



AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

**AVALIAÇÃO DA MICRODUREZA SUPERFICIAL DO ESMALTE
DENTÁRIO IRRADIADO COM *LASER* DE
DIODO 960 nm**

FRANCO RATTICHERI

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

**Orientador:
Dr. Niklaus Ursus Wetter**

**São Paulo
2004**

-5

INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES
Autarquia associada à Universidade de São Paulo

AVALIAÇÃO DA MICRODUREZA SUPERFICIAL DO ESMALTE DENTÁRIO
IRRADIADO COM LASER DE DIODO 960 nm

FRANCO RATTICHIERI



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

Orientadôr:
Dr. Niklaus Ursus Wetter

SÃO PAULO
2004

INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES
Autarquia associada à Universidade de São Paulo

AVALIAÇÃO DA MICRODUREZA SUPERFICIAL DO ESMALTE DENTÁRIO
IRRADIADO COM *LASER* DE DIODO 960 nm

FRANCO RATTICHIERI

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

**Orientador:
Dr. Niklaus Ursus Wetter**

SÃO PAULO
2004

À Ciça, minha preciosa esposa,

e a meus amados pais, Lello e Sandra.

Dedico este trabalho.

AGRADECIMENTOS

A meu **Pai** celestial, que tem me ensinado os preceitos da vida.

Aos meus **irmãos**, pelo amor e pela força que me fizeram caminhar.

Ao **Prof. Dr. Niklaus U. Wetter**, pela paciência e pela confiança em mim depositada nestes últimos anos.

*“Como és formosa, querida minha, como és formosa! Os teus olhos são como os das pombas e brilham através do teu véu. Os teus cabelos são como o rebanho de cabras que desce ondeante do monte de Gileade. São os teus **dentes** como o rebanho das ovelhas recém-tosquiadas, que sobem do lavadouro, e das quais todas produzem gêmeos, e nenhuma delas há sem crias.”*

Cânticos de Salomão 4:1

AVALIAÇÃO DA MICRODUREZA SUPERFICIAL DO ESMALTE DENTÁRIO IRRADIADO COM LASER DE DIODO 960 nm

Franco Rattichieri

RESUMO

Vários autores investigaram alterações no esmalte dentário após a irradiação com *laser*, associada ou não ao flúor, alguns deles relatam um aumento da resistência à desmineralização. Neste trabalho, foram avaliados os valores da microdureza do esmalte dentário superficial, antes e após a irradiação com *laser* diodo $\lambda = 960$ nm, associada ou não ao flúor tópico. Dois experimentos foram realizados, sendo o primeiro com parâmetros de irradiação que estão próximos ao limiar de energia, capazes de causar alterações morfológicas visíveis e o segundo, com parâmetros de irradiação de menor energia, os quais não causam estas alterações. No primeiro experimento, o qual utilizou nanquim como absorvedor, foram utilizadas 44 amostras de dentes humanos extraídos. As amostras foram submetidas a ensaios de microdureza Vickers na superfície, divididas em 4 grupos: controle (GC), flúor (GF), *laser* (GL) e flúor + *laser* (GFL). Os parâmetros de irradiação foram $P_p = 5,6$ W, $f = 10$ Hz, $\tau = 10$ ms, $t = 10$ s. Logo após, foi medida a microdureza, novamente. No segundo experimento, o qual utilizou carvão como absorvedor, foram utilizadas 60 amostras, tratadas da mesma forma como no primeiro experimento, exceto pela utilização de carvão como absorvedor, pelos parâmetros de irradiação $P_p = 6,5$ W, $f = 10$ Hz, $\tau = 5$ ms, $t = 10$ s e pela criação de mais um grupo, o *laser* + flúor (GLF). No primeiro experimento foi observada a diminuição dos valores de todos os grupos, exceto do grupo flúor + *laser* (GFL).

**EVALUATION OF MICROHARDNESS OF DENTAL ENAMEL SURFACE
IRRADIATED WITH 960 nm DIODE LASER**

Franco Rattichieri

ABSTRACT

Several authors analyzed the dental enamel resistance to demineralization after laser irradiation. The procedure has been associated, in some cases, to the application of a layer of fluoride. In this work micro-hardness values of superficial dental enamel have been measured before and after irradiation with a 960 nm diode laser, using tested laser parameters that are safe and cause no injuries to the adjacent tissue. Two experiments have been conducted with 1) laser parameters at the dental enamel ablation threshold and 2) below the enamel ablation threshold. In the first experiment 44 enamel samples were used and divided into control group (GC), group treated only with fluoride (GF), only laser irradiation (GL) and fluoride application with subsequent laser irradiation (GFL). Laser parameters were $P_p= 5,6$ W, $f= 10$ Hz, $\tau= 10$ ms, $t= 10$ s. China ink was used as absorber dye. The second group, consisting of 60 samples, used a solution containing char in order to absorb the laser radiation, laser parameters $P_p= 6,5$ W, $f= 10$ Hz, $\tau= 5$ ms, $t= 10$ s and an additional group which was first irradiated with the laser and subsequently received a fluoride layer (GLF). In the first experiment a statistically significant loss of the micro-hardness value was obtained for all groups except for GFL.

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS

%: por cento

λ : *lambda* - comprimento de onda

Ar: argônio

°C: grau Celsius

Cl: cloro

CLA: Centro de Lasers e Aplicações

cm: centímetro

CO₂: dióxido de carbono

CPOD: dentes cariados perdidos e obturados

EDS: *energy dispersive spectrometer*

Er:YAG: Ítrio-Alumínio-Granada dopado com érbio

F: flúor

FFA: flúor fosfato acidulado

FOUSP: Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo

g: grama

gf: grama-força

h: hora

HeNe: hélio neônio

Ho:YAG: Ítrio-Alumínio-Granada dopado com hólmio

Hz: hertz

IPEN: Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares

J/cm²: joule por centímetro quadrado

kgf: quilograma-força

KHN: *knoop hardness number*

µm: micrometro

ml: mililitro

mm: milímetro

mm²: milímetro quadrado

MEV: microscopia eletrônica de varredura

N: newton

Na: sódio

Nd:YAG: Ítrio-Alumínio-Granada dopado com neodímio

nm: nanometro

ns: nanosegundo

P: potássio

pH: potencial hidrogeniônico

rpm: rotações por minuto

s: segundo

SEM: *scanning electron microscopy*

VHN: *vickers hardness number*

W: watt

SUMÁRIO

	Página
RESUMO	v
ABSTRACT	vi
LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS	vii
1. INTRODUÇÃO	1
1.1. Prevenção de Cárie.....	2
1.2. <i>Lasers</i> em Odontologia.....	2
1.2.1. <i>Lasers</i> de Diodo em Odontologia.....	3
1.3. <i>Lasers</i> em Prevenção de Cárie.....	4
1.3.1. <i>Lasers</i> de Diodo em Prevenção de Cárie.....	6
1.4. Dureza.....	7
1.4.1. Ensaio de Dureza e Microdureza.....	8
1.4.2. Princípios Básicos dos Ensaio de Microdureza.....	9
1.4.2.1. Representação do Resultado do Ensaio.....	11
1.4.2.2. Defeitos de Impressão.....	11
1.4.2.3. Valores de Carga e Tempo.....	12
1.5. Microdureza em Prevenção de Cárie.....	13
1.6. Objetivo.....	16
2. MATERIAL E MÉTODOS	17
2.1. Preparação das Amostras.....	17
2.2. Laser de Diodo $\lambda = 960$ nm.....	20
2.2.1. Tratamento e Condições de Irradiação.....	22
2.3. Medição da Microdureza.....	25
3. RESULTADOS	26
3.1. Grupo Nanquim.....	26
3.2. Grupo Carvão.....	27
4. DISCUSSÃO	28
5. CONCLUSÃO	30
APÊNDICE A	31
ANEXO A	48
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	50

1. INTRODUÇÃO

Apesar do avanço tecnológico e das grandes conquistas em diversas áreas da ciência, a sociedade global ainda vive algumas relações paradoxais. Na Odontologia, o fato de ainda não haver sido estabelecida a cura da cárie dental é, certamente, um dos paradoxos mais relevantes. Em um extremo dessa relação tem-se todo o conhecimento acumulado e aplicado em técnicas restauradoras, materiais e adesivos, no outro, uma doença tão antiga quanto a humanidade e que ainda não foi erradicada.

A cárie é uma das doenças que mais prevalecem, acometendo grande parte da população mundial. Segundo dados da Organização Mundial de Saúde¹, os países que conseguiram superar condições precárias em saúde bucal, também conseguiram grandes avanços em saúde geral e isto tem relação direta com um ambiente de progresso sócio-econômico-industrial. Um estudo do *National Institute of Health*², relata o impacto que a saúde bucal causa na qualidade de vida.

Dentre as metas estabelecidas pela Organização Mundial de Saúde, em 1981, vale destacar que o índice aceitável de CPOD para o ano 2000, deveria ser menor ou igual a 3, para a idade de 12 anos. Um levantamento epidemiológico brasileiro feito pelo Ministério da Saúde, em 1986, revelou um índice de CPO-D de 6,65 para a mesma idade. E em 1996, o mesmo índice foi igual a 3,06. Apesar da redução significativa ocorrida em 10 anos, não se pode descartar a hipótese de haver divergências metodológicas entre um estudo e outro³. E mesmo que se considerem estes dados como fidedignos, sabe-se que ainda há muito a se conquistar para mudar o quadro mundial desta doença, onde 67% dos adolescentes com 15 anos apresentam cáries e, semelhantemente à má distribuição de renda, 80% das lesões estão presentes em uma classe de miseráveis, classe esta que representa 20% da população^{4, 5}.

Segundo Jorge⁶, a cárie é uma doença multifatorial, infecciosa e transmissível dos tecidos mineralizados dos dentes, que resulta na perda localizada de tecido duro. Estes dados estão de acordo com a teoria de Keyes⁷ e até então, este conceito não mudou expressivamente. Apesar disso, atualmente há conhecimento científico a respeito da cárie dental, o suficiente para afirmar que não é uma doença infecciosa, pois apenas os microorganismos patogênicos são transmissíveis e não determinam a ocorrência da cárie⁵.

1.1. Prevenção de Cárie

Dentre o conjunto multifatorial que contribui para a ocorrência da doença cárie, pode-se destacar três fatores principais: dieta, microflora e hospedeiro. Caso haja uma dieta composta de carboidratos fermentáveis, somada a uma microbiota patogênica específica, aderida em dentes passíveis de desmineralização, tem-se como resultado o processo de perda de substância, no qual há um desequilíbrio da relação desmineralização/remineralização, chamado de processo cariogênico⁸. Se este processo não for compensado com um aumento da remineralização, haverá a formação de uma lesão com grande desmineralização (sem cavidade aparente), seguida pela lesão de cárie que é uma cavidade visível clínica e radiograficamente.

É importante salientar que na ausência de apenas um destes 3 fatores principais, o ciclo não se fecha e não ocorre a cárie.

Sendo assim, basta atuar no fator hospedeiro, aumentando a resistência do esmalte dentário ou a capacidade de tamponamento salivar para impedir o fechamento deste ciclo patogênico.

Considerando apenas o esmalte, pode-se atuar, preventivamente, de duas formas, segundo constataram Featherstone *et al.*⁹ e Jensen *et al.*¹⁰: diminuindo sua desmineralização e/ou melhorando sua capacidade de remineralização.

1.2. Lasers em Odontologia

O primeiro equipamento a emitir feixes de *laser* foi desenvolvido e patenteado por Theodore Maiman, em 16 de maio de 1960, e utilizava um meio ativo de rubi^{11, 12}. Este trabalho pioneiro baseou-se nos postulados de física quântica de Albert Einstein¹³, sobre emissão espontânea e estimulada.

Quatro anos após este fato, Stern e Sognnaes¹⁴ publicaram um trabalho sobre os efeitos da radiação *laser* em tecidos dentários, onde relataram a perfuração do esmalte por esta radiação. Nesta mesma época, outros autores também estudaram a ação do *laser* sobre tecido dentário e publicaram suas experiências, sendo que todos tinham uma característica comum: eram trabalhos investigativos, pois pouco se sabia a respeito do mecanismo de ação da radiação *laser*^{15, 16, 17, 18, 19, 20}. Os trabalhos testavam os efeitos do *laser* sem os parâmetros de irradiação adequados, pois estes não haviam sido ainda estabelecidos, o que resultava em resultados indesejáveis. Gradativamente, os trabalhos se

tornaram mais metodológicos, analisando apenas um tipo de tecido ou área da cavidade oral, e avaliando mais cuidadosamente os aspectos da interação *laser*/tecido²¹.

O *laser* de CO₂ é um dos mais conhecidos em aplicações na área médica, com estudos realizados desde a década de setenta^{22, 23, 24, 25, 26, 27}. Mas também nesta época outros *lasers* foram pesquisados. Em 1977, Lentz *et al.*²⁸ avaliaram aspectos histológicos de diversos tecidos da cavidade oral de macacos, após irradiação com *laser* de Nd:YAG. Em 1978, van Benthem e Vahl²⁹ utilizaram um *laser* de Nd:YAG com 400 W de potência e concluíram que a solda obtida com o *laser* foi superior à solda convencional, sob vários aspectos de resistência. Em 1982, Morioka *et al.*³⁰ conduziram um estudo sobre o aumento de temperatura de dentes irradiados com *laser* de Nd:YAG, demonstrando uma preocupação com a vitalidade pulpar dos mesmos. Em 1984, Osada *et al.*³¹ estudaram métodos de resfriamento, para reduzir o aquecimento na câmara pulpar. Em 1989, Sumitomo e Furuya³² publicaram uma casuística clínica, onde haviam tratado 200 dentes com lesão apical e constataram apenas 2 insucessos. Neste mesmo ano, Myers *et al.*³³ publicaram o primeiro trabalho com *laser* de Nd:YAG pulsado, em tecido mole. E em 1990, Hess³⁴ utilizou uma tinta absorvedora sobre a superfície do esmalte e avaliou o aspecto morfológico sob o microscópio eletrônico de varredura, relatando áreas de fusão, com poros e bolhas, e áreas de ablação, com crateras, criando o termo *laser etching*, sugerindo que o *laser* de Nd:YAG pode ser usado como modificador de superfície, criando rugosidades no esmalte dentário. O *laser* de fluoreto de argônio, emitindo no espectro ultravioleta e conhecido como excimer, também tem sido investigado^{35, 36, 37, 38, 39}. Recentemente, *lasers* dopados com hólmio (Ho:YAG, Ho:YLF, Ho:YSGG) têm sido estudados^{40, 41, 42}.

