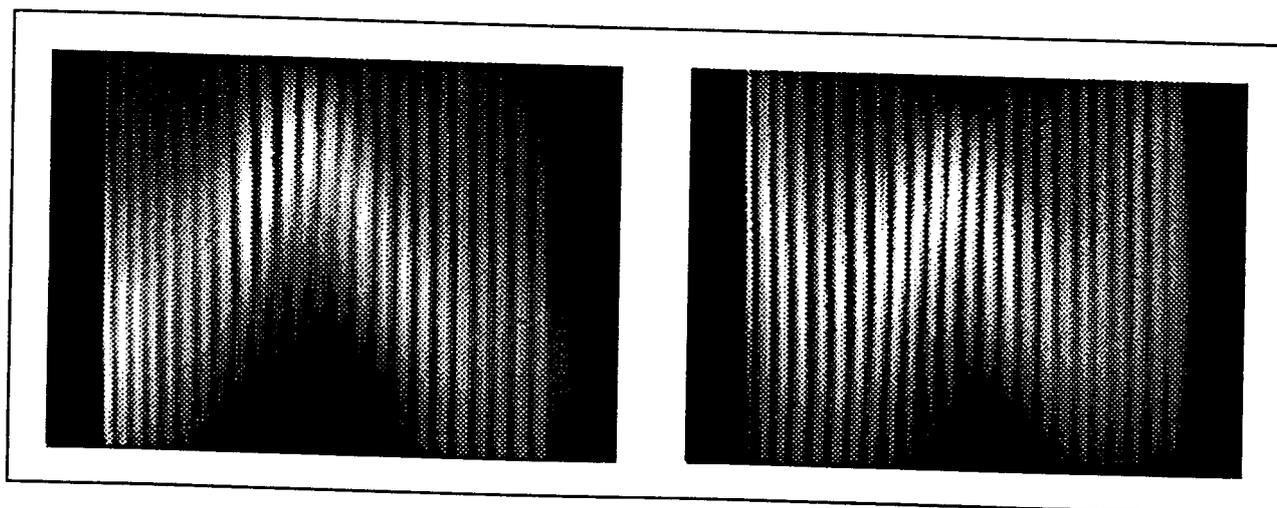


Figura 36 - Diodo Nr. 2; $\lambda = 792 \text{ nm}$: esquerda) imagem não corrigida apresenta bastante desvio da linearidade e bastante aberrações-fora-de-eixo. direita) a imagem corrigida apresenta uma diferença de altura entre os centros dos emissores $1.9(1) \times$ menor.

