



BR0645454

INIS-BR--4035

AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE
DE SÃO PAULO

**ESTUDO *IN VITRO* DO ESMALTE DENTAL IRRADIADO COM
LASER DE DIODO DE ALTA ALTA POTÊNCIA EM 960nm:
ANÁLISE MORFOLÓGICA DA SUPERFÍCIE DENTAL PÓS
IRRADIADA E ANÁLISE DO COMPORTAMENTO TÉRMICO
NA CÂMARA PULPAR DEVIDO A APLICAÇÃO LASER**

JOSÉ QUINTO JÚNIOR

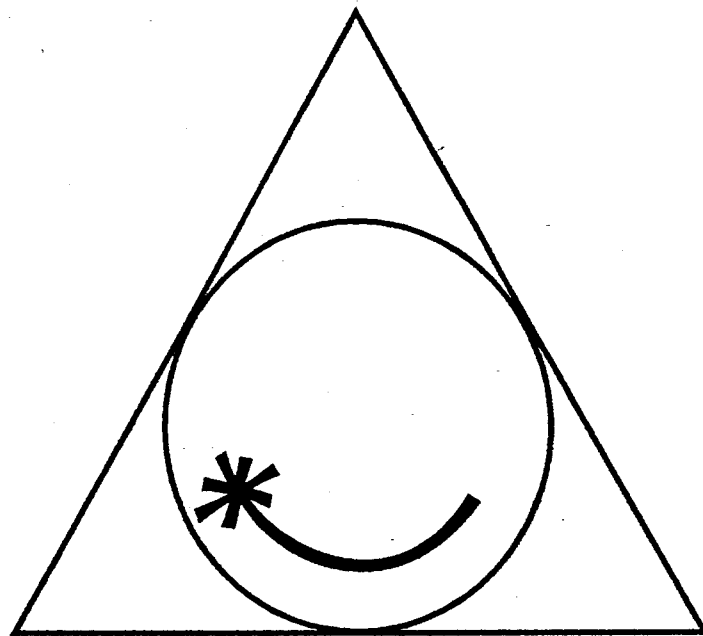
Dissertação apresentada como parte
dos requisitos para obtenção do Grau
de Mestre Profissional na área de Lasers
em Odontologia.

Orientador:
Prof. Dr. Niklaus Ursus Wetter

Co-Orientador:
Prof. Dr. Edmir Matson

**São Paulo
2001**





**MESTRADO PROFISSIONALIZANTE DE LASER EM
ODONTOLOGIA**

**INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES
CENTRO DE LASERS E APLICAÇÕES
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DA UNIVERDIDADE DE SÃO PAULO
MPLO**

Estudo in vitro do esmalte dental irradiado com laser de diodo de alta potência em 960nm: Análise morfológica da superfície dental pós irradiada e análise do comportamento térmico na câmara pulpar devido a aplicação laser.

JOSÉ QUINTO JÚNIOR



DISSERTAÇÃO APRESENTADA COMO PARTE DOS REQUISITOS PARA OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE PROFISSIONAL NA ÁREA DE LASERS EM ODONTOLOGIA*

ORIENTADOR:
PROF. DR. NIKLAUS URSUS WETTER
CO-ORIENTADOR:
PROF. DR. EDMIR MATSON

SÃO PAULO

2001

DEDICATÓRIA

Às Minhas filhas, GABRIELLE e DANIELLE, que são a razão e o sentido da minha luta diária.

Este trabalho é nosso!

"Ninguém galga uma colina apenas olhando-a" H.W.Beecher

À GLÁUCIA, minha amiga e meu amor. Esta é mais uma semente que você ajudou a florir. Sem a sua ajuda, talvez, só houvesse a terra árida.

"A gente pode se sentir só, no meio de muita gente amiga, se souber que não ocupa um lugar especial no coração de alguém" Anne Frank

Aos meus pais, José e Norma, e à memória dos meus avós, que me ensinaram e serviram como exemplo.

Aos meus irmãos Lígia, Denise e Daniel;

À D. Laura.

"A generosidade consiste em dar antes de ser solicitado"...Sabedoria Árabe

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Dr. **Niklaus Ursus Wetter**, meu sincero reconhecimento pela sua dedicação e competência em fazer ciência neste país.

A coragem empreendedora dos Profs. Drs. **Nilson Dias Vieira Jr., Carlos de Paula Eduardo e Denise M. Zezell**, os merecidos frutos colhidos pela vitoriosa união de esforços.

Ao auxílio enriquecedor das sugestões dos Prof. Drs. **Sheila C. Gouw Soares e Silvio Issao Myake**.

Ao colega **Marcelo V. Oliveira**., cujo senso de equipe foi fundamental para o desenvolvimento deste trabalho.

Ao suporte dos Prof. Drs. **Martha Simões Ribeiro, Edmir Matson, Adriana B. Matos**.

Ao corpo docente do CLA-Ipen pelos ensinamentos transmitidos e a atenção dedicada aos alunos do mestrado profissionalizante. Profs. Dr. **Armando Mirage, Edson Puig Maldonado, Gessé E. Calvo Nogueira, Lilia Coronato Courrol, Laércio Gomes, Martha M. Ferreira Vieira, Ricardo Samad e Wagner de Rossi**.

Ao corpo docente da FO- USP pelo tratamento respeitoso entre colegas. Prof. Drs. **Eduardo de Bortolli Groth, José Luis Lage Marques, Adrea C. Bastos Ramos, Cláudia Strefezza, Edgar Y. Tanji, José E.P. Pelino, Patricia Hypeck, Ricardo Navarro, Liliane Azevedo e Denise C. Oliveira**.

"Um expert é uma pessoa que cometeu quase todos os erros possíveis em uma determinada área." - Niels Bohr

Aos colegas de mestrado pelo convívio harmonioso desenvolvido, **Carlos Glauche, Cláudia Goya, Fabiane, Flávio, Gerdal, Henrique, Iris, José Cláudio, José Ricardo, Leonardo, Letícia, Luciane, Manoelita, Marcelo, Maria Angélica, Maria Aparecida, Maria Teresa, Mário, Maurício, Priscila, Rafael, Reugma, Rodrigo Guerra, Rodrigo Macri e Sandra**.

"Aquele que honra e respeita o seu semelhante, será ele mesmo respeitado e honrado" - Talmud

Aos colaboradores do mestrado, **Bete, Fernando, Liliane, Maria Aparecida e Sandra**

"Não são os lugares que honram os homens, mas os homens que honram os lugares" - Domínio público.

ÍNDICE

| | |
|--|-----------|
| RESUMO..... | 1 |
| ABSTRACT..... | 2 |
| INTRODUÇÃO..... | 3 |
| 1. O ESMALTE DENTAL HUMANO..... | 4 |
| 1.1.COMPOSIÇÃO..... | 4 |
| 1.2. ESTRUTURA MORFOLÓGICA MICROSCÓPICA..... | 6 |
| 1.3. CARACTERÍSTICAS DOS PRISMAS DE ESMALTE..... | 9 |
| 1.4. A DENTIÇÃO HUMANA E A ANATOMIA MACROSCÓPICA DA SUPERFÍCIE..... | 11 |
| 2. A CÁRIE | 13 |
| 2.1 A RELAÇÃO ENTRE A CÁRIE A SUPERFÍCIE DENTAL..... | 15 |
| 2.2 MEDIDAS DE PREVENÇÃO..... | 16 |
| 3. O LASER..... | 19 |
| 3.1 INTERAÇÕES DO FEIXE LASER NOS TECIDOS HUMANOS..... | 19 |
| 4. CONSIDERAÇÕES SOBRE EFEITOS TÉRMICOS E MUDANÇA DE ESTADO FÍSICO..... | 22 |
| 5. AUMENTO DA TEMPERATURA PULPAR NO INTERIOR DA CÂMARA PULPAR..... | 23 |
| 6. O LASER APLICADO EM ESMALTE..... | 26 |
| 6.1 INTRODUÇÃO..... | 26 |
| 6.2 AUMENTO DE TEMPERATURA E A RADIAÇÃO LASER..... | 27 |
| 6.3 OS DIFERENTES TIPOS DE LASERS UTILIZADOS EM ESMALTE..... | 29 |
| OBJETIVOS..... | 55 |
| MATERIAIS E MÉTODOS..... | 56 |

| | |
|--|----|
| PRIMEIRA FASE..... | 56 |
| RESULTADOS DA PRIMEIRA FASE..... | 62 |
| SEGUNDA FASE..... | 65 |
| RESULTADOS DA SEGUNDA FASE..... | 69 |
| DISCUSSÃO..... | 73 |
| CONCLUSÕES..... | 79 |
| APÊNDICES..... | 80 |
| APÊNDICE 1- ASPECTOS DA FÍSICA DO LASER..... | 80 |
| REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS..... | 91 |

ESTUDO IN VITRO DO ESMALTE DENTAL IRRADIADO COM LASER DE DIODO DE ALTA POTÊNCIA EM 960 NM: ANÁLISE MORFOLÓGICA DA SUPERFÍCIE DENTAL PÓS-IRRADIADA E ANÁLISE DO COMPORTAMENTO TÉRMICO NA CÂMARA PULPAR DEVIDO À APLICAÇÃO LASER

RESUMO

O objetivo deste estudo é verificar as alterações estruturais morfológicas bem como as térmicas produzidas pelo laser de diodo de alta potência aplicado sobre a superfície do esmalte dental humano. A proposta principal é a verificação se há a ocorrência de fusão na superfície deste esmalte irradiado. Ao mesmo tempo monitorar a temperatura atingida no interior da câmara pulpar. Esse aumento momentâneo de temperatura deve ser o menor possível e não deve atingir níveis que causem a inflamação irreversível da polpa. Para a obtenção desse resultado foi necessário o estabelecimento de parâmetros adequados para o laser de diodo de alta potência (960 nm). A fusão e a ressolidificação da superfície do esmalte dental irradiado por laser são capazes de produzir uma superfície mais resistente à ação de ácidos, inclusive aos de origem bacteriana. Esse método foi descrito e avaliado em vários trabalhos científicos, inclusive clínicos, no sentido de ser uma alternativa terapêutica na prevenção de cáries. A utilização do laser de diodo de alta potência, nesse sentido, se constitui um fato inédito.

Uma série de catorze amostras obtidas de dentes terceiros molares humanos recém-extraídos foram preparadas de maneira semelhante. Obtidas as amostras, estas foram irradiadas com um laser de diodo de alta potência operando em 960 nm, usando uma fibra de 365 μm . Uma camada fina de um cromóforo absorvedor foi utilizada anteriormente à aplicação laser. Em uma primeira etapa do experimento foi determinado o melhor parâmetro para a largura temporal e a potência necessária para produzir fusão. Determinadas essas duas variáveis iniciais, na segunda fase do experimento foi aplicada a mesma densidade de energia, mas com diferentes taxas de repetição. O objetivo da segunda fase foi avaliar a variação de temperatura produzida. Durante esta fase experimental, a temperatura foi monitorada com um termopar. A morfologia das amostras irradiadas foi avaliada com um microscópio eletrônico de varredura.

Como resultado alterou-se a morfologia das amostras irradiadas obteve-se uma camada de esmalte ressolidificada e de aspecto homogêneo. Os resultados da análise da variação da temperatura mostraram uma relação direta da taxa de repetição do feixe com a alteração da temperatura produzida.

Podemos dizer que foi estabelecido um protocolo de utilização do laser de diodo de alta potência, capaz de alterar a superfície do esmalte dental humano. Obtiveram-se a fusão e a ressolidificação do mesmo. O protocolo estabelecido manteve a temperatura no interior da câmara pulpar dentro de padrões que não causam danos à polpa.

Palavras-chave: Transferência de calor em tecidos biológicos; materiais cerâmicos; fusão e ressolidificação; prevenção de cáries dentais.

ESTUDO IN VITRO DO ESMALTE DENTAL IRRADIADO COM LASER DE DIODO DE ALTA POTÊNCIA EM 960 NM: ANÁLISE MORFOLÓGICA DA SUPERFÍCIE DENTAL PÓS-IRRADIADA E ANÁLISE DO COMPORTAMENTO TÉRMICO NA CÂMARA PULPAR DEVIDO À APLICAÇÃO LASER

ABSTRACT

Objectives: This study examines the structural and thermal modifications induced in dental enamel under dye assisted diode laser irradiation. The aim of this study is to verify if this laser-assisted treatment is capable to modify the enamel surface by causing fusion of the enamel surface layer. At the same time, the pulpal temperature rise must be kept low enough in order not to cause pulpar necrosis. To achieve this target, it is necessary to determine suitable laser parameters. As is known, fusion of the enamel surface followed by re-solidification produce a more acid resistant layer. This surface treatment is being researched as a new method for caries prevention.

Method and Materials: A series of fourteen identically prepared enamel samples of human teeth were irradiated with a high power diode laser operating at 960 nm and using fiber delivery. Prior to irradiation, a fine layer of chromophorous ink was applied to the enamel surface. In the first part of the experiment the best parameter for pulse duration was determined. In the second part of the experimental phase the same energy density was used but with different repetition rates. During irradiation we monitored the temperature rise in the pulpal cavity. The morphology of the treated samples was analysed under SEM.

Results: The morphology of the treated samples showed a homogeneously re-solidified enamel layer. The results of the temperature analysis showed a decrease of the pulpal temperature rise with decreasing repetition rate.

Conclusion: With the diode laser it is possible to cause morphological alterations of the enamel surface, which is known to increase the enamel resistance against acid attack, and still maintain the temperature rise in the pulpar chamber below damage threshold.

Key words: *heat transfer in biological tissues; ceramic materials; enamel fusion and solidification; dental caries prevention.*

INTRODUÇÃO

O estudo detalhado das estruturas dentais com especial atenção ao esmalte, revela a sua singularidade. O esmalte dental humano demonstra ser um tecido nobre e altamente especializado tanto morfológica quanto funcionalmente

O seu ordenamento morfológico e a delicadeza das suas estruturas se contrapõem às condições severas a que é submetido dentro da cavidade oral. Como exemplo podemos citar as bruscas diferenças de temperatura a que são submetidos os dentes e, por consequência, o esmalte, as diferenças de pH, o ato mastigatório entre duas superfícies e a agressão bacteriana constante. Vários são os fatores adversos que atuam sobre o esmalte. Frequentemente tais fatores se somam e podem ser potencializados.

Por outro lado não devemos nos esquecer de que os pacientes depositam em nosso trabalho o cuidado com a sua saúde e o desejo de se evitar problemas. Esse desejo, muitas vezes, pode vir disfarçado sob a forma da clássica preocupação do paciente em querer saber apenas se tem "cáries".

Nosso principal compromisso, como profissionais de odontologia, é o de promover a saúde bucal com uma visão ampla do conceito de saúde. Devemos valorizar o nosso trabalho pois, como sabemos, a cavidade oral é uma das portas de entrada para vários problemas de saúde.

Uma lesão cáriosa pode ser um exemplo dos caminhos do processo de doença que é efetivado através do ataque ao esmalte dental, que pode culminar em um abscesso endodôntico e que, em condições extremas, pode levar ao óbito.

Este estudo tenta somar-se a importantes publicações que comprovaram a eficácia da tecnologia do laser como um método efetivo na prevenção da doença cárie.

1. ESMALTE DENTAL HUMANO

1.1. COMPOSIÇÃO

O esmalte dental humano é um tecido biológico que apresenta uma estrutura cristalina e altamente mineralizada (em torno de 96%).⁽¹⁾ O conhecimento da estrutura cristalina do esmalte permite uma melhor compreensão das propriedades físicas, químicas e biológicas dos dentes.

Ele, com sua composição pouco comum e estrutura altamente ordenada, é o material mais denso dos sistemas dos vertebrados.

Apesar de acelular, com baixíssimo nível de material orgânico, ele não é um sistema inerte e apresenta uma atividade química bastante elevada.⁽²⁾

Os seus componentes inorgânicos mais comuns são: cálcio, fósforo, carbonatos, magnésio, sódio, potássio, cloro, flúor etc.^(1,3) (vide Tabela 1)

A presença de água é da ordem de 2,3% em peso,⁽¹⁾ porém a sua identificação é extremamente difícil, uma vez que os métodos de obtenção das frações inorgânicas do esmalte demandam temperaturas muito elevadas.

Valores de até 4% em peso no esmalte dental humano podem ser realísticos, visto que estudos de ressonância nuclear magnética revelam a presença de bandas de água livres entre os prismas de esmalte.⁽³⁾

A parte orgânica assume uma proporção menor na fração total do esmalte à medida que vai se dando a maturação do mesmo. Representa de 0,6 à 1,7% em peso. Ela é de suma importância na fase de formação do esmalte, possuindo uma composição característica de aminoácidos e que se modifica durante todo o período de maturação do esmalte.

Podemos dizer então que, do período inicial até o final, há um decréscimo da sua quantidade e há mudanças na sua composição.

Amelogeninas é o termo que caracteriza as proteínas da fase de formação, e enamalinas são as que estão presentes na fase madura.⁽³⁾ Neste processo de maturação há perda de componentes protéicos.

Essas informações nos dão uma idéia do grau da especialização do esmalte e da sua diferenciação dos demais tecidos.

COMPOSIÇÃO QUÍMICA DO ESMALTE

| | 2,3% a 4% de água | 0,6 a 1,7% de material orgânico |
|-----------------------|-------------------|---------------------------------|
| Elementos inorgânicos | Cálcio | 36,1 |
| | Fósforo | 17,3 |
| | Carbonatos | 3,0 |
| | Magnésio | 0,5 |
| | Sódio | 0,2 |
| | Potássio | 0,3 |
| | Cloro | 0,3 |
| | Enxofre | 0,3 |
| | Cobre | 0,01 |
| | Zinco | 0,016 |
| | Flúor | 0,016 |
| | Silício | 0,003 |
| | Ferro | 0,0025 |

TABELA 1- Composição do esmalte determinada por Hodge, H.C. (in *Orban, Oral histology and embryology*, St Louis, 1957)* modificada com dados de *Biochemistry and oral biology*, p. 462, 1988. Valores proporcionais em peso.

1.2. ESTRUTURA MORFOLÓGICA MICROSCÓPICA

A observação da estrutura do esmalte e do seu arranjo espacial possibilita uma noção de seu ordenamento complexo. Essa complexidade nos permite fazer observações em diversos níveis.

1.2.1. A partir do corte de um dente no sentido longitudinal do seu longo eixo observando-se a porção exposta, poderemos concluir:

- Os prismas de esmalte são o primeiro nível organizacional a ser observado. Eles partem da junção amelo-dentinária até a superfície externa, que fica exposta ao meio bucal. ⁽⁴⁾
- Os prismas seguem um trajeto ondulado, podendo sofrer ramificações ou junções com seus vizinhos. A variação mais ou menos regular na direção dos prismas pode ser considerada uma adaptação funcional, minimizando o risco de fratura na direção axial sob a influência das forças mastigatórias. ⁽²⁾
- Notam-se linhas paralelas à superfície dental com padrões característicos, como as bandas de Hunter-Schreger e as linhas incrementais de Retzius. Elas representam aposições sucessivas de incremento de esmalte durante o processo de formação da coroa dental.
- Uma formação estrutural (camada aprismática) de aproximadamente 30 µm, relativamente homogênea, é descrita em dentes decíduos e em 70% dos dentes permanentes jovens. Essa estrutura é a *mais externa*, sendo encontrada sobre pontas de cúspides e áreas cervicais. ⁽⁴⁾ Sua estratificação é mais homogênea, em comparação ao restante do conjunto do esmalte.

- A análise do esmalte dos dentes humanos revela também outras estruturas como os penachos de esmalte, os fusos, os prolongamentos odontoblásticos e a linha de junção amelo-dentinária. Porém, essas estruturas não se estendem até a superfície dental, sendo detectadas apenas em cortes longitudinais ao longo eixo do dente. ⁽⁴⁾

1.2.2. O esmalte quando é observado em cortes transversais ao longo eixo do dente, revela o aspecto apresentado por seus prismas, ou seja, "escamas de peixe", ou "buracos de fechadura", ou "arcos alternados" etc. ⁽⁴⁾

1.2.3. Em uma visão da superfície externa do esmalte dental humano, e dependendo do grau de ampliação ou aumento que se aplica, identificam-se algumas peculiaridades:

- Os prismas, são vistos como uma formação que se assemelha a "favos de mel", com os centros côncavos. Eles apresentam variações em profundidade e forma, sendo mais rasos nas regiões cervicais e mais profundos nos bordos incisais e oclusais. ⁽⁴⁾
- Na superfície dental encontramos as periquimácias que são identificadas como linhas paralelas entre si, com trajeto bem regular, exceto na região cervical (Figura1). Assemelham-se a ondulações, ou sulcos transversais ondulados. Encontramos aproximadamente trinta linhas por milímetro na região do esmalte próxima ao cimento, e cerca de dez linhas por milímetro, próximo ao bordo incisal. As periquimácias são consideradas manifestações externas das linhas de Retzius. ⁽⁴⁾
- Lamelas e gretas do esmalte são estruturas estreitas que vistas superficialmente assemelham-se a fissuras ou trincas do esmalte. Elas estão distribuídas em algumas regiões do esmalte, diferenciando-se das

fissuras que se localizam em um ponto específico. As lamelas e as fissuras se projetam da superfície em direção à junção amelo-dentinária, penetrando nesta em alguns casos. As lamelas apresentam menor grau de calcificação, e em casos de preparo de peças para análise com um microscópio, o local dessas estruturas apresenta-se como defeitos, sendo possível a sua distinção apenas quando é executada uma descalcificação da peça. A distinção exata entre as gretas e lamelas não é possível dentro do ponto de vista da análise da superfície, que é o foco deste trabalho. *Há dúvidas inclusive se as gretas seriam projeções externas das lamelas.*⁽⁴⁾ A importância dessas estruturas reside no fato de que as lamelas são áreas de maior fragilidade dental. Essa fragilidade seria tanto do ponto de vista mecânico quanto o de *servir como nicho de retenção para as bactérias com potencial risco de causar lesões cariosas.*⁽⁴⁾

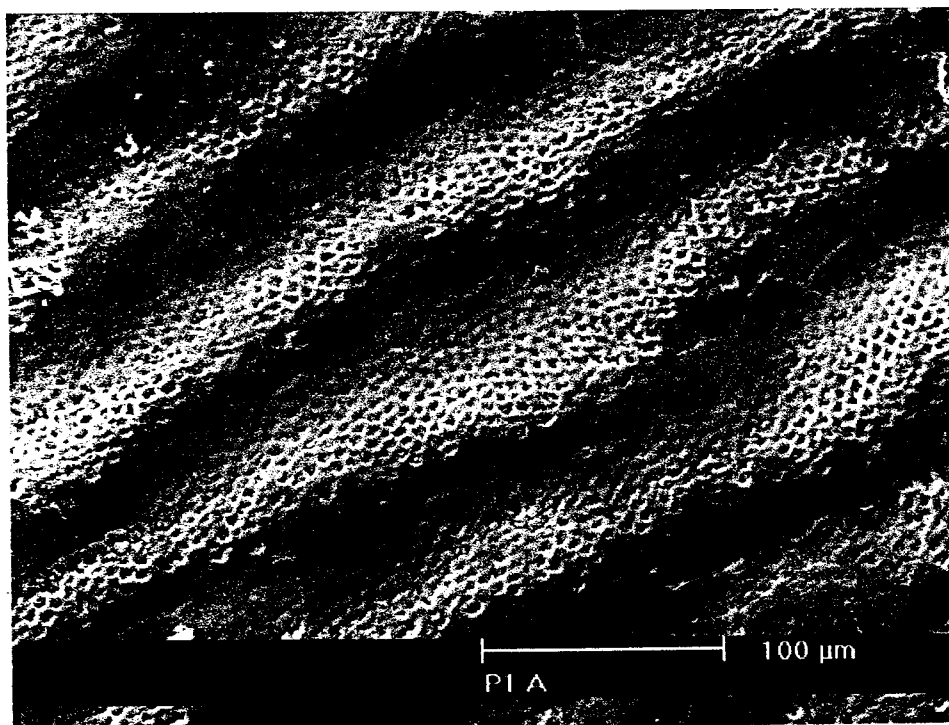


Figura 1. Superfície do esmalte dental humano em uma micrografia (original em aumento de 250 vezes). Cortesia Prof. Dr. Niklaus U. Wetter.