Nos dias atuais, a produção literária científica, na área de *lasers* aplicados à Odontologia, é cada vez maior. O número de *lasers* também tem aumentado e novos aparelhos vem sendo desenvolvidos.

1.2.1. *Lasers* de Diodo em Odontologia

O *laser* de diodo foi desenvolvido por uma tecnologia recente e, portanto, os trabalhos que documentam sua aplicação em Odontologia também o são. Em 1994, Arcoria *et al.*⁴³ conseguiram realizar ablação em esmalte utilizando um *laser* de diodo, emitindo em $\lambda = 805$ nm, associado a um *laser* de argônio, emitindo em $\lambda = 488,5$ nm. Ambos utilizados após a aplicação de uma substância absorvedora.

Em 1997, Moritz *et al.*⁴⁴ investigaram os efeitos do *laser* de diodo, $\lambda = 810$ nm, em canais radiculares e mostraram uma eficiente redução bacteriana nas paredes de canais infectados, sob parâmetros de irradiação seguros para o tecido pulpar. No ano seguinte, os mesmos autores⁴⁵ utilizaram outro *laser* de diodo, $\lambda = 805$ nm, em bolsas periodontais de mais de quatro milímetros e publicaram resultados de análise microbiológica que comprovaram a eficácia desta radiação como potencializador dos métodos de remoção bacteriana, especialmente o *Actinobacillus actinomycetemcomitans*. Goharkhay *et al.*⁴⁶ experimentaram o uso do *laser* de diodo, $\lambda = 810$ nm, em tecidos orais *in vitro* e concluíram que ele representa uma opção útil nas cirurgias orais em tecido mole, devido a sua notável habilidade de corte, coagulação e pequena área de dano térmico. Em 2001, Quinto Jr.⁴⁷ estudou as alterações morfológicas do esmalte dentário humano, irradiado com *laser* de diodo de $\lambda = 960$ nm, utilizando um absorvedor e monitorando a temperatura pulpar.

1.3. Lasers em Prevenção de Cárie

O uso da radiação *laser*, em Odontologia, tem sido estudado desde os anos sessenta, onde Stern⁴⁸ pesquisou vários tipos de *lasers*, investigando o potencial destas radiações como ferramenta para a prevenção de cárie. Posteriormente, o mesmo autor e colaboradores iniciaram os primeiros testes *in vivo*, sugerindo inibição de cáries em virtude da irradiação com *laser*⁴⁹. Yamamoto e Ooya⁵⁰ conduziram experimentos com Nd:YAG delineando melhor os parâmetros de irradiação e a metodologia adequados à prevenção de cárie. Em 1977, Goodman e Kaufman⁵¹ realizaram alguns experimentos envolvendo *laser* e fluoreto de sódio, observando que após a irradiação com *laser* de argônio, uma mistura de esmalte dentário triturado e NaF apresentava aumento no tamanho dos cristais e melhora na forma dos mesmos. Também constataram menor desmineralização, em meio ácido, de incisivos humanos quando irradiados na presença de flúor. Outros trabalhos utilizaram o *laser* de Nd:YAG^{52, 53}, o *laser* de CO₂^{22, 27, 54}, ou o *laser* de diodo em baixa intensidade⁵⁵ para a prevenção de cáries. Autores também investigaram o *laser* de fluoreto de argônio⁵⁶ e sua ação ablativa sobre a superfície do esmalte dentário. O *laser* de Ho:YAG também vem sendo investigado, no tocante as suas propriedades em prevenção^{57, 58}. E mais recentemente, os *lasers* de érbio (Er:YAG e Er:YSGG) têm sido estudados para prevenir cáries^{59, 60}.

Alguns destes estudos observaram aumentos substanciais na resistência à desmineralização utilizando *lasers* de CO₂ e neodímio, com e sem alteração visível^{61, 62}. O uso do *laser* associado ao flúor não demorou a ser pesquisado e, em 1989, Tagomori e Morioka⁶⁵ demonstraram que o flúor acidulado após irradiação com Nd:YAG aumentou significativamente a resistência a ácidos e, posteriormente, alguns outros estudos em diferentes condições obtiveram resultados semelhantes.

O *laser* tem sido uma ferramenta importante que, sob parâmetros de irradiação adequados, modifica a estrutura do esmalte dentário, tornando-o mais resistente ao desenvolvimento de lesões cariosas. Essa modificação ainda é parcialmente desconhecida, mas tem seu efeito comprovado.

Ao contrário dos *lasers* de CO₂ e Nd:YAG, os quais são mais estudados em Odontologia, há necessidade de melhor conhecimento dos efeitos do *laser* de diodo na superfície do esmalte dentário, especialmente o *laser* com $\lambda = 960$ nm, por ser inédito no mercado e possuir absorção pela água maior que o *laser* de Nd:YAG (*Figura 1*).

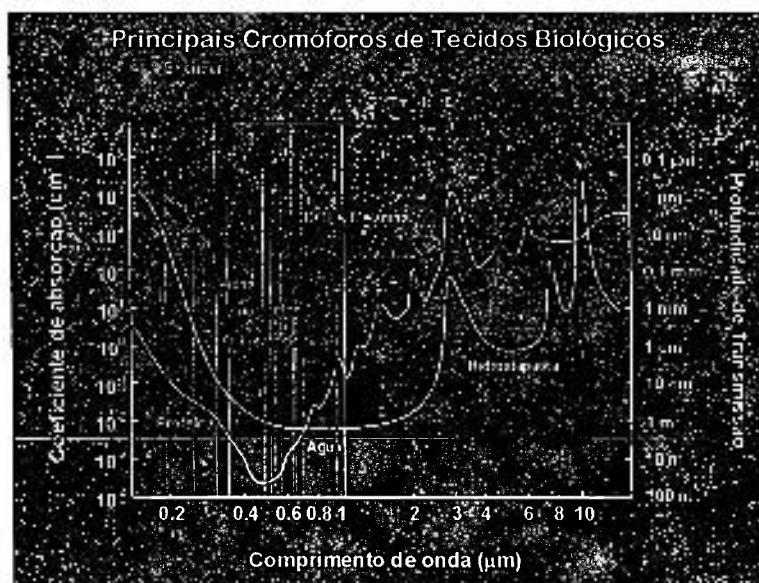


Figura 1: Absorção da radiação dos lasers de diodo, $\lambda = 960$ nm, (linha vermelha) e Nd:YAG, $\lambda = 1064$ nm, (linha laranja) pelos principais cromóforos.

A metodologia que preconiza a não ocorrência de alterações morfológicas (fusão ou ablação) foi estabelecida por Featherstone e Nelson⁶³ e está em contraste com a metodologia de Morioka *et al.*⁶⁴ e Tagomori e Morioka⁶⁵, os quais preconizam a fusão da superfície do esmalte dentário.

1.3.1. Lasers de Diodo em Prevenção de Cárie

O *laser* de diodo se baseia em um componente eletrônico que converte corrente elétrica em energia luminosa. Dependendo da forma de construção do diodo, ele pode emitir diferentes comprimentos de onda dentro do espectro eletromagnético. Dentre estas faixas, várias apresentam eficiência e comprimento de onda de interesse para a Odontologia, de acordo com a interação desejada com o tecido alvo. Os *lasers* de diodo de alta potência apresentam, entre outras vantagens, menor custo operacional, menor custo de manutenção, simplicidade nos sistemas de refrigeração e dimensões reduzidas. Por estas razões, foi escolhido para este trabalho o protótipo *laser* de diodo, $\lambda = 960\text{nm}$, do Laboratório de Optoeletrônica do CLA - IPEN. A interação eficiente deste *laser* com o esmalte dentário foi demonstrada por Quinto Jr.⁴⁷.

Existem poucos trabalhos com *laser* de diodo em prevenção de cárie^{66, 67}. Os *lasers* de diodo de alta potência podem emitir, continuamente, dezenas de Watts, em comprimentos de onda que podem variar desde o visível até o infravermelho próximo do espectro eletromagnético. Até então, a aplicabilidade dos *lasers* de diodo encontra-se, majoritariamente, no processamento de materiais e no bombeamento de *lasers* de estado sólido.

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, por intermédio de técnicas sofisticadas. A energia luminosa é emitida em forma de feixe *laser* por uma das faces do cubo.

Para obter um *laser* de diodo de alta potência, cerca de vinte cubos são formados lado a lado, num único passo de crescimento, de tal maneira que todos emitam na mesma direção. Para remover o calor produzido durante a operação desse *laser*, um dispositivo chamado “barra de diodo” precisa ser prensado no topo de um bloco de cobre. Devido a sua construção em forma de barra, o feixe *laser* emitido é alongado, com dimensão de 1 cm por $200\ \mu\text{m}$ ⁶⁸.

Para a maioria das aplicações, esse feixe precisa ser transformado em um feixe *laser* com seção circular. Isto pode ser obtido com um conjunto de óptica entre a barra de diodo e o alvo de aplicação desejado⁶⁹.

A hidroxiapatita, componente principal do esmalte dentário, é praticamente transparente para este comprimento de onda, como também o é no comprimento de onda do *laser* de Nd:YAG ($\lambda = 1064$ nm). Um aspecto favorável ao $\lambda = 960$ nm é que se tem uma absorção pela água um pouco maior do que no caso da radiação do *laser* de Nd:YAG. Isto não elimina a necessidade da utilização de uma substância absorvedora, chamada também de fotoiniciador. Este corante tem a função de aumentar a absorção da energia proveniente do diodo *laser* pelo esmalte dentário e assim elevar a temperatura da superfície do esmalte até o ponto desejado.

1.4. Dureza

A propriedade mecânica denominada dureza é largamente utilizada na especificação de materiais, nos estudos e pesquisas que analisam propriedades mecânicas e na comparação de diversos materiais. Entretanto, a dureza de um material não tem o mesmo significado em todas as áreas que lidam com essa propriedade. Na área metalúrgica, dureza significa a resistência à deformação plástica permanente; na engenharia mecânica, a dureza é definida como a resistência à penetração de um material duro no outro; para um projetista, a dureza é considerada uma base de medida que está relacionada com o conhecimento da resistência e do tratamento térmico (ou mecânico) de um metal e da sua resistência ao desgaste; em usinagem de metais, um técnico sabe que a dureza fornece uma medida da resistência ao corte do metal; e na mineralogia, a dureza tem um significado ainda diferente, ou seja, o de medir a resistência ao risco que um material pode fazer em outro⁷⁰. Assim, não é possível encontrar uma definição única de dureza abrangente a todos os conceitos acima mencionados, mesmo porquê, para cada um desses significados de dureza existem um ou mais tipos adequados de mensuração. Sob esse ponto de vista, pode-se dividir o ensaio de dureza em três tipos principais, que dependem da maneira com que o ensaio pode ser conduzido, a saber: por penetração, por choque e por risco. De todos os ensaios existentes, aqueles por penetração são mais utilizados no estudo de vários tipos de material. Dois destes ensaios de penetração foram consagrados na pesquisa odontológica: o ensaio de dureza Vickers e o ensaio de dureza Knoop⁷⁰.

1.4.1. Ensaio de Dureza e Microdureza

No fim do século XIX, o metalurgista sueco Johan August Brinell realizou estudos que obtiveram importantes conclusões a respeito de vários aspectos do ferro e da sua produção, principalmente do tratamento térmico do aço. Em 1900, divulgou seus estudos, os quais originaram o desenvolvimento do ensaio de dureza Brinell. Neste ensaio, a metodologia era comprimir lentamente uma esfera de aço temperado, de diâmetro D , sobre uma superfície plana, polida e limpa de um metal, por meio de uma carga F , durante um tempo t , produzindo uma calota esférica de diâmetro d . Morto em 1925, seu nome é lembrado até hoje pelo pioneiro método que inventou para medir a dureza relativa de metais e ligas. Primeiramente, consistia em pressionar uma esfera de aço rápido, de 10 mm de diâmetro, contra o material testado, com carga de 3000 kgf por 30 segundos, após os quais se media a área de penetração da esfera. Posteriormente, a carga foi diminuída para 500 kgf e a esfera trocada por uma de carbeto de tungstênio, material mais duro que o anterior⁷¹. Este método logo foi aperfeiçoado pelo metalurgista Stanley P. Rockwell, que trabalhava numa fábrica de rolamentos na Nova Inglaterra e, em 1919, patenteou o ensaio de dureza Rockwell, que era mais rápido, preciso e não inutilizava as amostras. Desta forma, ele podia verificar a uniformidade das pistas de rolamento, quanto à sua dureza. O ensaio baseia-se numa ponta cônica de diamante, que é pressionada sobre a amostra, com uma carga inicial de 10 kgf, o marcador de profundidade é calibrado em zero, e uma carga de 140 kgf é adicionada, somando 150 kgf. Removida a carga de 140 kgf, um medidor registra a profundidade atingida em decorrência da carga adicional. Um ponto na escala Rockwell corresponde a 2 μm de penetração. Porém, o aparelho registra apenas 0,2 mm de profundidade máxima, ou seja, para materiais mais moles deve-se alterar a carga e o dispositivo identador. Existem 15 escalas de dureza Rockwell^{72, 73}.

Mas tanto o ensaio Brinell, quanto o Rockwell, possuem várias limitações. Suas escalas não têm continuidade, nem compatibilidade, por isso materiais que apresentam dureza no limite máximo de uma escala e mínimo da outra, não podem ser comparados entre si, quanto à dureza. Buscando superar estas dificuldades, vários pesquisadores tentaram solucionar os problemas dos métodos existentes até o momento, e em 1925, Smith e Sandland⁷⁴ desenvolveram o método que ficou conhecido como ensaio de dureza Vickers. Este método utiliza um tipo de penetrador (uma ponta de diamante em forma de pirâmide de base quadrada e ângulo entre as faces de 136°) que possibilita medir qualquer valor de dureza, dos materiais mais duros até os mais moles, e possui grandes

vantagens sobre os dois citados anteriormente, pois fornece uma escala contínua de dureza, medindo toda uma gama de valores numa única escala, não inutiliza os corpos de prova e pode ser usado para medir durezas superficiais.

O ensaio de dureza Vickers baseia-se na relação entre a força aplicada no indentador e a área da marca deixada pelo mesmo. Geralmente, o ensaio se dá com o uso de cargas variando de 1 a 120 kgf. A imagem formada é um losango regular e a dimensão da dureza Vickers é expressa em kgf/mm^2 ou VHN (*Vickers Hardness Number*).