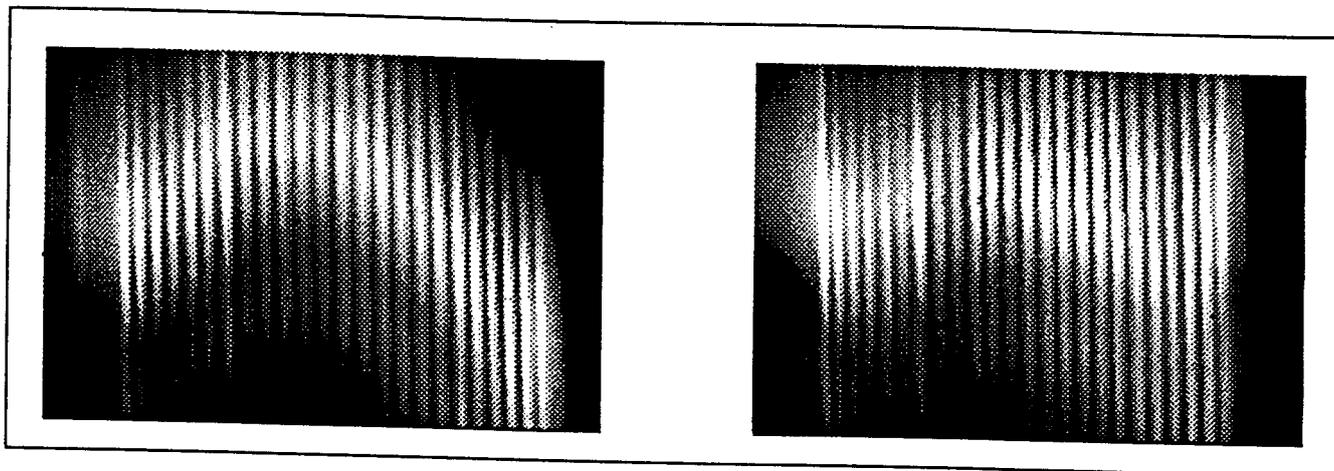


Figura 37 - Diodo Nr. 3; $\lambda = 960 \text{ nm}$: esquerda) imagem não corrigida apresenta bastante desvio da linearidade e as piores aberrações-fora-de-eixo. direita) a imagem corrigida apresenta uma diferença de altura entre os centros dos emissores $3.0(1) \times$ menor.

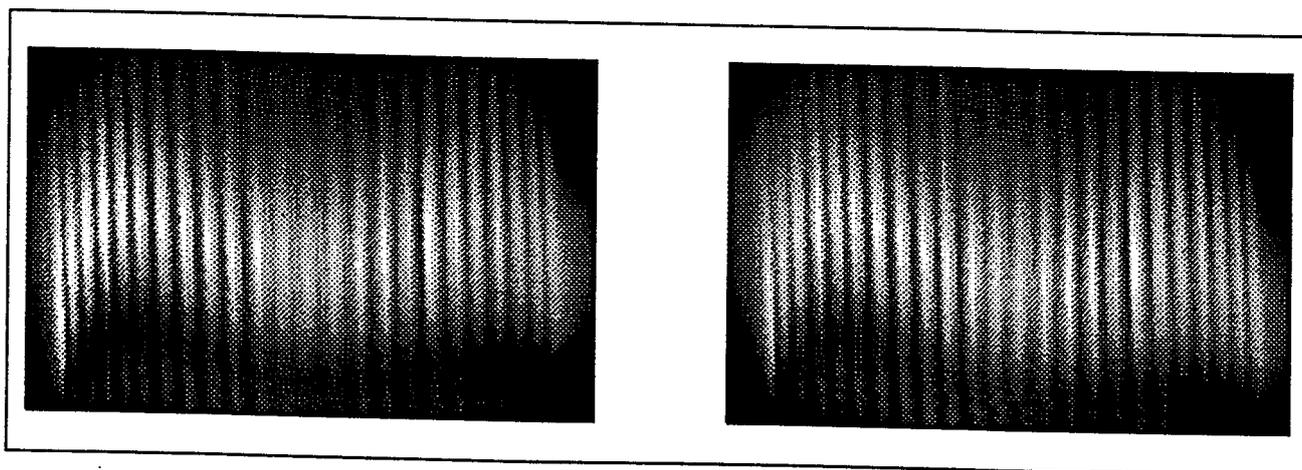


Figura 38 - Diodo Nr. 4 (melhor diodo); $\lambda = 960 \text{ nm}$: esquerda) imagem não corrigida apresenta pouquíssimo desvio da linearidade e muito poucas aberrações-fora-de-eixo. direita) a imagem corrigida apresenta uma diferença de altura entre os centros dos emissores $1.1(1) \times$ menor.

Como podemos verificar, houve diodos onde atingimos uma melhora na qualidade do feixe emitido de mais do que quatro vezes.

Graf T. e S. Yamaguchi, et al. (1993), afirmam que existem algumas soluções, como a colimação através do uso de fibras ópticas ou através de prismas. O método usado neste trabalho faz uso de um configurador de feixe (*beam shaper*), o qual transforma um feixe largo em um feixe mais estreito.

Clarkson W.C. e Hanna D.C. (1996), afirmam que o configurador utilizado consiste de dois espelhos planos dispostos paralelamente de forma a dividir um feixe linear em algumas colunas, através de reflexões entre os dois espelhos. O número de colunas é escolhido levando-se em conta a potência e a qualidade do feixe, podendo chegar a um feixe circular ou elíptico.

