



BR0645209

PAU 6 45209



AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

563

# LASER DE CuHBr EM TECIDOS DENTAIS DUROS

WALTER MIYAKAWA

Tese apresentada como parte dos requisitos para obtenção do Grau de Doutor em Ciências na Área de Tecnologia Nuclear - Materials.

Orientadora:  
Dra. Denise Maria Zezell

São Paulo  
2004



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

## **LASER DE CuHBr EM TECIDOS DENTAIS DUROS**

**WALTER MIYAKAWA**

**Tese apresentada como parte dos  
requisitos para obtenção do Grau  
de Doutor em Ciências na Área de  
Tecnologia Nuclear – Materiais.**

**Orientadora:  
Dra. Denise Maria Zezell**

**SÃO PAULO  
2004**

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

**LASER DE CuHBr EM TECIDOS DENTAIS DUROS**

**WALTER MIYAKAWA**



**Tese apresentada como parte dos  
requisitos para obtenção do Grau  
de Doutor em Ciências na Área de  
Tecnologia Nuclear – Materiais.**

**Orientadora:  
Dra. Denise Maria Zzell**

**SÃO PAULO  
2004**

## Agradecimentos

Uma tese de doutorado é fruto do trabalho de muitas pessoas. Por isso, agradeço a todos que, de alguma forma, contribuíram para esta realização e, em especial:

- ✓ à Profa. Dra. Denise Maria Zzell, pela orientação e, principalmente, pelo apoio, incentivo e confiança depositada, sem os quais não seria possível realizar este trabalho;
- ✓ ao Cel.-Eng. Maurício Pazini Brandão, Diretor do Instituto de Estudos Avançados e ao Dr. Carlos Schwab, Chefe da Divisão de Fotônica, pela liberação para a realização deste trabalho;
- ✓ ao IEAv, seus departamentos técnicos e administrativos, seus pesquisadores e funcionários em geral, e, em particular, à Maria Tereza, do RH, e à Rosilene, da biblioteca;
- ✓ ao IPEN, seus departamentos técnicos e administrativos, seus pesquisadores e funcionários em geral;
- ✓ à Comissão de Pós-graduação do IPEN e, em particular, à Ana, Ilze e Vera, que sempre foram atenciosas e solícitas;
- ✓ ao Dr. Nilson D. Vieira Jr., Gerente do Centro de Lasers e Aplicações, ao Dr. Gessé Eduardo C. Nogueira, Chefe da Divisão de Aplicações de Lasers e à Dra. Sonia L. Baldochi, Chefe da Divisão de Desenvolvimento de Lasers, por disponibilizarem as instalações;
- ✓ aos demais pesquisadores, técnicos, funcionários, colaboradores e alunos do Centro de Lasers e Aplicações e, em particular, à secretária Elza, pelo atendimento carinhoso e eficiente;
- ✓ ao Dr. Nicolau A. S. Rodrigues, Gerente de Projeto, da Divisão de Fotônica, do IEAv, pela liberação, pelas discussões e auxílio nas diversas etapas do trabalho;
- ✓ ao Dr. Rudimar Riva, Chefe do Grupo de Desenvolvimento de Lasers, da Divisão de Fotônica, do IEAv, pela liberação, pelo desenvolvimento do código numérico para o modelo de Monte Carlo, pelas discussões e auxílio nas diversas etapas do trabalho; ao Jaime Watanuki, pelo auxílio na operação e manutenção do laser de CuHBr e ao Gilson, pela manutenção do laboratório;
- ✓ ao Dr. Álvaro Damião, Chefe do Grupo de Óptica, da Divisão de Fotônica, do IEAv, por disponibilizar o microscópio óptico e a máquina de corte, pelas discussões e auxílio nas diversas etapas do trabalho e aos técnicos Luis Lavras, Ferraz, Valdir e Wander;
- ✓ ao Dr. Alberto M. dos Santos, Chefe do Grupo de Química, da Divisão de Fotônica, do IEAv, por disponibilizar o Laboratório de Química, e ao Gilberto, à Lídia e à Carla, pelo auxílio nas diversas etapas do trabalho;
- ✓ ao Tecnol. Sen. Pedro Paulo de Campos, Chefe da Divisão de Materiais do IAE, ao Eng. Dalcyr R. dos Santos, Chefe da Subdivisão de Ensaios, ao Eng. Sérgio L. G. Petroni, Chefe