Em 1939, F. Knoop e seus colegas, do *National Bureau of Standards*, nos Estados Unidos⁷⁵, introduziram modificações no teste de dureza por penetração. O penetrador utilizado era formado por um cristal de diamante rigidamente montado em uma haste de metal. O diamante apresentava a forma de uma pirâmide alongada, com ângulo longitudinal de $172^{\circ}30'$ e um ângulo transverso de 130° , atualmente denominado penetrador Knoop. As impressões que resultam deste penetrador têm a forma de um losango alongado, onde a relação entre a diagonal maior e a menor da impressão é de 7:1. O método foi chamado de dureza Knoop e também é expresso em kgf/mm^2 ou KHN (*Knoop Hardness Number*).

Devido às dificuldades de determinação da dureza de constituintes individuais de uma microestrutura de materiais frágeis, de peças pequeníssimas ou extremamente finas, começou a ser utilizada a microdureza. Como o próprio nome sugere, a microdureza produz uma impressão microscópica no material, empregando uma carga menor que 1 kgf, com o penetrador de diamante Vickers ou Knoop⁷⁴.

De acordo com Ryge *et al.*⁷⁶, os testes de microdureza são aplicados como método de classificação de materiais e para o estudo comparativo de mudanças nas suas propriedades. A microdureza pode ser determinada por testes de risco, testes abrasivos e testes de penetração, sendo estes últimos os mais aplicados para a estrutura dentária.

1.4.2. Princípios Básicos dos Ensaio de Microdureza

A dureza Vickers baseia-se na resistência que o material oferece à penetração de uma pirâmide de diamante de base quadrada e ângulo entre faces de 136° , sob uma determinada carga (*Figura 2*).

A carga utilizada pode variar, assim como o tempo de indentação, porém apenas a carga é considerada no cálculo da microdureza. O tempo maior ou menor, será determinado pela resiliência do material analisado.

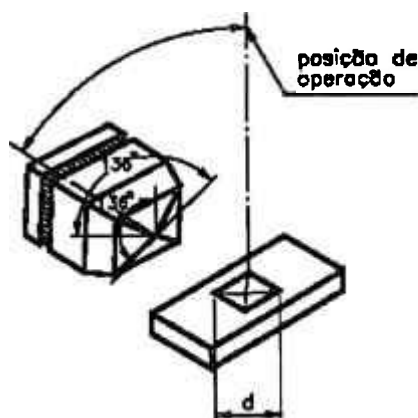


Figura 2: Representação esquemática da pirâmide e da imagem da impressão deixada no material testado; "d" é a diagonal da impressão.

O valor de dureza Vickers (HV) é o quociente da carga aplicada (F) pela área de impressão (A) deixada no corpo ensaiado, ou seja:

$$HV = \frac{F}{A} \quad (1)$$

Embora esta relação seja semelhante à equação de pressão, os conceitos são diferentes, pois a pressão sobre a estrutura testada e a resistência da mesma à penetração, é que determinarão o tamanho da diagonal (d) da impressão e, portanto, o valor da microdureza.

A máquina que realiza o ensaio Vickers, o microdurômetro, não fornece o valor da área de impressão da pirâmide, mas permite obter, por meio de um microscópio acoplado, as medidas das diagonais (d1 e d2) formadas pelos vértices opostos da base da pirâmide (*Figura 3*).

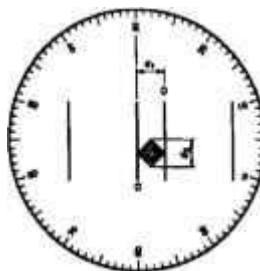


Figura 3: Imagem obtida no microscópio do microdurômetro.

Conhecendo as medidas das diagonais, é possível calcular a diagonal média (d) e a área da impressão deixada pela pirâmide de base quadrada (A), utilizando-se, respectivamente, as relações:

$$d = \frac{d1 + d2}{2} \quad (2)$$

$$A = \frac{d^2}{2 \operatorname{sen}\left(\frac{136^\circ}{2}\right)} \quad (3)$$

Voltando à equação (1) e substituindo “A” pela equação (3), tem-se:

$$HV = \frac{F}{\frac{d^2}{2 \operatorname{sen} 68^\circ}} \Rightarrow HV = \frac{F \cdot 2 \operatorname{sen} 68^\circ}{d^2} \Rightarrow HV = \frac{1,8544F}{d^2} \quad (4)$$

Na fórmula anterior, a força deve ser expressa em quilograma-força (kgf) e o comprimento da diagonal média deve ser expresso em milímetros (mm). Se a máquina der o resultado em micrometros, esse valor deve ser convertido em milímetros.

1.4.2.1. Representação do Resultado do Ensaio

A dureza Vickers é representada pelo valor de dureza, seguido do símbolo HV e de um número que indica o valor da carga aplicada. A representação 440 HV 30 indica que o valor da dureza Vickers é 440 e que a carga aplicada foi de 30 kgf. O tempo normal de aplicação da carga varia de 10 a 15 segundos. Quando a duração da aplicação da carga é diferente, indica-se o tempo de aplicação após a carga. Por exemplo, na representação 440 HV 30/20, o último número indica que a carga foi aplicada por 20 segundos.

1.4.2.2. Defeitos de Impressão

Uma impressão perfeita no ensaio Vickers deve apresentar os lados retos. Entretanto, podem ocorrer defeitos de impressão, devido ao afundamento ou à aderência do metal em volta das faces do penetrador. Quando ocorrem esses defeitos, embora as

medidas das diagonais sejam iguais, as áreas de impressão são diferentes (*Figura 4*). Como o cálculo do valor de dureza Vickers utiliza a medida da média de duas diagonais, esses defeitos comprometem a fidelidade das medidas: o resultado será um valor de dureza maior do que o real nos casos de afundamento e um valor de dureza menor do que o real, nos casos de aderência. No exemplo hipotético abaixo, os materiais representados apresentariam o mesmo valor de microdureza, no entanto, o material do centro possui o menor valor de microdureza, e o da direita possui o valor maior.

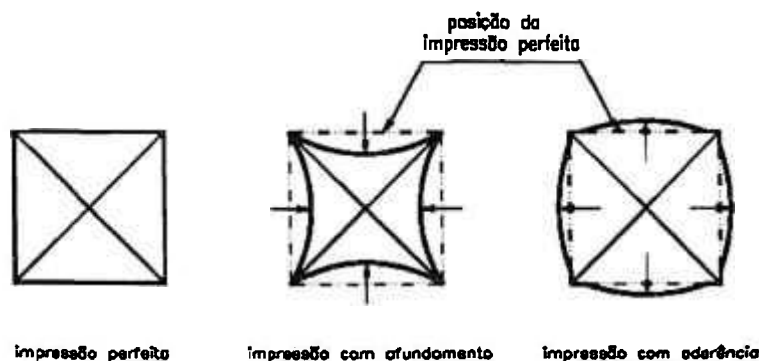


Figura 4: Representação dos defeitos de impressão após o ensaio Vickers.

É possível corrigir esses defeitos alterando-se o valor da carga do ensaio para mais ou para menos, dependendo do material e do tipo de defeito apresentado.

1.4.2.3. Valores de Carga e Tempo

Ryge *et al.*⁷⁶ conduziram um estudo para verificar a dependência da carga na microdureza Knoop de materiais, sendo que a análise Vickers também foi realizada com propósito de comparação. Penetradores Knoop e Vickers com cargas de 1, 5, 10, 25, 50, 100, 1000 e 10000 gf, por 20 segundos, foram utilizados para determinar a microdureza de determinados materiais, incluindo o esmalte e a dentina humana. Os resultados mostraram que a microdureza é dependente da carga, principalmente quando são usadas cargas pequenas. Com o aumento da carga, o valor da microdureza aumenta até um patamar máximo, geralmente com cargas de 50 a 100 gf. Com cargas maiores, os valores tendem a uma diminuição insignificante ou a se manter na magnitude máxima. Uma comparação entre microdureza Knoop e Vickers dos materiais mostrou que os valores obtidos por cada penetrador são praticamente iguais, principalmente com cargas acima de 50 gf. A

reprodutibilidade dos resultados melhorou com aumento das cargas. Os autores concluíram haver uma relação entre carga e valor de microdureza Knoop e Vickers, principalmente quando pequenas cargas são utilizadas.

Para materiais resilientes, deve-se utilizar maior tempo de indentação, suficiente para causar uma deformação plástica, pois se o tempo for reduzido, ocorre uma deformação elástica que se recupera após a retirada do penetrador, diminuindo o tamanho da marca^{70, 73}. Com base nestas informações, nos trabalhos de Arends *et al.*⁷⁷ e Featherstone *et al.*⁹ foi verificado que, com cargas de 50 gf, a margem de erro é maior quando comparada a 100 gf. Porém, foi verificado que utilizando tempos de 10, 20, 30 e 40 segundos para medidas em esmalte, não houve mudança significativa no valor da microdureza, pois o esmalte é um material com alto módulo de elasticidade, o que favorece a ocorrência de deformações plásticas, com recuperação elástica desprezível.

1.5. Microdureza em Prevenção de Cárie

Segundo Featherstone *et al.*⁷⁸, os dois únicos métodos comprovados e bem descritos pela literatura para avaliar, quantitativamente, o grau de mineralização do esmalte são o teste de microdureza e a microradiografia.

O esmalte dentário é sólido, possui estrutura porosa, composta por duas fases, uma orgânica e outra inorgânica. A fase inorgânica é formada, principalmente, por cristais de hidroxiapatita e esta estrutura cristalina é permeada por água, que serve como meio de dissociação iônica para os ácidos. Quando os níveis de pH estão abaixo do nível crítico (pH= 5,5) há dissolução e perda de íons de cálcio e fosfato da fase mineral do esmalte. Porém, quando o pH está acima do valor crítico, ocorre o processo inverso, chamado remineralização do esmalte. Estes dois mecanismos são descritos separadamente, por questões didáticas, mas na prática ocorrem simultaneamente. E o que determinará a formação de cárie é a prevalência da desmineralização em relação à remineralização, situação denominada de desafio cariogênico⁷⁹.

Sob condições de alto desafio cariogênico existe uma perda rápida de minerais que leva ao amolecimento da superfície do esmalte e conseqüente perda de integridade, sem que haja formação de lesão subsuperficial⁸⁰.

O contato de fluoretos com o esmalte pode aumentar significativamente sua resistência à desmineralização. O mecanismo físico-químico que permite este aumento deve-se, sobretudo, à formação de fluorapatita e de um precipitado de fluoreto de cálcio

(CaF₂). A fluorapatita tem valor crítico de pH de, aproximadamente, 4,5, ou seja, menor que a hidroxiapatita, principal componente do esmalte dentário e, portanto, tem maior resistência ao ácido produzido pelas bactérias. Quanto maior for a conversão de hidroxiapatita em fluorapatita, maior será a resistência do esmalte diante de valores baixos de pH.

A formação de depósitos de CaF₂ promove resistência a períodos mais longos abaixo do nível crítico de pH, porque a dissociação deste sal tem efeito tampão, promovendo remineralização concomitantemente ao processo de desmineralização. Ou seja, como antes citado, pode-se atuar preventivamente diminuindo seu grau de desmineralização ou melhorando sua capacidade de remineralização para conseguir efeitos anticárie^{81, 82}.

Zuerlein *et al.*⁸³ relataram que a perda de ânions carbonato seria a possível causa do aumento da resistência aos ácidos.

Em 1912, Koulourides *et al.*⁸⁴ demonstraram que dentes amolecidos poderiam ser endurecidos na saliva, para isto, o autor desenvolveu um ensaio onde analisava ao microscópio a marca de penetração de uma ponta de aço no esmalte dental, e relacionava o tamanho da marca com a dureza do esmalte, numa relação inversamente proporcional.

Caldwell *et al.*⁸⁵, em 1958, publicaram um trabalho relacionando o grau de mineralização do esmalte com ensaios de microdureza.

O trabalho de Zuniga *et al.*⁸⁶ relaciona a quantidade de cálcio e fósforo presente na placa dental com a microdureza do esmalte humano.

O trabalho de Essig *et al.*⁸⁷ propõe que a microdureza do esmalte está relacionada diretamente ao grau de mineralização do esmalte e, por consequência, a sua resistência aos ácidos. E a alteração da microdureza pode ser verificada superficialmente ou sub-superficialmente, por cortes transversais⁸⁸.

Dependendo das condições experimentais e do *laser* utilizado, autores conseguiram resultados diferentes no tocante a microdureza.

ZeZell *et al.*⁸⁹ e Delbem *et al.*⁹⁰ observaram aumento da microdureza, ao passo que outros, como Kuramoto *et al.*⁹¹, constataram sua diminuição.

Habelitz *et al.*⁹² utilizaram a nanodureza como método de avaliação do grau de mineralização.

Arends *et al.*⁷⁷ incluíram coroas inteiras de 50 dentes incisivos e pré-molares, deixando exposta uma janela de 3 mm de diâmetro, onde foram realizadas as identificações.

Após polimento com pastas diamantadas de 6 e 1 μm , respectivamente, foram realizadas 5 identações por dente, com o longo eixo do identador perpendicular à superfície do esmalte e cargas de 50, 100, 200 e 500 gf.

Featherstone *et al.*⁹ incluíram coroas cortadas pela metade de 7 dentes, deixando exposta a superfície da sessão de corte longitudinal, onde foram realizadas as identações. Após polimento com lixa 600 e pastas diamantadas de 6, 3 e 1 μm , nesta ordem, foram realizadas 3 identações por dente, com o longo eixo do identador paralelo à superfície do esmalte. As cargas utilizadas foram de 15 e 50 gf, e os autores verificaram uniformidade entre as medidas.

Arnold *et al.*⁹³ incubaram por períodos de 1, 7, 14 e 28 dias, 23 molares humanos, que haviam sido colonizados por *Streptococcus sobrinus* em uma solução de saliva humana e sacarose. Ao fim destes períodos, os dentes foram submetidos a ensaios de microdureza, que mostraram significativa diminuição deste parâmetro após 7, 14 e 28 dias, e a microscopia eletrônica de varredura mostrou dissolução dos núcleos prismáticos após 28 dias.

O grau de mineralização do esmalte foi avaliado por Cury *et al.*⁹⁴ por meio de ensaios de microdureza e por quantificação da absorção de flúor após escovação com diferentes tipos de dentifrícios.

Delbem *et al.*⁹⁵ avaliaram o efeito do *laser* de Er:YAG na formação de fluoreto de cálcio. Para tanto, mediram a microdureza de quatro grupos: controle, *laser*, flúor e *laser*+flúor. A microdureza diminuiu em todos os grupos, sendo que a maior diminuição ocorreu no grupo controle.

Testes de microdureza mostraram diminuição significativa na mineralização do esmalte de ratos expostos à contaminação por chumbo, durante a fase de maturação dentária⁹⁶.