A óptica de focalização para o diodo é feita de tal maneira que sobre o configurador de feixe se tenha a focalização dos emissores nas duas direções. Na horizontal para que haja a separação em colunas e na vertical para que todo o feixe sofra as reflexões.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. ANDERSON, J.R., RANDALL, W.E. BLANKENAU, R.J. BEIRAGI, S.M.; WESTERMAN, G.H. Caries Resistance in Enamel by Laser Irradiation and Topical fluoride Treatment J. Ped. Dent., 123(3):247-57, 1999
2. ARCORIA CJ, FREDERICKSON CJ, JUDY MM, JENNETT EL, MOTAMEDI M. Laser tools jet-helped for tooth preparation, J Clin Laser Med Surg 1994 Jun;12(3):153-7
3. BASKAR, S.N., Histologia e Embriologia Oral de Orban. Artes Médics, 1978, 99. 47 – 120.
4. BERNABA JM, WATANABE IS. Morphologic study of enamel pearls in human teeth; Rev Fac Odontol Araçatuba 1973;2(1):45-53, Brasil
5. BOARI, H.G.D. Avaliação Clínica da Eficiência do Laser de Nd:YAG Associado ao Flúor Fosfato Acidulado na Prevenção de Cáries de Sulcos e Fissuras de Crianças e Adolescentes. Tese de mestrado, IPEN, São Paulo, 2000
6. BRANCO DJ, NELSON DG, FALLER RV. Way action of fluoride: application of new techniques and test methods for the exam of the mechanism of topical fluoride, Adv Dent Res 1994 Jul;8(2):166-74
7. CECCHINI, R.C.; et al. In Vitro Study of the Nd:YAG Laser in Enamel Using X-Ray Fluorescence and Scanning Electrn Microscopy. Proceedings of 6th International Congress on Lasers in Dentistry, p. 53-57- Maui, Hawaii, USA, jul/ 1998.
8. COX CJ, PEARSON GJ, PALMER G., Preliminary investigation of in vitro effects of Nd:YAG laser radiation pulsed in enamel and dentine; Biomaterials 1994 Nov;15(14):1145-51
9. D FRITO, GLENA R.E., FEATHERSTONE J.D., SEKA W., Permanent and passing changes in the reflectance of CO₂ laser-irradiated woven hard dental tissue 9.3, 9.6, 10.3, and 10.6 micron and the fluences of 1-20 J/cm², Laser Surg Med, 1997;20(1):22-31

10. D FRITO, RAGADIO J, A., Residual analysis of the heat in dental enamel during IR laser separation to 2.79, 2.94, 9.6, and 10.6 microns; *Lasers Surg Med* ; vol 29(3) p. 221-9, 2001, USA
11. D FRITO, RAGADIO J, AKRIVOU M, FEATHERSTONE JD, MURRAY MW, KM de DICKENSON, Dental hard tissue modification lasts removal using atmospheric-pressure laser animated traverse sealed operate 9.6 and 10.6 micron Influence of pulse duration in ultra short laser pulse separation of biological tissues, *J Biomed Opt*, 2001 Apr;6(2):231-8
12. DOUGLASS, C.W., Risk Assessment in Dentistry. *J Dent Educ*, vol. 62, nº 10, p.756-761, 1998.
13. FAVA, M. F, WATANABE L, et al. Esmalte aprismático em molares decíduos não erupcionados: estudo ao microscópio eletrônico de varredura, *Rev Odontol Univ São Paulo*, Outubro 1997, vol.11 no. 4. ISSN 0103-0663
14. FEATHERSTONE, J.D.B., BARRETT-VESPONE NA, FRIED D, KANTOROWITZ Z, SEKA W, CO₂ laser inhibition of artificial caries-like lesion progression in dental enamel, *JOURNAL OF DENTAL RESEARCH*, 77: (6) 1397-1403 JUN 1998
15. FEATHERSTONE J.D.B., Prevention and reversion of dental decays: paper of low even fluoride, *Community Dent Oral Epidemiol* 1999 Feb;27(1):31-40
16. FEATHERSTONE, J.D.B. et al. Rational choice of laser conditions for inhibition of caries progression. *Lasers in Dentistry, Proceedings: SPIE* 2394, p.57-67, 1995.
17. FEATHERSTONE JDB, FRIED D, BITTEN E, MACHULE D, Rationale for laser-induced inhibition of enamel demineralization, *JOURNAL OF DENTAL RESEARCH* , 76: 272-272, Sp. Iss. SI 1997
18. FEATHERSTONE JDB, The science and practice of caries prevention, *JOURNAL OF THE AMERICAN DENTAL ASSOCIATION*, 131: (7) 887-899 JUL 2000
19. FEUERSTEIN O, PALANKER D, FUXBURNER UM, LEWIS UM, DEUTSCH D. Effect of ArF excimer laser in human's enamel, *Laser Surg Med* 1992;12(5):471-7
20. FRENTZEN M., Obtaining enamel layer preparations for histochemical and immunological studies, *Dtsch Zahnarztl Z* 1983 May;38(5):583-4