1.3. CARACTERÍSTICAS DOS PRISMAS DE ESMALTE

O comprimento dos prismas varia entre 1 e 3 mm, e o seu diâmetro varia entre 4 e 6 μm . Esta análise dimensional nos dá a proporção do comprimento em relação ao diâmetro ($\sim 3000 \times 4 \mu\text{m}$). Não é possível reproduzir cristais artificialmente nessas dimensões, em condições normais de temperatura e pressão.⁽³⁾

Os prismas tendem ser perpendiculares ao limite amelo-dentinário e à superfície dental.⁽²⁾ Não há uma uniformidade quanto ao diâmetro dos prismas entre a sua base em contacto com a dentina e a porção exterior. A área externa do dente é maior que a área interna a qual mantém contacto com a dentina, justificando assim a diferença encontrada entre os diâmetros dos prismas.⁽⁴⁾

A observação em maior aumento revela que cada prisma de esmalte é composto por um feixe de unidades menores denominadas cristalitos.⁽²⁾ Esses cristalitos possuem em média entre 0,1 μm e 0,2 μm e estão unidos pelas pontas no sentido longitudinal. Transversalmente possuem entre 0,02 μm a 0,04 μm , e a forma hexagonal.⁽⁵⁾

Os cristalitos no esmalte apresentam padrões de difração de raio X característicos das estruturas de apatitas.

Apatita é o nome genérico para uma classe de minerais com arranjo cristalino característico.⁽⁴⁾ Eles são variantes da fórmula genérica D_5T_3M , em que D corresponde a um cátion divalente; T corresponde a um ânion composto, trivalente e tetraédrico, e M , a um ânion monovalente.

O bloco básico dos cristais de apatita contém duas unidades, portanto representados por $D_{10} T_6 M_2$. Os componentes minerais do esmalte são freqüentemente descritos como formas impuras de hidroxiapatita, $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$.

A hidroxiapatita é apenas um dos exemplos da classe dos minerais de apatita. As apatitas biológicas se caracterizam freqüentemente por suas relações proporcionais entre cálcio e fósforo.

Análises químicas indicam que o esmalte tem composição extremamente complexa, e varia em função da porção do esmalte estudado, assim como os dados cristalográficos comprovam a não-homogeneidade.⁽²⁾

A densidade na superfície é de aproximadamente 3,01 g ml⁻¹ significando uma maior mineralização, e cai para valores de 2,89 g ml⁻¹ próximo à junção amelo-dentinária.⁽³⁾

A quantidade de carbonatos por outro lado é inversa, partindo do percentual de 2,25%, na superfície, para 3,9% próximo à região da junção amelo-dentinária.

Um fato muito importante a ser observado é o de que os cristais de apatita com maior quantidade de carbonatos são menos estáveis, em pH mais baixo.⁽³⁾ Podemos dizer portanto essa condição torna o esmalte mais vulnerável à desmineralização.

A correlação entre os diversos elementos depende também da troca de íons entre a cavidade oral e a porção mineralizada do esmalte.⁽⁶⁾ Portanto, o esmalte não é inerte.

GANSS, KLIMEK E SCHWARZ (2000)⁽⁷⁾ analisaram em seu estudo as diferenças da desmineralização entre superfícies polidas e naturais. Quando observado o gradiente de desmineralização das várias faces do mesmo dente, os autores encontraram diferenças estatisticamente significativas entre elas.⁽⁷⁾

Isso comprova que a constituição dos *diferentes lados de um mesmo dente apresenta também diferenças na sua composição*, não apenas nos diferentes níveis de profundidade do esmalte quando se compara a superfície com a região mais próxima da junção amelo-dentinária.⁽³⁾

1.4 A DENTIÇÃO HUMANA E A ANATOMIA MACROSCÓPICA DA SUPERFÍCIE

Na odontologia, conta-se com o estudo da anatomia dental o qual analisa vários aspectos anatômicos e morfológicos dos dentes. É interessante destacar alguns. Os humanos são heterodentes, ou seja, possuem dentes de morfologia diversa em sua arcada. Eles estão separados por grupos dentais, divididos de acordo com o aspecto, a função e a situação dentro da arcada dentária (incisivos, caninos, pré molares e molares).

O dente pode isoladamente ser estudado segundo a sua complexidade morfológica. Os dentes humanos são plexodontes,⁽⁸⁾ apresentam tubérculos, cúspides, cristas, sulcos e fóssulas. A coroa tem uma forma irregularmente cúbica.

Quando analisada a superfície oclusal da coroa, os dentes humanos são bunodontes, ou seja, sua superfície mastigatória é formada por tubérculos distintos, com ápices arredondados (Figura 2).⁽⁸⁾

Do ponto de vista das dentições sucessivas, nós estamos classificados como oligofiodontes, com um pequeno número de trocas de dentes, ou mais precisamente como difiodontes, aqueles que trocam de dentes apenas duas vezes.⁽⁸⁾

Apresentamos a dentição decídua ou primeira dentição (de leite) e a dentição permanente. A dentição permanente está em média completa aos 13 anos de idade, faltando a erupção dos terceiros molares ou sisos.

Em virtude desses fatos devemos considerar a importância da expectativa no tempo de permanência dos elementos dentários permanentes, dentro do ciclo vital dos seres humanos. Analisando-se por essa perspectiva, teremos a real dimensão da relevância desses elementos, bem como a necessidade da sua manutenção em condições íntegras.

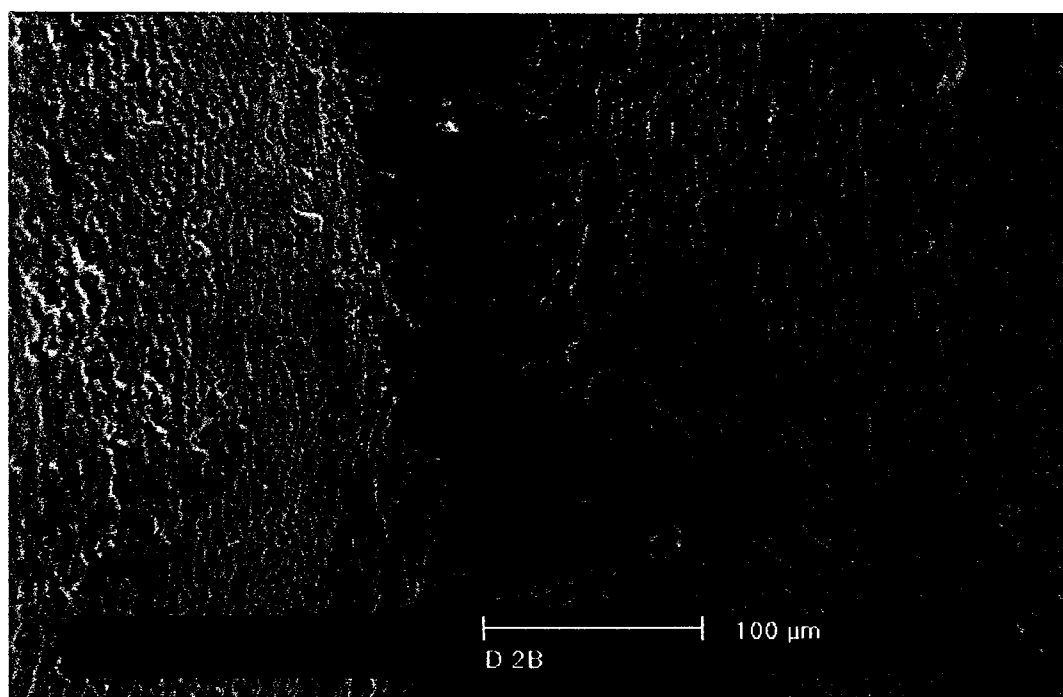
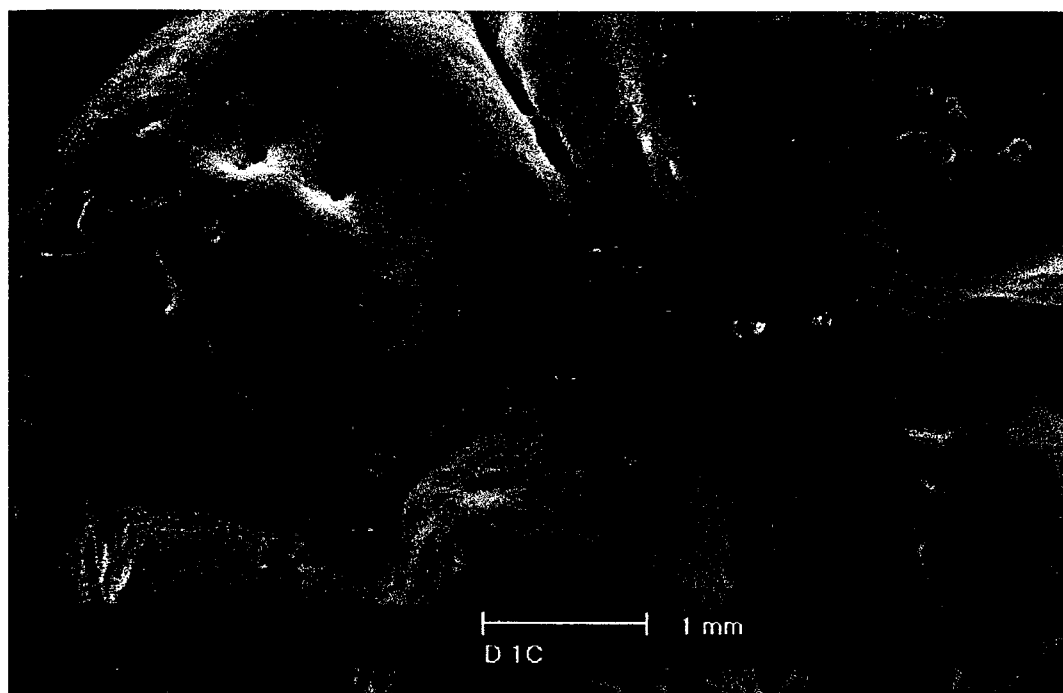


FIGURA 2. Micrografia da superfície oclusal de molares humanos, em dois aumentos diferentes. No aumento maior nota-se o fundo do sulco e o aspecto superficial dos prismas de esmalte.
Cortesia Prof. Dr. Niklaus U. Wetter.

2. A CÁRIE

Devido à relevância da cárie como doença, mostra-se presente a preocupação e a ação de diversos organismos internacionais.

A Organização Mundial de Saúde (OMS), mediante o instrumento de Classificação Internacional de Doenças em Odontologia e Estomatologia ⁽⁹⁾ (CID/OE) institui os princípios de classificação da doença cárie.

A cárie se enquadra no capítulo XI, ou seja doenças do aparelho digestivo, subdivisão das doenças da cavidade oral, das glândulas salivares e dos maxilares.

Sua classificação é K02, podendo ser subdivida⁽⁹⁾ em:

- K02.0, as cáries limitadas ao esmalte;
- K02.1, as cáries da dentina;
- K02.2, as cáries de cimento;
- K02.3, as cáries dentárias estáveis;
- K02.4, a odontoclasia;
- K02.8, outras cáries;
- K02.9, a cárie dentária, sem outra especificação.

A cárie é uma doença multifatorial, e se manifesta em diversos estágios. Porém, uma vez estabelecido o dano pela lesão cariosa (cavitação), ele é de caráter irreversível. Nessa fase não há cura, mas sim a simples limitação da lesão.

Os principais fatores para o desenvolvimento da cárie são a *dieta*, o *hospedeiro* e a *microflora bucal*, atuando em função do *tempo*. Esses fatores têm de se associar e se inter-relacionar para o estabelecimento da doença, que se manifesta sem sinais clínicos aparentes no seu estágio inicial.⁽¹⁰⁾

A associação de fatores ligados ao hospedeiro, como a qualidade e quantidade dos microrganismos atribuídos como cariogênicos, a dieta, os hábitos de higiene, o fluxo salivar, a qualidade de viscosidade da saliva, as condições anatômicas da superfície dental, entre outros fatores, são determinantes quanto ao estabelecimento e à velocidade de instalação da doença.

Os microrganismos mais importantes relativos à cárie são os *Streptococcus mutans*, *Lactobacillus* e *Actinomyces*. Os dois primeiros têm a capacidade de produzir e crescer em pH baixos. O pH ácido é encontrado na placa bacteriana.⁽¹⁰⁾

Do ponto de vista químico, o principal processo responsável pela formação da cárie é a ocorrência da desmineralização do esmalte a qual se dá por ácidos de origem bacteriana. Ela ocorre pela substituição do mineral dissolvido por água, ligada frouxamente.⁽²⁾

A atividade de cárie pode ser alta, porém não é registrada em exames clínicos. Há um espaço de tempo para que a cárie se desenvolva e seja clinicamente detectada.⁽¹⁰⁾

O objetivo perseguido é o de atuar-se em nível preventivo primário, ou seja, antes que cause destruição na estrutura do dente.

2.1. A RELAÇÃO ENTRE A CÁRIE E A SUPERFÍCIE DENTAL

O assunto cárie é bastante complexo, e em alguns tópicos ainda não há conclusões definitivas. Para limitar-se a abrangência do assunto, será abordada a importância da superfície do esmalte no processo. A forma dos dentes tem relevância como um dos fatores que devem ser considerados no processo da doença cárie.

Muitos estudos demonstraram que a superfície oclusal dos primeiros molares permanentes é o local de maior frequência da ocorrência de cáries. ^(11 a 15) Há um senso comum da maior susceptibilidade na face oclusal dos dentes do que nas superfícies lisas. Isso se dá em razão de suas características estruturais associadas a fóssulas e fissuras. ^(13, 16)

Estudos histológicos demonstraram a relação entre o formato das fissuras, a sua localização e a distribuição das cáries, inclusive com estudos seriais em dentes seccionados mostrando as regiões de início da cavitação e sua relação com a forma da superfície oclusal. ^(12, 17 a 19)

Há uma relação direta entre a presença de placa retida na superfície dos dentes permanentes, em regiões de difícil acesso à higiene, com o conseqüente aumento do número de lesões cariosas. ⁽²⁰⁾

A compreensão desses fatores torna-se mais clara quando observamos a Figura 2 da página 11.

Ao se analisar a cárie da superfície do esmalte microscopicamente, observa-se que os cristalitos da região da cabeça dos prismas de esmalte são os primeiros a serem dissolvidos, quando atacados por ácidos. Esse fato parece estar associado à orientação cristalográfica da região. O ataque ácido se dá sobretudo na região do longo eixo dos cristalitos, que coincide com a orientação que eles possuem ao meio externo. ⁽²⁾

2.2. MEDIDAS DE PREVENÇÃO

Todas as estratégias de prevenção da doença cárie visam aumentar a resistência do esmalte do hospedeiro à ação dos ácidos produzidos pelos microrganismos da placa, ou diminuir o poder patogênico da placa.⁽²¹⁾

A higiene oral mecânica atua desagregando a estrutura da placa bacteriana, impedindo a sua maturação. A placa madura e espessa serve como fator de impedimento da neutralização do pH do esmalte pelo meio bucal. A placa madura apresenta uma maior quantidade de bactérias por unidade de área. Ela apresenta também uma maior organização e diversidade de colônias bacterianas. Representam neste grupo de ação o uso das escovas dentárias, o fio dental, palitos etc.

Podemos utilizar produtos auxiliares à higiene, os agentes quimioprolifáticos ou quimioterápicos, os quais intervirão na atividade metabólica ou na adesão das bactérias à placa. Como exemplos desses agentes temos a clorexidina, o triclosan, entre outros.⁽²¹⁾

O flúor também é um quimioterápico, porém merece um destaque especial por sua importância na odontologia.

Os fluoretos reduzem a solubilidade do esmalte e da dentina em meio ácido, pela substituição dos íons OH por F.

Os fluoretos podem também aumentar a tendência de remineralização de lesões cariosas, pois em um mesmo pH e mesma concentração de cálcio e fosfato há uma maior precipitação de fosfato de cálcio sobre as superfícies dentárias.

Os fluoretos podem diminuir a tensão superficial e conseqüentemente diminuir a capacidade de adesão das bactérias ao biofilme. Eles possuem também efeito antienzimático e antimicrobiano.⁽¹⁰⁾

O flúor pode ser administrado de duas maneiras, sistemicamente ou topicamente. A ação sistêmica se mostra mais eficaz quando é administrada durante a fase de formação do esmalte. O flúor tópico atua sobre o esmalte já formado de dentes erupcionados, e pode ser administrado em diversas concentrações e diversas formas.

Outra forma de atuação na prevenção é a dieta que se aplica ao indivíduo, recomendando-se refeições equilibradas e pobre em carboidratos.

O uso de selantes oclusais é uma forma de atuação também rotineira na clínica odontológica, em que se aplica selantes resinosos ou ionoméricos obliterando-se os sulcos e as fissuras. Porém, seu grau de sucesso está intimamente ligado a capacidade do operador em controlar as condições de aderência, que é crítica para esse material,⁽²¹⁾ além de sua correta indicação clínica.

Alguns trabalhos apresentam as limitações do uso dos selantes e seus índices de insucesso,^(22 a 26) e mais uma vez cabe salientar que é um método limitado também à habilidade profissional, entretanto não invalida sua grande importância.

Todos os métodos aqui apresentados já se encontram firmemente sedimentados (conforme referencias apresentadas) e tem seu uso como rotina em clínicas odontológicas e em ações de organismos de saúde pública.

Segundo dados obtidos por órgãos competentes de saúde pública, as ações referentes aos processos adotados, como a fluoretação da água, a presença de flúor em pastas dentais e a melhoria em atendimento odontológico, indicam um declínio nos índices da cárie no Brasil. Porém, apesar de variações regionais, a doença ainda situa-se dentro de um patamar que pode ser considerado como de alta prevalência, de acordo com os critérios da Organização Mundial de Saúde (OMS).⁽²⁷⁾

A tecnologia laser se apresenta como mais um recurso aos métodos de prevenção da cárie em superfícies dentais.

Segundo vários trabalhos (citados ao longo do texto) as superfícies do esmalte irradiadas apresentam as melhores características de resistência à desmineralização quando submetidas aos ácidos. O fato de alterar-se a própria estrutura dental, sem a colocação de outro material, se constitui em uma vantagem adicional.

Quando nos referimos à física dos materiais, aprendemos que há características que diferenciam um material de outro. Uma delas seria o seu coeficiente de expansão e dilatação. Portanto, ao aplicar-se uma camada de qualquer material, resinoso ou ionomérico na forma de selantes sobre os dentes, este terá uma linha marginal de expansão referente ao fenômeno físico em questão. Isso equivale a dizer que haverá sempre entre o dente e a restauração um espaço que poderá representar retenção de placa bacteriana.

3. O LASER

Neste trabalho estará sendo estudada a ação do feixe laser sobre o tecido dental. Porém, para um esclarecimento adicional foram incluídas algumas considerações sobre o seu funcionamento no Apêndice 1(Pagina 80).

Geralmente os lasers são denominados pelo meio ativo utilizado, ou seja, Nd:YAG; Er:YAG; CO₂; Ho:YLF; diodo, etc (Figura 3). Esses nomes representam também, a grosso modo, os comprimentos de onda que esses aparelhos estão emitindo.

Eles não representam um comprimento definido, embora na literatura apresentam-se trabalhos sem referência à faixa de emissão aplicada. Isso dificulta a compreensão do exposto, uma vez que o mesmo laser, como por exemplo o de CO₂, possui várias faixas de emissão.

Esta grande gama de emissões laser podem produzir diferentes efeitos nos diferentes tecidos alvo, o que tem determinado grande sucesso de seu uso em medicina e áreas correlatas.

3.1. INTERAÇÕES DO FEIXE LASER NOS TECIDOS HUMANOS

3.1.1 Ao atingir a superfície de um tecido biológico um feixe laser pode:

- Atravessar a região irradiada (*transmissão*);
- Sofrer *absorção* pelo tecido-alvo;
- Sofrer *reflexão* (especular) e voltar em várias direções;
- Espalhar-se dentro do tecido em várias direções (*espalhamento*).

3.1.2. Quanto aos efeitos causado pela absorção da radiação laser sobre os tecidos eles podem ser:

- *Térmicos*, causando efeitos de coagulação, corte, vaporização (ablação) ou carbonização.
- *Não térmicos*, causando efeitos fotoquímicos e fotomecânicos entre outros.

3.1.3 Quanto à emissão dos aparelhos laser, eles podem, grosso modo, ser classificados entre baixa e alta intensidade de potência.

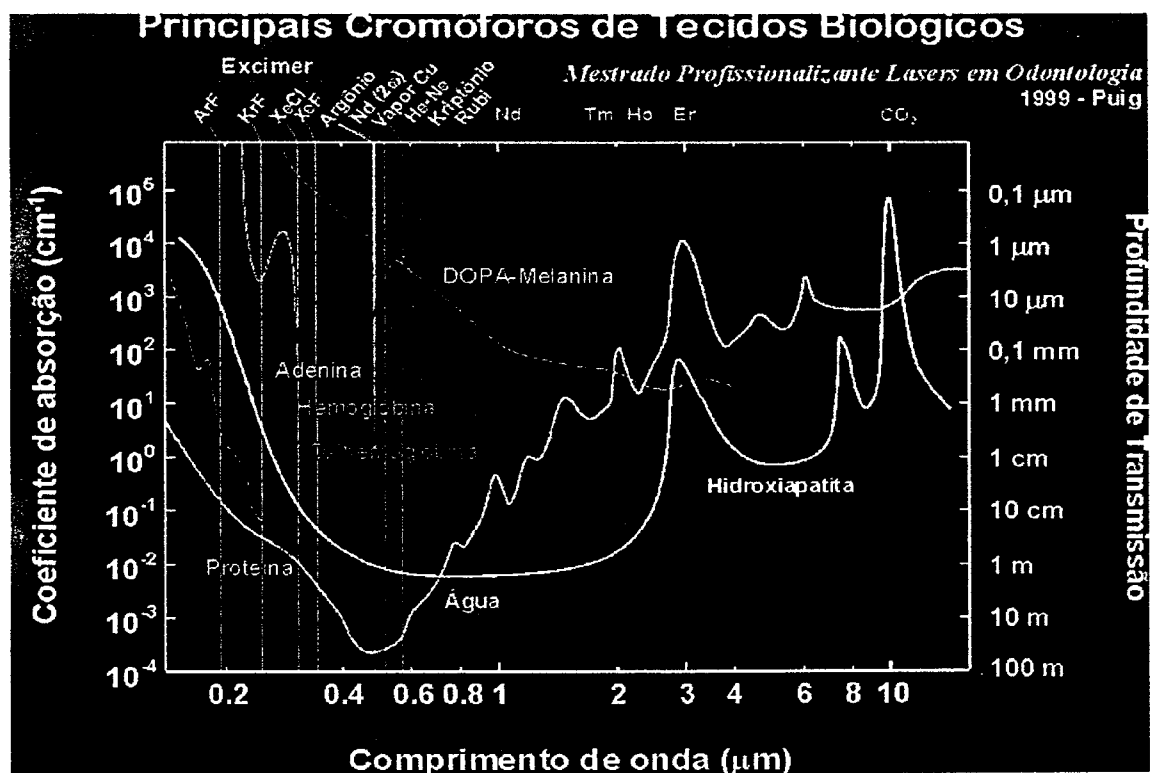


Figura 3. Representação de diversos lasers e o seu comprimento de onda. O espectro de absorção de alguns componentes importantes dos tecidos humanos e a profundidade de transmissão.

Cada comprimento de onda, específico dos vários tipos de lasers, atua de maneira diferente nos diversos tecidos humanos, conforme vemos na Figura 3. Esse é um fato de extrema importância para a determinação do efeito desejado com o tecido-alvo. Os lasers podem apresentar maior ou menor afinidade com os diferentes componentes do mesmo tecido irradiado, como a água, os pigmentos, as proteínas ou outros constituintes presentes.

Um exemplo dentro do campo da odontologia é a utilização do laser de Er:YAG de 2,94 μm , em que há uma forte interação com as moléculas de água do esmalte e da dentina. Nesse caso, dependendo do grau de absorção e da energia entregue ao tecido dental, ele pode sofrer ruptura e evaporação. Podemos promover assim a remoção do tecido cariado por evaporação térmica, processo conhecido como ablação. Esse é um recurso muito utilizado na odontologia restauradora. Os parâmetros necessários para tais efeitos só foram possíveis de ser estabelecidos, conhecendo-se o gráfico de absorção dos componentes do esmalte dental diante dos diferentes comprimentos de onda. Outros exemplos a serem citados são a utilização em cirurgias de tecidos bucais variados, a hemostasia, o clareamento dental, a bioestimulação e etc, com a utilização de diferentes comprimentos de onda.

Porém alterando-se os parâmetros *do mesmo laser*, poderemos causar um efeito diferente. Como no exemplo anterior do laser de érbio, podemos causar a fusão da superfície em vez da ablação. A variação dos efeitos finais se dá não somente pelo comprimento de onda, mas também por outros fatores, como a densidade de energia depositada no tecido-alvo, o tempo de exposição, a largura temporal dos pulsos, a frequência dos pulsos, a potência pico, a potência média, entre outras variáveis que devem ser levadas em consideração. O correlacionando das mudanças obtidas do ponto de vista químico, físico e morfológico, com as propriedades dos tecidos irradiados e das características do laser, constitui-se no principal objetivo perseguido pelas pesquisas. Procura-se estabelecer um parâmetro referencial ou protocolo de procedimento, para o efeito final desejado.