Savarino *et al.*⁹⁷ utilizaram a microdureza para avaliar a desmineralização marginal do esmalte em dentes restaurados com vários materiais. Os dentes foram submetidos à imersão em ácido láctico por três dias e os autores concluíram que nenhum dos materiais testados foi eficiente para inibir a formação de cárie. Trabalho semelhante foi realizado por Shinkai *et al.*⁹⁸, obtendo-se a mesma conclusão.

Takimoto *et al.*⁹⁹ testaram a efetividade de vários agentes inibidores de cárie, medindo a microdureza do esmalte maturado.

1.6. Objetivo

Este estudo propõe avaliar a efetividade da irradiação com *laser* de diodo, no comprimento de onda $\lambda = 960$ nm, na prevenção de cárie dental, associada ou não à aplicação de flúor tópico, tendo como parâmetro indicador do grau de mineralização do esmalte, o valor da microdureza superficial do mesmo, antes e depois dos tratamentos.

2. MATERIAL E MÉTODOS

2.1. Preparação das Amostras

Cento e quatro terceiros molares, isentos de lesão cariada, poros e trincas, provenientes do banco de dentes da FOUASP, foram utilizados com aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa do IPEN (CEP-IPEN/SP protocolo nº 065). Estes foram limpos com pó de pedra pomes e água, para remoção de debris, e mantidos imersos em água deionizada. A região mais plana dos dentes foi demarcada com um retângulo, utilizando-se caneta para transparências, afim de que os cortes realizados posteriormente fossem devidamente orientados (*Figura 5*).

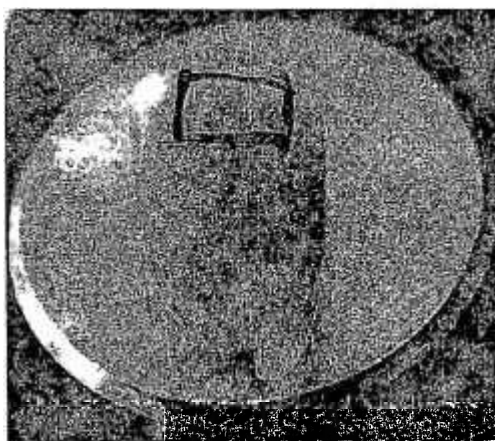


Figura 5: Seleção da região mais plana dos espécimes.

O corte dos espécimes foi executado na Labcut 1010 (EXTEC Technologies Inc. Enfield, CT, USA) por disco diamantado em baixa rotação (350 rpm), parcialmente imerso em água para assegurar temperatura estável durante todo o procedimento (*Figura 6*). Deste processo foram obtidas amostras de esmalte com forma e superfície mais adequadas ao ensaio de microdureza.

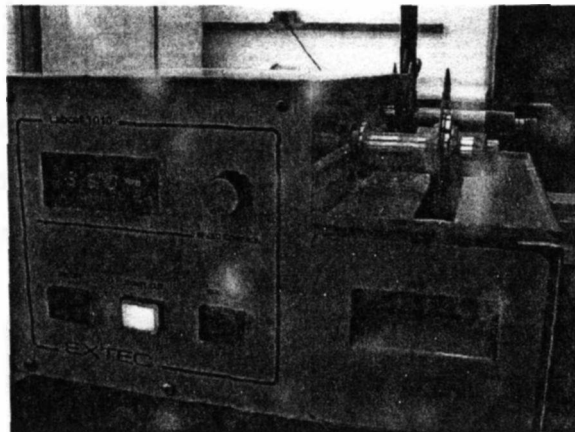


Figura 6: Labcut 1010 (EXTEC Technologies Inc. Enfield, CT, USA) com disco diamantado em baixa rotação (350 rpm).

O método mais comumente utilizado para medir microdureza é fixar as amostras em uma morsa, mantendo a superfície a ser medida paralela ao plano horizontal com o auxílio de um paralelômetro. Este método possui inconvenientes porque a cada troca de amostra deve-se repetir todo o processo de nivelamento da superfície. Dessa forma, foi desenvolvida uma técnica que consiste em colar as amostras, organizadas em linhas (1, 2, 3...) e colunas (A, B, C...), sobre placas, para facilitar o manuseio, a identificação e manutenção da posição dos espécimes, antes e depois da irradiação (*Figura 7*). Foram utilizadas placas de acrílico com 3 mm de espessura e área idêntica à plataforma do microdurômetro (12 cm x 12 cm).

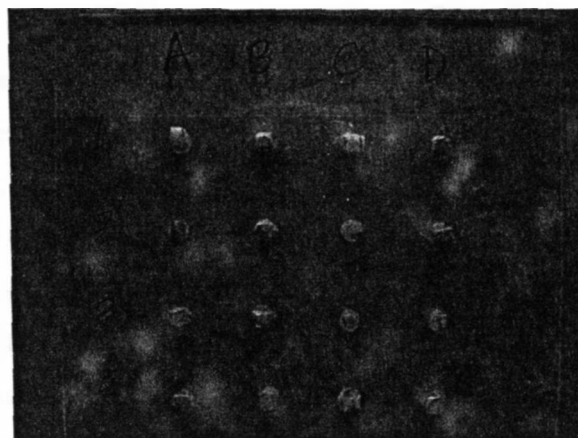


Figura 7: Amostras coladas e dispostas em linhas e colunas sobre placa de acrílico.

Com o auxílio de esmalte de unha, a superfície de esmalte dentário, de cada espécime, foi colada sobre uma das placas de acrílico. Devido ao acrílico ser transparente,

foi possível garantir a sobreposição das superfícies dos espécimes e da placa, completamente.

Após a secagem parcial do esmalte de unha, foi colocada uma porção de, aproximadamente, 4 mm de resina composta fotopolimerizável sobre a superfície que ficou sem contato com a placa (*Figura 8*).



Figura 8: Amostras coladas na primeira placa com esmalte de unha e posterior aplicação de resina fotopolimerizável sobre a superfície livre.

Em uma segunda placa de acrílico foi aplicada uma fina camada de adesivo à base de etil-cianoacrilato (SuperBonder[®], Henkel Loctite) nas posições previamente marcadas e coincidentes com as da primeira placa. Esta segunda placa foi colocada com leve pressão sobre as esferas de resina, até que as amostras mais altas tocassem a mesma. Após a confirmação do paralelismo entre as placas, a resina foi polimerizada com um aparelho fotopolimerizador de luz halógena, com filtro permissivo para o intervalo entre 380 nm e 530 nm (Demetron optilux 501), através da placa (*Figura 9*).

Após a polimerização completa de cada amostra, com intensidade luminosa de 500 mW/cm² por 60 s, as placas foram afastadas, descolando-se as amostras da primeira placa, que vieram aderidas à segunda, porque a adesão promovida pelo esmalte de unhas é mais fraca que a adesão da resina em associação com a cola SuperBonder[®]. Logo após, as placas com as amostras voltaram para a imersão em água deionizada.

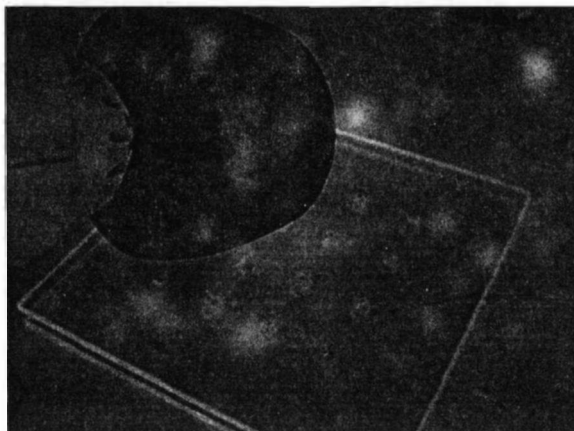


Figura 9: Fotopolimerização da resina após o arranjo paralelo entre as placas de acrílico.

O próximo passo foi polir as superfícies de esmalte dentário para permitir boa identificação na medição da microdureza.

Assim, as placas contendo as amostras foram levadas à politriz Ecomet 3 (BUEHLER Ltd. Lake Bluff, IL, USA) a 100 rpm, com fluxo de água constante. Foram utilizados discos de papel da mesma marca, impregnados com carbetto de silício. O polimento iniciou-se com disco de granulação 600, com suave pressão na parte central da placa, por cerca de quatro segundos, com a finalidade de remover apenas os resíduos do esmalte de unhas que estava aderido ao esmalte dentário, com confirmação visual do processo. Em seguida, foi utilizado o disco de granulação múltipla 1200/4000, aplicando suave pressão, por aproximadamente dez segundos, tempo suficiente para obter brilho especular superficial. Devido à superfície das amostras já apresentarem forma aproximadamente plana, não houve necessidade de desgaste para nivelamento. Foi preciso apenas remover a micro rugosidade característica da superfície do esmalte humano.

2.2. O Laser de Diodo $\lambda= 960$ nm

A refrigeração do *laser* de diodo, $\lambda= 960$ nm, foi realizada por um circuito fechado de água (NESLAB, CFT 150) com temperatura controlada em $\pm 0,1$ °C. O feixe de diodo (OPC – A020 – 960, OptoPower Inc.) foi conformado por um sistema de lentes cilíndricas, utilizando tecnologia desenvolvida no nosso laboratório (Patente PI 02022146-3), para permitir injeção do feixe em fibra óptica.

O sistema de entrega deste protótipo foi composto de uma fibra óptica com diâmetro de 600 μm , acoplada a uma peça de mão (*Figura 10*).

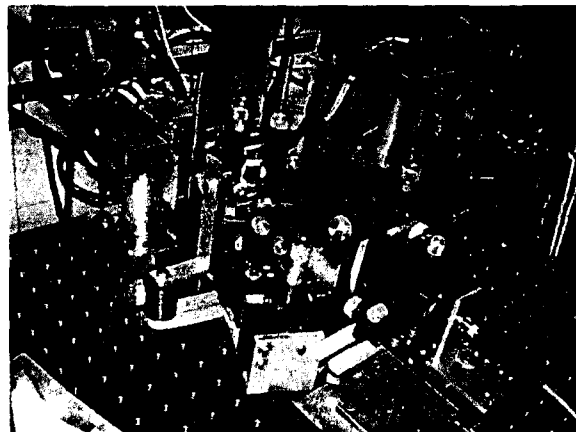


Figura 10: Laser de diodo $\lambda = 960 \text{ nm}$ com fibra óptica acoplada.

Os princípios de condução óptica por fibra encontram-se no ANEXO A. O regime de operação deste *laser* de diodo de alta potência é chamado de *quasi-contínuo* (qcw). Este ciclo foi estabelecido pelo gerador de sinal elétrico Wavetech (Wavetech, WA, USA), o qual pode alterar a frequência, a duração de pulso e a potência do equipamento. No exemplo da *Figura 11*, o *laser* operou com ciclo útil de 10 %, o que significa que o diodo fica ligado durante 10% do tempo. Neste intervalo, ele emite um pulso *laser* de amplitude constante.

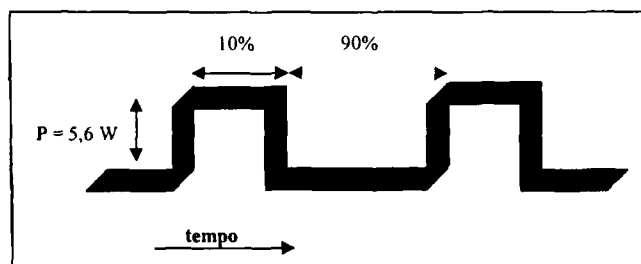


Figura 11: Regime de operação qcw do laser de diodo de alta potência.

Foi utilizada uma fonte Opto Power (Spectra-Physics Semiconductor Lasers, Mountain View, CA, USA) para fornecer energia ao *laser* de diodo e durante todo o funcionamento do equipamento, os pulsos foram monitorados com um osciloscópio digital

de análise em tempo real TDS-210 (Tectronicx Inc., USA) para garantir que os pulsos *laser* fossem gerados de acordo com os parâmetros de irradiação pré - determinados.

2.2.1. Tratamento e Condições de Irradiação

Absorvedores são utilizados para aumentar a absorção da radiação *laser* em uma superfície de interesse, convertendo energia luminosa em energia térmica, e ainda para impedir que a radiação, devido ao seu poder de penetração, atravesse esmalte e dentina, causando injúrias ao tecido pulpar. Neste trabalho, foram utilizados o carvão vegetal e o nanquim como absorvedores para o *laser* de diodo $\lambda = 960$ nm, devido à fácil manipulação, remoção e estudos prévios realizados^{100, 101, 102}.

Baseados em estudos anteriores^{47, 104}, os quais determinaram os diferentes parâmetros seguros de irradiação para cada absorvedor utilizado, dois grupos foram criados: o grupo nanquim e o grupo carvão. Um estudo piloto foi realizado com o grupo nanquim, utilizando-se microscopia eletrônica de varredura, para atestar se os parâmetros encontrados na literatura eram, de fato, seguros.

Grupo Nanquim

Neste grupo, cujo absorvedor foi o nanquim, 4 subgrupos foram criados, com 44 amostras no total:

Grupo Controle (GC)

O grupo controle (GC) não recebeu irradiação *laser*, tampouco aplicação de flúor. Foi composto por 8 amostras.

Grupo Flúor (GF)

O grupo flúor (GF) recebeu aplicação de flúor em gel, com 1,23% de flúor fosfato acidulado (S.S. White, Pennsylvania, USA), segundo padrão clínico, com auxílio de pincel, deixado em contato durante quatro minutos e removido por lavagem com água deionizada. Foi composto por 12 amostras.

Grupo Laser (GL)

O grupo *laser* (GL) recebeu irradiação com o *laser* de diodo durante 10 s, com potência pico $P_p = 5,6$ W, frequência $f = 10$ Hz, duração de pulso $\tau = 10$ ms, energia por pulso $E = 56$ mJ e densidade de energia $D = 19,8$ J/cm². Foi composto por 12 amostras.

Grupo Flúor + Laser (GFL)

O grupo flúor + *laser* (GFL) recebeu aplicação de flúor em gel, conforme os mesmos procedimentos do grupo GF e em seguida foi irradiado nas mesmas condições do grupo GL. Foi composto por 12 amostras.

Grupo Carvão

Neste grupo, cujo absorvedor foi o carvão vegetal em pó, diluído em solução fisiológica de NaCl a 0,9%, 5 subgrupos foram criados, com 60 amostras no total:

Grupo Controle (GC)

O grupo controle (GC) não recebeu irradiação *laser*, tampouco aplicação de flúor. Foi composto por 12 amostras.