21. FRIED D, GLENA RE, FEATHERSTONE JDB, SEKA W, Nature of light-scattering in dental enamel and dentin at visible and near - infrared wavelengths applies optics, JOURNAL OF DENTAL RESEARCH, 34: (7) 1278-1285 MAR 1 1995
22. FRIED D, FEATHERSTONE JDB, Seka W, Visuri SR, Walsh JT, Reflectance of CO₂-laser irradiated dental hard tissues, JOURNAL OF DENTAL RESEARCH, 75: 585-585, Sp. Iss. SI 1996
23. FRIED D, ZUERLEIN M, FEATHERSTONE JDB, SEKA W, DUHN C, IR laser ablation of dental enamel: mechanistic dependence on the primary absorber, APPLIED SURFACE SCIENCE, 129: 852-856 MAY 1998
24. FRIED D, SEKA W, GLENA RE, FEATHERSTONE JDB, Thermal response of hard dental tissues to 9- through 11- μ m CO₂-laser irradiation, OPTICAL ENGINEERING, 35: (7) 1976-1984 JUL 1996
25. FRIED D, GLENA RE, SEKA W, FEATHERSTONE JDB, Optical-Properties of dental hard-tissue from 543 nm to 1053 nm, JOURNAL OF DENTAL RESEARCH, 73: 341-341, Sp. Iss. SI 1994
26. GOHARKHAY K, MORITZ A, WILDER-SMITH P, SCHOOP U, KLUGER W, JAKOLITSCH S, SPERRR W, Effects on oral soft tissue produced by a diode laser in vitro, LASERS IN SURGERY AND MEDICINE, 25: (5) 401-406 1999
27. GIMBEL C.B., Procedures of laser of hard tissues: Dent Clin North, Is 2000 Oct;44(4):931-53
28. GONZALES CD, ZAKARIASEN KL, DEDERICH DN, PRUHS RJ Potential preventive and therapeutic hard-tissue applications of CO₂, Nd:YAG and argon lasers in dentistry: a review ASDC J Dent Child 1996 May-Jun;63(3):196-207
29. HABELITZ S, et al, Mechanical properties of human dental enamel in the nanometer scale. Arqueie Biol Oral, 2001 Feb; 46(2):173-83
30. HESS, A. J. Scanning Electron Microscopic Study of Laser-Induced Morphological Changes of Coated Enamel Surface. Lasers in Surgery and Medicine, vol.10, p. 458-462, 1990, USA.
31. HOLDSWORTH A.R., & BAKER H.J. "Assessment of micro-lenses for diode bar collimation". SPIE, vol. 3000, Proceedings of Photonics West, San Jose, California, USA, Aug/1997.