4. CONSIDERAÇÕES SOBRE OS EFEITOS TÉRMICOS E MUDANÇA DE ESTADO FÍSICO

A energia cinética dos átomos ou das moléculas associadas a temperatura é atribuída como a sua energia térmica. Sempre que eles estiverem acima do zero absoluto estarão vibrando em maior ou menor intensidade, em função da temperatura.

Cada material possui um arranjo que caracteriza seu estado de menor energia em determinada temperatura. Podemos afirmar que as ligações entre os átomos ou as moléculas dos elementos, definem o estado de energia para a ligação entre eles.

Com o aumento da temperatura ocorrerá também o aumento da vibração atômica ou molecular, com o conseqüente aumento do espaço interatômico e sua energia, causando o fenômeno da expansão térmica.

Porém, se continuarmos a aumentar a temperatura, continuamente, haverá também o aumento do espaço interatômico com a conseqüente mudança de estado físico. Portanto, para ocorrer a fusão de um dado material, devemos aumentar a sua temperatura, ou fornecimento de energia num dado espaço de tempo para esse mesmo material.⁽²⁸⁾

O esmalte é um *composto cerâmico*, e como tal o seu ponto de fusão dá-se por uma *faixa*, representada pelos vários componentes de sua estrutura. As cerâmicas apresentam valores para o ponto de fusão elevados e portanto é necessária também a utilização de temperaturas muito elevadas para causar a modificação do seu estado físico.⁽²⁸⁾

A fusão completa do esmalte dental se dará em valores de temperatura ao redor de 1200° C.⁽²⁸⁾ Porém valores menores do que este já causam alterações estruturais e químicas no esmalte.

5. AUMENTO DA TEMPERATURA NO INTERIOR DA CÂMARA PULPAR

O esmalte dental humano, apesar de bastante mineralizado,^(1 a 6) não deixa de ser um tecido biológico, e está envolvido com outros tecidos e estruturas vivas que devem ser consideradas.

Quando se faz uma manipulação no esmalte, o conjunto das estruturas adjacentes a ele deve ser analisado, principalmente quando se submete este a novos procedimentos, pois podemos causar injúrias a outros tecidos ou órgãos próximos.

Nos primórdios do uso da alta rotação em odontologia, a geração de calor também foi alvo de estudos que resultaram em trabalhos importantes, os quais determinaram o limite de temperatura que se pode gerar dentro da câmara pulpar sem causar danos ao tecido pulpar.

HARTNETT, DIEGO E SMITH⁽²⁹⁾ (1961) estudaram o efeito do aumento da temperatura, produzido por uma caneta de alta rotação e as respectivas brocas para preparos cavitários em dentes, com os possíveis danos causados a polpa.

Nesse trabalho eles fazem crítica ao fato de que a utilização de uma fonte de calor sobre uma área dental não é a simulação da realidade.

Quando do uso da turbina, a situação dentro da câmara pulpar se modifica em razão do tempo de utilização ser intermitente ou não, e o contacto das brocas utilizadas.

Usou-se nesse estudo a refrigeração a ar na área de contacto entre o dente e a broca. O estudo foi dividido em cinco partes.

O primeiro objetivo do estudo foi o de investigar a possibilidade ou não de medir-se as mudanças de temperaturas ocorridas dentro da câmara pulpar de

terceiros molares recém-extraídos, quando submetidos a uma fonte de calor conhecida.

Para isso foi colocado um termopar dentro da câmara pulpar de um terceiro molar recém-extraído, e o dente foi imerso em banho térmico a 51° C (*nota: este talvez seja um dos primeiros trabalhos a relatar as condições experimentais do uso do termopar dentro da câmara pulpar*).

Em outra parte do estudo com dentes humanos extraídos, foram executados preparos cavitários de diversos tipos e com diferentes brocas. Analisou-se a temperatura, e obtiveram variações de 1° a 6° C.

Realizaram-se preparos com baixa rotação e discos de carburundum, imitando preparo para coroas, em dentes de cão, e verificou-se um aumento de temperatura de 6° C. A redução total coronária em dentes de cão atingiu a marca de 8,5° C.

Uma observação muito importante desse estudo foi que em condições experimentais realizadas em cão vivo, *houve um decréscimo de temperatura*, em relação as mesmas condições *in vitro*.

ZACK E COHEN ⁽³⁰⁾ (1965) desenvolveram o primeiro estudo *in vivo* para determinar-se o aumento de temperatura intrapulpar, correlacionado seus efeitos do ponto de vista histológico, no tecido pulpar.

Eles avaliaram o grau das alterações histológicas ocorridas em função dos diferentes parâmetros. Estabeleceram uma correlação entre a quantidade de calor emitida por uma fonte de calor conhecida e definida, em razão do tempo de aplicação, e a transmissão desse à câmara pulpar.

Esse estudo foi realizado em macacos rhesus (*macaca rhesus*) por sua similaridade com os dentes humanos.

Os autores utilizaram como fonte de calor um ferro de solda a 275° C, com as dimensões da ponta de 3 por 1,5 mm, com área de 4,5 mm².

A fonte de calor foi aplicada nos dentes a 1 mm acima da linha gengival, no sentido de vestibular para lingual ou vice-versa, com o tempo de aplicação entre 5 a 20 segundos.

Um quadrante foi usado para teste térmico, com a perfuração do elemento, e o lado contralateral foi utilizado para o controle histológico do experimento. No lado-controle foi aplicado apenas o calor nas mesmas condições, sem a perfuração do elemento.

Foram colhidas amostras de tecido pulpar entre 2, 7, 14, 56 e 91 dias, as quais foram submetidas a análise histológica.

Aumentos de temperatura de até 4° F ou 2,22° C não produziram diferenças histológicas significativas com o controle.

Em aumentos de 10° F ou 5,56° C após dois dias houve resposta inflamatória, com edema da área subjacente ao ponto de aplicação do calor, com desnaturação da matriz celular. Em alguns casos cujo os aumentos de temperatura foram iguais ou ligeiramente superiores a esse, e por períodos superiores a 10 segundos, após uma semana da aplicação, também havia um processo de reparação em curso.

Em duas semanas o processo de reparação continuava em curso, com a formação de novos odontoblastos, que sugeriam reiniciar a sua função. Porém em alguns dentes menores, em torno de 15% dos casos, suas polpas tornaram-se necróticas.

Quando os aumentos foram de 20° F ou 11,11° C, o ponto crítico da resposta pulpar foi freqüentemente ultrapassado. Nesse caso, 13 entre 21 dentes, ou 60%, apresentaram quadro representativo de abscesso intrapulpar e tiveram como resposta a necrose irreversível.

Aumentos de 30° F ou 16,67° C levaram todos os dentes a apresentarem quadro de necrose irreversível.

6. LASER APLICADO EM ESMALTE

6.1 INTRODUÇÃO

STERN E SOGNAES ⁽³¹⁾ (1964) usando laser de rubi conseguiram *in vitro*, a fusão da superfície do esmalte dental. O local irradiado mostrava algumas regiões com áreas vítreas. Surgiu então a hipótese de usar-se a irradiação com laser para aumentar a resistência do esmalte a ácidos.

Desse ponto em diante, muitos pesquisadores têm orientado seus trabalhos no sentido da busca de melhoria das qualidades mecânicas e químicas do esmalte dental humano, e também por extensão da dentina e todas as estruturas associadas, com o objetivo preventivo.

De acordo com as propriedades dos tecidos irradiados e as características do feixe laser (comprimento de onda, energia, largura temporal do pulso etc.), e seu correlacionamento com as mudanças obtidas do ponto de vista químico, físico e morfológico, constitui-se esse o ponto central dos trabalhos sobre o laser aplicado em tecido biológicos.

Um cuidado especial a ser considerado é que essas transformações não atinjam as estruturas adjacentes quando este não for o objetivo final. Isso poderia levar a efeitos secundários indesejados.

Devemos considerar que apesar da predominância de determinado efeito na interação do laser com os tecidos (absorção, espalhamento, transmissão ou reflexão) *todos os outros efeitos podem ocorrer ao mesmo tempo em maior ou menor intensidade.*

6.2 AUMENTO DE TEMPERATURA E A RADIAÇÃO LASER

Para a alteração da superfície dental com a utilização de um feixe laser ocorre, como fato nitidamente marcante a transferência de energia. Isso acontece em decorrência da *absorção* maior da energia contida neste feixe aplicado sobre a superfície do tecido-alvo, que nesse caso é o esmalte dental. Cabe salientar que nesse caso específico já não estamos mais considerando os outros possíveis efeitos do feixe laser.

Somando-se a isso, há também a transformação da energia dos fótons em energia térmica, causando a fusão e ressolidificação do esmalte. Portanto, se deve entregar ao tecido uma quantidade de energia que seja a suficiente, pois quantidades maiores de energia causariam um aumento de temperatura também maior.

STERN, RENGER, E HOWELL ⁽³²⁾ (1969) realizaram um estudo em dentes de macacos chimpanzé *in vivo*, com laser de rubi. Segundo os autores, existe uma similaridade na composição e na morfologia do esmalte dental do macaco com o do humano. A dentição de macacos de cinco anos corresponde a dentição de uma criança de catorze anos. Dez dentes foram irradiados e avaliados. Os autores usaram o laser desfocado, com o diâmetro do feixe de 5 mm. Os dentes incisivos foram irradiados na face vestibular e os molares, na face oclusal.

As densidades de energia utilizadas foram:

- incisivos superiores e caninos 60 J/cm² ;
- incisivos inferiores, caninos e molares, 111 J/cm² ;
- primeiro e segundo molares inferiores e superiores, 250 J/cm².

Foram observadas pequenas alterações pulpares, com pequeno aumento no número das células inflamatórias. Isso foi observado principalmente nas áreas de maior densidade de energia. Como o laser foi usado desfocado, ele não produziu alterações morfológicas no esmalte.

Cabe salientar que o primeiro estudo para avaliar as alterações morfológicas ocorridas em esmalte datam de 1964.⁽³¹⁾ Este talvez seja um dos primeiros trabalhos a avaliar o tecido pulpar após a irradiação executada sobre a superfície do esmalte, observando as alterações ocorridas, portanto, avaliando os possíveis efeitos térmicos, e é datado de 1969! Atualmente, um dos primeiros parâmetros que devemos observar é o do aumento da temperatura nas estruturas subjacentes.

ADRIAN, BERNIER E SPAGUE ⁽³³⁾ (1971) analisaram também os efeitos térmicos do laser de rubi e suas implicações resultantes da difusividade térmica em estruturas dentais.

Foram irradiadas as superfícies do esmalte de dentes de cães, com densidades de energia de 1800 a 2330 J/cm², e avaliadas as polpas histologicamente após dois dias.

Para os parâmetros apresentados, houve necrose do tecido pulpar. O trabalho tentou avaliar e correlacionar a quantidade de energia depositada e a reação do tecido pulpar.

Uma preocupação constante ao se trabalhar com os dentes é a geração de calor e a sua difusividade para outras estruturas adjacentes. A polpa é sempre um motivo de cuidado e atenção em procedimentos com laser atuando sobre o esmalte

A partir do exposto, colocar-se-ão lado a lado, a alteração da superfície do esmalte e a geração de calor, bem como sempre que possível, as informações sobre as elevações de temperatura.

6.3. OS DIFERENTES TIPOS DE LASERS UTILIZADOS EM ESMALTE

Nessa pequena revisão da literatura, será dada uma maior ênfase em trabalhos que relatem as alterações morfológicas produzidas em esmalte dental e que resultaram em fusão e recristalização do mesmo.

6.3.1 LASER DE RUBI

STERN E SOGNAES, após a publicação do trabalho de 1964, citados anteriormente,⁽³¹⁾ prosseguiram seus experimentos com o laser de rubi, disponível à época. Em 1965, produziram um estudo *in vitro* para a verificação do aumento da resistência do esmalte dental humano quando submetido a ácidos, com vistas ao aumento da sua resistência.⁽³⁴⁾ A extensão do trabalho seria avaliar a possibilidade futura do esmalte irradiado torna-se resistente à cárie dental. Em 1966, STERN ET AL.⁽³⁵⁾ obtiveram resultados quanto ao menor grau de desmineralização, porém observaram grandes alterações da superfície do esmalte, tornando-as irregulares. Visando a melhor regularidade das superfícies irradiadas, STERN ET AL.⁽³⁶⁾ (1967) apresentaram um novo estudo *in vitro* em que foram feitas diferentes aplicações no sentido de definirem-se os parâmetros adequados de densidade de energia e seus efeitos.

TAYLOR, SHKLAR, ET AL.⁽³⁷⁾ (1965) analisaram os efeitos do feixe laser de rubi aplicados nas superfícies do esmalte dos dentes, com seus efeitos sobre o tecido pulpar, e também sobre a mucosa oral de animais.

Foram irradiados o esmalte e a língua e observados posteriormente os tecidos pulpar, lingual e periodontal. Cabe observar que esse trabalho foi publicado em junho de 1965, no mesmo ano de publicação do trabalho de ZACH E COHEN,⁽³⁰⁾ o qual é sempre uma referência quando se trata de aumento de temperatura dentro da câmara pulpar,

TAYLOR, SHKLAR, ET AL. ⁽³⁷⁾ já se preocupavam com os efeitos a distância causados pelo laser. Esse trabalho é um dos pioneiros a referenciar preocupação em avaliar histologicamente o tecido pulpar subjacente à área irradiada.

Para o experimento a largura temporal foi de 3 ms e diâmetro do feixe de 0,5 mm. Seis hamsters foram irradiados sobre o esmalte dental e a língua com 55 J e outros seis, com 35 J.

Macroscopicamente, sobre o esmalte os autores observaram uma área central escurecida, com a formação de crateras e áreas adjacentes lisas, brilhantes em branco translúcido. Sobre a língua, no instante imediato após a irradiação, eles notaram uma lesão avermelhada com tom marrom. Três dias após, formou-se uma úlcera, com a região adjacente eritematosa e ligeiramente edemaciada. Em sete dias havia regeneração, porém a integridade não havia se restabelecido.

A microscopia possibilitou as seguintes observações:

- Tecido pulpar com alterações patológicas. Com três dias havia necrose na área irradiada, e observava-se efeitos a distância da irradiação. Havia a presença de infiltrado inflamatório. Com sete dias, havia evidências de regeneração.
- Língua. Ulceração com inflamação purulenta. Em sete dias houve a formação de tecido de granulação e a epitelização. O edema atingiu a camada muscular subjacente, com ruptura de fibras musculares.
- Periodonto. Apresentou atividade osteoblástica nas cristas ósseas marginais. Os dentes adjacentes foram atingidos pelos efeitos da radiação.

Os autores observaram que o uso do feixe laser apresenta muitos problemas, e as alterações foram resultantes do aquecimento excessivo.

6.3.2 LASER DE NEODÍMIO

O laser de neodímio é um laser de estado sólido, cuja matriz hospedeira mais comum é o YAG, mas pode ser outras como o YLF, YSGG, YAP ou ainda outras. Os meios ativos dopados com neodímio emitem principalmente na região do infravermelho, sendo que o Nd:YAG emite em 1064 nm.⁽³⁸⁾

YAMAMOTO E SATO⁽³⁹⁾ (1980) realizaram irradiações em dentes humanos recém-extraídos, com laser de Nd:YAG. Sessenta dentes sem cáries foram irradiados e expostos à solução ácida em pH de 4,5, durante quatro dias. Foi observado que em 73% dos dentes não se obteve nenhum grau de desmineralização. Nos restantes 27% o grau de desmineralização foi considerado, pelos autores, moderado. Foi usado um laser tipo Q-switched.

Os autores realizaram também estudos⁽⁴⁰⁾ com laser de Nd:YAG, normal pulsado e aplicaram flúor tipo $\text{Ag}(\text{NH}_3)_2\text{F}$ antes da irradiação. Eles relatam uma melhor condição de resistência e regularidade na superfície do esmalte irradiado nessas condições.

MORIOKA, MORITA E SUZUKI⁽⁴¹⁾ (1982) relataram um aumento da resistência do esmalte dental com a irradiação de vários tipos de lasers.

Concluíram os autores que os lasers de Nd:YAG normal e Q-switched eram os mais indicados para o uso clínico. Porém, em comparação entre os dois lasers, o laser de Nd:YAG normal apresentava melhores resultados do que o Q-switched.

Com o laser de Nd:YAG normal pulsado, a superfície do esmalte apresentava microscopicamente um maior grau de regularidade e um maior grau de resistência ao ácido. A ocorrência de fusão da superfície, quando da aplicação da densidade de energia de 50 J/cm², foi atribuída pelos autores a uma elevação de temperatura a 1000° C, na superfície do esmalte.

MORIOKA, SUZUKI E TAGOMORI ⁽⁴²⁾ (1984) relatam os efeitos de cromóforos absorvedores no aumento da resistência aos ácidos na superfície do esmalte dental, com o uso do laser de Nd:YAG.

Um aumento da absorção da radiação do laser é esperada uma vez que a absorção pela hidroxiapatita é pequena, e a água é praticamente transparente para esse comprimento de onda. Portanto, com o uso de cromóforos há um aumento da absorção de radiação. Como consequência há modificações da superfície do esmalte que levam à formação de regiões de fusão que representam áreas de maior resistência aos ácidos.

A contribuição desse estudo foi fundamental para o estabelecimento do uso de cromóforos absorvedores ao se trabalhar no comprimento de onda do laser de neodímio.

MORIOKA E TAGOMORI ⁽⁴³⁾ (1988) irradiaram esmalte dental com várias densidades de energia e aplicaram flúor fosfato acidulado, antes e após a irradiação. Para aumentar o nível de absorção do feixe laser foi aplicada uma camada de cromóforo absorvedor.

Ao observarem a distribuição de cálcio, fosfato e flúor, constataram que a distribuição do flúor no esmalte tratado com laser seguida da aplicação de flúor fosfato acidulado é nitidamente maior.

Nas regiões ao redor dos orifícios produzidos pelo laser, havia uma maior densidade da presença de cálcio e flúor, com um declínio nas quantidades de fosfato. Havia áreas de fusão do esmalte. Tal fato está em concordância com o exposto até o presente, uma vez que a maior quantidade de fosfato aumenta a solubilidade do esmalte. As avaliações foram feitas pelo Electron Probe Microanalyser.

OHO E MORIOKA ⁽⁴⁴⁾ (1988) realizaram um estudo comparativo em esmalte dental humano após a irradiação, entre o laser de Nd:YAG e o laser de argônio.

Foi utilizada uma camada de cromóforo absorvedor nas amostras. Os autores observaram a alteração da estrutura cristalina do esmalte mostrando áreas de fusão.

Com a análise da microscopia de luz polarizada e espectroscopia infravermelha, observaram uma diminuição na quantidade de carbonato. Observou-se também um aumento da birrefringência do esmalte, o que equivale a dizer que havia uma maior deposição de íons cálcio na região irradiada.

TAGOMORI E MORIOKA ⁽⁴⁵⁾ (1989), publicaram um estudo que significou uma síntese no sentido da avaliação do método mais eficiente quanto ao aumento da resistência do esmalte irradiado aos ácidos, e também o melhor método quanto à maior absorção de flúor.

As superfícies de esmalte dental humano recém-extraídos (máximo de um mês) foram limpas e estocadas em condições de manter a hidratação. As superfícies receberam uma camada de cromóforo absorvedor antes da irradiação laser, e a direção de aplicação do feixe foi perpendicular à superfície dental.

Todas as amostras irradiadas foram significativamente mais resistentes ao ácido em comparação ao controle. Todas as superfícies irradiadas apresentaram fusão e sua resistência está ligada a esse fato, pois somente deixaram de ser resistentes quando essa camada foi perdida. Nesse estudo, além do grupo-controle, havia um grupo com aplicação de fluoreto de sódio (NaF), outro grupo com aplicação de flúor fosfato acidulado (APF), outro, apenas com aplicação laser, e outros grupos alternando aplicação laser antes ou depois dos dois tipos de flúor analisados (NaF e APF).

A conclusão foi que o melhor resultado quanto à resistência ao ácido foi obtido no grupo com aplicação de APF, após a irradiação.

IWASI ET AL. (1991) ⁽⁴⁶⁾ irradiaram sulcos e fissuras de trinta dentes humanos recém-extraídos. Eles foram divididos em grupos de aplicação com laser, laser e flúor, e controle, utilizando-se densidade de energia de 40 J/cm².

Todas as superfícies irradiadas apresentaram alterações de morfologia sinalizando que houve fusão na superfície do esmalte. Todos os dentes foram cobertos parcialmente com verniz (esmalte de unha), e mergulhados em solução ácida. Esse procedimento tinha o sentido de avaliar comparativamente o resultado após a sua imersão. Mais uma vez constatou-se que houve melhora significativa quanto à resistência ao ácido entre os grupos irradiados em relação ao grupo-controle.

MYERS. E MYERS, ⁽⁴⁷⁾ (1992) publicaram um estudo sugerindo o uso do laser de Nd:YAG, em sulcos com a finalidade de limpeza destes. Trinta dentes com lesões iniciais de cárie em esmalte foram irradiados.

Houve alteração da morfologia do esmalte, sem o uso de cromóforos, uma vez que as lesões já são escurecidas e, portanto, absorvem esse comprimento de onda. Após a irradiação as lesões apresentavam cor semelhante à natural. No trabalho há a observação de que para os parâmetros utilizados, não houver injúrias à polpa.

Os autores sugeriram que se após a irradiação houvesse a aplicação de selantes de fósulas e fissuras, este método funcionaria como uma restauração ultraconservadora da estrutura dental.

BAHAR E TAGOMORI ⁽⁴⁸⁾ (1994) publicaram um estudo em que apresentam a irradiação de sulcos e fissuras com laser de Nd:YAG. O objetivo foi avaliar o grau de limpeza obtido com a irradiação, bem como observar o grau de resistência a ácidos adquirida pela superfície do esmalte. Previu o estudo, também, avaliar a incorporação de flúor APF nos sulcos.

Com uma fibra de 200 μm ; 0,75 J; 0,3 ms e 20 Hz durante uma aplicação de 0,5 s, os autores utilizaram um fotoabsorvedor (cromóforo), aplicados em 88 dentes. Os resultados comprovaram primeiramente que houve fusão das superfícies irradiadas, em que a fibra atingiu por contato as paredes internas dos sulcos.

Houve uma menor dissolução de cálcio dissolvido, em uma análise quantitativa do cálcio dissolvido por área no esmalte irradiado, em comparação ao controle. Os dados foram obtidos segundo análise de EPM, após a imersão das amostras em ácido.

A limpeza das fissuras e sulcos em comparação aos métodos tradicionais mostrou-se melhor, e a superfície irradiada mostrou fusão sem a obliteração dos sulcos. Houve um maior incremento da quantidade de flúor absorvido dentro dos sulcos irradiados.

CECCHINI, ⁽⁴⁹⁾ em sua dissertação de mestrado na USP, em 1997, relatou a utilização do laser de Nd:YAG, pulsado, em superfícies de esmalte dental humano. Fez a análise da sua superfície com microscopia eletrônica de varredura (MEV), e análise por fluorescência de raio X, para análise dos componentes químicos.

Foi observada a alteração da superfície do esmalte dental nas amostras irradiadas, mostrando áreas de fusão e recristalização daquele. Todos os dentes irradiados, associados à aplicação de flúor ou não, quando comparados ao controle, apresentaram uma maior resistência ao ácido utilizado no experimento.

Concluiu-se também que a aplicação de flúor (APF) após a irradiação laser produziu o melhor efeito quanto à resistência à dissolução do esmalte em solução ácida.

MYAKI ET AL. ⁽⁵⁰⁾, em artigo publicado em 1998, relatam a aplicação de laser de Nd:YAG em sulcos e fissuras de vinte dentes pré-molares com uma fibra de 320 μm . Sobre as superfícies foi aplicada uma camada de cromóforo absorvedor, no caso do estudo, a tinta nanquim.

As observações relatadas dão conta de que houve a alteração da superfície do esmalte, indicando a existência da fusão do mesmo. Os autores observam que não houve o fechamento das fissuras e sugeriram o uso de selantes de fóssulas e fissuras concomitantemente à irradiação, como técnica complementar.

CECCHINI ET AL. ⁽⁵¹⁾ (1998) apresentaram um estudo bastante importante que avaliou a resistência do esmalte dental humano submetido a cultura de *S. mutans* após a irradiação laser com Nd:YAG. Utilizou-se tinta nanquim como fotoiniciador.