Grupo Flúor (GF)

O grupo flúor (GF) recebeu aplicação de flúor em gel, com 1,23% de flúor fosfato acidulado (S.S. White, Pennsylvania, USA), segundo padrão clínico, com auxílio de pincel, deixado em contato durante quatro minutos e removido por lavagem com água deionizada. Foi composto por 12 amostras.

Grupo Laser (GL)

O grupo *laser* (GL) recebeu irradiação com o *laser* de diodo durante 10 s, com potência pico $P_p = 6,5$ W, frequência $f = 10$ Hz, duração de pulso $\tau = 5$ ms, energia por pulso $E = 32,5$ mJ e densidade de energia $D = 11,49$ J/cm². Foi composto por 12 amostras.

Grupo Flúor + Laser (GFL)

O grupo flúor + *laser* (GFL) recebeu aplicação de flúor em gel, conforme os mesmos procedimentos do grupo GF e em seguida foi irradiado nas mesmas condições do grupo GL. Foi composto por 12 amostras.

Grupo Laser + Flúor (GLF)

O grupo *laser* + flúor (GLF) foi irradiado nas mesmas condições do grupo GL e em seguida recebeu aplicação de flúor em gel, conforme os mesmos procedimentos do grupo GF. Foi composto por 12 amostras.

Após a secagem do absorvedor, as amostras de todos os subgrupos foram irradiadas mantendo-se a fibra óptica entre 0,5 e 1 mm da superfície do esmalte (*Figura 12*). O movimento da fibra foi de varredura lateral, chamado *sweeping mode*. Durante esta fase, óculos de proteção foram utilizados por todos os ocupantes do laboratório.

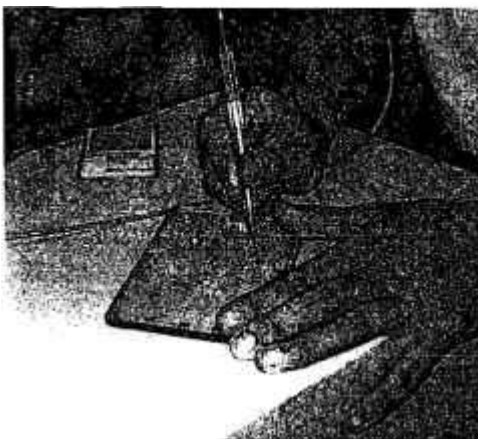


Figura 12: Método de irradiação das amostras dos grupos nanquim e carvão.

Posteriormente aos tratamentos, todas as amostras foram limpas e lavadas friccionando-se um algodão com água e imersas, novamente, em água deionizada.

2.3. Medição da Microdureza

Foram realizadas oito medições de microdureza Vickers por amostra, sendo quatro antes dos tratamentos e quatro depois dos tratamentos. O número de medições para se obter resultados confiáveis é três, porém foi considerado o fato de ser uma superfície irradiada e, portanto, ligeiramente irregular. Desta forma, quatro medições foram realizadas para garantir uma média mais uniforme. A carga utilizada foi de 100 gf e o tempo de indentação foi 10 segundos.

O aparelho utilizado foi um microdurômetro Shimadzu[®] HMV-2T operado com o auxílio de um computador, pelo software CamsWin[®]. Este software, por meio de uma placa de captura, permite visualizar as imagens fornecidas pelo microscópio do microdurômetro no monitor do computador. O aparelho é semi-automático, pois parte da operação é feita manualmente e parte automaticamente. A base que suporta as amostras a serem analisadas sobe e desce, acionada por uma manivela para ajustar-se ao tamanho da amostra, de maneira que a superfície a ser analisada fique em foco e, portanto, para que o indentador possa trabalhar na profundidade correta. Após visualizar a área e ser indentada, o aparelho obedece a um comando e troca a objetiva de 40 vezes de magnificação pelo indentador, realizando a indentação com a carga e o tempo previamente estabelecidos. Ao término da indentação, retorna à objetiva de 40 vezes de magnificação. Assim que as medidas são aceitas pelo operador, o software calcula o valor da microdureza. A cada medida, o software armazena o resultado numa planilha (APÊNDICE A).

3. RESULTADOS

3.1 Grupo Nanquim

A comparação entre os valores de microdureza antes e depois do tratamento para os diferentes subgrupos, utilizando o absorvedor nanquim, foi realizada por intermédio do teste t para pares de amostras casadas, com nível de significância de 5%. A análise do grupo controle (GC) demonstrou que houve uma diminuição de 10 unidades entre a primeira e a segunda medição. Portanto, aos valores das médias pós-irradiação dos demais grupos foram adicionadas as diferenças dos valores médios do grupo controle, normalizando-os. Nos grupos flúor (GF) e *laser* (GL), houve diminuição estatisticamente significativa da microdureza superficial do esmalte. Porém, no grupo flúor + *laser* (GFL), os valores permaneceram inalterados ou sofreram aumentos estatisticamente não significativos (*Figura 13*).

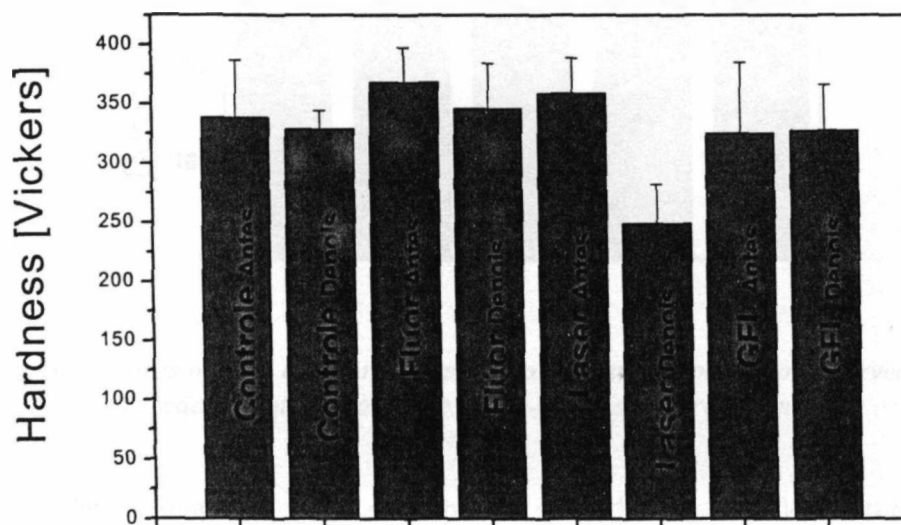


Figura 13: Valores médios de microdureza para os 4 subgrupos cujo absorvedor foi o nanquim. Antes (1) e depois (2) do tratamento.

Para a comparação entre os grupos foi aplicado o teste t independente, com nível de significância de 5%. Houve diferença significativa na comparação do grupo *laser* (GL) com os grupos flúor (GF) e flúor + *laser* (GFL).

3.2 Grupo Carvão

A comparação entre os valores de microdureza antes e depois do tratamento para os diferentes subgrupos, utilizando-se o absorvedor carvão, foi também realizada por intermédio do teste t para pares de amostras casadas, com nível de significância de 5%. A análise do grupo controle (GC) demonstrou que houve diferença significativa entre a primeira e a segunda medição. Novamente, dos valores das diferenças dos grupos tratados houve normalização em relação ao grupo controle. Não houve diferença significativa apenas entre a microdureza do grupo *laser* (GL), antes e depois do tratamento. Nos demais subgrupos, os valores médios de microdureza foram menores e com diferença significativa depois do tratamento (*Figura 14*).

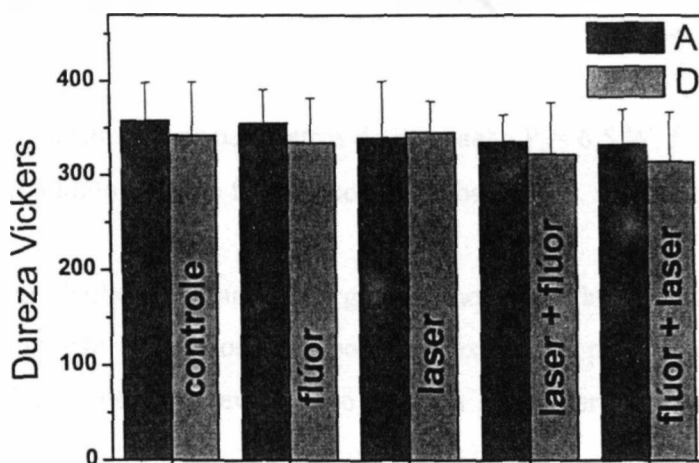


Figura 14: Valores médios de microdureza para os 5 subgrupos cujo absorvedor foi o carvão. Vermelho (antes) e verde (depois) do tratamento.

Para a comparação entre os grupos foi aplicado o teste t independente, com nível de significância de 5%. Não houve diferença significativa na diminuição ou aumento da microdureza entre os grupos.

4. DISCUSSÃO

Featherstone *et al.*⁷⁸ estabeleceram o ensaio de microdureza como um dos métodos *confiáveis* para se determinar o grau de inibição à desmineralização e potencial de remineralização do esmalte dentário.

Yu *et al.*⁶⁷ utilizaram fluoreto de prata, seguido de irradiação com *laser* de semicondutor, e não conseguiram efetividade em prevenção de cárie, pois a microdureza dos grupos *laser* e flúor + *laser* diminuíram em relação ao grupo controle.

Santaella *et al.*¹⁰³ associaram o *laser* de diodo $\lambda = 809$ nm, com pulsos de 140ms, ao verniz fluoretado e conseguiram inibição de cárie no grupo *laser* + flúor.

Quinto⁴⁷ verificou que os parâmetros de irradiação $P_p = 5,6$ W, $f = 10$ Hz e $\tau = 10$ ms, produzem ablação parcial e são seguros para utilização *in vivo*, pois a temperatura da câmara pulpar alcançada é inferior ao patamar que compromete sua vitalidade.

Kato¹⁰⁴ encontrou os parâmetros de irradiação $P_p = 6,5$ W, $f = 10$ Hz e $\tau = 5$ ms, com pó de carvão diluído em soro fisiológico como absorvedor, seguros para prevenção de cárie.

Neste trabalho, analisando-se o grupo nanquim, o fato do grupo *laser* (GL) ter apresentado diminuição na microdureza pode ser explicado pela expansão da camada superficial do esmalte devido à evaporação de água sub-superficial, conforme esperado para densidades de energia próximas ao limiar de ablação¹⁰⁵. Esta evaporação da água levanta a camada superficial do esmalte, conforme observado na **Figura 15**.

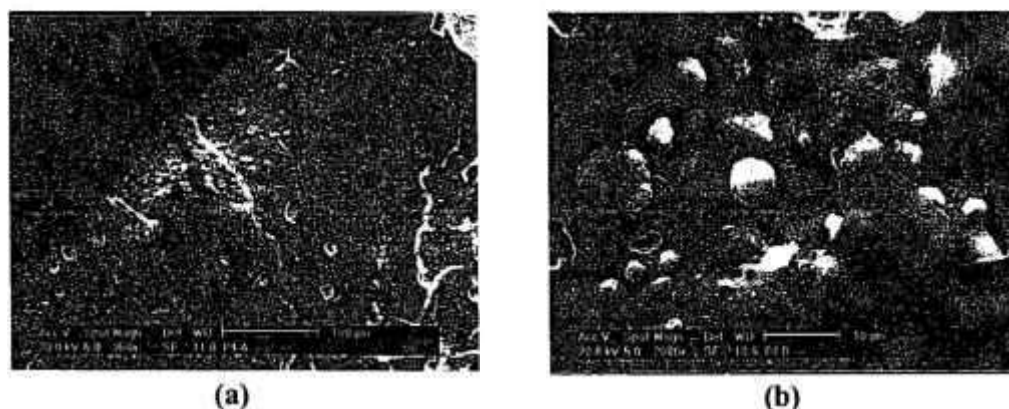


Figura 15: Camada superficial do esmalte levantada pela evaporação da água. (a) Aumento de 250 vezes; (b) aumento de 2000 vezes.

A diminuição da microdureza não ocorre em GFL, o qual obteve aumento estatisticamente não significativo no valor médio da microdureza do esmalte após o tratamento.

Analisando-se o grupo carvão, foi utilizada uma densidade de energia menor, e pode-se observar que não houve diminuição da microdureza em GL, que teve um pequeno aumento em seus valores médios. Isto ocorreu, provavelmente, porque os parâmetros de irradiação utilizados não causam a expansão da camada superficial do esmalte.

Hsu *et al.*¹⁰⁰ utilizaram o *laser* de CO₂ com uma densidade de energia de 0,3J/cm², e conseguiram um aumento significativo no grau de mineralização das amostras irradiadas, quando avaliadas com micro radiografias e microscopia de luz polarizada. Os autores explicam este fato argumentando que não se deve aumentar a temperatura do esmalte acima de 400°C, causando, assim, a perda da parte orgânica do mesmo.

A aplicação de flúor, isoladamente, diminui o valor da microdureza, provavelmente por causa da formação de uma camada de glóbulos de fluoreto de cálcio, e pela desmineralização causada pelo pH baixo da solução fluoretada.

Um número maior de amostras e novos experimentos serão necessários para determinar se o *laser* de diodo é ou não eficiente para prevenção de cárie.

5. CONCLUSÃO

Este trabalho demonstrou que não houve aumento de microdureza estatisticamente significativo, nas condições e parâmetros de irradiação utilizados.

APÊNDICE A – Ensaios de Microdureza

Tabela B1: Dados de microdureza obtidos antes da irradiação laser.