- do Laboratório de Análises Químicas e aos técnicos Carlos Eduardo de Brito e Roseli de Fátima Cardoso, pelas análises efetuadas no espectrômetro de absorção atômica;
- ✓ ao Centro de Ciências e Tecnologia de Materiais do IPEN e, em particular, aos técnicos "Cebola", "Cebolinha" e Renê, pelas micrografias eletrônicas de varredura;
  - ✓ à Cleide, do Centro de Química e Meio Ambiente do IPEN, pelo auxílio com os reagentes químicos;
  - ✓ à Profa. Dra. Maria Cecília B. S. Salvadori, do Laboratório de Filmes Finos do Instituto de Física da USP, por disponibilizar o microscópio de força atômica e pelo auxílio nas interpretações das micrografias;
  - ✓ à Dra. Eliane Dalben e à Dra. Tânia C. S. de Carvalho, por fornecerem os dentes utilizados neste trabalho;
  - ✓ à Ângela, que conseguiu conciliar suas responsabilidades empresariais com a sua disposição em ajudar um amigo com a microscopia de força atômica;
  - ✓ à Carmen, ao Marcelo, ao Milton e ao Osny, pelo apoio, incentivo constante e, também, pelas discussões e auxílios nas diversas etapas do trabalho;
  - ✓ ao Ângelo e à Nancy, pelo envolvimento e colaboração nos cálculos térmicos;
  - ✓ à Madalena, pelo companheirismo e otimismo, quando o tubo do laser quebrava e, também, nas diversas ocasiões de convivência;
  - ✓ à Adri, inestimável amiga, cuja alegria, carinho, disposição e solicitude muito contribuíram não só para este trabalho, como também para o meu aprimoramento pessoal;
  - ✓ à Dany, ao Luciano, à Martha, à Patty, à Re e ao Sandro, pela amizade, carinho, companheirismo e solicitude compartilhados ao longo destes anos de convívio;
  - ✓ aos meus pais, que sempre deram prioridade à educação dos filhos;
  - ✓ à minha esposa Célia e ao meu filho Seiji, cujo amor, incentivo e paciência permitiram a efetivação de mais esta conquista de minha vida.

## LASER DE CuHBr EM TECIDOS DENTAIS DUROS

### RESUMO

Neste trabalho, verificou-se a viabilidade de caracterização por microscopia de força atômica de superfícies de tecidos dentais irradiados com laser em duas situações extremas: alta e baixa absorção pelo tecido dental. A comparação com as técnicas de microscopia óptica e eletrônica de varredura revelou que essas técnicas são complementares: informações quantitativas de topografia são diretamente extraídas pela microscopia de força atômica, enquanto aspectos morfológicos mais gerais podem ser visualizados pela microscopia óptica ou pela microscopia eletrônica de varredura. Também foi avaliada uma cavidade gerada com o laser de CuHBr em esmalte dental humano. Diferenças estruturais e morfológicas entre o esmalte, fundido e ressolidificado, das paredes da cavidade e o do tecido natural foram analisadas.

A propagação da radiação do laser de CuHBr e a distribuição de energia absorvida nos tecidos dentais foram descritas por um modelo, baseado no método de Monte Carlo. Medidas experimentais com uma câmera CCD foram utilizadas para caracterizar, semiquantitativamente, a distribuição de luz espalhada no dente e corroboraram o modelo. Verificou-se que o espalhamento Rayleigh e a radiação difusa espalhada são preponderantes. O mapeamento da distribuição de energia absorvida e a variação de temperatura ao longo do eixo central de propagação do feixe apresentaram forte dependência com o coeficiente de absorção do esmalte dental e não podem ser diretamente inferidos a partir do perfil de distribuição de luz.

Determinou-se um limiar de tempo de exposição para que ocorresse fusão e evaporação do esmalte dental, para uma dada condição de irradiação com a linha verde do laser de CuHBr e discutiu-se um modelo fenomenológico para a interação laser-matéria, com base no efeito acumulado de pulsos. Cálculos teóricos de temperatura associados às evidências experimentais sugerem fortemente que os parâmetros ópticos e térmicos devem variar com a temperatura. O limiar de tempo de exposição obtido deve corresponder ao tempo necessário para que a amostra atinja uma temperatura crítica, em que ocorre o aumento da absorção.

Foi feito um ensaio preliminar de resistência à desmineralização de esmalte dental irradiado com a linha verde do laser de CuHBr e, embora algumas amostras tenham-se mostrado menos susceptíveis à desmineralização, resultados mais conclusivos serão obtidos somente com o prosseguimento das investigações.

## THE CuHBr LASER IN HARD DENTAL TISSUES

### ABSTRACT

In this work, it was verified the viability of characterization of laser-irradiated dental tissues in two extreme conditions: high and low absorption by the dental tissue. Comparison with light microscopy and scanning electronic microscopy revealed that these techniques are complementary each other: quantitative topographic information is directly extracted from the atomic force microscopy, while morphological aspects can be imaged by light microscopy or scanning electronic microscopy. A cavity generated by Cu-HyBrID laser in human dental enamel was also evaluated by atomic force microscopy. Structural and morphological differences between the fused and resolidified enamel from the cavity walls and the enamel from the natural tissue were analyzed.

A model, based on the Monte Carlo method described the propagation of CuHBr laser radiation and the absorbed energy distribution in dental tissues. Experimental measures with a CCD camera were used to semiquantitatively characterize the scattered light distribution in the tooth and they corroborated the model. It was observed that Rayleigh scattering and diffuse scattered radiation is predominant. The absorbed energy distribution map and the temperature variation along the beam propagation axis presented strong dependence with the absorption coefficient of the dental enamel and they cannot be deduced from the light distribution profile.