32. HOSSAIN M, MATSUMOTO K., Separation depths and morphologic changes in human's enamel and dentin after Er:YAG laser irradiation with or without water, *Clin Laser Med Surg*, 1999 Jun;17(3):105-9
33. HUBBARD M.J. Biology of enamel cell. For an inclusive biochemical understanding, *Connect Woven Cattle* 1998;38(1-4):17-32; discussion 35-41
34. ICHIJO T, YAMASHITA Y, TERASHIMA T., Observations in the structural characteristics and characteristics of crystals of biological apatite. 2. observations in the ultra structure of enamel humans' crystals. *Tóquio macha Med Dent Univ* ,1992 Dec;39(4):71-80
35. JENNETT E, MOTAMEDI M, RASTEGAR S, FREDERICKSON C, ARCORIA C, POWELL JM. Dye-increased separation of enamel through pulsed laser, *J Dent Res* ,1994 Dec;73(12):1841-7
36. KANTOROWITZ Z, FEATHERSTONE JDB, FRIED D, Caries prevention by CO₂ laser treatment: Dependency on the number of pulses used, *JOURNAL OF THE AMERICAN DENTAL ASSOCIATION*, 129: (5) 585-591 MAY 1998
37. KAWASAKI K, TANAKA Y, TAGAGI O., Analysis of demineralized Crystallographic enamels human treated by laser-irradiation or remineralization, *Arqueie Biol Oral*, 2000 Sep;45(9):797-804
38. KIKUO, K. Basic and clinical research in the prevention of dental caries using the Nd:YAG laser. Proceedings on the 4th International Congress on Lasers in Dentistry, Singapore, aug/1994
39. KIM BM, et al;. Influence of pulse duration in ultra short laser pulse separation of biological tissues, *J Biomed Opt*, 2001 Jul;6(3):332-8
40. KONISH N, FRIED D, STANIEC M, FEATHERSTONE JDB, Artificial caries removal and inhibition of artificial secondary caries by pulsed CO₂ laser irradiation, *AMERICAN JOURNAL OF DENTISTRY*, 12: (5) 213-216 OCT 1999
41. LUTSKAIA I.K., Microscopy of interference of human dental enamel to several periods of age, *Arkh Anat Gistol Embriol*, 1988 Aug;95(8):68-72
42. MANGOOD AH, HINA A, FEATHERSTONE JDB, FRIED D, NANCOLLAS GH, Kinetics of demineralization and remineralization of enamel surfaces following laser irradiation. *JOURNAL OF DENTAL RESEARCH*, 77: 2282 , Sp. Iss. B 1998

43. MATEEVA K. Morphological peculiarities of the normal enamel surface, *Stomatologija (Sofia)*, 1977 Nov-Dec;59(6):377-82
44. MATSUMOTO K. Laser in endodontics, : *Dent Clin North*, 2000 Oct;44(4):889-906
45. MAYER I, SCHNEIDER S, SYDNEY-ZAX M, DEUTSCH D., Thermal decomposition of enamel in development, *Fabric of Calcif Int* 1990 Apr;46(4):254-7
46. McCOMARCK SM, D FRITO, FEATHERSTONE JD, GLENA RE, SEKA W., Observations of electron microscope examining of laser of CO² makes in dental enamel. *J Dent Res* 1995 Oct;74(10):1702-8
47. McCOMARCK SM, FRIED D, FEATHERSTONE JDB, GLENA RE, SEKA W, Scanning electron microscope observations of CO₂ laser effects on dental enamel, *JOURNAL OF DENTAL RESEARCH*, 74: (10) 1702-1708 oct /1995
48. McNALLY K. M. & GILLINGS R.D. B. Dye-assisted Diode Laser of Carious Enamel and Dentine. *Australian Dent J*, vol 44 n°3 p.169-175, Sidney – Australia, 1999
49. MYAKI, S.I.; WATANABE, L.; EDUARDO, C.P. Laser Effects on the Oclusal Surface of Premolars., *American J. Dent.*, 11(3):103-5, 1998
50. MIDDA M, Laser in dentistry, *Br Dent J* 1991 maio 11;170(9):343-6
51. MISERENDINO, L. J., & PICK, R. M. Lasers in Dentistry. Quintessence Publishing Co, 1995, p.17-57, Chicago, USA
52. MORIOKA, T. , TAGOMORI, S. & INAI, Y. An incremental effect of acid resistance and remineralization on incipient caries of enamel with laser irradiation. *J Japan Soc Laser Dent*, vol. 2 , p.1-9 , Tohoku, Japan, jan/feb 1991.
53. MORITZ, A., - Procedures for Enamel and Dentine Conditioning: A Comparasion of Conventional and Innovative Methods. *J Esth Dent* vol. 10, n°2, 84-93, 1998.
54. MORITZ A, SCHOOP U, GOHARKHAY K, SPERR W, Long-term results of CO₂ laser treatment of hypersensitive dental necks, *JOURNAL OF DENTAL RESEARCH*, 76: (5) 1109-1109 MAY 1997
55. MYERS, T.D. & MYERS, W. D., The use of a laser for debriement of incipient caries. *J Prosth Dent*, vol. 53, n°6, p.776-779, nov/1985