Amostras	Magnificação	Carga (gf)	Tempo (s)	Dureza Vickers	Dureza Knoop
a1	40	100	10	339	332
a1	40	100	10	323	315
a1	40	100	10	339	332
a1	40	100	10	345	339
a2	40	100	10	397	388
a2	40	100	10	365	358
a2	40	100	10	374	366
a2	40	100	10	388	379
a3	40	100	10	397	388
a3	40	100	10	419	406
a3	40	100	10	419	406
a3	40	100	10	397	388
a4	40	100	10	435	420
a4	40	100	10	413	401
a4	40	100	10	397	388
a4	40	100	10	369	362
b1	40	100	10	392	383
b1	40	100	10	392	383
b1	40	100	10	419	406
b1	40	100	10	402	392
b2	40	100	10	378	370
b2	40	100	10	388	379
b2	40	100	10	314	306
b2	40	100	10	317	309
b3	40	100	10	374	366
b3	40	100	10	342	336
b3	40	100	10	360	354

Tabela B1: Dados de microdureza obtidos antes da irradiação laser.

b3	40	100	10	342	336
b4	40	100	10	317	309
b4	40	100	10	374	366
b4	40	100	10	312	303
b4	40	100	10	357	351
c1	40	100	10	353	347
c1	40	100	10	349	343
c1	40	100	10	342	336
c1	40	100	10	383	375
c2	40	100	10	291	280
c2	40	100	10	296	285
c2	40	100	10	291	280
c2	40	100	10	254	241
c4	40	100	10	241	228
c4	40	100	10	330	322
c4	40	100	10	333	325
c4	40	100	10	349	343
d1	40	100	10	402	392
d1	40	100	10	345	339
d1	40	100	10	392	383
d1	40	100	10	397	388
d2	40	100	10	365	358
d2	40	100	10	388	379
d2	40	100	10	365	358
d2	40	100	10	369	362
d3	40	100	10	323	315
d3	40	100	10	301	291
d3	40	100	10	314	306
d3	40	100	10	301	291
d4	40	100	10	357	351
d4	40	100	10	360	354

Tabela B1: Dados de microdureza obtidos antes da irradiação laser.

d4	40	100	10	336	329
d4	40	100	10	349	343
e1	40	100	10	360	354
e1	40	100	10	320	312
e1	40	100	10	365	358
e1	40	100	10	348	341
e2	40	100	10	327	319
e2	40	100	10	383	375
e2	40	100	10	378	370
e2	40	100	10	388	379
e4	40	100	10	353	347
e4	40	100	10	388	379
e4	40	100	10	378	370
e4	40	100	10	388	379
f1	40	100	10	388	379
f1	40	100	10	430	416
f1	40	100	10	392	383
f1	40	100	10	369	362
f2	40	100	10	397	388
f2	40	100	10	397	388
f2	40	100	10	374	366
f2	40	100	10	369	362
f3	40	100	10	353	347
f3	40	100	10	357	351
f3	40	100	10	345	339
f3	40	100	10	336	329
f4	40	100	10	349	343
f4	40	100	10	336	329
f4	40	100	10	327	319
f4	40	100	10	333	325
g1	40	100	10	369	362

Tabela B1: Dados de microdureza obtidos antes da irradiação laser.

g1	40	100	10	365	358
g1	40	100	10	357	351
g1	40	100	10	369	362
g2	40	100	10	407	397
g2	40	100	10	388	379
g2	40	100	10	435	420
g2	40	100	10	397	388
g3	40	100	10	407	397
g3	40	100	10	336	329
g3	40	100	10	413	401
g3	40	100	10	388	379
g4	40	100	10	304	294
g4	40	100	10	327	319
g4	40	100	10	320	312
g4	40	100	10	333	325
h1	40	100	10	314	306
h1	40	100	10	330	322
h1	40	100	10	304	294
h1	40	100	10	312	303
h2	40	100	10	349	343
h2	40	100	10	345	339
h2	40	100	10	330	322
h2	40	100	10	330	322
h3	40	100	10	413	401
h3	40	100	10	378	370
h3	40	100	10	397	388
h3	40	100	10	378	370
h4	40	100	10	327	319
h4	40	100	10	349	343
h4	40	100	10	342	336
h4	40	100	10	349	343

Tabela B1: Dados de microdureza obtidos antes da irradiação laser.

i1	40	100	10	345	339
i1	40	100	10	353	347
i1	40	100	10	330	322
i1	40	100	10	317	309
i2	40	100	10	304	294
i2	40	100	10	336	329
i2	40	100	10	378	370
i2	40	100	10	369	362
i3	40	100	10	339	332
i3	40	100	10	360	354
i3	40	100	10	383	375
i3	40	100	10	374	366
i4	40	100	10	357	351
i4	40	100	10	349	343
i4	40	100	10	306	297
i4	40	100	10	327	319
j1	40	100	10	171	222
j1	40	100	10	162	148
j1	40	100	10	194	178
j1	40	100	10	152	139
j2	40	100	10	349	343
j2	40	100	10	323	315
j2	40	100	10	336	329
j2	40	100	10	309	300
j3	40	100	10	330	322
j3	40	100	10	304	294
j3	40	100	10	306	297
j3	40	100	10	309	300
j4	40	100	10	365	358
j4	40	100	10	299	288
j4	40	100	10	323	315

Tabela B1: Dados de microdureza obtidos antes da irradiação laser.

j4	40	100	10	369	362
k1	40	100	10	314	306
k1	40	100	10	339	332
k1	40	100	10	357	351
k1	40	100	10	333	325
k2	40	100	10	312	303
k2	40	100	10	339	332
k2	40	100	10	360	354
k2	40	100	10	345	339
k3	40	100	10	314	306
k3	40	100	10	314	306
k3	40	100	10	312	303
k3	40	100	10	330	322
k4	40	100	10	304	294
k4	40	100	10	296	285
k4	40	100	10	312	303
k4	40	100	10	299	288
l1	40	100	10	330	322
l1	40	100	10	323	315
l1	40	100	10	320	312
l1	40	100	10	327	319
l2	40	100	10	342	336
l2	40	100	10	333	325
l2	40	100	10	333	325
l2	40	100	10	360	354
l3	40	100	10	306	297
l3	40	100	10	314	306
l3	40	100	10	327	319
l3	40	100	10	306	297
l4	40	100	10	262	250
l4	40	100	10	279	267

Tabela B1: Dados de microdureza obtidos antes da irradiação laser.

l4	40	100	10	214	198
l4	40	100	10	247	234
m1	40	100	10	374	366
m1	40	100	10	317	309
m1	40	100	10	312	303
m1	40	100	10	342	336
m2	40	100	10	288	277
m2	40	100	10	306	297
m2	40	100	10	339	332
m2	40	100	10	369	362
m3	40	100	10	314	306
m3	40	100	10	330	322
m3	40	100	10	330	322
m3	40	100	10	365	358
m4	40	100	10	374	366
m4	40	100	10	320	312
m4	40	100	10	342	336
m4	40	100	10	349	343
n1	40	100	10	323	315
n1	40	100	10	345	339
n1	40	100	10	333	325
n1	40	100	10	327	319
n2	40	100	10	301	291
n2	40	100	10	317	309
n2	40	100	10	312	303
n2	40	100	10	317	309
n3	40	100	10	301	291
n3	40	100	10	342	336
n3	40	100	10	336	329
n3	40	100	10	378	370
n4	40	100	10	402	392

Tabela B1: Dados de microdureza obtidos antes da irradiação laser.

n4	40	100	10	336	329
n4	40	100	10	349	343
n4	40	100	10	342	336
o1	40	100	10	299	288
o1	40	100	10	309	300
o1	40	100	10	296	285
o1	40	100	10	284	272
o2	40	100	10	365	358
o2	40	100	10	353	347
o2	40	100	10	330	322
o2	40	100	10	353	347
o3	40	100	10	357	351
o3	40	100	10	402	392
o3	40	100	10	330	322
o3	40	100	10	388	379
o4	40	100	10	333	325
o4	40	100	10	301	291
o4	40	100	10	312	303
o4	40	100	10	271	259
p1	40	100	10	369	362
p1	40	100	10	369	362
p1	40	100	10	342	336
p1	40	100	10	353	347
p2	40	100	10	448	431
p2	40	100	10	374	366
p2	40	100	10	374	366
p2	40	100	10	383	375
p3	40	100	10	276	264
p3	40	100	10	279	267
p3	40	100	10	286	274
p3	40	100	10	276	264

Tabela B1: Dados de microdureza obtidos antes da irradiação laser.

p4	40	100	10	374	366
p4	40	100	10	392	383
p4	40	100	10	413	401
p4	40	100	10	365	358

Tabela B2: Dados de microdureza obtidos após a irradiação laser.

Amostras	Magnificação	Carga (gf)	Tempo (s)	Dureza	
				Vickers	Knoop
a1	40	100	10	274	262
a1	40	100	10	293	282
a1	40	100	10	320	312
a1	40	100	10	279	267
b1	40	100	10	327	319
b1	40	100	10	323	315
b1	40	100	10	309	300
b1	40	100	10	330	322
c1	40	100	10	378	370
c1	40	100	10	360	354
c1	40	100	10	336	329
c1	40	100	10	323	315
d1	40	100	10	317	309
d1	40	100	10	330	322
d1	40	100	10	323	315
d1	40	100	10	312	303
a2	40	100	10	419	406
a2	40	100	10	345	339
a2	40	100	10	413	401
a2	40	100	10	407	397
b2	40	100	10	317	309
b2	40	100	10	336	329
b2	40	100	10	374	366
b2	40	100	10	365	358
c2	40	100	10	317	309
c2	40	100	10	314	306
c2	40	100	10	360	354
c2	40	100	10	336	329
d2	40	100	10	245	232
d2	40	100	10	226	210

Tabela B2: Dados de microdureza obtidos após a irradiação laser.

d2	40	100	10	209	193
d2	40	100	10	241	228
a3	40	100	10	467	447
a3	40	100	10	493	469
a3	40	100	10	413	401
a3	40	100	10	454	436
b3	40	100	10	306	297
b3	40	100	10	271	259
b3	40	100	10	217	201
b3	40	100	10	230	215
c3	40	100	10	274	262
c3	40	100	10	317	309
c3	40	100	10	317	309
c3	40	100	10	306	297
d3	40	100	10	284	272
d3	40	100	10	320	312
d3	40	100	10	339	332
d3	40	100	10	279	267
a4	40	100	10	397	388
a4	40	100	10	333	325
a4	40	100	10	365	358
a4	40	100	10	336	329
b4	40	100	10	336	329
b4	40	100	10	323	315
b4	40	100	10	378	370
b4	40	100	10	365	358
c4	40	100	10	333	325
c4	40	100	10	330	322
c4	40	100	10	274	262
c4	40	100	10	274	262
d4	40	100	10	306	297

Tabela B2: Dados de microdureza obtidos após a irradiação laser.

d4	40	100	10	320	312
d4	40	100	10	333	325
d4	40	100	10	304	294
e1	40	100	10	240	226
e1	40	100	10	304	294
e1	40	100	10	301	291
e1	40	100	10	327	319
f1	40	100	10	301	291
f1	40	100	10	345	339
f1	40	100	10	342	336
f1	40	100	10	383	375
g1	40	100	10	342	336
g1	40	100	10	333	325
g1	40	100	10	345	339
g1	40	100	10	342	336
h1	40	100	10	365	358
h1	40	100	10	357	351
h1	40	100	10	349	343
h1	40	100	10	378	370
e2	40	100	10	349	343
e2	40	100	10	357	351
e2	40	100	10	374	366
e2	40	100	10	378	370
f2	40	100	10	357	351
f2	40	100	10	301	291
f2	40	100	10	301	291
f2	40	100	10	349	343
g2	40	100	10	357	351
g2	40	100	10	360	354
g2	40	100	10	349	343
g2	40	100	10	336	329

Tabela B2: Dados de microdureza obtidos após a irradiação laser.

h2	40	100	10	320	312
h2	40	100	10	333	325
h2	40	100	10	336	329
h2	40	100	10	345	339
e3	40	100	10	374	366
e3	40	100	10	397	388
e3	40	100	10	388	379
e3	40	100	10	413	401
f3	40	100	10	256	243
f3	40	100	10	262	250
f3	40	100	10	286	274
f3	40	100	10	245	232
g3	40	100	10	269	257
g3	40	100	10	235	220
g3	40	100	10	312	303
g3	40	100	10	360	354
h3	40	100	10	374	366
h3	40	100	10	378	370
h3	40	100	10	365	358
h3	40	100	10	369	362
e4	40	100	10	336	329
e4	40	100	10	392	383
e4	40	100	10	441	426
e4	40	100	10	360	354
f4	40	100	10	309	300
f4	40	100	10	383	375
f4	40	100	10	320	312
f4	40	100	10	345	339
g4	40	100	10	264	252
g4	40	100	10	342	336
g4	40	100	10	317	309

Tabela B2: Dados de microdureza obtidos após a irradiação laser.

g4	40	100	10	339	332
h4	40	100	10	299	288
h4	40	100	10	284	272
h4	40	100	10	304	294
h4	40	100	10	301	291
i1	40	100	10	345	339
i1	40	100	10	314	306
i1	40	100	10	339	332
i1	40	100	10	323	315
j1	40	100	10	419	406
j1	40	100	10	276	264
j1	40	100	10	333	325
j1	40	100	10	323	315
k1	40	100	10	383	375
k1	40	100	10	388	379
k1	40	100	10	397	388
k1	40	100	10	339	332
l1	40	100	10	227	211
l1	40	100	10	233	219
l1	40	100	10	206	190
l1	40	100	10	209	193
i2	40	100	10	288	277
i2	40	100	10	349	343
i2	40	100	10	327	319
i2	40	100	10	339	332
j2	40	100	10	296	285
j2	40	100	10	264	252
j2	40	100	10	281	269
j2	40	100	10	296	285
k2	40	100	10	342	336
k2	40	100	10	284	272

Tabela B2: Dados de microdureza obtidos após a irradiação laser.

k2	40	100	10	286	274
k2	40	100	10	299	288
l2	40	100	10	301	291
l2	40	100	10	369	362
l2	40	100	10	392	383
l2	40	100	10	369	362
i3	40	100	10	374	366
i3	40	100	10	293	282
i3	40	100	10	260	247
i3	40	100	10	288	277
j3	40	100	10	301	291
j3	40	100	10	288	277
j3	40	100	10	279	267
j3	40	100	10	312	303
k3	40	100	10	245	232
k3	40	100	10	357	351
k3	40	100	10	317	309
k3	40	100	10	369	362
l3	40	100	10	304	294
l3	40	100	10	360	354
l3	40	100	10	306	297
l3	40	100	10	383	375
i4	40	100	10	327	319
i4	40	100	10	333	325
i4	40	100	10	339	332
i4	40	100	10	314	306
j4	40	100	10	336	329
j4	40	100	10	299	288
j4	40	100	10	336	329
j4	40	100	10	320	312
k4	40	100	10	203	187

Tabela B2: Dados de microdureza obtidos após a irradiação laser.

k4	40	100	10	245	232
k4	40	100	10	238	224
k4	40	100	10	236	222
n1	40	100	10	323	315
n1	40	100	10	323	315
n1	40	100	10	383	375
n1	40	100	10	266	254
o1	40	100	10	301	291
o1	40	100	10	304	294
o1	40	100	10	293	282
o1	40	100	10	301	291
p1	40	100	10	345	339
p1	40	100	10	383	375
p1	40	100	10	314	306
p1	40	100	10	327	319
m2	40	100	10	256	243
m2	40	100	10	252	239
m2	40	100	10	219	203
m2	40	100	10	336	329
n2	40	100	10	269	257
n2	40	100	10	306	297
n2	40	100	10	392	383
n2	40	100	10	397	388
o2	40	100	10	345	339
o2	40	100	10	378	370
o2	40	100	10	349	343
o2	40	100	10	378	370
p2	40	100	10	306	297
p2	40	100	10	360	354
p2	40	100	10	279	267
p2	40	100	10	306	297

Tabela B2: Dados de microdureza obtidos após a irradiação laser.

m3	40	100	10	254	241
m3	40	100	10	217	201
m3	40	100	10	235	220
m3	40	100	10	247	234
n3	40	100	10	284	272
n3	40	100	10	299	288
n3	40	100	10	301	291
n3	40	100	10	266	254
o3	40	100	10	392	383
o3	40	100	10	360	354
o3	40	100	10	327	319
o3	40	100	10	304	294
p3	40	100	10	252	239
p3	40	100	10	236	222
p3	40	100	10	279	267
p3	40	100	10	269	257
m4	40	100	10	309	300
m4	40	100	10	269	257
m4	40	100	10	306	297
m4	40	100	10	353	347
n4	40	100	10	320	312
n4	40	100	10	342	336
n4	40	100	10	333	325
n4	40	100	10	336	329
o4	40	100	10	224	208
o4	40	100	10	232	217
o4	40	100	10	206	190
o4	40	100	10	215	199
p4	40	100	10	238	224
p4	40	100	10	306	297
p4	40	100	10	293	282
p4	40	100	10	317	309

ANEXO A

Entrega por fibra óptica

As fibras ópticas são finos fios feitos de sílica (substância vítrea) ou plástico, que são materiais dielétricos (isolantes elétricos) e transparentes para a faixa do espectro da luz visível e infravermelho próximo. São guias de onda e podem ser informalmente entendidas como "encanamentos de luz": a luz aplicada a uma das extremidades percorre a fibra até sair pela outra extremidade, podendo este percurso atingir centenas de quilômetros sem a necessidade de que o sinal seja regenerado. Existem diversos tipos de fibras ópticas, cada uma com características particulares e aplicações específicas.