The exposure time threshold for dental enamel melting and evaporation, irradiated by a specific condition of the green line of the Cu-HyBrID laser, was determined and a phenomenological model was discussed for the laser-matter interaction, based on pulse accumulation effect. Theoretical temperature calculations associated with experimental evidences strongly suggest that optical and thermal parameters should vary with temperature. The obtained exposure time threshold should correspond to the time necessary to the sample reach the critical temperature, at which the increase of absorption occurs.

A preliminary essay of dental enamel resistance to demineralization was performed using the green line of the Cu-HyBrID laser and, although some samples showed to be less susceptible to demineralization, conclusive results will be available only after carrying out more investigations.

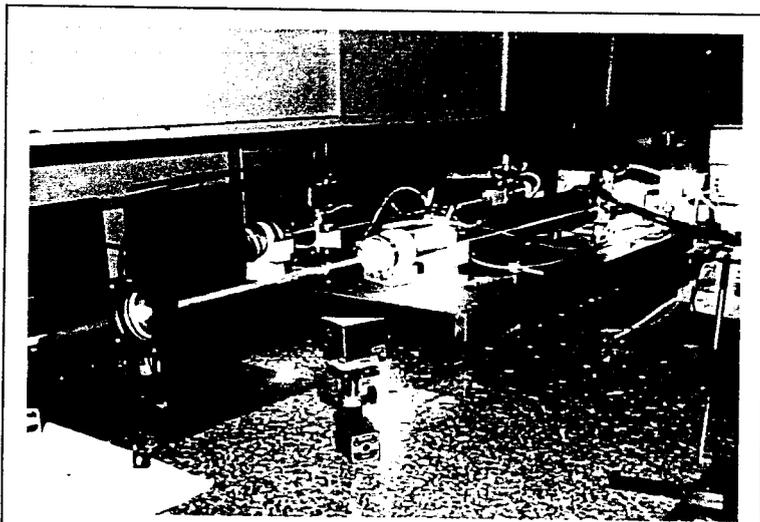
## SUMÁRIO

	<b>Página</b>
1. Introdução.....	1
2. Objetivos.....	7
3. Revisão de literatura.....	8
4. Microscopia de força atômica de tecidos dentais.....	15
4.1. O microscópio de força atômica.....	16
4.1.1. Princípio de funcionamento.....	16
4.1.2. Microscopia de força lateral.....	18
4.1.3. Artefatos de imagem.....	18
4.2. Avaliação de superfícies dentais irradiadas com o laser de CO <sub>2</sub> -TEA e com o laser de CuHBr.....	19
4.2.1. Procedimentos experimentais.....	19
4.2.2. Resultados e Discussões.....	21
4.2.3. Conclusões.....	35
4.3. Avaliação de uma cavidade gerada pelo laser de CuHBr em esmalte dental humano.....	36
4.3.1. Procedimentos experimentais.....	36
4.3.2. Resultados e Discussões.....	39
4.3.3. Conclusões.....	44
5. Propagação de luz visível em tecidos dentais.....	45
5.1. Propagação de luz em meios túrbidos.....	45
5.2. Método de Monte Carlo.....	52
5.3. Medidas experimentais.....	55
5.4. Resultados e discussões.....	57
5.5. Conclusões.....	63
6. Fusão e evaporação de esmalte dental.....	65
6.1. Temperatura de esmalte após vários pulsos.....	65
6.2. Procedimentos experimentais.....	68

6.3. Resultados e discussões .....	69
6.4. Conclusões .....	78
7. Ensaio preliminar de desmineralização de esmalte dental irradiado pelo laser de CuHBr.....	79
7.1. Procedimentos experimentais .....	80
7.2. Resultados e discussões .....	83
7.3. Conclusões .....	86
8. Conclusões finais .....	88
A. Apêndice - O dente .....	90
B. Apêndice - O laser de CuHBr.....	95
B.1. Caracterização espacial.....	96
B.1.1. Propagação de feixes não gaussianos .....	96
B.1.2. Arranjo experimental .....	98
B.1.3. Resultados.....	99
B.2. Caracterização temporal .....	102
B.2.1. Resultados.....	102
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....	103

## 1. Introdução

Um dos aspectos relevantes do presente trabalho é o fato de estar relacionado, mesmo que indiretamente, com a saúde. A saúde dental interfere não só na qualidade de vida das pessoas, mas também na economia do país<sup>1</sup>, uma vez que, ainda hoje, os problemas de saúde dentária impedem que trabalhadores atuem plenamente em seus postos.



*Figura 1-1: laser de CuHBr do Instituto de Estudos Avançados, do Centro Técnico Aeroespacial, em São José dos Campos, SP, em funcionamento.*

Um segundo aspecto importante está relacionado com a escolha do laser. O Laser de Vapor de Cobre, cujo primeiro relato foi feito por Walter *et al.*<sup>2</sup>, em 1966, pertence à classe dos lasers de vapor metálico e distingue-se por ser uma fonte de radiação coerente de alta potência e alta eficiência de conversão da energia elétrica em óptica. Este laser opera em regime pulsado, com pulsos curtos (20-30 ns de largura temporal) e alta taxa de repetição (5-20 kHz). A emissão é gerada em dois comprimentos de onda: 510,6 nm (verde) e 578,2 nm (amarelo), com potência média tipicamente ao redor de 100W e que pode chegar a 650 W, num único oscilador, com eficiência em torno de 1%<sup>3</sup>.