56. MYERS T.D. The laser future in dentistry: Dent Clin North É 2000 Oct;44(4):971-80
57. NEGRA E.S., OLIVEIRA O.L., Morphology and localization of enamel pearls in human teeth, Arq Cent Estud Fac Odontol UFMG (Belo Horiz) 1974, Jul-Dec;11(2):195-215
58. NEWSELY H. Behaviour of temperature high of hydroxy - and fluorapatite. Implications of Crystalchemical of laser effects in dental enamel, J Rehabil Oral 1977 Jan;4(1):97-104
59. NEWMAN HN, POOLE DF. Dental enamel growth. J R Soc Méd 1993 Jan;86(1):61
60. OHO, T. MORIOKA, T.- A possible mechanism of acquired acid resistance of human dental enamel by laser irradiation. Caries Research, vol.24 p.86-92, jul/1990
61. OKAZAKI K, NISHIMURA F., Hardness fracture of human enamel irradiated by CO₂ laser, Shika Zairyo Kikai, 1990 May;9(3):487-94
62. PAINE M.L., et al; Enamel Biomineralization flees is the result of alterations the amelogenin ego-assembly, J Struct Biol 2000 Dec;132(3):191-200
63. PAGHDIWALA A. F., Does the laser work on hard dental tissue? J Am Dent Assoc 1991 Jan;122(1):79-80
64. PALANO D, MAIOLANI S, MAJINI G, MINCIONE E, MOLINARI G, PERUZZI M. Determination of the coefficient of enamel absorption of the radiation emitted by a He-Ne laser; Minerva Stomatol 1988 Jan;37(1):33-5
65. PATEL A.C, RICKWOOD K.R., Morphologic changes induced by pulse hydrogen fluoride laser radiation tans in dental hard tissue and restorative materials, Laser Surg Med, 1997;21(1):1-6
66. PELAGALLI J.M., Using laser technology on hard tissue. Dent Today 1997, Oral Clinic of Cleveland, USA Jun;16(6):44-5
67. PELINO, J.E.P.; MELLO, J.B., EDUARDO C.P.; JORGR, A . O. C. In Vitro Study of the Nd:YAG on Human Dental Enamel: Optical na Scanning Electron Microscope Analysis. J. Clin. Laser Medicine and Surgery., 17(4):171-7, 1999
68. RADLANSK R.J., et al., The orientation of prisms in the dental enamel of human permanent teeth, Anat Anz 1990;170(5):329-37