A fibra óptica é composta de um núcleo (*core*) e uma casca (*cladding*). Uma ou várias camadas de material amortecedor de impacto e resistente à tensão mecânica (*buffer*) podem também estar presentes, para proteger fisicamente a fibra e evitar interferências externas (*Figura 16*).

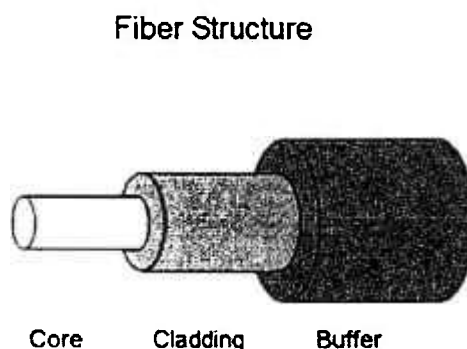


Figura 16: Configuração da fibra.

O mecanismo que guia as ondas de luz dentro da fibra óptica é baseado na reflexão interna total das ondas, através do ajuste do índice de refração entre o núcleo e a casca, segundo a lei de Snell: $n_0 \sin \phi = n_1 \sin \theta$. Onde n_0 é o índice de refração do núcleo, n_1 é o índice de refração da casca.

A fibra óptica é projetada para que o ângulo de incidência dos raios de luz seja maior que o chamado ângulo crítico, permitindo a ocorrência da reflexão total. A determinação do ângulo crítico entre núcleo e casca leva também à determinação do

ângulo θ_a , que é o ângulo máximo em que os raios de luz podem incidir na fibra para que sejam guiados por ela (*Figura 17*).



Figura 17: Reflexão interna total na interface núcleo - casca de uma fibra óptica.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

-
- ¹ NAKAJIMA H. *Mensagem do diretor geral da OMS por ocasião do Dia Mundial da Saúde. Dir. Geral Saúde*, 1994.
- ² GIFT HC; REDFORD M. Oral health and the quality of life. *Clin Geriatr Med*, v.8, n.3, p.673-83, 1992.
- ³ OLIVEIRA AGRC. Levantamento epidemiológico em saúde bucal. Cárie Dental Brasil, 1996. Disponível em: <<http://www.saude.gov.br/sps/areastecnicas/bucal/inicial.htm>>
- ⁴ VARGAS CM; CRALL JJ; SCHNEIDER DA. Sociodemographic distribution of pediatric dental caries. *J Am Dent Assoc*, v.129, n.9, p.1229-1238, 1998.
- ⁵ CLARKSON BH. Introduction to cariology. *Dent Clin North Am*, v.43, n.4, p.569-578, 1999.
- ⁶ JORGE AOC. *Microbiologia da cárie*. Ed. São Paulo: Santos, cap.4, p.50-65, 1998.
- ⁷ KEYES PH. The infectious and transmissible nature of experimental dental caries: Findings and implications. *Arch Oral Biol*, v.1, p.304, 1960.
- ⁸ GUSTAFSSON BE; QUENSEL CE; LANKE LS; LUNQVIST D; GRAHNEN H; BONOW BE; KRASSE B. The Vipeholm dental caries study. The effect of different level of carbohydrate intake on caries activity in 436 individuals observed over five years. *Acta Odontol Scand*, v.11, p.232-364, 1954.
- ⁹ FEATHERSTONE JD; ZERO DT. An in situ model for simultaneous assessment of inhibition of demineralization and enhancement of remineralization. *J Dent Res*, v.71, special number, p.804-810, 1992.
- ¹⁰ JENSEN ME; DONLY K; WEFEL JSO. Assessment of the Effect of Selected Snack Foods on Remineralization/Demineralization of Enamel and Dentin. *J Contemp Dent Pract*, v.1, n.3, p.001-017, 2000.
- ¹¹ MAIMAN, TH. Stimulated Optical Radiation in Rubi. *Nature*, v.187, n.4736, p.493-494, 1960.
- ¹² MAIMAN TH. The Laser Odyssey. *Laser Press*, october 30, 2000.
- ¹³ EINSTEIN A. Zur Quantentheorie der Strahlung. *Physiol Z*, v.18, p.121-8, 1917.

-
- ¹⁴ STERN RH; SOGNAES RF. Laser beam effect on dental hard tissues. **J Dent Res**, v.43, p.861-873, 1964.
- ¹⁵ GOLDMAN L; HORNBY P; MEYER R; GOLDMAN B. Impact of the Laser on Dental Caries. **Nature**, v.25, n.203, p.417, Jul 1964.
- ¹⁶ STERN RH; SOGNAES RF. Laser effect on dental hard tissues. A preliminary report. **J South Calif Dent Assoc**, v.33, p.17-9, Jan 1965.
- ¹⁷ KINERSLY T; JARABAK JP; PHATAK NM; DEMENT J. Laser effects on tissue and materials related to dentistry. **J Am Dent Assoc**, v.70, p.593-600, Mar 1965.
- ¹⁸ GOLDMAN L; GRAY JÁ; GOLDMAN J; GOLDMAN B; MEYER R. Effect of laser beam impacts on teeth. **J Am Dent Assoc**, v.70, p.601-6, 1965.
- ¹⁹ SCHULTE W; KLAUS HD; FLACH A; GEISBE H. Laser effects on dental substances. Microscopic study. **Dtsch Zahnarztl Z**, v.1, n.20, p.289-301, 1965.
- ²⁰ TAYLOR R; SHKLAR G; ROEBER F. The effects of laser radiation on teeth, dental pulp, and oral mucosa of experimental animals. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol**, v.19, p.786-95, 1965.
- ²¹ LENZ P; GILDE H; PYTTEL UJ. Reactions of dental tissue to laser radiation. **Dtsch Zahnarztl Z**, v.31, n.11, p.884-6, 1976.
- ²² LOBENE RR; BHUSSRY BR; FINE S. Interaction of carbon dioxide laser radiation with enamel and dentin. **J Dent Res**, v.47, n.2, p.311-7, 1968.
- ²³ LHUISSET F. Impact of carbon dioxide laser beams on the teeth. Observation with scanning electron microscope. **Ligament**, v.136, p.103-5, 1980.
- ²⁴ KREJCI I; SIMUNOVIC K; LUTZ F. Substance ablation with a superpulsed CO₂ laser. **Schweiz Monatsschr Zahnmed**, v.102, n.6, p.693-9, 1992.
- ²⁵ FRIED D; GLENA RE; FEATHERSTONE JD; SEKA W. Permanent and transient changes in the reflectance of CO₂ laser-irradiated dental hard tissues at lambda = 9.3, 9.6, 10.3, and 10.6 microns and at fluences of 1-20 J/cm². **Lasers Surg Med**, v.20, n.1, p.22-31, 1997.
- ²⁶ TAKAHASHI K; KIMURA Y; MATSUMOTO K. Morphological and atomic analytical changes after CO₂ laser irradiation emitted at 9.3 microns on human dental hard tissues. **J Clin Laser Med Surg**, v.16, n.3, p.167-73, 1998.

-
- ²⁷ HOSSAIN MM; HOSSAIN M; KIMURA Y; KINOSHITA J; YAMADA Y; MATSUMOTO K. Acquired acid resistance of enamel and dentin by CO₂ laser irradiation with sodium fluoride solution. **J Clin Laser Med Surg**, v.20, n.2, p.77-82, 2002.
- ²⁸ LENZ P; PYTTEL UJ; GILDE H. Morphological studies on the effect of lasers on dental pulp and mouth mucosa. Macroscopic and microscopic findings made in the gingiva, lip, tongue and pulp tissue of monkeys show that from the histological viewpoint there are no objections to the use of Nd:YAG for sealing dental enamel and dentin. **Dtsch Zahnarztl Z**, v.32, n.7, p.508-11, 1977.
- ²⁹ VAN BENTHEM H; VAHL J. Tear resistance of laser-welded dental alloys. **Dtsch Zahnarztl Z**, v.33, n.4, p.262-6, 1978.
- ³⁰ MORIOKA T; MORITA E; SUZUKI K. Temperature increments and sensory response of healthy teeth of volunteers with irradiation of a Q-switched Nd-YAG laser. **Koku Eisei Gakkai Zasshi**, v.31, n.5, p.44-50, 1982.
- ³¹ OSADA K; KOJIMA T; KOBAYASHI K. Nd-YAG laser-induced heat inside the dental pulp cavity and methods of cooling. *Shikai Tenbo*, **Lasers in dentistry 2**, v.63, n.3, p.629-41, 1984.
- ³² SUMITOMO M; FURUYA H. Biomedical engineering for the conservation of teeth--the use of a Nd-YAG laser for a treatment of apical focus. **Front Med Biol Eng**, v.1, n.2, p.89-97, 1989.
- ³³ MYERS TD; MYERS WD; STONE RM. First soft tissue study utilizing a pulsed Nd:YAG dental laser. **Northwest Dent**, v.68, n.2, p.14-7, 1989.
- ³⁴ HESS JA. Scanning electron microscopic study of laser-induced morphologic changes of a coated enamel surface. **Lasers Surg Med**, v.10, n.5, p.458-62, 1990.
- ³⁵ FRENTZEN M; KOORT HJ; KERMANI O; DARDENNE MU. Preparation of hard tooth structure with Excimer lasers. In vitro study. **Dtsch Zahnarztl Z**, v.44, n.6, p.431-5, 1989.
- ³⁶ ARIMA M; MATSUMOTO K. Effects of ArF:excimer laser irradiation on human enamel and dentin. **Lasers Surg Med**, v.13, n.1, p.97-105, 1993.
- ³⁷ STRATMANN U; SCHAARSCHMIDT K; SCHURENBERG M; EHMER U. The effect of ArF-excimer laser irradiation of the human enamel surface on the bond strength of orthodontic appliances. **Scanning Microsc**, v.9, n.2, p.469-78, 1995.

- ³⁸ WILDER-SMITH P; LIN S; NGUYEN A; LIAW LH; ARRASTIA AM; LEE JP; BERNS MW. Morphological effects of ArF excimer laser irradiation on enamel and dentin. **Lasers Surg Med**, v.20, n.2, p.142-8, 1997.
- ³⁹ NIKOLOPOULOS S; NAOUMIDOU I; MANOUSAKI A; THEODORIDES D; HELIDONIS E; CASTANAS E. Safety of the ArF193 excimer laser for the removal of dental plaque and calculi: an *in vitro* histological study. **J Clin Laser Med Surg**, v.18, n.6, p.295-300, 2000.
- ⁴⁰ ZEZELL DM; CECCHINI SC; EDUARDO CP; MATSUMOTO K; DE ROSSI W; NOGUEIRA GE; BERRETTA JR; VIEIRA JUNIOR ND; MORATO SP. Experimental studies of the applications of the holmium laser in dentistry. **J Clin Laser Med Surg**, v.13, n.4, p.283-9, 1995.
- ⁴¹ NEEV J; PHAM K; LEE JP; WHITE JM. Dentin ablation with three infrared lasers. **Lasers Surg Med**, v.18, n.2, p.121-8, 1996.
- ⁴² KINNEY JH; HAUPT DL; BALOOCH M; WHITE JM; BELL WL; MARSHALL SJ; MARSHALL GW JR. The threshold effects of Nd and Ho: YAG laser-induced surface modification on demineralization of dentin surfaces. **J Dent Res**, v.75, n.6, p.1388-95, 1996.
- ⁴³ ARCORIA CJ; FREDERICKSON CJ; JUDY MM; JENNETT EL; MOTAMEDI M. Jet-assisted laser tools for tooth preparation. **J Clin Laser Med Surg**, v.12, n.3, p.153-7, 1994.
- ⁴⁴ MORITZ A; GUTKNECHT N; SCHOOP U; GOHARKHAYK; DOERTBUDAK O; SPERR W. Irradiation of infected root canals with a diode laser *in vivo*: results of microbiological examinations. **Lasers Surg Med**, v.21, n.3, p.221-6, 1997.
- ⁴⁵ MORITZ A; SCHOOP U; GOHARKHAY K; SCHAUER P; DOERTBUDAK O; WERNISCH J; SPERR W. Treatment of periodontal pockets with a diode laser. **Lasers Surg Med**, v.22, n.5, p.302-11, 1998.
- ⁴⁶ GOHARKHAY K; MORITZ A; WILDER-SMITH P; SCHOOP U; KLUGER W; JAKOLITSCH S; SPERR W. Effects on oral soft tissue produced by a diode laser *in vitro*. **Lasers Surg Med**, v.25, n.5, p.401-6, 1999.
- ⁴⁷ QUINTO Jr J. **Análise morfológica e térmica do esmalte dental humano irradiado com laser de diodo de alta potência em 960 nanômetros assistido por um fotoiniciador**. 2001. Dissertação (Mestrado Profissionalizante) – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, São Paulo.
- ⁴⁸ STERN RH. The potential of various lasers in caries prevention. **Ann N Y Acad Sci**, v.168, n.3, p.642-8, 1969.