Nos laboratórios do Instituto de Estudos Avançados, no Centro Técnico Aeroespacial (IEAv/CTA), estão disponíveis atualmente lasers de vapor de cobre que incorporam uma tecnologia mais recente: o laser "HyBrID" (*Hydrogen Bromide In Discharge*), doravante denominado laser de CuHBr (Figura 1-1). Essa tecnologia<sup>4,5</sup>, desenvolvida na Universidade de Saint Andrews, na Escócia, é uma combinação das tecnologias do laser de vapor de cobre convencional e dos lasers de Haletos de Cobre. Apresenta, como principais

benefícios, menor temperatura de operação, maior eficiência, maior potência específica de emissão, maior taxa de repetição, menor tempo de aquecimento e resfriamento e melhor qualidade de feixe<sup>6</sup>.

Embora a terminologia tenha-se ampliado em função da tecnologia, a essência permanece: o meio ativo do laser é o cobre, os comprimentos de onda emitidos são o de 510 nm (verde) e o de 578 nm (amarelo), o laser é pulsado e de alta taxa de repetição de pulsos. Assim, neste trabalho, o termo “laser de vapor de cobre” será usado quando se referir ao equipamento utilizado por outros autores e quando for assim especificado nas publicações. Nos experimentos que utilizam o equipamento do Instituto de Estudos Avançados, será empregado o termo “laser de CuHBr” ou, simplesmente, “laser de cobre”.

O laser de vapor de cobre foi utilizado inicialmente para bombear lasers de corante em processos de enriquecimento atômico de urânio. A partir dos anos 90, o leque de aplicações desse laser cresceu significativamente<sup>8</sup>: a amplificação de pulsos ultracurtos (femtosegundos de largura temporal), a fotografia de alta velocidade (para “congelar” o movimento de uma gota ou para monitorar a formação de trincas e fissuras), a detecção e neutralização de minas submarinas e a estereolitografia (o laser, acoplado a sistemas CAD, polimeriza resinas fotossensíveis em camadas consecutivas até formar uma peça) são alguns dos exemplos.

Na Medicina, a radiação amarela (578 nm) do laser de vapor de cobre tem sido utilizada como alternativa às emissões azul (488 nm) e verde (514 nm) do laser de argônio, na remoção de hemangiomas, manchas de vinho do porto<sup>9</sup> e telangiectasias<sup>10</sup>. Nessas aplicações, o objetivo é promover a coagulação de vasos cutâneos malformados, sem provocar danos significativos à epiderme. A indicação

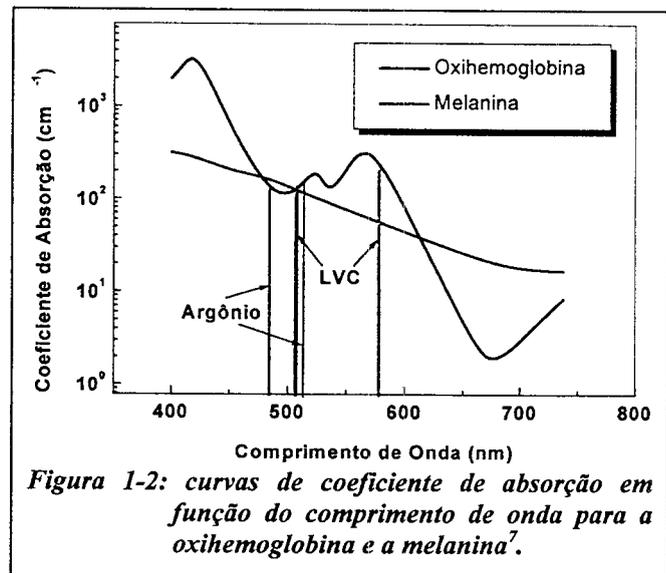


Figura 1-2: curvas de coeficiente de absorção em função do comprimento de onda para a oxihemoglobina e a melanina<sup>7</sup>.

do laser de vapor de cobre é feita com base no critério de absorção seletiva, pois a emissão amarela é melhor absorvida pela oxihemoglobina do que pela melanina epidérmica, ao contrário do que ocorre com as emissões do laser de argônio (Figura 1-2). É este fato que

permite a obtenção de coagulações, a laser, de malformações vasculares cutâneas, sem gerar danos à epiderme.

Na Odontologia, poucas publicações a respeito de aplicações do laser de vapor de cobre são encontradas na literatura e, em particular, na Odontologia Preventiva, praticamente não há publicações, fato este que contribui para a originalidade do trabalho.