69. ROMANOS G, NENTWIG GH. Diode laser (980 nm) in oral and maxillofacial surgical procedures: clinical observations based on clinical applications, *J Clin Laser Med Surg*, 1999 Oct;17(5):193-7
70. SEKA W, FRIED D, FEATHERSTONE JDB, BORZILLARY SF, Light deposition in dental hard-tissue and simulated thermal response, *JOURNAL OF DENTAL RESEARCH*, 74: (4) 1086-1092 APR 1995
71. SCHUPBACH P, et al, Electron-microscopic demonstration of proline-rich proteins, statherin, and histatins in enamel films acquired in vitro. *Eur J Sci Oral*, 2001 Feb;109(1):60-8
72. SERRA, D. O . Anatomia dental. São Paulo, Artes Médicas, 1981, pp. 1-45
73. SILVERSTONE LM., The effect of fluoride in the remineralization of enamel decays and decay-as lesions in vitro public, *Health of J Dent* 1982 Winter;42(1):42-53
74. SNYDER J.S. , "Cylindrical Micro-Optics" in "Miniature and Micro-Optics and Micromechanics" SPIE 1992. P. 235 (1993)
75. SNYDER J.S. & REICHERT P. Proceedings on Advanced Solid State Lasers, OSA-Washington D.C., Vol. 10, p. 302, sep/1991.
76. STERN R. H., & SOGNAES R.F. Laser beam effect on dental hard tissues. *J Dent Res*, vol.43, pg. 861-873, 1964, USA
77. STREFEZZA, C. Efeitos in vivo do laser de hólmio em estrutura dental. Dissertação de mestrado, IPEN, São Paulo, 2001
78. TAKAHASHI K, KIMURA Y, MATSUMOTO K., Morphologic and atomic analytical changes after CO2 laser irradiation emitted to 9.3 micron in human woven hard dental, *J Clin Laser Med Surg*, 1998 Jun;16(3):167-73 TANAKO Y., Enamel maturation and matrix removal: a morphological aspect, *Kokubyo Gakkai Zasshi* 1996 Dec;63(4):539-49
79. TENCATE JM, FEATHERSTONE JDB, Mechanistic aspects of the interactions between fluoride and dental enamel, *CRITICAL REVIEWS IN ORAL BIOLOGY AND MEDICINE*, 2: (3) 283-296 1991
80. YAMAMOTO, H & SATO, K. Prevention of dental caries by Nd:YAG laser. *J Dent Res*, v. 59, p. 2171 – 2177. feb/1980
81. YAMAMOTO K, OHTANI S, KATO S, SUGIMOTO H, MIAKE K, NAKAMURA T., Morphologic changes in the human and animal enamel sticks with heating

- up-especially limits in temperature that allows discrimination between the human and animal teeth, Kanagawa Dent Coll macho 1990 Mar;18(1):55-61
82. WALSH L.J. Clinical evaluation and applications of hard tissues by a carbon gas laser, J Clin Laser Med Surg, 1994 Feb;12(1):11-5
83. WIGDOR HA, WALSH JT, FEATHERSTONE JDB, VISURI SR, FRIED D, WALDVOGEL JL, Lasers in dentistry, LASERS IN SURGERY AND MEDICINE, 16: (2) 103-133 1995
84. WIGDOR, H. in "Lasers in Dentistry", Quintessence Publishing Co, Inc. Chicago, jan/1995
85. ZECELL, D.M. et al. Potential of Ho:YLF and Fluoride in Prevention of Dental Caries- Proceedings of 6th International Congress on Lasers in Dentistry. p. 63-65- Maui, Hawaii, jul/1998.
86. ZHANG W, JIN H, LIU A., Comparison of a the preventive effects of lanthanides and fluoride in surface of human experimental root carious-as lesions, Chin J Dent Rês 1999 Feb;2(1):38-44
87. ZUERLEIN MJ, FRIED D, FEATHERSTONE JDB, SEKA W, Optical properties of dental enamel in the mid-IR determined by pulsed photothermal radiometry, IEEE JOURNAL OF SELECTED TOPICS IN QUANTUM ELECTRONICS, 5: (4) 1083-1089 JUL-AUG 1999
88. ZUELRLIN MJ, FRIED D, SEKA W, FEATHERSTONE JDB, Modeling thermal emission in dental enamel induced by 9-11 mu m laser light, APPLIED SURFACE SCIENCE, 129: 863-868 MAY 1998



M22582



Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares
Diretoria de Ensino & Informação Científica e Tecnológica
Av. Prof. Lineu Prestes, 2242 Cidade Universitária CEP: 05508-000
Fone/Fax(0XX11) 3816 - 9148
SÃO PAULO - São Paulo - Brasil
[http: //www.ipen.br](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, órgão do Ministério da Ciência e Tecnologia, e associada à Universidade de São Paulo.