Os autores relatam que foram observadas a fusão e a recristalização da superfície do esmalte em microscopia eletrônica de varredura (MEV), e todas as amostras submetidas à solução ácida de HClO₄ (ácido perclórico) ou à cultura de bactérias mostraram-se mais resistentes do que o controle. O estudo foi dividido em duas etapas.

A primeira etapa foi executada com dezesseis dentes humanos recém-extraídos e mantidos em condições de conservação da sua hidratação. Quatro grupos foram formados sendo um de controle, outro com aplicação apenas de flúor, outro com irradiação laser (80 mJ; 25 Hz; 99,5 J/cm²) e outro com aplicação laser e flúor (APF). Todos foram submetidos a um banho em ácido perclórico. A amostra submetida ao feixe laser, e com posterior aplicação de flúor, foi a que obteve o melhor resultado quanto à maior resistência.

Todas as faces que receberam radiação laser apresentavam fusão e recristalização em análise de microscopia eletrônica de varredura (MEV).

O exame de fluorescência por raios X demonstrou que as superfícies do esmalte dental irradiado apresentaram uma maior concentração de cálcio.

Na segunda etapa do experimento 42 dentes humanos recém-extraídos foram separados em dois grupos submetidos à cultura de *S. mutans* em 15 e 21 dias. Cada um dos grupos havia se subdividido em três grupos que receberam diferentes parâmetros de irradiação laser na superfície do esmalte.

Todas as amostras irradiadas submetidas à cultura de microrganismos não apresentaram lesões cariosas, fato que ocorreu com o controle submetido às mesmas condições.

PELINO ET AL.,⁽⁵²⁾ publicaram um estudo *in vitro*, em 1998, com amostras de esmalte dental humano irradiadas com laser e submetidas à cultura de *S. mutans*. Analisando alguns parâmetros diferentes de irradiação, entre 83,75 a 187,5 J/cm², verificaram a fusão e recristalização do esmalte. Foi utilizada tinta nanquim como fotoabsorvedor.

Houve aumento da resistência à descalcificação promovida pelo meio de cultura bacteriana, em comparação ao controle. As amostras foram submetidas a culturas por períodos de 15 e 21 dias. Os dentes irradiados também não apresentaram cavitação, ao passo que 100% do controle apresentou cavitações típicas da cárie.

BOARI,⁽⁵³⁾ em sua dissertação de mestrado em 2000, apresentou um estudo clínico que representou a síntese de todos os estudos apresentados até essa data. Seu estudo reflete a avaliação durante um ano em pacientes com idades variando entre seis e quinze anos. Foram escolhidos 332 dentes permanentes, sem cavitações de cárie ou descalcificações, na região dos sulcos. Estes foram irradiados com laser de Nd:YAG seguido da aplicação de flúor (ATF). Os lados homólogos foram utilizados para controle.

Nessa tese há um estudo preliminar visando à escolha de um cromóforo absorvedor diferente da tinta nanquim usualmente utilizada nos trabalhos expostos. A importância de tal medida se ampara no fato de o resíduo da tinta nanquim ser de difícil remoção.

Nesse piloto de estudo, foram utilizadas para comparação, além do nanquim, um delineador (maquiagem), uma solução evidenciadora de placa bacteriana e uma mistura de pó de carvão dissolvida em água e etanol.

Após a aplicação em superfície de esmalte dos diferentes cromóforos, este foi irradiado e observado em microscopia eletrônica de varredura (MEV). A tinta nanquim e o carvão apresentaram os melhores resultados quanto à fusão e à ressolidificação das superfícies do esmalte.

Quanto à facilidade de remoção, a mistura de carvão mostrou ser a mais favorável, reforçando a importância clínica do achado.

De posse desses dados a autora utilizou a mistura de carvão sobre os dentes selecionados. Os parâmetros de irradiação foram 0,6 W, 60 mJ, 10 Hz, aplicados com uma fibra de 300 μm , que produziu uma densidade de energia de aproximadamente 85 J/cm². A fibra foi utilizada em movimentos de "varredura" sobre os sulcos, com a posterior aplicação do flúor. Foi executada uma profilaxia prévia. Nos dentes de controle, foram executadas a profilaxia e a aplicação tópica de flúor.

Quanto aos resultados obtidos com os pacientes, comprovou a autora ser estatisticamente significativa, a maior, a diferença do grupo irradiado em comparação ao grupo-controle. Nesse sentido há a *corroboração* com os estudos *in vitro*, apresentados anteriormente.

Com esse estudo temos a comprovação de que a técnica de alteração da superfície do esmalte, em que se consegue a sua fusão e recristalização, com a posterior aplicação de flúor, é um eficiente meio auxiliar no combate à cárie dental, e que se comprova a sua utilidade clínica.

FERREIRA, ⁽⁵⁴⁾ em sua tese de mestrado de 2000, fez um estudo da fusão de hidroxiapatita sintética micromizada e esmalte dental micromizado, utilizando um laser de Nd:YAG.

Foi utilizado carvão como cromóforo absorvedor, sendo misturado a hidroxiapatita e ao esmalte micromizado. A mistura foi aplicada nos sulcos dos dentes, os quais foram irradiados com uma densidade de energia de 113 J/cm². O sistema de entrega feixe foi uma fibra de 300 μm .

O autor relata a alteração das superfícies irradiadas, com a densidade de energia aplicada, em observações pelo microscópio eletrônico de varredura. Houve selamento *parcial* dos sulcos irradiados, com a fusão da mistura.

6.3.3 LASER DE HÓLMIO

Este é mais um exemplo de íon ativo em uma matriz hospedeira sólida. A matriz utilizada nesses trabalhos referenciados foi a de YLF. Elas podem ser sensibilizadas com Er, Tm, Yb, e emitem em 2100 nm.

EDUARDO, ZECELL, CECCHINI, ROSSI, RANIERI, MORATO, MATSUMOTO (1994) ⁽⁵⁵⁾ e ZECELL, CECCHINI, EDUARDO, MATSUMOTO, ROSSI, NOGUEIRA, BERRETTA, VIEIRA E MORATO (1995) ⁽⁵⁶⁾, publicaram trabalhos em que fizeram estudos do uso do laser de hólmio em superfícies dentais promovendo alterações destas. As amostras foram analisadas em microscopia eletrônica de varredura, mostrando alterações destas. A tese de mestrado de Cecchini ⁽⁵⁷⁾ (1995) também trabalha nas alterações produzidas no esmalte e no aumento de temperaturas associados. Apesar de o escopo principal dos trabalhos ser a remoção do tecido, observaram os autores áreas de fusão e recristalização no esmalte nas áreas irradiadas.

Os trabalhos publicados por ZECELL, BONK, SALVADOR, VIEIRA JR. E EDUARDO ^(58,59) relatam que, nos parâmetros dos experimentos, foram observadas alterações na superfície do esmalte irradiado seguidas do aumento da microdureza superficial. Sobre as amostras foi aplicado flúor, e houve um aumento da incorporação deste ao esmalte. As amostras foram submetidas a solução ácida. Constatou-se serem essas amostras as mais resistentes. Concluíram os autores que as alterações promovidas com os respectivos resultados são indício de que o laser de hólmio poderia ser útil para a prevenção da cárie.

ZECELL ET AL., ⁽⁶⁰⁾ em um estudo publicado em 1996, irradiaram a superfície dental com laser de Ho:YLF. Comparou-se os aumentos de temperatura ocorridos dentro da câmara pulpar, com e sem a presença de uma substância termocondutora.

Sem o uso da pasta e para os mesmos parâmetros, não ocorreu um aumento maior que 2° C e com a pasta térmica, esse aumento atingiu 3,8° C. Apesar de as

temperaturas serem seguras, a diferença entre os dois modelos é muito grande, e indica que sempre *devemos utilizar uma pasta térmica para obter-se um resultado mais seguro.*

STREFEZZA, ⁽⁶¹⁾ em sua tese de mestrado de 2001, demonstrou que o uso do laser de Ho:YLF, aplicado sobre o esmalte de dentes de coelhos, produziu alterações na superfície do esmalte, quando aqueles foram observados em microscopia eletrônica de varredura. A autora concluiu ser um método válido para a sua futura utilização como método preventivo contra a cárie.

No mesmo estudo, também foi avaliado o aumento da temperatura, *in vitro*, ocorrido dentro da câmara pulpar. Foram executadas irradiações laser de 300 e 500 mJ. Não foram observados aumentos de temperatura maiores que 4,5° C. As mesmas condições foram aplicadas *in vivo* com posterior análise histológica, em que não foram observadas alterações dos tecidos pulpares dos dentes irradiados.

6.3.4 LASER DE ARGÔNIO

O laser de argônio emite dentro do espectro eletromagnético, dentro do campo da luz visível. Os seus dois comprimentos de onda mais comuns são os de 488 e 514,5 nm, que correspondem a faixa de luz verde. ⁽³⁸⁾

GOODMAN E KAUFMAN ⁽⁶²⁾ (1977) em seu estudo irradiaram pó de esmalte com fluoreto de sódio e verificaram um aumento da incorporação do flúor ao esmalte, em relação ao grupo-controle. Quando foram irradiados dentes incisivos na presença de fluoreto de sódio, e comparados ao controle, ao serem imersos em solução ácida, obtiveram-se os melhores resultados. As diferenças foram significativamente maiores, e os autores sugeriram a utilização desse laser na prevenção de cáries.

OHO E MORIOKA ⁽⁶³⁾ (1987) em estudos com a utilização de cromóforos absorvedores sobre o esmalte dental, com posterior irradiação, observaram um aumento dos efeitos. O fotoiniciador preto causou uma alteração de 144 μm de profundidade e o vermelho de 59 μm . Para ambos os casos utilizaram a mesma densidade de energia de 67 J/cm^2 e as superfícies do esmalte, apresentaram-se também ácidosresistentes.

OHO E MORIOKA ⁽⁴⁴⁾ (1988) em um estudo comparativo em esmalte dental humano após a irradiação, entre o laser de Nd:YAG e o laser de argônio, verificaram que houve diminuição no conteúdo de água e carbonatos, na superfície do esmalte, concluindo os autores que esse se tornou mais resistente a ácidos.

POWELL, MORTON E WHISENANT ⁽⁶⁴⁾ (1993) publicaram um estudo resultante da pesquisa dos parâmetros de segurança da utilização do laser de argônio nos dentes. Concluíram os autores que esse laser pode ser utilizado desde que sejam utilizadas corretas densidades de energia, para que não se cause danos pulpares.

FLAITZ, HICKS, ET AL. ⁽⁶⁵⁾ (1995) publicaram um estudo em que analisavam os efeitos da irradiação com laser de argônio e aplicação de flúor fosfato acidulado.

O experimento foi dividido em quatro grupos, sendo um controle, um com flúor apenas, outro com laser antes da aplicação do flúor, e o outro com laser antes e após a aplicação de flúor. À semelhança de resultados obtidos com outros lasers, o melhor grupo foi aquele no qual houve a aplicação de flúor após a irradiação.

WESTERMAN, HICKS ET AL. ⁽⁶⁶⁾ (1996) analisaram as alterações produzidas sobre a superfície sadia em esmalte de dentes, *in vitro*. As análises foram feitas por meio do microscópio eletrônica de varredura.

As densidades de energia utilizadas foram de 11,5 e 110 J/cm², e em ambas as densidades foram observadas alterações morfológicas. Essas alterações, segundo sugestão dos autores, serviriam de nichos de reservas minerais que neutralizariam os efeitos acidogênicos provenientes de bactérias. Com isso haveria a proteção do esmalte dental contra a cárie.

HICKS, FLAITZ ET AL. ⁽⁶⁷⁾ em uma publicação de 1999, relatam as alterações morfológicas produzidas em esmalte dental quando irradiado com laser. No estudo, as amostras foram divididas em quatro grupos. O primeiro recebeu somente a irradiação com laser de argônio, outro com flúor antes da irradiação, outro, com flúor após a irradiação, e comparou-se com um grupo-controle. A densidade de energia utilizada foi de 11,5 J/cm². Todos os grupos irradiados apresentaram melhores resultados do que o grupo-controle.

Todos os grupos irradiados apresentaram alterações morfológicas quando analisados em microscópio eletrônico de varredura (MEV). Segundo os autores, as alterações favoreceram a captação de flúor e a concentração de outros minerais na superfície do esmalte.

BLANKENAU, POWELL ET AL.,⁽⁶⁸⁾ publicaram um importante estudo *in vivo* em 1999, avaliando a efetividade da irradiação da superfície do esmalte humano com o laser de argônio.

Os dentes utilizados eram de pacientes com necessidade de extração de pré-molares, por indicação ortodôntica. Para cada dente irradiado, o seu homólogo foi utilizado como controle.

A densidade de energia utilizada foi de 12 J/cm². Todos os dentes foram envolvidos então com bandas ortodônticas, que permaneceram durante o período de cinco semanas.

Os dentes irradiados conseguiram ser mais resistentes à descalcificação, em relação ao grupo-controle.

HAIDER, WHITE E RICH⁽⁶⁹⁾ (1999) publicaram um estudo *in vitro* em que analisaram o efeito combinado entre a aplicação laser de argônio isoladamente, bem como com fluoreto de sódio neutro após a irradiação, com fluoreto de zinco após a irradiação e com um grupo-controle.

As amostras foram submetidas a corrosão ácida, e o grupo que apresentou o melhor resultado foi o que recebeu fluoreto de zinco após a irradiação.

ANDERSON, RANDALL, ET AL.⁽⁷⁰⁾ (2000) relatam um experimento em que após irradiarem o esmalte com laser de argônio, com densidades de energia de 11,5 J/cm², fazem aplicação tópica de fluoreto de sódio e flúor fosfato acidulado.

Houve uma redução maior na formação de cáries artificiais com a utilização de fluoreto de sódio do que a conseguida com a aplicação do flúor fosfato acidulado, após a irradiação.

6.3.5 LASER DE DIOXIDO DE CARBONO (CO₂)

É indiscutivelmente o mais importante dos lasers a gás. O meio ativo de um laser de CO₂, em geral é uma mistura de gases: CO₂, N₂ e He. As transições entre os níveis rotacionais e vibracionais das moléculas de CO₂ correspondem a numerosas emissões infravermelhas de comprimento de onda entre 9 a 11 μm . Ele pode oferecer potências contínuas de fração de watt a kW. Pode oferecer pulsos intensos e rápidos de mJ a kJ. Isso naturalmente significa que existem vários aparelhos diferentes, cujo ponto em comum é possuir o mesmo meio ativo.

6.3.5.1 LASER DE CO₂ EMITINDO EM 10,6 μm

STERN E SOGNAES ⁽⁷¹⁾ (1972) realizaram um estudo *in vivo* comparativo de um controle e uma amostra irradiada com laser de CO₂, superpulsado, com densidade de energia entre 10 e 15 J/cm². Duas pequenas amostras de esmalte dental, uma irradiada e outra não irradiada, foram colocadas com o auxílio de uma peça protética de ouro dentro da boca de um portador, e esses fragmentos não sofreram higiene durante o período de três a cinco semanas. Em análise por microscópio eletrônico de varredura, o esmalte irradiado sofreu o menor grau de desmineralização.

BORGGREVEN, VAN-DIJK E DRIESSENS ⁽⁷²⁾ (1980) realizaram um estudo da permeabilidade do esmalte dental bovino, concluindo que havia maior difusão de íons nas amostras irradiadas, mesmo nos casos de densidades em que foram produzidas fusão. Os estudos apontaram alterações físicas e químicas nas superfícies irradiadas com o laser de CO₂

PETERS ET AL. (1990) ⁽⁷³⁾ estudaram os efeitos do laser de CO₂ em regimes pulsados e não-pulsado, comparados a um controle, em relação à

desmineralização do esmalte. As superfícies irradiadas com ambos os lasers foram mais resistentes a desmineralização do que o controle.

WALSH E PERHAM ⁽⁷⁴⁾, em uma tentativa de selamento de sulcos e fissuras utilizando-se de laser de CO₂ (C.W.), produziram um estudo em 1991. Os autores conseguiram pontos de fusão e recristalização, com aparência opaca e vítrea, com pequena perda mineral (2 a 5 W). Nesses parâmetros conseguiram obliteração parcial das fissuras e cicatrículas dos dentes. Eventuais lesões cariosas, que se apresentavam no local, foram vaporizadas. Potências muito altas (30 a 60 W) produziram destruição e vaporização do esmalte.

BORAN ET AL, relataram os efeitos do laser de CO₂ na superfície lisa do esmalte, *in vitro*, em um mesmo dente. ⁽⁷⁵⁾ Duas densidades de energia foram aplicadas e as amostras foram submersas dose dias em solução ácida. Não foram encontradas diferenças entre as duas amostras irradiadas entre si, apenas em relação ao controle.

HSU, ET AL. ⁽⁷⁶⁾ (1998) publicaram um estudo no qual avaliaram a desmineralização em soluções parcialmente saturadas com cálcio e fosfato, com a presença ou não de íons flúor. Foram irradiadas amostras de esmalte com densidades de energia entre 42,5 e 170 J/cm² e submersas durante 24 horas na solução. Eles relatam a proteção completa nos casos das amostras irradiadas com 85 J/cm², e flúor, e os dados conferem com os mecanismos de redução da solubilidade e sinergia entre as superfícies irradiadas e tratadas com flúor.

Uma observação que deve ser considerada ao se trabalhar com o laser de CO₂ é o seu alto grau de absorção pela hidroxiapatita, e por contra disso o pulso laser deveria ser muito curto em um tempo de aplicação também muito pequeno. *Porém, esses aparelhos comerciais, que operam em 10,6 μm, não têm atualmente este recurso.* A consequência poder ser um aumento muito rápido na transmissão de calor em estruturas como a superfície do esmalte dental, causando danos térmicos a este ou às estruturas adjacentes. ⁽⁷⁷⁾

6.3.5.2 CO₂ - EM OUTROS COMPRIMENTOS DE ONDA

FEATHERSTONE, ZHANG ET AL. ⁽⁷⁸⁾ (1991) relatam efeitos de inibição da progressão de cáries em lesões iniciais em esmalte, utilizando um laser de CO₂ emitindo em 9,3 μm, e a aplicação de flúor.

FEATHERSTONE, FRIED ET AL. ⁽⁷⁹⁾ (1996) usando um laser TEA de CO₂, que emite pulsos de largura temporal de até 200 ns, e emitindo em 9,3; 9,6; 10,3 e 10,6 μm, analisaram a função de cada parâmetro laser na prevenção da cárie, pois o efeito de cada um deles e suas associações eram ainda desconhecidos.

Para o experimento foram usadas duas fluências de energia (2,5 e 5 J/cm²), larguras temporais de pulso de 50, 100, 200 e 500 μs.

Os autores relatam que a conversão eficiente de luz em calor, em camadas de micrômetros na superfície do esmalte dental, torna a superfície desse ácido resistente, se a temperatura atingir valores de aproximadamente de 800° C.

As amostras irradiadas foram submetidas a processo de descalcificação denominado lesão de cárie artificial. Os controles tiveram lesões da ordem de 100 μm. As irradiações com fluência entre 2,5 e 5 J/cm², nos comprimentos de ondas de 9,3; 9,6 e 10,3 μm, produziram reduções de descalcificação entre 40 e 80%. Porém, o laser de 10,6 μm não obteve os mesmos bons resultados.

FEATHERSTONE, FRIED E BITTEN ⁽⁸⁰⁾ (1997) propuseram, em um estudo, que a transformação da energia laser em calor na superfície do esmalte, causa a decomposição térmica dos cristais de apatita carbonatada. Ela é solúvel originalmente e assume uma forma menos solúvel com este processo.

Nesse experimento foram utilizadas amostras de 5x5 milímetros, de esmalte bovino e irradiadas com laser de CO₂ nos comprimentos de onda de 9,3; 9,6; 10,3 e 10,6 μm. Foram utilizadas as larguras temporais de 100 μs, com 25 pulsos por ponto, e fluência de 0 a 6 J/cm².

As amostras foram avaliadas em espectroscópio de refletância especular (FTIR) antes e depois da irradiação, sendo que a perda do carbonato foi em função do comprimento de onda e fluência.

Os melhores resultados foram obtidos com o laser de 9,6 μm a 4J/cm², causando perda total do carbonato, reduzindo drasticamente sua solubilidade.

Esses resultados apontam para uma *elevação de temperatura na superfície do esmalte irradiado na ordem dos 800° C*.

TAKAHASHI, KIMURA E MATSUMOTO ⁽⁸¹⁾ (1998) publicaram um estudo em que verificaram as alterações morfológicas e químicas produzidas em esmalte e na dentina humana, com laser de CO₂ emitindo em 9,3 μm, com largura temporal de 350 μs, e fluência de 78 J/cm².

A análise da morfologia mostrou áreas irregulares que apresentavam fusão, microtrincas, crateras e recristalização. A análise química revelou um aumento significativo nas quantidades de cálcio e fósforo.

6.3.6 LASER DE EXCIMER

Este é também um exemplo de laser à gás. Há a interação entre dois gases raros (Ar; Kr; Xe) e/ou com alógenos (KrF; XeF; XeCl; XeF), em uma combinação chamada de dímeros (duas moléculas iguais) excitados ou exímeros. Isso significa que uma molécula está com sua camada eletrônica associativa e outra dissociativa. Não é muito comum a sua utilização em odontologia, pois ele tem uma componente térmica muito significativa para comprimentos de onda maiores que 193 nm e por apresentar citotoxicidade, pois o DNA absorve intensamente entre 240 e 260 nm ⁽⁷⁷⁾.

PATEL, PEARSON E LAWES ⁽⁸²⁾ (1992) irradiaram com laser de KrF (248 nm) as superfícies dentárias e de restaurações de amálgama e resina. As superfícies dentais mostraram-se fusionadas.

LIPAS, ARCORIA E KHADEMI ⁽⁸³⁾ (1992) realizaram uma análise comparativa das superfícies dentais irradiadas com laser de Ho:YAG; CO₂; associação de CO₂ e Nd:YAG e exímero de Ar:F. O laser de ArF, de 193 nm, deixou a superfície do esmalte com a aparência semelhante ao esmalte tratado com ácido ortofosfórico.

FEUERSTEIN, PALANKER ET AL. ⁽⁸⁴⁾ (1992) analisaram o efeito do laser de ArF (193nm) no esmalte dental humano e encontraram uma superfície de aspecto vítreo, sugerindo os autores sua utilização em esmalte.

WILDER-SMITH ET AL. ⁽⁸⁵⁾ (1997) analisaram os efeitos do ArF (193 nm) sobre o esmalte e a dentina, e verificaram suas alterações morfológicas. Foram efetuadas mudanças de densidades de energia até a ablação do tecido, concluindo os autores que esse laser pode ser usado tanto para a ablação quanto para a modificação da estrutura do esmalte e ou da dentina quando se deseja fusão e ressolidificação.

6.3.7 LASER DE ALEXANDRITA

O laser de alexandrita, nome comum do crisobélio dopado com cromo ($\text{Cr}^{+3}\text{BeAl}_2\text{O}_4$), emite em uma faixa de 700 a 815 nm. Seu rendimento é de aproximadamente 2%, à semelhança do Nd:YAG. ⁽⁷⁶⁾

STEIGER E MAUER ⁽⁸⁶⁾ (1992) apresentaram um estudo em que foram avaliadas as interações entre o tecido dental com a irradiação de um laser de alexandrita de frequência dobrada. O sistema de entrega do feixe é uma fibra óptica. Os autores relatam ablação sem danos térmicos, usando-se a fluência apropriada.

STEIGER, MAURER E GEISEL ⁽⁸⁷⁾ (1993) descrevem aplicações clínicas do laser de alexandrita dobrada em diversos procedimentos odontológicos.

RECHMANN E HENNING ⁽⁸⁸⁾ (1994) irradiaram a superfícies de esmalte sadio e cariado com laser de alexandrita, frequência dobrada de comprimento de onda de 377 nm, largura temporal de 100 ns e taxas de repetição de 20, 55 e 110 Hz. Os autores avaliam resultados positivos, melhorados com a utilização de jatos de água durante a irradiação.

6.3.8 LASER DE Er: YAG

O laser de érbio comercial mais comum é o Er:YAG, que emite em 2,94 μm , em uma área do espectro eletromagnético não visível ao olho humano. Possui uma interação muito forte com um dos picos de absorção da água e em menor grau com hidroxiapatita.

Existem também outras matrizes hospedeiras de combinações possíveis, como YLF, YSGG e YAP, emitindo próximo de 3 μm .⁽⁸⁹⁾ Portanto, sua principal atribuição em tecidos dentários é a ablação, ou remoção do tecido por evaporação do mesmo.