Neste caso, o critério de absorção de radiação indica que os lasers com emissão na região do visível não são, de fato, os mais indicados para o processamento de dentes. Tanto a hidroxiapatita quanto a água, que são os principais componentes do esmalte dental, absorvem fracamente

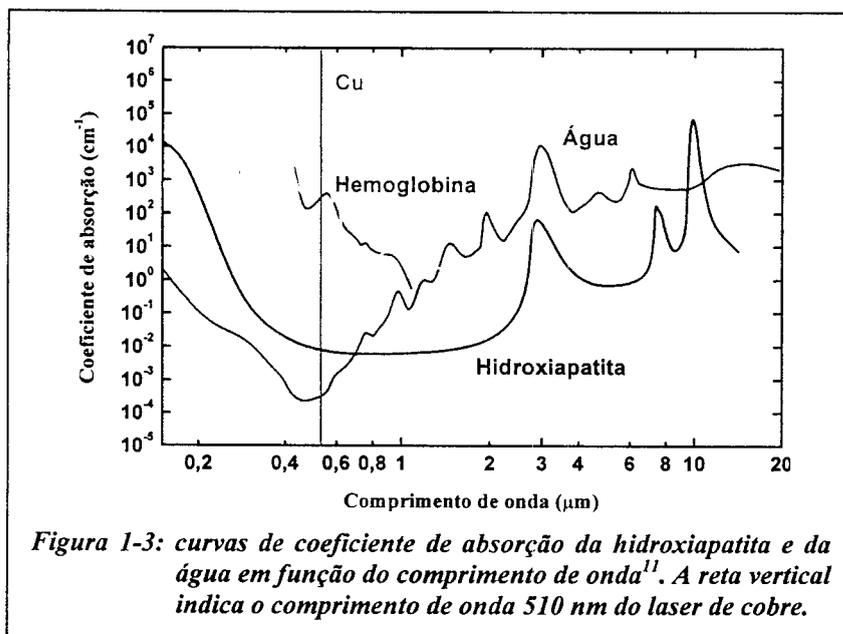


Figura 1-3: curvas de coeficiente de absorção da hidroxiapatita e da água em função do comprimento de onda<sup>11</sup>. A reta vertical indica o comprimento de onda 510 nm do laser de cobre.

radiação de comprimentos de onda entre 0,4 μm e 2,0 μm, quando se compara com a absorção da radiação entre 9,0 μm e 11,0 μm (Figura 1-3). Considerando-se que baixa absorção implica em alta penetração e que a radiação na região do visível é melhor absorvida pela hemoglobina do que pela água e pela hidroxiapatita, deve-se considerar o risco de ocorrer um comprometimento da vitalidade pulpar em trabalhos de aplicação clínica.

No entanto, um dos primeiros trabalhos envolvendo aplicações em tecidos dentais do laser de argônio, que tem emissão na região entre 488 nm e 514 nm, foi publicado por Goodman e Kaufman<sup>12</sup>, em 1977. Estes autores estudaram o esmalte dental irradiado com a linha verde (514 nm) do laser de argônio, com e sem a presença de fluoreto de sódio, e observaram o estreitamento dos picos nos espectros de difração de raios-X das amostras irradiadas. Segundo os autores, isso representaria um aumento da cristalinidade do esmalte dental. Também foi verificado um aumento na retenção de flúor e uma redução na taxa de dissolução do esmalte dental por ataque ácido nas amostras irradiadas com o laser de argônio, sugerindo um potencial de aplicação em prevenção de cárie.

A partir deste primeiro relato, como pode ser visto no capítulo de revisão de literatura, várias investigações foram feitas utilizando o laser de argônio em tecidos dentais. A proximidade entre os comprimentos de onda emitidos na região do verde pelo laser de argônio (514 nm) e pelo laser de cobre (510 nm) e as características peculiares do laser de cobre (alta taxa de repetição e alta potência de pico) constituem, portanto, fortes motivações para que também se estude o potencial de aplicação do laser de cobre em tecidos dentais duros.

É importante ressaltar que o presente trabalho é *in vitro* e tem abordagem acadêmica. Os aspectos relacionados à vitalidade pulpar não serão aqui abordados e, portanto, aplicações práticas ou clínicas do laser de cobre deverão ser precedidas de estudos de avaliação da temperatura na câmara pulpar para o estabelecimento de condições seguras de irradiação.

O terceiro aspecto importante está relacionado com uma técnica de caracterização de superfície: a Microscopia de Força Atômica. Esta técnica permite a obtenção de imagens bi e tridimensionais, de alta resolução e alto contraste, e informações quantitativas, como rugosidade e dimensões das estruturas, com a mesma precisão nos três eixos *x-y-z*. O seu principal atrativo é o fato de preservar o estado natural das amostras, uma vez que não é necessário desidratá-las, recobri-las com filmes finos condutores ou submetê-las a vácuo. Além disso, dispõe de recursos que permitem a caracterização de amostras extremamente delicadas, sem danificá-las, e também de amostras em meios líquidos, o que é particularmente útil em pesquisas envolvendo materiais biológicos.

Na Odontologia, a microscopia de força atômica tem sido utilizada em estudos que envolvem características gerais de superfícies dentais<sup>13,14,15</sup>, em medidas de dureza e elasticidade de dentina<sup>16</sup>, em estudos de desmineralização de dentina<sup>17,18</sup>, em avaliações dos efeitos de agentes branqueadores na superfície de esmalte<sup>19</sup> e na caracterização de adesivos dentais<sup>20,21</sup>. Mas os primeiros trabalhos que relatam a utilização da microscopia de força atômica na caracterização de superfícies dentais irradiadas com laser de CO<sub>2</sub> foram publicados por Watari<sup>22</sup> e por este autor<sup>23</sup>, em março e em abril de 2001, respectivamente.