-
- ⁴⁹ STERN RH; SOGNAES RF. Laser inhibition of dental caries suggested by first tests in vivo. **J Am Dent Assoc**, v.85, n.5, p.1087-90, 1972.
- ⁵⁰ YAMAMOTO H; OOYA K. Potential of yttrium-aluminum-garnet laser in caries prevention. **J Oral Pathol**, v.3, n.1, p.7-15, 1974.
- ⁵¹ GOODMAN BD; KAUFMAN HW. Effects of an argon laser on the crystalline properties and rate of dissolution in acid of tooth enamel in the presence of sodium fluoride. **J Dent Res**, v.56, n.10, p.1201-7, 1977.
- ⁵² YAMAMOTO H; SATO K. Prevention of dental caries by acousto-optically Q-switched Nd: YAG laser irradiation. **J Dent Res**, v.59, n.2, p.137, 1980.
- ⁵³ MORIOKA T; TAGOMORI S; TSUTSUMI H. Increase in acid resistance of hamster enamel by using a normal pulse Nd-YAG laser. **Fukuoka Igaku Zasshi**, v.76, n.2, p.49-53, 1985.
- ⁵⁴ ABOITES V; DIAZ O; CUEVAS F. Hardening of dental tissue by CO₂ laser radiation. **Pract Odontol**, v.10, n.3, p.18-9, 1989.
- ⁵⁵ PALANO D; MAIOLANI S; GALLI E; RINALDI R; MOLINARI G. Potentials and limitations of topical fluoride prophylaxis using the 904-nm IR laser. **Minerva Stomatol**, v.37, n.2, p.97-106, 1988.
- ⁵⁶ NEEV J; LIAW LH; RANEY DV; FUJISHIGE JT; HO PD; BERNS MW. Selectivity, efficiency, and surface characteristics of hard dental tissues ablated with ArF pulsed excimer lasers. **Lasers Surg Med**, v.11, n.6, p.499-510, 1991.
- ⁵⁷ FRANDZEL S. Ho:YAG and fluoride resin increases resistance to caries. **J Clin Laser Med Surg**, v.13, n.3, p.225-6, 1995.
- ⁵⁸ HOLT RA; NORDQUIST RE. Effect of resin/fluoride and holmium:YAG laser irradiation on the resistance to the formation of caries-like lesions. **J Prosthodont**, v.6, n.1, p.11-9, 1997.
- ⁵⁹ NEEV J; LIAW LH; RANEY DV; FUJISHIGE JT; HO PD; BERNS MW; HOSSAIN M; NAKAMURA Y; KIMURA Y; YAMADA Y; ITO M; MATSUMOTO K. Caries-preventive effect of Er:YAG laser irradiation with or without water mist. **J Clin Laser Med Surg**, v.18, n.2, p.61-5, 2000.

-
- ⁶⁰ APEL C; MEISTER J; SCHMITT N; GRABER HG; GUTKNECHT N. Calcium solubility of dental enamel following sub-ablative Er:YAG and Er:YSGG laser irradiation *in vitro*. **Lasers Surg Med**, v.30, n.5, p.337-41, 2002.
- ⁶¹ NELSON DGA; JONGEBLOED WL; FEATHERSTONE JDB. Laser irradiation of human enamel and dentin. **NZ Dent J**, v.82, p.74-77, 1986.
- ⁶² YAMAMOTO H; OOYA K. Potential of YAG laser in caries prevention. **J. Oral Pathol**, v.3, n.1, p.7-15, 1974.
- ⁶³ FEATHERSTONE JD; NELSON DG. Laser effects on dental hard tissues. **Adv Dent Res**, v.1, n.1, p.21-26, 1987.
- ⁶⁴ MORIOKA T; SUZUKI K. Prevention of dental caries by laser irradiation. 2. Choice of instruments and problems of the irradiated enamel surface. **Shikai Tenbo**, v.62, n.4, p.787-796, 1983.
- ⁶⁵ TAGOMORI S; MORIOKA T. Combined effects of laser and fluoride on acid resistance of human dental enamel. **Caries Res**, v.23, n.4, p.225-231, 1989.
- ⁶⁶ MATSUMOTO K. Lasers in endodontics. **Dent Clin North Am**, v.44, n.4, p.889-906, 2000.
- ⁶⁷ YU DG; KIMURA Y; FUJITA A; HOSSAIN M; KINOSHITA JI; SUZUKI N; MATSUMOTO K. Study on acid resistance of human dental enamel and dentin irradiated by semiconductor laser with Ag(NH₃)₂F solution. **J Clin Laser Med Surg**, v.19, n.3, p.141-6, 2001.
- ⁶⁸ WETTER NU; DE MATOS PSF; RANIERI IM; MALDONADO EP; VIEIRA JR ND; QCW - Tm:Ho:YLF laser pumped by a 20 W diode bar using a two mirror beam shaper. **Revista de Física Aplicada e Instrumentação**, v.13, n.4, p.83-85, 1998.
- ⁶⁹ PELINO JE; MELLO JB; EDUARDO CP; JORGE AO. In vitro study of the Nd:YAG laser effect on human dental enamel: optical and scanning electron microscope analysis. **J Clin Laser Med Surg**, v.17, n.4, p.171-177, 1999.
- ⁷⁰ SOUZA SA. **Ensaio mecânicos de materiais metálicos**. 5ª ed, São Paulo, Edgard Blucher, cap.4, p.103-137, 1982.
- ⁷¹ Today in Science History. Disponível em: <http://www.todayinsci.com/cgi-bin/indexpage.pl?http://www.todayinsci.com/11/11_21.htm>.

-
- ⁷² Fundamentals of Rockwell Hardness Testing, published by Wilson Instruments, division of Instron Corporation. Disponível em: <<http://pw1.netcom.com/~brlevine/rockw.txt>>.
- ⁷³ Metals Handbook, published by the American Society for Metals. Disponível em: <<http://pw1.netcom.com/~brlevine/rockw.txt>>.
- ⁷⁴ Disponível em: <http://www.bibvirt.futuro.usp.br/textos/tem_outros/cursoprofissionalizante/tc2000/ensaios/ensa13.pdf>.
- ⁷⁵ SEAMAN F; SHANNON IL. Fluoride treatment and microhardnes of dentin. **J Prodtthet Dent**, v.41, n.5, p.528-530, 1979.
- ⁷⁶ RYGE G; FOLEY DE; FAIRHURST CW. Micro-indentation hardness. **J Dent Res**, v.40, p.1116-1126, 1961.
- ⁷⁷ ARENDS J; SCHUTHOF J; JONGEBLOED WG. Lesion Depht and Microhardness Identations on Artificial White Spot Lesions. **Caries Res**, v.14, p.190-195, 1980.
- ⁷⁸ FEATHERSTONE JD; TEN CATE JM; SHARIATI M; ARENDS J. Comparison of artificial caries-like lesions by quantitative micro radiography and microhardness profiles. **Caries Res**, v.17, p.385-391, 1983.
- ⁷⁹ THYLSTRUP A; FEATHERSTONE JDB; FREDEBO L. Surface morphology and dynamics of early caries development. Leach S.A. and Edgar, W.M. eds. **Demineralization and Remineralization of the teeth**. Oxford IRL Press, p.165-184, 1983.
- ⁸⁰ HOLMEN L; THYLSTRUP A; OGAARD B; KRAGH F. A polarized light microscopic study of progressive stages of enamel caries in vivo. **Caries Res**, v.19, n.4, p.348-354, 1985.
- ⁸¹ FEATHERSTONE JD; ZERO DT. An *in situ* model for simultaneous assessment of inhibition of demineralization and enhancement of remineralization. **J Dent Res**, v.71, special number, p.804-810, 1992.
- ⁸² JENSEN ME; DONLY K; WEFEL JSO. Assessment of the Effect of Selected Snack Foods on Remineralization/Demineralization of Enamel and Dentin. **J Contemp Dent Pract**, v.1, n.3, p.001-017, 2000.
- ⁸³ ZUERLEIN MJ; FRIED D; FEATHERSTONE JD. Modeling the modification depth of carbon dioxide laser-treated dental enamel. **Lasers Surg Med**, v.25, n.4, p.335-347, 1999.

-
- ⁸⁴ KOULOURIDES T; HOUSCH T. Hardness testing and microradiography of enamel in relation to intraoral de- and remineralization. Leach S.A. and Edgar W.M. eds. **Demineralization and Remineralization of the teeth**. Oxford: IRL Press, p.255-272, 1983.
- ⁸⁵ CALDWELL RC; GILMORE RW; TIMBERLAKE P; PIGMAN J; PIGMAN W. Semiquantitative studies of *in vitro* caries by microhardness tests. **J Dent Res**, v.37, n.2, p.301-305, 1958.
- ⁸⁶ ZUNIGA MA; LOPEZ H; SANDHAM HJ; BRADLEY EL; KOULOURIDES T. Calcium and phosphorus contents of dental plaques and microhardness changes of sample enamel in the human mouth. **Ala J Med Sci**, v.10, n.1, p.3-10, 1973.
- ⁸⁷ ESSIG ME; BODDEN WR; BRADLEY EL JR; KOULOURIDES T; HOUSCH T. Enamel microhardness change and plaque pH measurements in an intra-oral model in humans. **J Dent Res**, v.64, n.8, p.1065-1068, 1985.
- ⁸⁸ HESS JA. Subsurface morphologic changes of Nd:YAG laser-etched enamel. **Lasers Surg Med**, v.21, p.193-197, 1997.
- ⁸⁹ ZECELL DM; BONK PA; SALVADOR VLR; ROSSI W; RANIERI IM; BACHMANN L; EDUARDO CP; VIEIRA JR ND; MORATO SP. Combined Effect of Holmium Laser and Fluoride in Prevention of Dental Caries *in vitro*. **Symposium on Lasers and Their Applications**, Proceedings 3 – 5, December, Campinas, SP, Brazil, p.162-164, 1997.
- ⁹⁰ DELBEM AC; CURY JÁ; NAKASSIMA CK; GOUVEIA VG; THEODORO LH. Effect of Er:YAG laser on CaF₂ formation and its anti-cariogenic action on human enamel: an *in vitro* study. **J Clin Laser Med Surg**, v.21, n.4, p.197-201, 2003.
- ⁹¹ KURAMOTO Jr M; MATSON E; TURBINO ML; MARQUES R.A. Microhardness of Nd:YAG Laser Irradiated Enamel Surfaces. **Braz Dent J**, v.12, n.1, p.31-33, 2001.
- ⁹² HABELITZ S; MARSHALL SJ; MARSHALL GW; BALOOCH M. Mechanical properties of human dental enamel on the nanometre scale. **Archives of Oral Biology**, v.46, n.2, p.173-183, 2001.
- ⁹³ ARNOLD WH; GAENGLER P; SABOV K; SCHMITZ I; GEDALIA I; STEINBERG D. Induction and 3D reconstruction of caries-like lesions in an experimental dental plaque biofilm model. **J Oral Rehabil**, v.28, n.8, p.748-754, 2001.
- ⁹⁴ CURY JÁ; FRANCISCO SB; SIMOES GS; DEL BEL; CURY AA; TABCHOURY CP. Effect of a calcium carbonate-based dentifrice on enamel demineralization *in situ*. **Caries Res**, v.37, n.3, p.194-9, 2003.

-
- ⁹⁵ DELBEM AC; CURY JÁ; NAKASSIMA CK; GOUVEIA VG; THEODORO LH. Effect of Er:YAG laser on CaF₂ formation and its anti-cariogenic action on human enamel: an in vitro study. **J Clin Laser Med Surg**, v.21, n.4, p.197-201, 2003.
- ⁹⁶ GERLACH RF; CURY JÁ; KRUG FJ; LINE SR. Effect of lead on dental enamel formation. **Toxicology**, v.175, n.1-3, p.27-34, 2002.
- ⁹⁷ SAVARINO L; SAPONARA TEUTONICO A; TARABUSI C; BRESCHI L; PRATI C. Enamel microhardness after in vitro demineralization and role of different restorative materials. **J Biomater Sci Polym Ed**, v.13, n.3, p.349-357, 2002.
- ⁹⁸ SHINKAI RS; CURY AA; CURY JA. In vitro evaluation of secondary caries development in enamel and root dentin around luted metallic restoration. **Oper Dent**, v.26, n.1, p.52-59, 2001. *Erratum in: Oper Dent*, v.27, n.1, p.104, 2002.
- ⁹⁹ TAKIMOTO N; YAMAKI M; SAWANO S; NAKAZAWA S. The effect of topically applied caries inhibiting agents on the mature enamel surfaces. 3. Changes in microhardness of subsurface enamel. **Hiroshima Daigaku Shigaku Zasshi**, v.2, n.1, p.37-43, 1970.
- ¹⁰⁰ HSU J; FOX JL; WANG Z; POWELL GL; OTSUKA M; HIGUCHI WI. Combined effects of laser irradiation/solution fluoride ion on enamel demineralization. **J Clin Laser Med Surg**, v.16, n.2, p.93-105, 1998. *Erratum in: J Clin Laser Med Surg*, v.16, n.5, p.294-295, 1998.
- ¹⁰¹ HASHIGUCHI K; HASHIMOTO K. Effect of Nd:YAG laser irradiation on human dental enamel. **Okajimas Folia Anat J**, v.67, n.4, p.271-279, 1990.
- ¹⁰² HOSSAIN M; NAKAMURA Y; KIMURA Y; YAMADA Y; KAWANAKA T; MATSUMOTO K. Effect of pulsed Nd:YAG laser irradiation on acid demineralization of enamel and dentin. **J Clin Laser Med Surg**, v.19, n.2, p.105-108, 2001.
- ¹⁰³ SANTAELLA, MRLA; BRAUN, A; MATSON, E; FRENTZEN, M. Laser-assisted inhibition of artificial caries-like lesion formation in enamel of deciduous teeth. **International Congress Series**, v.1248, p.199-200, 2003.
- ¹⁰⁴ KATO, IT. Determinação do efeito do tratamento laser de diodo e flúor tópico na desmineralização do esmalte dental por meio do método ICP-OES. 2003. (Seminário de Área) – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, São Paulo.
- ¹⁰⁵ OLIVEIRA, MV; QUINTO Jr, J; RATTICHERI, F; ZECELL, DM; EDUARDO, CP; WETTER, NU. Morphological and Thermal Analysis of Resolidified Dental Enamel Surface after Dye-assisted Irradiation with a 960 nm Diode Laser. **J Oral Laser Appl**, v.1, n.3, p.201-206, 2001.