NARA, TAGOMORI ET AL.,⁽⁹⁰⁾ publicam em 1990, um estudo onde há a irradiação de amostras de esmalte dental humano. É utilizado o laser de Er:YAG, com fluências de 55 e 130 J/cm². As amostras são posteriormente submetidas a solução ácida, e apresentam maior resistência.

MORIOKA, TAGOMORI E OHO⁽⁹¹⁾ (1991) publicaram um texto em que descrevem um estudo do aumento da resistência à ácidos produzida pela irradiação da superfície do esmalte dental com o laser de Er:YAG. Esse trabalho complementa os de NARA ET AL.⁽⁹⁰⁾

Os autores comparam a superfície pós-irradiada do esmalte com os lasers de Er:YAG e Nd:YAG, concluindo que a superfície final em ambos os casos se assemelha.

Não há no estudo relatos de uso de água durante a irradiação com o laser de érbio. Os autores constatam também que a resistência a ácidos é maior no esmalte irradiado com o érbio, segundo a técnica utilizada.

FRIED, FEATHERSTONE ET AL. propuseram em estudo publicado em 1996,⁽⁹²⁾ avaliar o potencial de prevenção à cárie dental com os lasers de Er:YAG e Er:YSSG. Foram utilizadas coroas de molares, irradiadas com fluência de energia de 1 a 50 J/cm².

As amostras, após a irradiação, foram submetidas a condições de produção de cárie artificial. Esse método baseia-se em alternar ciclos de desmineralização e remineralização com alterações de pH, segundo um modelo desenvolvido pelos autores.

Nesse estudo ressaltam-se algumas importantes observações:

- A fluência necessária para a ablação de esmalte com o laser de Er:YAG está entre 7 e 9 J/cm². Há um aumento de temperatura na superfície do esmalte de 320° C, temperatura do esmalte em que ocorre a ablação.
- A fluência para ablação do Er:YSSG está em torno de 18 J/cm² e a temperatura atinge 800° C antes da ablação.
- Os índices de proteção a cárie foram de 40% para Er:YAG, para a fluência de 11,5 J/cm², e 60% para o Er:YSSG, para a fluência de 12,7J/cm².
- Não havia sinais evidentes de fusão e recristalização das superfícies. Porém as alterações estruturais e químicas produzidas foram suficientes para um aumento da resistência a cárie.

6.3.9 LASER DE DIODO

O laser de semicondutores ou laser de diodo atualmente é o mais eficiente, pois consegue atingir marcas de 40% de eficiência elétrica. Os lasers de uma maneira geral, necessitam de um gasto energético muito alto para transformarem sua fonte de alimentação, geralmente elétrica. Alguns lasers chegam a ter no máximo 3% de rendimento da energia elétrica transformada em energia óptica de laser.

Os lasers de diodo de alta potência podem emitir continuamente entre 5 e 10.000 Watts de potência. Eles podem emitir, atualmente, numa faixa espectral de comprimento de onda que pode atingir uma grande extensão. O seu comprimento de onda final está determinado de acordo com as características de constituição do diodo. As emissões podem variar desde o visível do espectro eletromagnético, até o infravermelho próximo.

Ele se classifica, segundo as normas internacionais de classificação dos lasers como "Laser Classe 4". Essa categoria determina os lasers como de alta potência.

Basicamente encontramos sua aplicabilidade no processamento de materiais, no bombeamento de lasers de estado sólido, e atualmente está sob investigação, por este grupo, em aplicações na odontologia.

Um laser de diodo é um pequeno cubo de material semicondutor de dimensões sub-milimétricas, que converte diretamente a corrente elétrica em energia luminosa. O material que compõe o diodo cresce em camadas, de baixo para cima, mediante de técnicas extremamente sofisticadas.

A energia luminosa é emitida em forma de feixe laser por uma das faces do cubo e apresenta no máximo uma potência de poucos Watts.

Para se obter um laser de diodo de alta potência, são necessários em torno de vinte deles, crescidos um ao lado do outro, e esse processo se dá em um único passo. Essa técnica de crescimento é necessária para que haja o aumento da potência final dos diodos. Esse conjunto de diodos é denominado *barra de diodo*.

Durante o processo de utilização do laser é gerado calor. Para a dissipação deste calor a barra de diodo precisa ser prensada em um bloco de cobre que auxilia na dissipação do calor.

O feixe laser emitido pelos diodos emissores que compõem a barra, é extremamente alongado devido a forma de construção. Esse feixe possui uma dimensão de 1 cm x 10 micrômetros.

Para a grande maioria das utilizações de interesse, esse feixe precisa ser transformado num feixe laser com secção circular. Isso pode ser obtido com um conjunto de óptica entre a barra de diodo e o alvo de aplicação desejado. Para a entrega desse feixe podemos usar uma fibra óptica, conforme vê-se na Figura 5, na página 57.

O regime de operação do laser de diodo não é o regime pulsado habitual dos lasers odontológicos. O regime típico de um laser de diodo de alta potência é chamado de "quasi-contínuo" (qcw). O seu pico máximo de potência não ultrapassa o limite estabelecido. Além disto, a sua emissão pode ser regulada por tempo útil de emissão, conforme se vê na Figura 4.

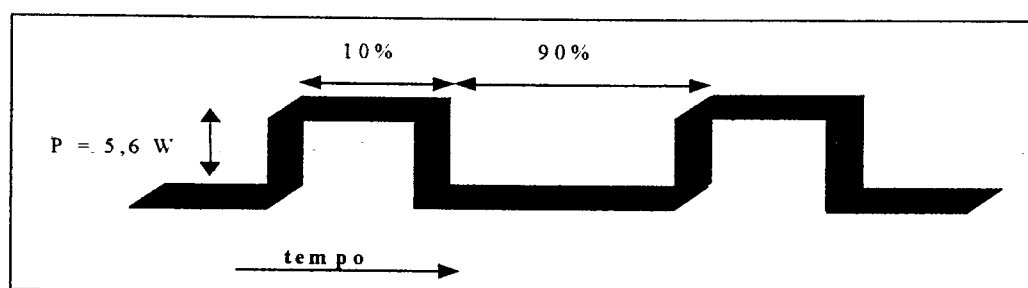


Figura 4. Regime de operação "quasi-contínuo" do laser de diodo de alta potência

MCNALLY, GILLINS E DAWES ⁽⁹³⁾ descreveram em 1997 o processo de ablação de esmalte e dentina com o uso de um laser de diodo de 796 nm. Foi utilizada a idocianina verde como cromóforo absorvedor. Os autores irradiaram cavidades provocadas pela cárie em dentes humanos extraídos e mediram a quantidade removida de material dental nos parâmetros utilizados. Foi relatado no estudo o sucesso na remoção do tecido em todas as circunstâncias provadas. Os autores indicaram essa como uma técnica promissora. As amostras foram observadas em microscópio eletrônico de varredura, e observadas as alterações morfológicas produzidas pela irradiação das estruturas dentais.

No mesmo estudo foi feita a análise do aumento de temperatura dentro da câmara pulpar. Para tanto foi inserido dentro da câmara pulpar um termopar tipo K com 0,5 mm de diâmetro, e com tempo de reposta menor do que 100 ms. Em condições de simulação de irradiação das amostras em banho térmico mantidos a 37° C e densidade potência de 430 W.cm⁻² por um minuto. Eles obtiveram resultados de aumento de temperatura de 3 +/- 2° C. Os autores observam que as alterações produzidas nos tecidos dentais são dependentes da distribuição da energia entregue a estes. O aumento de temperatura também é a condição determinante das alterações morfológicas produzidas.

OLIVEIRA, WETTER ET AL. ⁽⁹⁴⁾ (2000) comunicaram os resultados de um estudo onde conseguiram promover alterações em esmalte dental humano, utilizando um aparelho laser emitindo em 960 nm. As amostras foram obtidas pela secção longitudinal do esmalte, e irradiados na sua porção interna para avaliar os efeitos. Tal cuidado foi para evitar a possível interferência do flúor presente nas superfícies das amostras.

Foram utilizadas várias densidades de energia obtendo-se fusão de superfície e ablação. Não havia nesse experimento a utilização de fibras ópticas de contacto. Os resultados encorajadores encontrados nesse estudo deram origem a possível aplicabilidade futura desse laser em odontologia.

OBJETIVOS

Este estudo pretende averiguar as alterações promovidas na superfície do esmalte dental humano, e monitorar as alterações térmicas produzidas no interior da câmara pulpar, utilizando-se um aparelho laser de diodo de alta potência, na faixa de 960 nm e sistema de entrega de feixe com uma fibra óptica de 365 μm . O equipamento foi projetado e desenvolvido pelo Prof. Dr. Niklaus Ursus Wetter (CLA-IPEN).

MATERIAIS E MÉTODOS

A parte experimental deste trabalho compõe-se de duas fases sucessivas e distintas.

Na primeira fase serão determinados os parâmetros de largura temporal e a potência necessários para ocorrer a fusão na superfície do esmalte. Em uma segunda fase, de posse dos dados iniciais, analisar-se-á o comportamento térmico no interior da câmara pulpar em função da taxa de repetição, nos parâmetros que produziram fusão.

PRIMEIRA FASE : VERIFICAÇÃO DAS ALTERAÇÕES MORFOLÓGICAS

OBTENÇÃO E PREPARAÇÃO DAS AMOSTRAS

Oito amostras de esmalte dental humano foram obtidas de terceiros molares extraídos havia menos de um mês. Os dentes foram armazenados logo após a sua extração em soro fisiológico e guardados em geladeira para que mantivessem o seu nível de hidratação. Eles foram indicados para a extração por motivos clínicos e com o consentimento dos pacientes.

Os dentes foram limpos com escova tipo pincel, pedra-pomes em pó (SSWhite) e pasta dental sem flúor. Em seguida, foram lavados abundantemente em água destilada.

As porções coronárias dos dentes foram separadas das radiculares. A porção coronária, então, foi segmentada no sentido longitudinal do dente de mesial para distal. Os cortes foram executados com a utilização de pontas

diamantadas montadas (KG Sorensen tipo 1090) em caneta odontológica de alta rotação. Foi utilizada refrigeração abundante, para evitar-se o aquecimento excessivo da estrutura dental que pudesse alterá-la (Figuras 5 e 6).

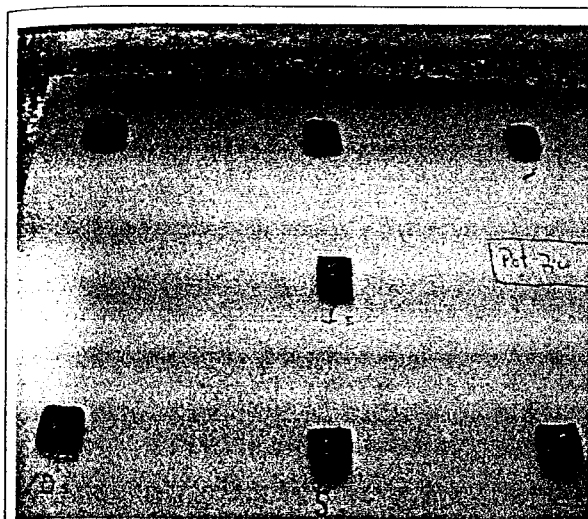


Figura 5. Amostras de esmalte

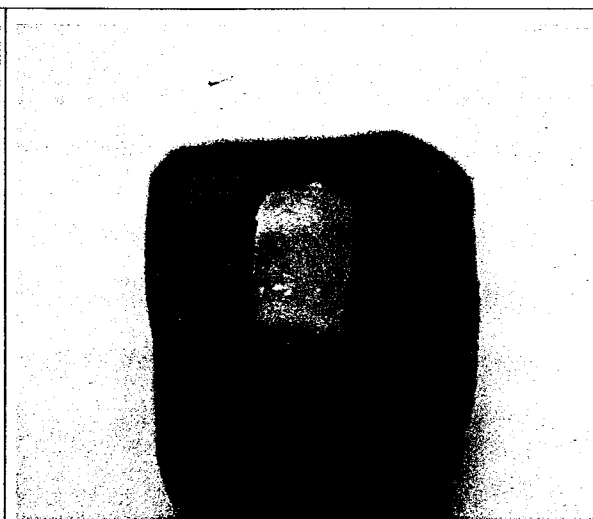


Figura 6. Detalhe das amostras

Após a obtenção dos espécimes, foram novamente acondicionados em soro fisiológico e mantidos em geladeira até a hora da experimentação.

As amostras foram pintadas com um fotoiniciador ^(42 a 45,49 a 53), devido a alta profundidade de transmissão do esmalte neste comprimento de onda, conforme visto na figura 3 da página 19. O escolhido foi a tinta nanquim, pela sua facilidade operacional nesta fase do experimento.(Figura 7).



Figura 7. Amostra de esmalte coberta com nanquim

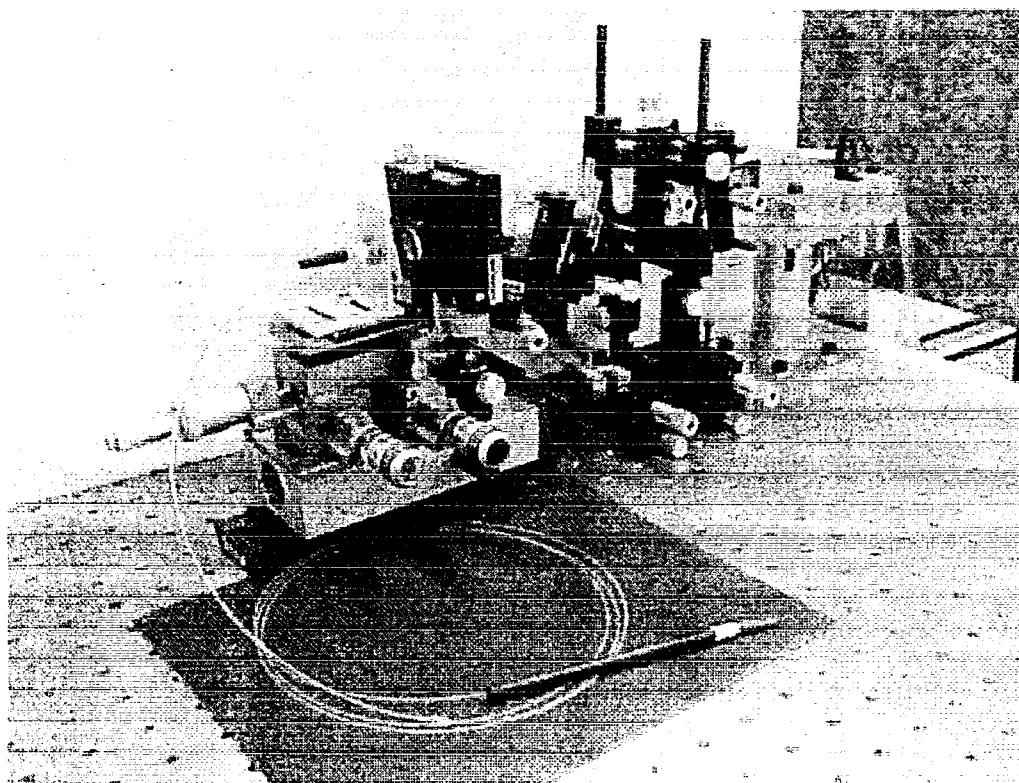


Figura 8. Equipamento laser acoplado a uma fibra com núcleo de 365 μm .

Nesse experimento o laser opera com ciclo útil de 10%. Isso significa dizer que o diodo fica ligado durante 10% do tempo. Nesse intervalo ele emite um pulso laser quadrado com 5,6 watts de amplitude, conforme Figura 4 da página 52.

No caso do laser de diodo, tanto a amplitude quanto o ciclo útil podem ser variados mediante controles na fonte do laser de diodo.

Elas foram irradiadas com a utilização da fibra de 365 μm em contato com a superfície dental. A fibra foi mantida perpendicularmente à superfície irradiada. Foram executados movimentos de "varredura" (Figura 9).

Durante a aplicação do laser foram seguidas as normas de segurança necessárias, ressaltando-se a utilização de óculos de segurança para o operador e demais pessoas envolvidas diretamente no ato de irradiação das amostras.

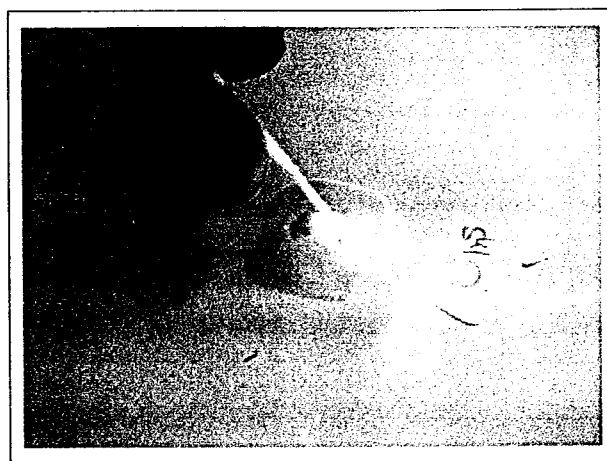


Figura 9. Irradiação da amostra

As condições de experimentação estão descritas na Tabela 2, em que se vêem as alterações da largura temporal do pulso.

| AMOSTRA | LARGURA TEMPORAL | POTÊNCIA | CICLO ÚTIL |
|---------|------------------|----------|------------|
| A | 0 ms (controle) | 5,6 W | 10% |
| B | 1 ms | 5,6 W | 10% |
| C | 2 ms | 5,6 W | 10% |
| D | 5 ms | 5,6 W | 10% |
| E | 10 ms | 5,6 W | 10% |
| F | 15 ms | 5,6 W | 10% |
| G | 30 ms | 5,6 W | 10% |
| H | 50 ms | 5,6 W | 10% |

Tabela 2. Condições de irradiação da primeira fase com variação da largura temporal do pulso laser.

Um detalhe a ser ressaltado é a constante aferição da potência de saída do feixe laser aplicado nas amostras. Para tal finalidade contou-se com o auxílio de um detector piroelétrico, da marca Newport.

Após a irradiação as amostras foram imersas em solução de isopropanol à 99,7%, e submetidas a ultra-som durante 12 minutos, para a remoção dos remanescentes da tinta nanquim aplicada.

As amostras foram então preparadas para a análise em microscópio eletrônico de varredura. Em uma primeira etapa há a desidratação das amostras, feita em concentrações crescentes de álcool. Coloca-se as amostras inicialmente em álcool à 50% durante 15 minutos e repete-se a operação para concentrações de 70%, 90% e absoluto. Para a manutenção da desidratação, as amostras foram mantidas em um recipiente denominado de capela, que possui sílica em seu interior.

O esmalte possui um comportamento térmico e *elétrico* semelhante à cerâmica, portanto de característica isolante. As amostras então, foram cobertas com uma camada de ouro, para aumentar o sinal elétrico para o microscópio eletrônico de varredura.

Sua morfologia foi analisada em aumentos iguais para uma uniformidade de dados. As imagens originais na tela do microscópio eram de 250 e 2.000 vezes. Porém, para uma análise proporcional mais adequada, foi mantida a barra dimensional nas imagens deste trabalho. O objetivo foi a verificação de fusão na superfície do esmalte.

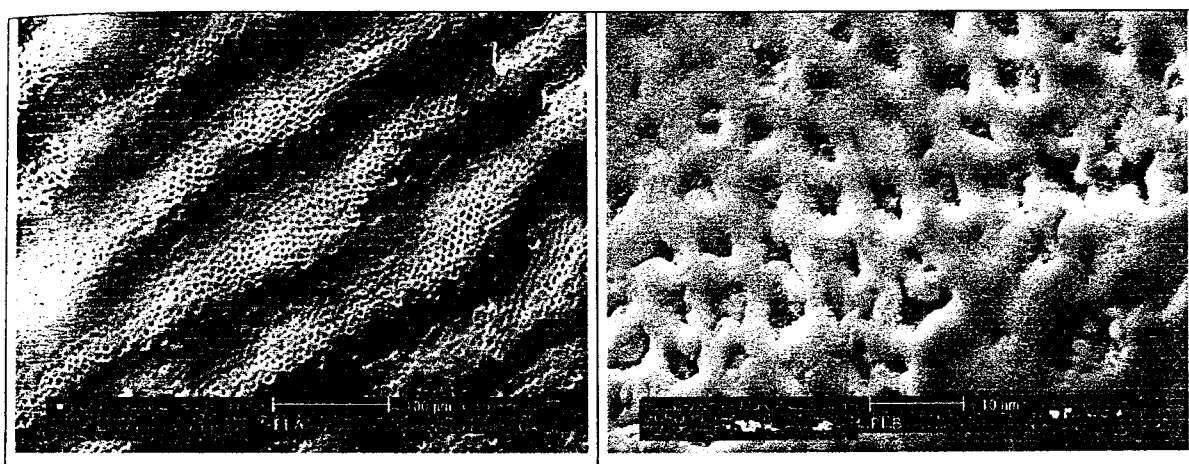
As amostras foram analisadas com o microscópio eletrônico de varredura da marca Phillips modelo LX 300, do IPEN.



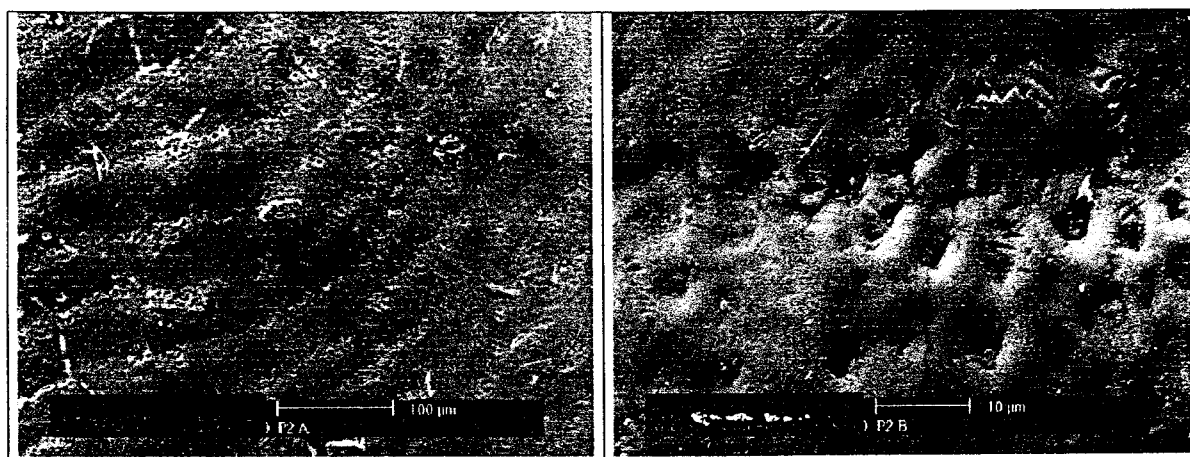
Figura 10. Amostras preparadas para a análise no microscópio eletrônico de varredura

RESULTADOS DA PRIMEIRA FASE

O melhor parâmetro seria aquele que promovesse a fusão e ao mesmo tempo em que houvesse a menor densidade de energia aplicada. Nos parâmetros de menor densidade a superfície apresenta-se praticamente inalterada (Figuras 11, 12, 13 e 14). Notar o aspecto das periquimácias e dos prismas de esmalte.



Figuras 11 e 12. Micrografias das amostras irradiadas em 1 ms, em dois aumentos.



Figuras 13 e 14. Micrografias das amostras irradiadas em 2 ms, em dois aumentos.