Esta tese está estruturada da seguinte forma: no capítulo 2, estão descritos os objetivos do trabalho. Em seguida, no capítulo 3, encontra-se uma breve revisão da escassa literatura existente a respeito das aplicações do laser de cobre em tecidos dentais. Essa revisão é complementada com a dos trabalhos relacionados com o laser de argônio, para que se

possa conhecer a evolução das investigações e a existência de um possível modelo para o mecanismo de atuação da radiação com comprimentos de onda na região do verde com os tecidos dentais.

No capítulo 4, são apresentados o princípio de funcionamento do microscópio de força atômica e o estudo em que se verifica a viabilidade de utilização da técnica de microscopia de força atômica na caracterização de superfícies de tecidos dentais alteradas pela radiação laser. Este estudo resultou na publicação<sup>23</sup> mencionada acima.

A etapa seguinte consiste no estudo da propagação de luz visível nos tecidos dentais. Valores exatos dos coeficientes de absorção e espalhamento de luz visível em tecidos dentais não estão estabelecidos na literatura para todos os comprimentos de onda, mas as características destas propriedades ópticas indicam que a absorção da luz visível é baixa e o espalhamento é alto, ou seja, o meio é turbido. Conseqüentemente, a penetração da radiação visível é alta e os mecanismos de interação entre o laser e a matéria não ficam restritos a uma fina camada da superfície, como ocorre com os lasers cujos comprimentos de onda são bem absorvidos, mas devem estender-se por uma espessa camada material adentro. O conhecimento da distribuição de luz é fundamental para a determinação do volume de interação entre o laser e o dente, bem como para a compreensão dos fenômenos envolvidos nessa interação. O capítulo 5 é, então, dedicado à apresentação dos mecanismos envolvidos na propagação de luz visível em meios túrbidos e à descrição de um modelo fenomenológico, baseado no método de Monte Carlo, para a propagação de luz e deposição de energia da radiação laser em tecidos dentais. Medidas experimentais, obtidas com uma câmera CCD, são utilizadas tanto para corroborar o modelo quanto para caracterizar, semiquantitativamente, os tecidos dentais. Conclusões sobre o modelo e a caracterização experimental finalizarão o capítulo.

No capítulo 6, é apresentado um estudo para determinar experimentalmente o limiar de fusão e evaporação em superfícies de esmalte dental para uma dada condição de irradiação com a linha verde do laser de cobre. Os resultados são analisados e comparados com a previsão teórica de aumento de temperatura, calculada com base na distribuição de energia absorvida obtida no capítulo anterior. Conclusões sobre os parâmetros envolvidos no processo de fusão e evaporação encerram o capítulo.

Considerando-se que uma das motivações deste trabalho foi o potencial uso do laser de argônio na prevenção da cárie, seria interessante finalizar este trabalho avaliando se a linha

verde do laser de CuHBr também apresenta o mesmo potencial. Um ensaio preliminar para tal avaliação é descrito no capítulo 7.

As conclusões de cada capítulo deste trabalho são reapresentadas no capítulo 8. Os apêndices foram incluídos para familiarizar o leitor, caso necessário, com o dente, sua nomenclatura e características estruturais (Apêndice A) e com as características do laser de CuHBr utilizado neste trabalho (Apêndice B).

Este trabalho foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) do IPEN, conforme Parecer -- Projeto N<sup>o</sup> 0016/CEP-IPEN/SP, de 13 de junho de 2000.

## 2. Objetivos

Os objetivos deste trabalho são utilizar o laser de CuHBr para:

- ✓ verificar a viabilidade de caracterização de superfícies de tecidos dentais alteradas pela radiação laser com a técnica de microscopia de força atômica;
- ✓ descrever a propagação de luz visível e a deposição de energia da radiação laser em tecidos dentais, para correlacioná-la com a resposta térmica do dente;
- ✓ determinar o limiar de fusão e evaporação do esmalte dental utilizando a linha verde do laser de CuHBr e, finalmente,
- ✓ verificar se o laser de CuHBr também apresenta potencial para ser utilizado na prevenção de cáries.

### 3. Revisão de literatura

A escassa literatura a respeito das aplicações do laser de vapor de cobre na área odontológica contribuiu para a motivação deste trabalho. Nos levantamentos realizados, foi encontrado somente um artigo em periódico internacional, de Yamada *et al.*<sup>24</sup>. Este artigo apresenta um estudo sobre a utilização da radiação verde (510,6 nm) do laser de vapor de cobre para provocar ablação em esmalte e dentina humanos. De acordo com os autores, operando-se o laser com 2,0 W de potência de saída, a uma taxa de repetição de pulsos de 3,3 kHz e tempo de exposição de um segundo, a ablação dos tecidos dentais duros ocorrerá somente se houver a aplicação de fotoabsorvedores. Tintas de cor vermelha e preta foram testadas para este fim e os resultados, avaliados por microscopia digital, estereoscopia e microscopia eletrônica de varredura, revelaram que, para as duas colorações de tinta, o laser provocou ablação. As cavidades obtidas tinham entre 50  $\mu\text{m}$  e 100  $\mu\text{m}$  de largura, cor esbranquiçada e opaca e aparência vítrea, semelhante à de lava derretida. Regiões carbonizadas de cor marrom também foram observadas. Neste estudo, os autores concluíram que a tinta vermelha é mais efetiva para a ablação, uma vez que as cavidades produzidas nas amostras pintadas com essa cor foram mais profundas, embora também apresentassem uma região carbonizada maior. Outro resultado importante é que, tanto para a tinta vermelha quanto para a preta, a profundidade de ablação foi sempre maior na dentina (311  $\mu\text{m}$  e 280  $\mu\text{m}$ , respectivamente) do que no esmalte (211  $\mu\text{m}$  e 209  $\mu\text{m}$ , respectivamente). Apesar de estudos mais profundos serem necessários, Yamada *et al.* sugerem a possibilidade de tirar proveito da absorção seletiva por cor de fotoabsorvedor para a remoção de tecidos dentais duros.

Além desse artigo, devem ser ainda citadas a tese de doutorado de Penna<sup>25</sup> e a dissertação de mestrado de Silveira<sup>26</sup>. Ambos utilizaram o laser de vapor de cobre pertencente ao Instituto de Estudos Avançados/Centro Técnico Aeroespacial (IEAv/CTA), em São José dos Campos, que também será utilizado neste trabalho.

Penna<sup>25</sup> avaliou as alterações morfológicas de superfícies de esmalte e dentina humanos por microscopia óptica e eletrônica de varredura, após irradiação com o laser de vapor de cobre, sem a aplicação de fotoabsorvedores. Com o laser operando a 15 kHz de taxa de repetição de pulso e 7 W de potência média na emissão verde (510,6 nm), amostras de esmalte e dentina foram irradiadas com o feixe do laser focalizado (0,8 mm de diâmetro sobre a amostra), durante intervalos de tempo de 0,5, 0,6, 0,8 e 1 segundo. Os resultados mostraram a presença de cavidades na superfície do esmalte, com carbonização das bordas e fusão e ressolidificação nas paredes, as quais ocorreram somente para o tempo de exposição de um segundo. Para a dentina, amostras irradiadas com 0,8 s de tempo de exposição já apresentaram cavidades com aparência calcinada e carbonização das bordas. Avaliações por microscopia eletrônica de varredura permitiram identificar sulcos orientados em várias direções na estrutura tubular da dentina. As amostras de dentina com tempo de exposição de um segundo também apresentaram aparências calcinadas, semelhantes à do esmalte, mas com cavidades de maior profundidade e significativa alteração morfológica, não sendo possível identificar estruturas de túbulos dentinários.

Os resultados apresentados por Silveira<sup>26</sup> demonstraram as modificações ocorridas nas paredes de dentina de canais radiculares quando irradiadas com o laser de vapor de cobre, utilizando-se 6,5 W de potência média da emissão verde (510,6 nm), focalizado (cerca de 100  $\mu$ m de diâmetro sobre a amostra), com o laser operando a 16 kHz de taxa de repetição de pulso e tempos de exposição de 0,02, 0,05, 0,1 e 0,5 segundos. Foram observadas, por meio de microscopia eletrônica de varredura e microscópio estereoscópico, a presença de cavidades, com dimensões proporcionais ao tempo de exposição e bordas fundidas e ressolidificadas, em todas as amostras irradiadas. Trincas ao redor dessas cavidades foram atribuídas à difusão de calor.

Em virtude das características físicas do laser de cobre (regime pulsado, largura temporal da ordem de dezena de nanosegundos e alta taxa de repetição), naturalmente, comparações deveriam ser feitas com trabalhos envolvendo aplicações em tecidos dentais do laser de Nd:YAG com frequência dobrada (532 nm)<sup>27,28</sup>. No entanto, tais trabalhos também são raramente encontrados na literatura.

Assim, como um dos primeiros relatos envolvendo o laser de argônio em tecidos dentais foi publicado em 1977<sup>12</sup>, é interessante, então, acompanhar a evolução das investigações que se seguiram com tal laser e verificar a existência de um possível modelo para o

mecanismo de interação da radiação com comprimentos de onda na região do verde com os tecidos dentais.

Em 1987<sup>29</sup>, Oho e Morioka relataram que superfícies de esmalte recobertas com tinta preta e irradiadas com o laser de argônio apresentaram um aumento da resistência a ataque ácido. Os autores salientam que os melhores resultados foram obtidos utilizando-se  $67 \text{ J/cm}^2$  de fluência.