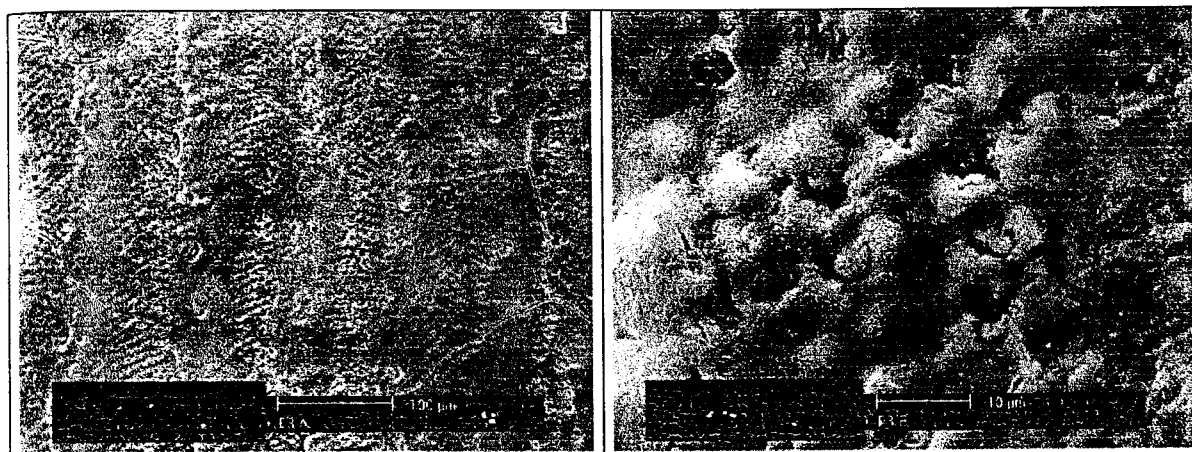
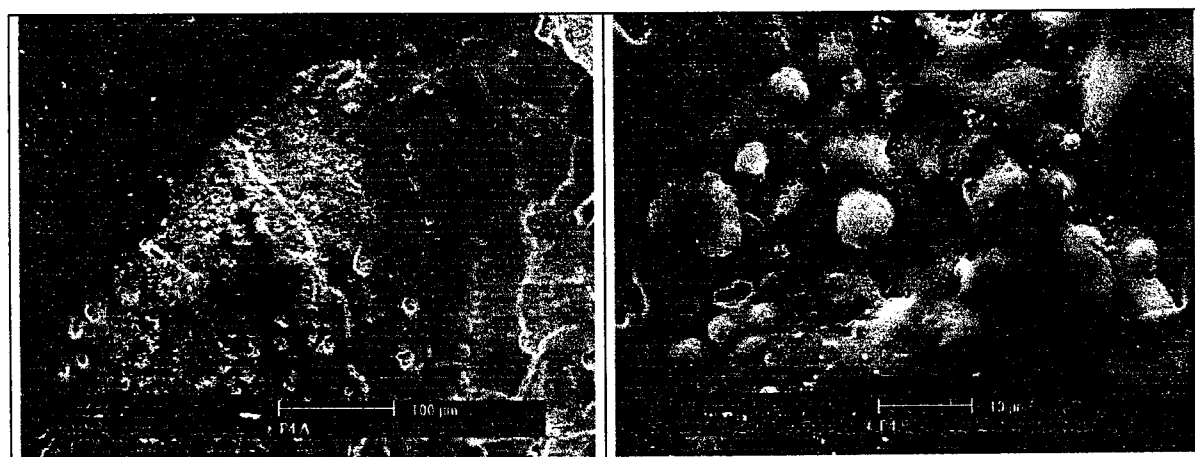


Figura 15 e 16. Micrografias das amostras irradiadas em 5 ms, em dois aumentos

Com a largura de pulso de 5 ms, já é possível verificar-se algumas áreas de fusão. Notar que há nitidamente a modificação inicial das periquimácias. Elas assumem uma característica mais “plana” e regular, com a obliteração da superfície externa dos prismas, conforme as Figuras 15 e 16.



Figuras 17 e 18. Micrografias das amostras irradiadas em 10 ms, em dois aumentos diferentes

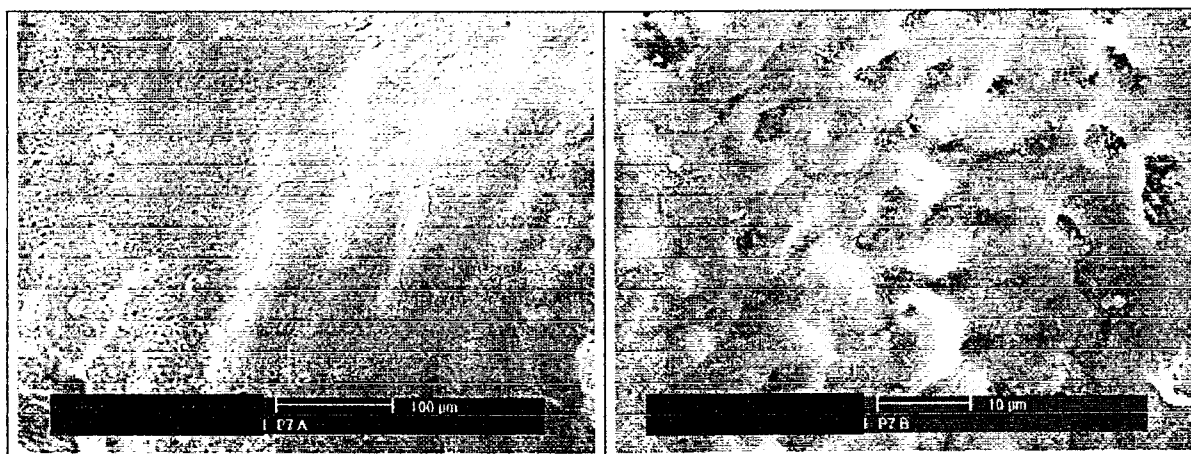
Para a finalidade proposta, a irradiação com a largura temporal de 10 ms produziu uma superfície de esmalte fundida com características de maior uniformidade, conforme pode-se verificar nas Figuras 17 e 18.

Nota-se nestas micrografias a uniformidade da superfície irradiada. Com o aumento maior (2000 X no original) nota-se claramente a fusão do esmalte (Figura 18).



Figuras 19 e 20. Micrografias das amostras irradiadas em 30 ms, em dois aumentos diferentes.

Com larguras temporais de pulso maiores como 30ms (Figuras 19 e 20) e 50 ms, podemos verificar também áreas de ablação de tecido, circundadas por áreas de fusão.



Figuras 21 e 22. Micrografias das amostras irradiadas em 50 ms, em dois aumentos diferentes.

A análise das informações obtidas na primeira fase do experimento foi necessária para a continuidade da pesquisa.

Em uma etapa distinta da primeira, porém seguindo a mesma linha de trabalho, foi executada a segunda fase do mesmo.

SEGUNDA FASE : VERIFICAÇÃO DAS ALTERAÇÕES TÉRMICAS

OBTENÇÃO E PREPARAÇÃO DAS AMOSTRAS

Seis amostras de esmalte dental humano foram obtidas a partir de terceiros molares nas mesmas condições da primeira fase do experimento. As amostras foram submetidas às mesmas etapas de preparo e de conservação de hidratação.

FRIED ET AL.⁽⁹⁵⁾ usaram dentes humanos, terceiros molares, hemisseccionados para permitir a monitoração térmica durante a irradiação. As distâncias fixadas foram de 5 mm entre o ponto de irradiação e o receptor.

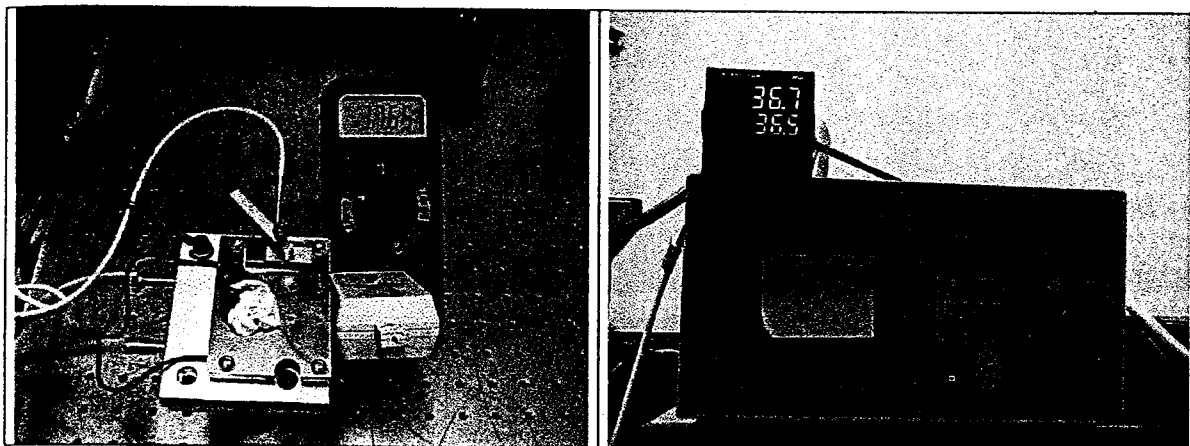
Os dentes humanos possuem distâncias relativas ao volume do elemento dentário, isto é, a distância linear entre a face externa e o ponto mais externo da câmara pulpar. Esses valores podem ser observados na Tabela 3.

| DENTES | INCISIVO CENTRAL | INCISIVO LATERAL | CANINO | PRÉ-MOLAR | MOLAR |
|---------------|-------------------------|-------------------------|---------------|------------------|--------------|
| Superiores | 4,8mm | 4,5mm | 4mm | 4,3mm | 4,7mm |
| Inferiores | 3,5mm | 3,5mm | 3,7mm | 4,5(*)/3,4(**) | 4,4mm |

Tabela 3. Distâncias entre os cornos pulpares e a superfície da coroa dos dentes permanentes. ⁽⁸⁾
*segundo pré-molar; ** primeiro pré-molar

As amostras no caso desse experimento foram fixadas com massa de modelar em um peltier que manteve a temperatura constante em 37°C , conforme as Figuras 23 e 24.

Foi escolhida a temperatura corpórea para uma simulação o mais próximo possível, das condições térmicas clínicas normais. O monitoramento foi mantido durante toda a experimentação, pré e pós irradiação.



Figuras 23 e 24. Base térmica (peltier) com amostra fixada com massa de modelar, e monitoramento constante da temperatura.

Porém, para uma condição de experimentação mais extrema do limite de aumento da temperatura, procedeu-se como segue:

1. Foi escolhida a região de menor espessura da amostra para ser irradiada, medida com o auxílio de um paquímetro.
2. Marcou-se esse ponto menos espesso, pela sua face interna, com uma broca odontológica. Essa marca serviu para a fixação do termopar. A distância final entre o termopar e o ponto de contacto da fibra para a irradiação, nunca ultrapassou de 2,5 mm, conforme descrito na Tabela 4. *Porém, notar que comparativamente com a Tabela 3, esses valores equivalem à metade da espessura oclusal normal nos dentes humanos.*
3. Foi colocada pasta térmica dentro da câmara pulpar, para aumentar ainda mais a difusividade do calor. Essa pasta melhora também a qualidade do sinal elétrico produzido para o termopar.⁽⁶⁰⁾

IRRADIAÇÃO DO FEIXE LASER

As amostras foram pintadas com tinta nanquim que é um cromóforo absorvedor, conforme Figura 7, da página 56, a semelhança da primeira fase do estudo.

Foram utilizadas potências de 5,4 e 4,6 W, todas com a mesma largura temporal de 10 ms.

O sistema de entrega do feixe foi a mesma fibra óptica de 365 μm , da primeira fase do experimento, em contato com a superfície do esmalte. Foram feitos movimentos de "varredura" sobre a superfície, com a fibra perpendicular a esta.

Não houve interrupção na aplicação do feixe laser. Os valores totais de tempo da Tabela 4 são do início ao fim da aplicação, sem pausa para relaxação térmica. Esta observação reforça a idéia da experimentação ser realizada em condições das mais severas possíveis.

O objetivo desejado era verificar os efeitos da variação da frequência de entrega do feixe laser, para uma densidade de energia determinada. Essa densidade já havia sido avaliada como suficiente para causar a fusão do esmalte. Os parâmetros do experimento estão descritos na Tabela 4.

| AMOSTRA | FREQUÊNCIA | POTÊNCIA PICO | Δt (IRRADIAÇÃO) | ESPESSURA |
|----------------|-------------------|----------------------|---|------------------|
| A controle | 0 Hz | 0 W | 0 s | 2,3 mm |
| B | 30 Hz | 5,4 W | 5 s | 2,4 mm |
| C | 10 Hz | 5,4 W | 15 s | 2,0 mm |
| D | 10 Hz | 4,6 W | 15 s | 2,5 mm |
| E | 2,5 Hz | 4,6 W | 60 s | 2,5 mm |
| F | 1,5 Hz | 4,6 W | 100 s | 2,5 mm |

Tabela 4. Condições de irradiação da segunda fase com variação da frequência de entrega do feixe laser

AFERIÇÃO DA TEMPERATURA

Para o registro da temperatura foi utilizado um termopar do tipo K com um conversor de temperatura da Beckman, industrial. A relação entre cada grau de temperatura e o sinal elétrico produzido no osciloscópio é de 1 mV/K. Sua resolução é de 0,1°C, e o tempo de resposta é de 50 ms (Figuras 25 e 26).

O termopar foi colocado na parede interna da câmara pulpar sob a região irradiada. O seu contato estava diretamente sob a camada de dentina subjacente a área irradiada (Figura 27).



Figura 27. Amostra com o termopar colocado no interior da câmara pulpar.

Os dados foram coletados em um osciloscópio digital de 200 MHz (Tektronix Tds 360), capaz de armazenar até mil pontos em até 150 segundos. Os dados coletados foram analisados em programa de análise (Origin 5.0), e através desse foram trabalhados os dados e desenhados os gráficos.

RESULTADOS DA SEGUNDA FASE

ALTERAÇÕES TÉRMICAS OBTIDAS

Os dados referentes aos picos máximos das alterações térmicas encontram-se tabulados na Tabela 5. Para uma visualização mais fácil dos dados coletados, foi plotado um gráfico (Figura 28).

| Frequência | Largura temporal | Potência pico | Espessura da amostra | Tempo total de irradiação | Δ de temperatura | Densidade de energia |
|------------|------------------|---------------|----------------------|---------------------------|-------------------------|------------------------|
| 30 Hz | 10 ms | 5,4 W | 2,4 mm | 5 s | 7,4 C | 7741 J/cm ² |
| 10 Hz | 10 ms | 5,4 W | 2,0 mm | 15 s | 7,3 C | 7741 J/cm ² |
| 10 Hz | 10 ms | 4,6 W | 2,5 mm | 15 s | 6,4 C | 6594 J/cm ² |
| 2,5 Hz | 10 ms | 4,6 W | 2,5 mm | 60 s | 4,6 C | 6594 J/cm ² |
| 1,5 Hz | 10 ms | 4,6 W | 2,5 mm | 100 s | 3,3 C | 6594 J/cm ² |

Tabela 5. Condições de irradiação das amostras correlacionadas com os respectivos aumentos de temperatura.

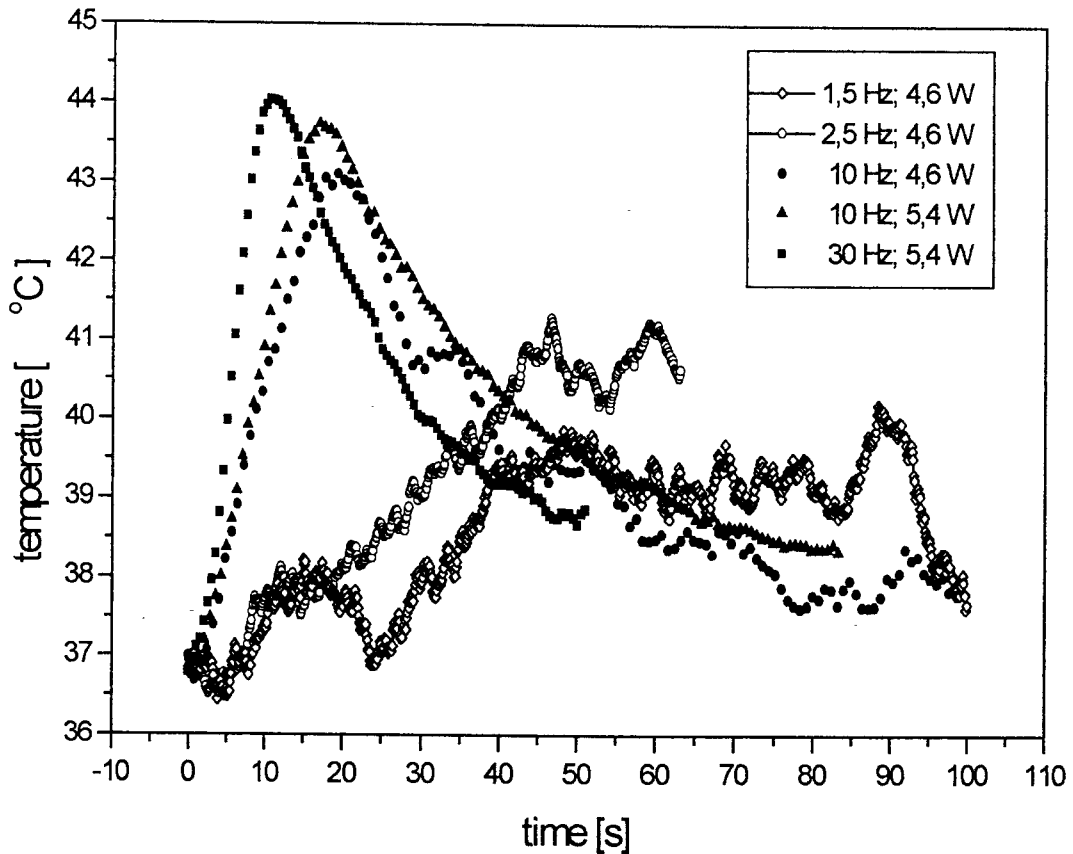


Figura 28. Gráfico de alteração da temperatura em função do tempo, pela aplicação do feixe laser

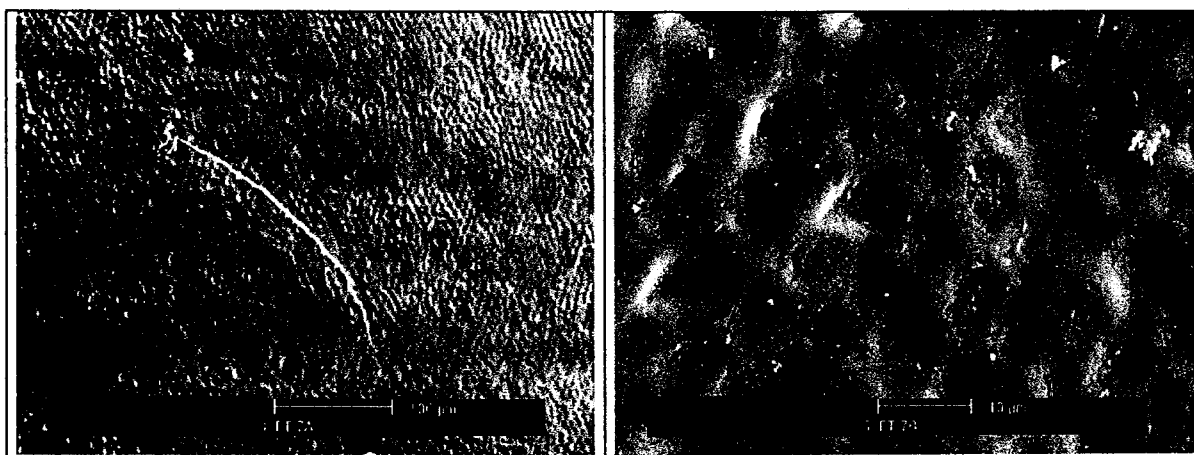
ANÁLISE AO M.E.V.

Após a irradiação das amostras, elas foram mantidas nas mesmas condições de hidratação e conservação.

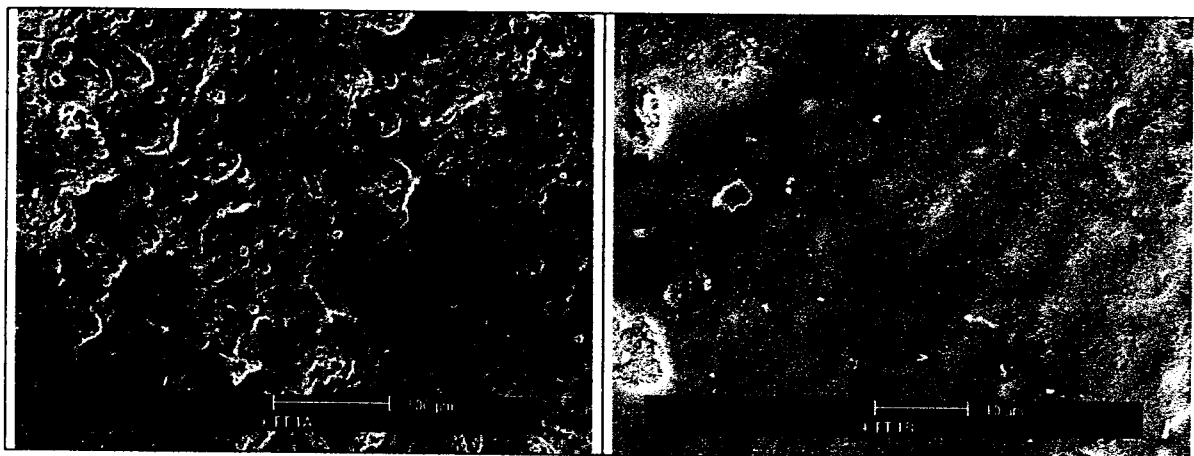
Para a análise ao microscópio eletrônico de varredura, as amostras foram submetidas às mesmas fases de preparo da primeira fase, com a sua desidratação e metalização da superfície a ser analisada.

O microscópio eletrônico de varredura utilizado foi o modelo LX 300 da marca Phillips.

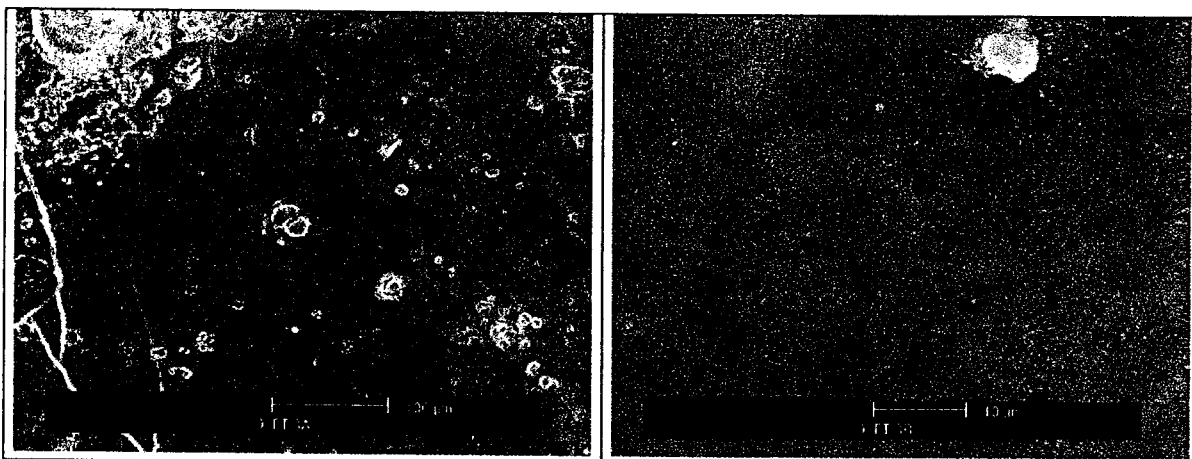
Nas condições do experimento todas as amostras analisadas sob o microscópio eletrônico de varredura apresentaram alterações morfológicas da sua superfície, quando comparadas ao controle (Figuras 29 e 30).



Figuras 29 e 30. Micrografias das amostras controle em dois aumentos diferentes.

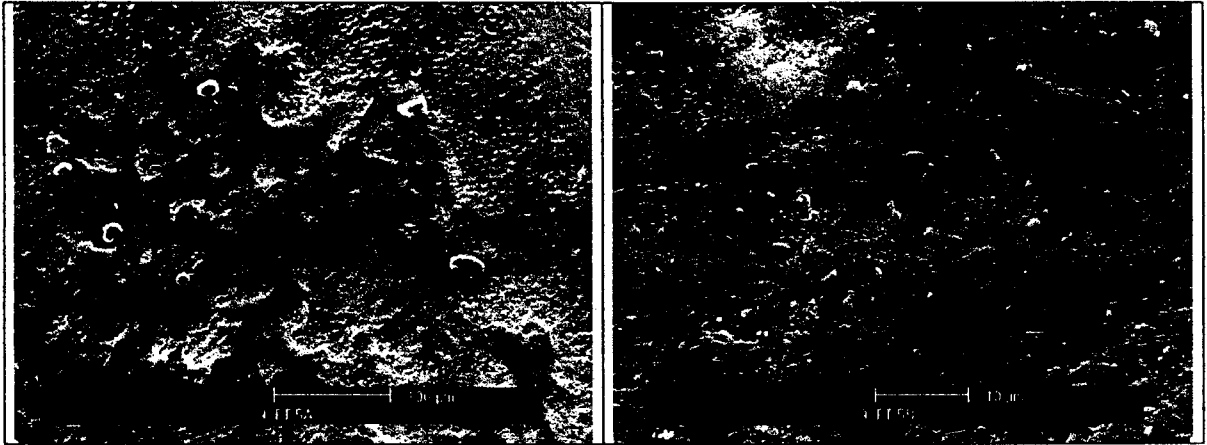


Figuras 31 e 32. Micrografias das amostras irradiadas em dois aumentos diferentes.

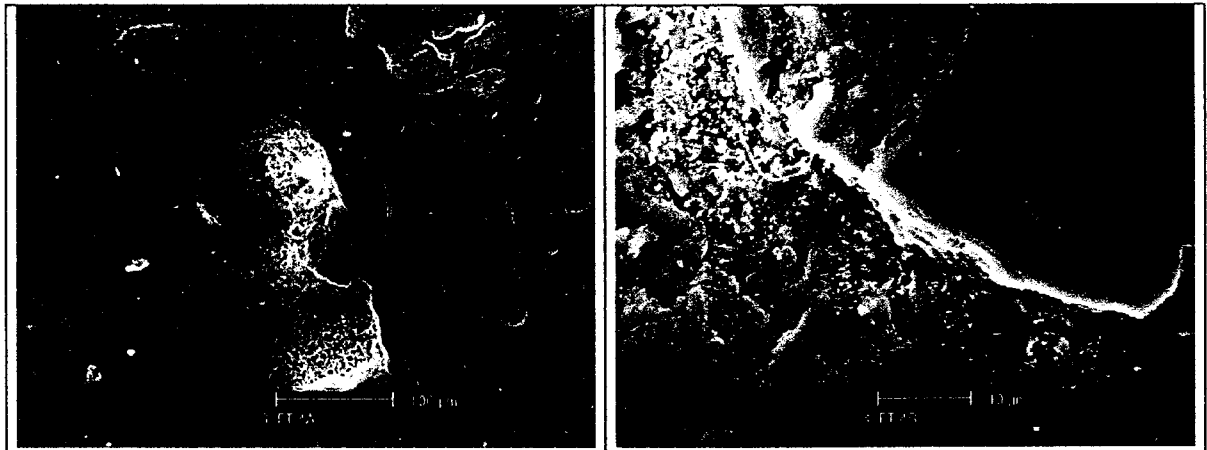


Figuras 33 e 34. Micrografias das amostras irradiadas em dois aumentos diferentes.

Todas as amostras observadas apresentam fusão, nas áreas das superfícies do esmalte. *Elas apresentam um alto grau de uniformidade da camada fundida* (Figuras 31 a 38).



Figuras 35 e 36. Micrografias das amostras irradiadas em dois aumentos diferentes.



Figuras 37 e 38. Micrografias das amostras irradiadas em dois aumentos diferentes.

Pequenas áreas de ablação são notadas, conforme as Figuras 37 e 38.

DISCUSSÃO

A complexidade da superfície do esmalte dental favorece a retenção mecânica de placa, a uma maior vulnerabilidade ao ataque ácido-bacteriano, a maior dificuldade de higiene e etc. O aparecimento de lesões cariosas associa-se a todos esses fatores.^(4 a 20)

Os recursos preventivos são eficientes e foram responsáveis pela diminuição da incidência do número de lesões cariosas durante as últimas décadas. Os índices apresentam-se ainda significativamente elevados para o nosso país,⁽²⁷⁾ o que indica ser lícito perseguir novos métodos que possam ser agregados aos recursos terapêuticos já existentes.

A facilidade de aplicação dos novos métodos seria uma vantagem adicional visto que a aplicação de selantes sobre a superfície dental apresenta algumas limitações de ordem técnico-operacional^(21 a 26).

A alteração da superfície do esmalte dental humano por um feixe laser é o objeto de inúmeras pesquisas. As alterações produzidas as quais modificaram a característica morfológica do esmalte, basicamente produziram ou a remoção do tecido ou a sua fusão^(31 a 95).

São encontradas diferenças de composição no esmalte entre as suas superfícies externas⁽⁷⁾ e também nas várias camadas que o compõem.

A sua densidade diminui entre a superfície em relação a regiões mais próximas da dentina^(3,6). Com uma menor concentração de minerais, o esmalte é menos resistente à ação de ácidos, tornando-se mais solúvel.

Quando se produz a alteração das superfícies, sobretudo se for atingida a sua fusão, esta assume um caráter acidorresistente, alterando também suas características químicas. Em última análise, podemos dizer que essa técnica torna o esmalte mais resistente à cárie dental.^(31,32, 34 a 36, 39 a 56, 58 a 76, 78 a 95)

Apesar do trabalho de STERN E SOGNAES⁽³¹⁾ (1964) relatar a produção de uma superfície carbonizada sobre o esmalte irradiado, o que inicialmente poderia ser uma situação desfavorável, não foi o ocorrido. Os mesmos autores já investigaram *in vitro* em 1965 a resistência do esmalte dental humano à desmineralização⁽³⁴⁾ e em 1966 os mesmos autores estudaram tanto a permeabilidade quanto a solubilidade do esmalte irradiado⁽³⁵⁾. Esses trabalhos indicam que deslumbrou-se desde essa época a possibilidade da utilização da tecnologia do laser em benefício da prevenção.

A maior dificuldade na experimentação é a adequação dos parâmetros do feixe laser que sejam capazes de produzir a fusão da superfície. STERN ET AL.⁽³⁶⁾ só conseguiu adequar esses parâmetros em 1967.

O laser de Nd:YAG pulsado mostrou-se indicado para a finalidade de modificação da superfície do esmalte dental⁽⁴¹⁾. A facilidade operacional oferecida pelo laser de Nd: YAG com o sistema de entrega de feixe podendo ser feita através de uma fibra óptica, favoreceu a sua aplicação em odontologia. Inúmeros trabalhos publicados comprovam esses fatos^(38 a 54).

A faixa do espectro eletromagnético do laser de Nd:YAG é muito próxima ao laser de diodo de 960, objeto deste estudo. Porém, o fato mais importante a salientar é que há um comportamento semelhante para os principais constituintes do esmalte dentro desta faixa espectral, conforme Figura 3 da página 20.

Podemos considerar que os resultados se assemelham aos apresentados pelo laser de Nd:YAG. As diferenças principais se dão pelo regime operacional diferentes dos dois lasers.

A baixa absorção pela hidróxiapatita para o feixe laser de diodo em 960nm, é semelhante ao Nd:YAG. A utilização de cromóforos absorvedores aumenta a absorção da energia laser ⁽⁴²⁾. A tinta nanquim foi escolhida para este estudo pois apresenta maior facilidade operacional durante a execução do experimento.

Há uma semelhança de resultados obtido por BOARI ⁽⁵³⁾ entre o grau de fusão do esmalte utilizando-se tanto a tinta nanquim quanto para uma mistura de carvão. Este dado tem importância clínica relevante pela facilidade de remoção do carvão da superfície do esmalte pós irradiado. Podemos deduzir que para o laser de diodo de 960 nm também será válido tal raciocínio, devendo ser desenvolvido um estudo para a sua comprovação.

A característica de facilidade de operação do equipamento laser de diodo de 960 nm também é verificada. A fibra óptica acoplada de 365 µm deu total liberdade de movimentação. Em uma situação futura de utilização clínica já estaria adequada.

Nas condições apresentadas neste estudo foi possível obter a fusão e a ressolidificação do esmalte dental humano. As alterações morfológicas produzidas pelo laser de diodo de alta potência (960 nm) parecem estar em concordância com os trabalhos citados.

As condições de largura temporal e de energia são os fatores responsáveis pelo fenômeno de fusão do esmalte, conforme observado na primeira fase deste experimento. A condição de 1 ms observada nas Figuras 11 e 12 demonstra que há uma ligeira alteração do aspecto do esmalte. Com a progressão do aumento da largura temporal (Figuras 13 a 16) há um progressivo aumento da área fusionada.

O esmalte perde nitidamente a característica ondular das periquimácias quando visto sequencialmente nas Figuras 11, 13, 15 e 17. O aspecto das Figuras 17 e 18, na página 63, que correspondem a largura temporal de 10ms, demonstram de maneira clara a fusão da superfície do esmalte.

Quando foram utilizadas larguras temporais de 30ms e 50 ms, resultaram também em remoção do tecido dental irradiado (ablação), que não é o objeto deste estudo. Cabe salientar que esta condição é válida para o regime de operação do laser de diodo.

Dada a similaridade dos efeitos produzidos com outros lasers, podemos supor que as alterações produzidas pelo laser de diodo de alta potência também serão acidorresistentes. Será necessário um estudo para a determinação da resistência a ácidos da superfície do esmalte pós-irradiada, nas mesmas condições deste experimento para comprovar totalmente a eficácia do protocolo.

CECCHINI ET AL. ⁽⁵¹⁾ (1998) e PELINO ET AL. ⁽⁵²⁾ em seus estudos demonstraram que a utilização de cultura de *S. mutans* em amostras de esmalte dental humano o tornou resistente. Confirmaram nestes estudos a validade da técnica comparativa tanto em soluções ácidas quanto em culturas bacterianas.

Quando se aplica flúor após a irradiação da superfície do esmalte, há um aumento ainda maior da sua acidoresistência. Será interessante a verificação desta variável para as condições deste laser.

Com relação à uniformidade obtida na superfície fundida produzida após a irradiação com o laser de diodo, ela se apresentou com grande uniformidade, conforme podemos observar nas Figuras 31 a 36 das páginas 71 e 72.

Quando é feita uma comparação com micrografias de aplicações com laser de Nd:YAG podemos sugerir que o laser de diodo produziu uma superfície de melhor qualidade. Será necessário um estudo comparativo para determinar esse ponto.

Essa concepção de melhor uniformidade pode ser explicada pelo tipo de regime de operação do laser de diodo, que é quasi-contínuo, e sua distribuição de energia se dá de maneira mais uniforme.

Os trabalhos com laser de Nd:YAG pulsados apresentam a sua potência média. Isto significa que há um pico de energia. Como se considera a densidade total de energia entregue ao tecido para a determinação do efeito, não se considerou nos trabalhos a forma de distribuição da mesma.

Desenvolvemos um protocolo que permite a utilização do laser de diodo de alta potência em esmalte dental humano, sem causar elevação de temperatura no interior da câmara pulpar que possa causar danos térmicos à polpa.

Este experimento apresentou condições extremas de temperatura e mesmo assim obtivemos resultados muito abaixo dos limiares aceitos como seguros.⁽³⁰⁾ Ao observarmos a Tabela 5 (Página 69), encontraremos valores médios que reforçam tal idéia e que permite dizer que esse laser aplicado sobre o esmalte nas condições deste estudo é extremamente seguro para futura utilização clínica.

Devemos observar que ao utilizarmos uma fração de um dente, temos uma condição térmica ainda mais severa, pois a área para a difusão térmica é diminuída.

Clinicamente não existem espessuras tão pequenas quanto as que foram apresentadas no experimento (Tabela 3 página 65). Além disso, a utilização de pasta térmica no interior da câmara pulpar aumenta a difusão do calor e o sinal medido pelo termopar.⁽⁶⁰⁾

A condição de entrega do feixe laser, pelas taxas de repetição, parece ser o fenômeno responsável pelo aumento da temperatura, conforme visto na segunda fase deste experimento. A mesma densidade de energia foi depositada no tecido ($\sim 7000 \text{ J/cm}^2$) conforme observamos na Tabela 5 da página 69.

Para frequências de 1,5 Hz e 2,5 Hz não foram registrados aumentos de temperatura acima de $4,6^\circ \text{C}$. Esses valores são a comprovação numérica da segurança de sua aplicação nas condições do experimento.

Porém a alteração para taxas de repetição de 10 Hz e 30 Hz produzem aumentos de temperaturas que atingiram a marca de até 7,4 ° C. Um ponto que deve ser reforçado é o de que para este experimento a irradiação foi executada de maneira contínua. Isto equivale dizer que a irradiação foi executada sem escalonamento para a relaxação térmica. Outros protocolos talvez sejam viáveis, dependendo de futuras pesquisas para determinação de novos tempos de irradiação alternados com intervalos entre as irradiações.

Existem alguns fatores biológicos que *in vivo* facilitam a dissipação do calor gerado. Podemos citar como exemplo o fluxo sanguíneo dentro da câmara pulpar, que carrega parte do calor gerado, os tecidos de sustentação também auxiliam nesse transporte, entre outros fatores.⁽²⁹⁾

CONCLUSÕES

- Nas condições deste estudo, observaram-se áreas de fusão na superfície do esmalte, com pequenas áreas de ablação na superfície do esmalte dental humano, após a irradiação com laser de diodo de alta potência operando em 960 nm.
- Os parâmetros de irradiação, dentro dos critérios estabelecidos neste estudo, permitem dizer que conseguiu-se elevações de temperatura no interior da câmara pulpar menores que $5,6^{\circ}$ C, portanto seguros para utilização clínica.
- O sistema de entrega utilizado, através de fibra óptica de 365 μ m de diâmetro, foi capaz de conduzir o feixe laser em condições de produzir fusão e resolidificação na superfície do esmalte dental humano

APÊNDICE 1

I. HISTÓRICO E GENERALIDADES DO LASER

Cabe aqui um breve histórico para uma melhor compreensão do fenômeno Laser.

Pode-se assumir a história do laser a partir do aparelho produzido por MAIMAN⁽⁹⁶⁾ em 1960, quando houve a emissão de luz a partir da excitação de um cristal de rubi, através de uma lâmpada flash, dentro de uma câmara de ressonância. Nesse instante tivemos efetivamente a produção dos primeiros feixes laser. É a aplicação direta da teoria de Einstein.

O termo LASER é o acrônimo de Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation.

As expectativas em torno das aplicações do laser sempre despertaram grande interesse. Já em 1963, há relatos de uso dos lasers em oftalmologia e em aplicações em dermatologia (ZARET, ET AL.;⁽⁹⁷⁾ KAPANY, ET AL.;⁽⁹⁸⁾ FINE, ET AL.;⁽⁹⁹⁾ GOLDMAN ET AL.;⁽¹⁰⁰⁾ MC GUFF ET AL.;⁽¹⁰¹⁾ e SAKS⁽¹⁰²⁾). Esses vários autores começavam a deslumbrar um vasto campo de aplicações para a nova tecnologia e iniciavam trabalhos pioneiros.

II. PRINCÍPIOS BÁSICOS DE FÍSICA DO LASER

A mecânica quântica estabelece que os elétrons em órbita em torno do núcleo possuem energias bem definidas, ou quantizadas. Esses valores são discretos e seqüenciais aos níveis de acessibilidade de energia e denominados genericamente em E_1, E_2, \dots, E_n .

Os átomos em condições normais estão no seu estado fundamental, ou de mínima energia. O princípio de Boltzmann, $n_2/n_1 = (g_1/g_2) \exp\{-(E_2-E_1)/kT\}$, determina as populações em cada um dos estados de energia e correlaciona com a temperatura. Atribui-se a constante de Boltzmann o valor de $1,38 \times 10^{-23}$ J/K e, a temperatura ambiente de 300° K. Para a expressão matemática acima, atribuídos valores da temperatura ambiente, verificar-se então que os átomos estarão em sua imensa maioria no seu estado fundamental.

- ABSORÇÃO

A excitação em um átomo, é a passagem para outros estados de energia superiores. Ela se realiza pela absorção da energia fornecida ao átomo. Ela pode ser cinética, eletromagnética, ou elétrica. Caso seja cinética, se dará por choques entre partículas de átomos e moléculas, principalmente. Se for eletromagnética, a radiação será totalmente absorvida.

No caso de um fóton, aspecto que é relevante para nós neste caso, podemos afirmar que: *A frequência da radiação eletromagnética associada a esse fóton, multiplicada pela constante de Planck ($6,62 \times 10^{-34} \text{J.s}$) é igual a energia transportada por ele.* Portanto a energia será absorvida. A diferença entre E_2 e E_1 , é a energia transportada pelo fóton.

Há um estado não natural, e que pode ser produzido artificialmente, onde as populações com maior estado de energia (níveis superiores de transição) predominam. Este fenômeno é chamado de *inversão de população*.

- EMISSÃO ESPONTÂNEA

A energia adquirida pelo átomo, será transformada com a sua transição para um nível inferior e haverá a emissão de um fóton (seguindo a mesma relação da absorção).

- EMISSÃO ESTIMULADA

Em 1917, Einstein, teorizou que se tivesse-mos um átomo "excitado" em presença de um campo ressonante, com a transição para um nível energético menor, haveria a emissão de um segundo fóton. Ele teria mesma frequência, a mesma fase, direção e polarização, causando portanto uma amplificação da radiação.⁽¹⁰³⁾

III. COMPONENTES BÁSICOS DOS EQUIPAMENTOS LASER

De maneira simples os equipamentos LASER são compostos por um meio ativo (de ganho) escolhido por conveniência, para produzir comprimentos de ondas desejados. Esse meio quando é bombeado (excitado), produz inversão de população. Envolto por um ressonador, ele amplifica a radiação produzida.

- MEIO ATIVO:

É um meio que possui uma estrutura apropriada de níveis de energia discretos que se excitam facilmente. Devem possuir também capacidade de armazenar energia recebida e sua emissão ocorra na passagem do seu nível metaestável. O meio ativo, nomeia as categorias dos lasers.

- BOMBEAMENTO:

Coloca-se um fonte externa de energia, seletiva, com a finalidade de se produzir a inversão de população. Se o meio ativo tivesse apenas dois níveis, seria impossível colocar a maioria dos átomos em um estado excitado. É por isso que devemos ter níveis metaestáveis, que são intermediários e que proporcionalmente ficam neste estágio um tempo maior. Geralmente temos:

a- Sistema de três níveis, onde E_2 é o nível meta estável, conseguido pelo bombeamento de E_3 .

b- Sistema de quatro níveis, temos um $E_1 > E_0$, e E_2 , meta estável e menor que o nível de bombeamento E_3 .

c- Transferência ressonante de energia. Geralmente com gás, onde uma espécie g_1 excitada em E_3 , colide com uma espécie g_2 , que tenha E_2 ressonante, transferindo sua energia.

- MECANISMOS DE EXCITAÇÃO:

- a- Absorção de Luz (óptico);

- b- Colisões inelásticas e elásticas;

- Elétrons livres;

- Átomos ou moléculas;

- c- Químico;

- d- Recombinação;

- e- Térmico.

O bombeamento óptico pode vir de uma fonte coerente, fornecida por outro laser, ou de uma fonte incoerente, onde procura-se concentrar a energia luminosa no elemento ativo. Isso acontece dentro da cavidade de bombeamento. Elas podem ser refletoras (elipsoidal, elíptica, cilíndrica etc.) que focalizam a luz laser no meio ativo, ou difusas, onde a luz é refletida pelas paredes de maneira uniforme e mesma intensidade em todas as direções.

A eficiência radiativa é a energia elétrica entregue a lâmpada e transformada em luz da região do espectro que o elemento laser absorva. Energia de transferência é a energia emitida pela lâmpada e que efetivamente chega ao meio.

- RESSONADORES ÓPTICOS:

O meio ativo isoladamente não é sede de uma oscilação eletromagnética estacionária. Deve estar em uma cavidade óptica ressonante sintonizada na frequência de emissão. A onda eletromagnética passa varias vezes pelo meio ativo que a amplifica.

Temos assim o ressonador, que influi nas propriedades espectrais, potência, distribuição espacial da amplitude e fase do campo eletromagnético. Para a obtenção desse efeito são colocados dois espelhos frente a frente, definindo uma cavidade.

Um dos espelhos é altamente refletor, o outro possui um filme fino óptico, no qual deverá passar uma fração da radiação, no comprimento de interesse.

Os arranjos entre os espelhos podem ser plano-paralelo, confocal, esféricos, de grandes raios de curvatura, côncavo-convexo. Quando o feixe fica confinado nas proximidades do seu eixo, ele é estável. De outra maneira, ele é dito instável.

O limiar de ação laser ocorre quando há um equilíbrio entre o ganho intracavidade e as dispersões ou perdas. Calcula-se pela expressão, $R_2 \exp^{2L(g-a)} = 1$. Nesta expressão, L é o comprimento do meio; g é o ganho; a é a representação das perdas e R_2 é a refletividade do espelho de transmissão.

IV. SOLUÇÕES ANTI-REPRODUTÍVEIS DO CAMPO ELETROMAGNÉTICO DENTRO DO RESSONADOR

Um modo de um ressonador é uma solução das equações de Maxwell para o campo eletromagnético estacionário. Este modo representa a distribuição espacial da radiação laser dentro do ressonador.

A distância w é definida como o raio do feixe. O brilho (potência/unidade de área/ ângulo sólido) é um parâmetro importante.

O TEM_{00} , ou modo fundamental, tem um perfil Gaussiano, com um raio mínimo, a divergência mínima e o brilho máximo.

V. CARACTERÍSTICAS DO FEIXE LASER

- *Monocromaticidade*. O feixe laser emite fótons em uma faixa espectral bem definida. Ele apresenta um comprimento de onda bem definido e que equivale dizer de mesma cor (coerência temporal).
- *Coerência (espacial)*. O feixe laser que atravessa o espelho, proveniente do meio ativo, está na mesma fase. Esse fenômeno é a coerência espacial, que garante grande quantidade de energia ao feixe.
- *Direcionalidade (colimação)*. O feixe propaga-se em única direção, sem divergência significativas.

VI. REGIME DE OPERAÇÃO OU MODO DE FUNCIONAMENTO

- *Contínuo (C.W.).* A emissão se dá de forma constante de uma dada potência, não variando com o tempo. O parâmetro regulável é a potência.
- *Pulsado.* A emissão é intermitente, com pulsos de energia em intervalos regulares de tempo. Regula-se também a largura temporal e a taxa de repetição.
- *Q switch.* Há um mecanismo que altera o estado do limiar laser, produzindo potência pico de até 10^6 W e largura temporal de 10 a 100 ns.
- *Travamento.* Há um "casamento de fases" num único ponto ao longo do eixo do ressonador. Há a transferência da energia para um único pulso, estreito no tempo. A sua potência pode atingir valores de 10^{12} W e a largura temporal entre 10^{-11} a 10^{-12} s.

VII. SISTEMA DE ENTREGA DO FEIXE

- Direto.
- Endoscópios/Braços articulados. São tubos com espelhos refletores nas junções.
- Lentes. Podem estar associados com outro sistema de entrega de feixe, quando queremos a sua focalização.
- Guia de ondas ocos (hollow fiber). É um tubo de metal maleável revestido com prata. Geralmente é usado em comprimento de onda não transmitido por fibras. Ex : CO_2 .
- Fibras ópticas. Geralmente são de vidro revestidos que garantam a reflexão interna total. A facilidade de manuseio é a sua principal característica. As perdas, pela absorção da luz pelo vidro, a dispersão e a distorção induzida pelo atraso na guia de onda, se constituem em problemas.

VIII. CLASSIFICAÇÃO

1. *Lasers a gás.* Utilizam um meio gasoso como elemento ativo e geralmente o mecanismo de bombeamento é uma descarga elétrica. Pode-se ter também, bombeamento óptico, reações químicas e compressão ou expansão dos gases.

- a- *Iônicos*- Os gases são neutros e ficam ionizados por uma descarga. Ex. Argônio e Kriptônio. Para uma entrada na ordem de 1000 W e uma corrente de descarga muito alta produz-se somente 15 W. Necessita de um tubo de 1,5 m de comprimento para conter os gases. A temperatura no interior desse tubo pode atingir temperaturas entre 3000 ° a 5000 ° K, necessitando de um sistema complexo de refrigeração.
- b- *Atômicos*- Há transições entre níveis de átomos neutros, com o meio ativo composto por átomos livres. Como exemplo o laser de He-Ne, com potência máxima de algumas dezenas de mW, emitindo no espectro do átomo neutro de neônio em 632,8 nm; em 543,5 nm; em 1150 nm e em 3391 nm.
- c- *Moleculares*- Há transições entre os níveis moleculares (rotacionais, vibracionais ou eletrônicos) e o meio ativo é composto por moléculas livres. O exemplo mais representativo é o laser de CO₂. Operando em regime contínuo consegue atingir até 10 kW. Ele possui uma mistura de N₂ e He. O N₂ se excita facilmente pela descarga elétrica, e transfere a sua energia por colisão ao CO₂. É um laser que atinge até 30% de eficiência e pode-se extrair até 70 W por litro de gás, o que significa ser um laser altamente eficiente.

d- *Excímeros*- É a interação entre gases raros e ou halógenos em uma combinação chamada de dímeros excitados. Emitem na região do UV. Esses lasers são pulsados com larguras temporais de 10ns a 50ns. Sua taxa de repetição pode atingir até 200 Hz, e a potência por pulso entre 0,2 e 1J. Os exemplos mais comuns são os lasers de KrF e de ArF.

2. Lasers líquidos. O meio ativo do laser é um líquido, ou um soluto em uma solução. O exemplo mais significativo desta categoria é o laser de corante orgânico. Têm uma sintonia contínua do comprimento de onda emitido, podendo-se escolher um comprimento de onda desejado.

3. Lasers de diodo (semicondutor). Utilizam-se junções tipo p-n como meio ativo. O bombeamento é feito por descarga elétrica.

4. Lasers de estado sólido. Utilizam-se um meio sólido como matriz hospedeira e um íon laser ativo como dopante. O meio hospedeiro, deve possuir qualidades mecânicas, ópticas, espectroscópicas e térmicas adequadas. As matrizes podem ser *cristais* (óxidos, fosfatos, silicatos, fluoretos, tungstenatos etc.), *vidros* (fosfatos, silicatos, borosilicatos etc.) ou *cerâmicas*. Os íons ativos, podem ser de terras-raras, actinídeos ou de metais de transição. O correto arranjo entre a matriz e o hospedeiro restringe as combinações viáveis. Exemplos:

- YAG:Nd. O hospedeiro é uma granada cristalina sintética $Y_3Al_5O_{12}$ (yttrium aluminum garnet). Possui alta estabilidade, isotropia óptica, e uma boa condutividade térmica. A sua estrutura favorece a ocorrência de uma fina linha de emissão com alto ganho e um baixo limiar. O íon ativo é o neodímio. Ele emite na faixa de 1064 nm .

- YLF:Nd. O hospedeiro é um cristal tetragonal de fluoreto de ítrio e lítio (LiYF_4), com duas emissões, que são dependentes da polarização. O seu funcionamento é mais eficiente em modos chaveados ou em amplificadores. Pode funcionar também em modos travados e na geração de segundo harmônico. Suas faixas de emissão são 1047 e 1053 nm.
- Vidro:Nd. O vidro é o hospedeiro dopado com neodímio. Pode-se obter maiores potências pico, energia, radiança e uma menor duração temporal. Porém sua maior desvantagem é a baixa condutividade térmica. Ele praticamente só opera em regime pulsado.
- YAG:Er. Apesar de não possuir uma eficácia na extração de energia, são importantes para usos nas áreas de saúde, pois sua emissão na faixa de 2900 nm encontra-se muito próxima de um pico de absorção da água e da hidroxiapatita. Para aumentar sua eficácia utiliza-se um sensibilizador que excita-se em uma faixa diferente e consegue transferir a energia adquirida para o érbio. Eles devem ser eficientemente refrigerados, pois tendem a acúmulo em níveis populacionais inferiores, fato que faz diminuir a sua eficiência.
- hólmio, pode ser usado em uma matriz de YLF. Esses lasers podem ser pulsados, mas operam em regime contínuo se forem convenientemente resfriados. Ele possui um sistema de 3 níveis populacionais. Pode ser sensibilizado com Er, Tm, Yb. Sua eficiência é ao redor de 5%, e a faixa de emissão é em 2100 nm.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Schimidt, W.J.; Keil, A. *Polarising microscopy of dental tissues*, 2ª ed., Pergamon Press Ltd., Londres, 1971, pp. 338-49.
2. Einspar, H.M.; Bugg, C. E. Esmalte, apatita e cárie: um enfoque cristalográfico. In Lewis Menaker: *Cáries dentárias bases biológicas*. Ed. Guanabara Koogan, Rio de Janeiro, 1984, pp. 170-84.
3. Yaeger, J.A. Esmalte, In: Bhaskar, S.N.; *Histologia e embriologia oral de Urban.*, 8ª ED., São Paulo, Artes Médicas, 1978, pp. 47-105.
4. Cole, Anne S. *Biochemistry and oral biology*, 2ª ed., Wright, London, 1988, pp. 460-74.
5. Nylen, M.U.; Eanes, E.D., Omnell, K. *J. Cell Biol.*, 18:117, 1963.
6. Nilsson, T.; Lundgren, T.; Odellius, H. et al. A computadorized induction analyses of possible co-variations among different elements in human tooth enamel. *Artif Intelligence Med.* 8:515-26, 1996.
7. Ganss, C.; Klimek, J.; Schwarz, N. A comparative protilometric *in vitro* study of the susceptibility of polished and natural human enamel and dentine surfaces to erosive demineralization. *Arch. Oral Biol.*, 45:897-902, 2000.
8. Serra, D.O. *Anatomia dental*. 3ª ed., São Paulo, Artes Médicas, 1981, pp. 1-35.
9. CID-OE, Classificação internacional de doenças em odontologia e estomatologia. da O.M.S., 3ª ed., São Paulo, Livraria e editora Santos, 1996, pp.1-11;61-65.

10. Krasse, B. *Risco de cáries - guia prático para controle.*, Quintessence ed. 1986, pp.11-49.
11. Silverstone, L.M.; Johnson, N.W. et al. *Dental Caries - Aetiology, pathology and prevention.* Londres, The Mc Millan Pres Ltd. 1981, pp. 4-69.
12. König, K.G. Dental morphology in relation to caries resistance with special reference to fissures as susceptible areas. *J. Dent. Res.*, 42:461-76, 1963.
13. Nikiforuk, G. *Understanding Dental Caries, 1- Etiology and Mechanisms*, 1-52, Karger, New York, 1985.
14. Von der Fehr, F.R. Epidemiology of dental caries. In *Textbook of cariology.* Thylstrup e Fejerskov., ed. Munksgaard, Copenhagen, 1986, pp.226-75.
15. Bille, J.; Hesselgren, K.; Thylstrup, A. Dental Caries in Danish 7- 11 and 13 years old children in 1963, 1972 and 1981. *Caries Res.*, 20:534-42, 1986.
16. Newbrun, E. *Cariology.* Baltimore, Williams and Wilkins, 1983, pp. 50-114.
17. Nagano, T. The form of pit and fissure and the primary lesion of the caries. *Dent. Abst.*, 6:426, 1961.
18. König, K.G. Findings in serial sectioned theet showing early fissures lesions. *Adv. Fluor Res.*, 4:73-9, 1966.
19. Mortimer, K.V. Some histological features of fissures caries in enamel. *Adv. Fluor Res.*, 2:85-94, 1964.
20. Carvalho, J.C.; Ekstrand, K.R.; Thylstrup, A. Dental plaque and caries on occlusal surfaces of first permanent molars in relation to stage of eruption, *J. Dent. Res.*, 68(5):773-9, 1989.

21. Boari, H.G.D. Avaliação clínica da eficiência do laser de Nd:YAG associado ao flúor fosfato acidulado na prevenção de cáries de sulcos e fissuras de crianças e adolescentes. dissertação de mestrado, Ipen, São Paulo, 2000.
22. Hunter, P.B.V. A study of pit and fissure sealing in the school dental services. *New Zeland Dent. J.*, 10-12, 1988.
23. Little, N.J. Sealant retention rates in a community childrens dental clinic. *Dent. Hyg*, 60(2):62-5, 1986.
24. Sterrit, G.R.; Frew, R.A. Evaluation of a clinic based sealant program. *J. Pub. Health Dent.*, 48(4):177-81, 1987.
25. Brunelle, J. Prevalence of dental sealants in U.S. school children. *J. Dent. Res.*, 68:183(abst 12), 1989.
26. Futatsuki, M.; Kubota, K. et al. Early loss of pit and fissure sealant: A clinical and SEM study, *J. Clin. Ped. Dent.*, 19:99-104, 1995.
27. Narvai, P.C. Está ocorrendo um declínio de cáries no Brasil?. *J. ABOPREV*, jul./ago., 1996.
28. Phillips, R.W. . Propriedades físicas dos materiais dentários. Realogia. Cor. Propriedades térmicas. In: *Skinner. Materiais dentários*. Rio de Janeiro, Guanabara Kookan, 1993.
29. Hartnett, E.J; Diego, S; Smith, F.W. The production of heat in the dental pulp by use of the air turbine. *J. Am. Dent. Assoc.*, 63:210-4, 1961.
30. Zach, L.; Cohen,G.; Pulp response to externally applied heat. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.*-19(4):515-30, 1965.
31. Stern, R.H.; Sognaes, R.F."Laser beam effect on dental hard tissue, *J. Dent. Res.*, v 43: (5sp), p. 873,1964.

32. Stern, H.R.; Renger, H.L.; Howell, F.V. Laser effects on vital dental pulps. *Brit. Dent. J.*, 127:26-8, 1969.
33. Adrian, J.C.; Bernier, J.L.; Sprague, W.G. Laser and the dental pulp. *J. Am. Dent. Assoc.*, 83:113-7, 1971
34. Stern, R.H.; Soganes, R.F. Laser effect on resistance of human dental enamel to demineralisation *in vitro*. *J. South Calif. State Dent. Assoc.*, v 33 (8):328-9, 1965.
35. Stern, R. H.; Sognnaes, R.F.; Goldaman, F. Laser effect on *in vitro* enamel permeability and solubility. *J. Am. Dent. Assoc.*, 73(4):838-43, 1966.
36. Stern, R.H.; Sognnaes, R.F. Record of IEEE 9 Annual Symposium on Electron, Ion and Laser Beam Technology, p. 42, R.F.W.P., Dan Freanc. Press, Inc. 1967.
37. Taylor, R; Shklar, G. et al. The effects of laser radiation on teeth, dental pulp, and oral mucosa of experimental animals. *Oral Surg., Oral Med., Oral Pathol.*, 65(6):756-9, 1965.
38. Zezell, D.M.; Ribeiro, M.S. Workshop: Utilização clínica do laser, apostila de curso, FDTCO - USP, São Paulo, 1999.
39. Yamamoto, H.; Sato, K. Prevention of dental caries by acoustic-optically Q-Switched Nd:YAG laser irradiation. *J. Dent. Res.*, 59(2):137, 1980.
40. Yamamoto, H.; Sato, K. Prevention of dental caries by Nd:YAG laser irradiation. *J. Dent. Res.*, (59):2171-7, 1980.
41. Morioka, T.; Morita, E.; Suzuki, K. An increment of acid resistance of dental enamel with the irradiation of various types of laser beam. *J. Jap. Soc. Laser Med.*, 3:605-24, 1982.

42. Morioka, T.; Suzuki, K.; Tagonori, S. Effect of beam absorptive mediators on acid-resistance of surface enamel by Nd:YAG laser irradiation. *J. Dent. Health*, 34:40-4, 1984.
43. Morioka, T.; Tagomori, S. Applicability of Nd:YAG laser on prevention of dental caries. *Laser Surg. Charact. Therap., SPIE*, 907:9497, 1988.
44. Oho, T.; Morioka, T. Compositional and structural changes of human lased enamel, *J. Jap. Soc. Laser Med.*, 9(3):205, 1988.
45. Tagomori, S.; Morioka, T. Combined effects of laser and fluoride on acid resistance of human dental enamel. *Caries Res.*, 23:225-31, 1989.
46. Iwasi, T.; Tagomori, S. et al. Effect of Nd:YAG laser on pits and fissures of enamel. *J. Dent. Res.*, 71(4):1039, abst 12, 1991.
47. Myers, T.D.; Myers, W.D. The use of laser for debridment of incipient caries, *J. Prost. Dent.*, 53(6):776-9, 1992.
48. Bahar, A.; Tagomori, S. The effect of normal pulsed Nd:YAG laser on pitss and fissures in human teeth. *Caries Res.*, 28:460-7, 1994.
49. Cecchini, R. C.; Estudo *in vitro* do efeito do laser de Nd:YAG em esmalte dental: análise de fluorescências de raios X e microscopia eletrônica de varredura. Dissertação de mestrado, Faculdade de Odontologia da USP, 1997.
50. Myaki, S.I.; Watanabe, L.; Eduardo, C.P.; e Issao, M. Nd:YAG laser effects on the occlusal surface of premolars., *Am. J. Dent.*, 11(3):103-5, 1998.
51. Cecchini, R. C.; Pelino, J.E.P.; Zezell, D.M.; Mello, J.B.; Cardoso, A.O.; Salvador, V.L.; Eduardo, C.P. Acid resistance of enamel treated with Nd:YAG laser associated with fluoride and exposed to a *S. mutans*

- culture media. Anais do 6th Congress on Lasers in Dentistry, Maui, Havaí, EUA, 28-31 julho, pp. 53-7, 1998.
52. Pelino, J.E.P.; Mello, J.B.; Eduardo, C.P.; Jorge, A.O.C. *In vitro* study of the Nd:YAG on human dental enamel: Optical and scanning electron microscope analysis. *J. Clin. Laser Med. and Surg.*, 17(4):171-7, 1999.
53. Boari, H.G.D. Avaliação clínica da eficiência do laser de Nd:YAG associado ao flúor fosfato acidulado na prevenção de cáries de sulcos e fissuras de crianças e adolescentes. Dissertação de mestrado em ciências, na área de Tecnologia Nuclear e Materiais, Ipen, São Paulo, 2000.
54. Ferreira, M.V.L. Estudo *in vitro* da fusão de hidroxiapatita e esmalte em superfícies de esmalte humano pelo laser de Nd:YAG. Dissertação de mestrado, Ipen, São Paulo, 2000.
55. Eduardo, C.P.; Zezell, D.M.; Cecchini, S.C.M.; Rossi, W.; Ranieri, I.M.; Morato, S.P.; Matsumoto, K. Scanning electron microscopy analysis of enamel and dentine irradiated by holmium laser. 4th Intl Congress on laser in dentistry, Loh Hong-Sai Ed, Cingapura, 9-12, 1994.
56. Zezell, D.M.; Cecchini, S.C.M.; Eduardo, C.P.; Matsumoto, K.; Rossi, W.; Nogueira, G.E.C.; Berretta, J.R.; Vieira Jr., N.D.; Morato, S. P. Experimental Studies of Applications of Holmium Laser in Dentistry. *J. Clin. Laser Med. Surg.*, 13(4):283-9, 1995.
57. Cecchini, S.C.M. Estudo *in vitro* das aplicações do laser de Ho:YLF em esmalte e dentina, visando à realização de cirurgia de acesso endodôntico e preparo cavitário. Dissertação de mestrado, Ipen, São Paulo, 1995.
58. Zezell, D.M.; Bonk, P.A. et al. Combined effect of holmium laser and fluoride in prevention of dental caries *in vitro*. Anais do Symposium Lasers and Applications, Campinas, Brasil, 3-5 dez., 162-4, 1997.

59. Zezell, D.M.; Bonk, P.A.; Salvador, V.L.R.; Vieira Jr., N.D.; Eduardo, C.P. Potential of Ho:YLF and fluoride in prevention of dental caries. *Anais do 6th. Intl. Congress lasers in Dentistry, Maui, Havaí, EUA, 28-30 julho*, pp. 38-42, 1998.
60. Zezell, D.M.; Cecchini, S.C.M.; Pinotti, M.; Eduardo, C.P.- Temperatures changes under Ho:YLF irradiation, *Lasers in dentistry II*, Harvey A. Wigdor, John, D.B. Fetherstone, Joel M. White, Joseph Neev, Editors, Proc. SPIE 2672, 34-39, 1996.
61. Strefezza, C. Efeitos *in vivo* do laser de hólmio em estrutura dental. Dissertação de mestrado, Ipen, São Paulo, 2001.
62. Goodman, B.D.; Kaufman, H.W. Effects of an argon laser on the crystalline properties and the rate of dissolution in acid of tooth enamel in the presence of sodium fluoride. *J. Dent. Res.*, 56(10):1201-7, 1977.
63. Oho, T.; Morioka, T. Ar. laser irradiation increases the acid resistance of human enamel. *J. Dent. Health*, abst, 37:283-9, 1987.
64. Powell, G.L.; Morton, T.; Whisenant, B.K. Argon laser oral safety parameters for teeth. *Laser Surg. Med.*, 13(5): 548-52, 1993.
65. Flaitz, C.M. Hicks, M.J.; Berg, J.H.; Blankenau, R.J.; Powell, G.L. – Argon laser irradiation and acidulated phosphate fluoride treatment in caries-like lesions in enamel: an *in vitro* study. *Pediat. Dent.*, 17(1):1, 1995.
66. Westerman, G.H.; Hicks, M. J.; Flaitz, C.M.; Powell, G.L.; Blankenau, R.J. Surface morphology of sound enamel after argon laser irradiation: an *in vitro* scanning electron microscopy study. *Pediat. Dent*, 21(1): 55-9, 1996.
67. Hicks, J.; Flaitz, C.; Blankenau, R.J.; Powell, G.L. Argon laser and APF effect on enamel surface morphology: A SEM study, *J. Dent. Res. (IADR Abst)* 1407, 1999.

68. Blankenau, R.J.; Powell, G.L.; Ellis, R.W.; Westerman, G.H. *In vivo* caries like lesion prevention with argon laser: pilot study. *J. Clin. Laser Med. Surg.*, 17(6):241-3, 1999.
69. Haider, S.M.; White, G.E.; Rich, A. Combined effects of argon laser irradiation and fluoride treatments in prevention of caries like lesion formation in enamel. *Pediatric Dent.*, 23(3):247-57, 1999.
70. Anderson, J.R.; Randall, W.E.; Blankenau, R.J.; Beiraghi, S.M.; Westerman, G.H. Caries resistance in enamel by laser irradiation and topical fluoride treatment. *J. Clin. Laser Med. Surg.*, 18(1):33-6, 2000.
71. Stern, R.H.; Sognaes, R.F. Laser inhibitions of dental caries suggested by first tesses *in vivo*. *J. Am. Dental Assc.*, 85:1087-90, 1972.
72. Borggreven, J.M.P.M.; Van Dijk, J.W.E.; Driessens, F.C.M. Effect of laser irradiation on the permeability of bovine dental enamel. *Arch. Oral Biol.*, 25:831, 1980.
73. Peters, J.F.M.; Zakariasen, K.L.; Boran, T.L.; Barron, J.R. Effects of pulsed and non pulsed CO₂ laser energy on enamel demineralisation. *J. Dent. Res.*, 69:302, 1990.
74. Walsh, L.J.; Perham, S.J. Enamel fusion using a carbon dioxide laser: a technique for sealing pits and fissures. *Clin. Prev. Dent.*, 13(3):16-20, 1991.
75. Boran, T.L.; Zakariasen, K.L.; Peters, J. The effects of CO₂ laser irradiation on smooth enamel surface *in vitro*. *J. Dent. Res.*. Special Issue, 70:489 abstract 1819, 1991.
76. Hsu, J.; Fox, J.L.; Wang, Z.; Powell, G.L.; Otsuda, M.; Higuchi, W.I. Combined effects of laser irradiation/solution fluoride ion on enamel demineralization. *J. Clin. Laser Med. Surg.*, 16(2):93-105, 1998.

77. Maldonado, E.P. Mecanismos de interação laser-tecido. Apostila do curso de mestrado profissionalizante, Ipen-Fousp, p. 13, 2000.
78. Featherstone, J.B.; Zhang, S.H.; Shariati, M.; McCormack, S.M. Carbon dioxide laser effects on caries like lesions of dental enamel. In: *Laser in Orthopaedic Dental and Veterinary Medicine*, Stephen N. Joffe e Kazuhito Atsumi (eds). Proc: 1424:145-9, 1991.
79. Featherstone, J.D.B.; Fried, D.; McCormack, S.M.; Seka, W. – Effect of pulse duration and repetition rate on CO₂ laser inhibition of caries progression, *Lasers in dentistry II*, Harvey A. Wigdor, John, D.B. Featherstone, Joel M. White, Joseph Neev (eds). Proc. SPIE 2672, 79-87, 1996.
80. Featherstone, J.D.B.; Fried, D.; Bitten, E.R. Mechanism of laser induced solubility reduction of dental enamel, *Lasers in dentistry III*, Harvey A. Wigdor, John, D.B. Featherstone, Joel M. White, Joseph Neev (eds)/ Proc. SPIE 2973, 73-8, 1997.
81. Takahashi, K.; Kimura, Y.; Matsumoto, K. Morphological and atomic analytical changes after CO₂ laser irradiation emitted at 9,3 μm on human dental hard tissue. *J. Clin. Lasers Med. Sur.*, 16(3):167-73, 1998.
82. Patel, B.C.N.; Pearson, G.L.; Lawes, R.A. Photoablation of dental hard tissues and materials. *American Society for laser Med. Surg. Abst.* 77, 1992.
83. Lippas, M.G.; Arcoria, C.J.; Khademi, J.A. Surface analyses of de Ho:YAG; CO₂; CO₂ and Nd:YAG; Ar:F Anais do 3th Int. Congress on Laser in Dentistry, Salt Lake City, EUA, 139-40, 1992.
84. Feuerstein, O.; Palanker, D.; Fuxbrunner, A.; Lewis, A.; Deutsch, D. Effects of the ArF excimer laser on human enamel. *Lasers Surg. Med.*, 12(5):471-7, 1992.

85. Wilder-Smith, P.; Lin, S.; Nguyen, A.; Liaw, L.H.; Arrastia, A.M.; Lee, J.P.; Berns, M.W. Morphological effects of ArF excimer laser irradiation on enamel and dentin. *Lasers Surg. Med.*, 20(2):142-8, 1997.
86. Steiger, E.; Maurer, N. Histological investigation of dental hard tissues after 377 nm laser impact American Society for laser Med. Surg. Abst., suplement 4, 1992.
87. Steiger, E.; Maurer, N.; Geisel, G. The frequency-doubled alexandrite laser: An alternative dental device, *Laser Surgery: Advanced characterization, Therapeutics and Systems IV*, Proc SPIE, 1993
88. Rechmann, P.; Hening, T. Histological investigation of dental hard tissues after 377 nm laser impact, 4th. Intel. congress laser in dentistry, abstracts, Aug, 1994
89. Altshuler, G.B.; Belikov, A.V.; Erofeev, A. V. Laser treatment of enamel and dentine by different Er-lasers. *Laser Surgery: Advanced characterization, Therapeutics and Systems IV*, Proc SPIE 2128:273-281, 1994.
90. Morioka, T.; Tagomori, S.; Oho, T. Acid resistance of lased human enamel with erbium: YAG laser. *J. Clin. Laser Med. Surg.*, junho:33-6, 1991.
91. Nara, Y.; Tagomori, S.; Numata, Y.; Morioka, T. Effect of erbium: YAG laser irradiation on acid resistance of human tooth enamel. *Surg. Med. Lasers*, 3(4):208-10, 1990.
92. Fried, J.; Fetherstone, J.D.B.; Visuri, S.R.; Seka, W.; Walsh, J.T. The caries inhibition potential of Er:YAG and Er:YSSG laser radiation, *Lasers in dentistry II*, Harvey A. Wigdor, John, D.B. Fetherstone, Joel M. White, Joseph Neev, Editors, Proc. SPIE 2672, 73-8, 1996.
93. McNaly, M. K.; Gillings, B.R.; Judith, M.D. – Laser-dye ablation technique for removal of carious dentin and enamel, *Lasers in dentistry III*, Harvey A.

- Wigdor, John, D.B. Fetherstone, Joel M. White, Joseph Neev (eds)/ Proc. SPIE 2973, 62-73, 1997.
94. Oliveira, M.V.; Wetter, N.U., Zezell, D.M.; Boari, H.G.D.; Marrachini, T. M.; Eduardo, C.P. Morphological modifications in the enamel with dye-assisted diode laser (960 nm) irradiation. 7th Intel Congress on lasers in Dentistry, Bélgica, 30 jul.- 2 ago.,p. 37, 2000.
95. Fried, D.; Borzillary, S.F.; McCormack, S.M.; Glena, R.E.; Featherstone, J.D.B. The thermal effects on CO₂ laser irradiated dental enamel at 9,3; 9,6; 10,3 and 10,6 μm , *Laser Surgery: Advanced characterization, Therapeutics and systems IV*, Proc SPIE 2128, 1994.
96. Maiman, T.H. Simulated optical radiation in rubi masser. *Nature*, 187: (4736) 493-4, 1960.
97. Zaret, M.M.; Ripps, H.; Siegel, I.M.; Brenini, G.M. Laser photocoagulation of eye. *Archv. Opht.*, 69:97, 1963.
98. Kapany, N.S.; Peppers, N.A. et al. Retinal photocoagulation by laser. *Nature*, 199:146, 1963.
99. Fine, S.; Klein, E. et al. *In vivo* effects of laser radiation on the skin of the Syrian hamster. *J. Invest. Dermat.*, 40:123, 1963.
100. Goldman, L.; Blaney, D.J. et al. Effect of laser beam on skin, *J. Invest. Dermat.*, 40:121, 1963.
101. McGuff, P.E. et al. Studies of surgical applications of laser, *Surg. Forum*, 14:143, 1963.
102. Sacks, N.M.; Roth, C.A. Ruby laser as microsurgical instrument. *Science*, 141:46, 1963.

103. Maillet, H. O laser- Princípios e técnicas de aplicação. São Paulo, Ed. Manole, 1987, pp.1-103.



M22513



Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares

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

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

SÃO PAULO - São Paulo

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

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