Em 1990<sup>30</sup>, estes mesmos autores propuseram um possível mecanismo para o aumento da resistência a ataque ácido do esmalte dental irradiado com o laser de argônio ( $67 \text{ J/cm}^2$  -  $160 \text{ J/cm}^2$ ). Ao avaliar lâminas de esmalte de  $60 \mu\text{m}$  de espessura por microscopia de luz polarizada, Oho e Morioka verificaram que a birefringência era negativa nas amostras não irradiadas e positiva, nas irradiadas. Como essa birefringência resultava da soma da birefringência negativa dos cristais de apatita com a birefringência positiva dos espaços intercristalinos, a modificação observada poderia ser atribuída ao aparecimento de pequenos espaços intercristalinos adicionais (microespaços ou microporos), criados pela radiação laser. As técnicas de análise térmica diferencial, análise termogravimétrica e espectroscopia na região do infravermelho revelaram que as amostras irradiadas continham água, carbonatos e substâncias orgânicas em quantidades menores do que as amostras não irradiadas. A difração de raios X, por sua vez, indicou que não houve alterações na estrutura cristalina (formação de fases de fosfato de cálcio e fosfato de tetracálcio<sup>49</sup>), exceto por uma pequena contração no parâmetro  $a$  da rede cristalina. Segundo os autores, a perda de água, carbonatos e substâncias orgânicas nas amostras irradiadas seria responsável tanto pela contração do parâmetro de rede quanto pela criação dos microespaços adicionais sugeridos pela microscopia de luz polarizada. Testes de permeabilidade utilizando a fucsina e a quinolina demonstraram que a fucsina tem melhor penetração nas amostras irradiadas, fortalecendo a hipótese da existência dos microespaços. Já a quinolina teve baixa penetração, indicando que estes microespaços seriam menores do que os microporos que surgem em lesões de cárie. Oho e Morioka propuseram, então, o seguinte mecanismo para o aumento da resistência das amostras irradiadas ao ataque ácido: quando a solução ácida penetra no esmalte, os íons de cálcio são liberados e, nas amostras não irradiadas, estes íons difundem-se para a solução. Nas amostras irradiadas, parte dos íons liberados fica retida nos microespaços criados durante a

irradiação. Estes microespaços atuam como reservatórios de cálcio, reduzindo o fluxo de minerais para a solução e contribuindo para a remineralização dos poros da lesão artificial.

Um fato curioso também foi relatado por Flaitz *et al.*<sup>31</sup>, em 1991. Ao utilizar o laser de argônio para a polimerização de resinas e selantes, os autores obtiveram menor tempo e melhor grau de polimerização. Mas, o que realmente despertou a atenção foi a constatação de que o esmalte, nas regiões adjacentes ao material selante e, portanto, também irradiado, apresentou significativa redução na profundidade de lesão, tanto no início quanto durante o desenvolvimento do processo de cárie. Não foram aplicadas tintas ou outras substâncias fotoabsorvedoras na superfície do esmalte, que, por sua vez, também não foi intencionalmente irradiado para provocar um aumento de resistência à cárie. Portanto, o resultado obtido por Flaitz reforça o potencial de aplicação em prevenção de cárie dos lasers com emissão nas regiões azul e verde do espectro eletromagnético.

Hicks *et al.*<sup>32</sup>, em trabalho publicado em 1993, estudaram o início e a progressão de lesões de cárie em esmalte dental humano, após a irradiação com um laser de argônio (250 mW de potência, 10 segundos de tempo de exposição, 12 J/cm<sup>2</sup>). As lesões de cárie foram induzidas com um gel ácido (pH 4,2), sem a adição exógena de cálcio, flúor ou fosfato. Logo após o início das lesões, as amostras eram analisadas e retornavam ao gel ácido, para o acompanhamento da progressão da lesão. Os resultados indicaram uma redução global de 39% nas lesões das amostras irradiadas, comparativamente às de controle (não irradiadas).

Powell *et al.*<sup>33</sup>, também em 1993, compararam os efeitos dos lasers de argônio, CO<sub>2</sub> e Nd:YAG na resistência do esmalte humano ao ataque ácido e à desmineralização. Para assegurar superfícies isentas de flúor, foi feita inicialmente uma remoção de, aproximadamente, 100 µm da camada externa do esmalte. Essas amostras foram então irradiadas com os diferentes lasers (fluências de 60-65 J/cm<sup>2</sup> e 120-130 J/cm<sup>2</sup>) e submetidas ao ataque ácido em uma solução de ácido acético (pH 4,5, 0,1M, tensão iônica 0,5) por 24 horas. Os resultados, obtidos por microrradiografia quantitativa (raio-X e fotômetro Leitz), mostraram que houve uma redução de 30% a 35% na desmineralização das amostras irradiadas com os lasers de argônio e de CO<sub>2</sub>, e praticamente nenhuma redução significativa com o laser de Nd:YAG.

Já em 1995, Hicks *et al.*<sup>34</sup> e Flaitz *et al.*<sup>35</sup> publicaram estudos semelhantes, envolvendo a combinação da irradiação com o laser de argônio com a aplicação tópica de flúor fosfato acidulado (*acidulated phosphate fluoride-APF*), em raízes e esmalte dentais,

respectivamente. Nos dois trabalhos, foi adotado o mesmo procedimento experimental: as amostras foram separadas em quatro grupos (controle, somente laser de argônio, laser de argônio + APF e APF + laser de argônio), o tempo de exposição ao laser (2 W – 100 J/cm<sup>2</sup>) foi de 10 segundos e o de aplicação de APF, de 4 minutos. Após o ataque ácido, as amostras foram avaliadas por microscopia de luz polarizada e os resultados apresentaram uma escala crescente de redução de profundidade de lesão, tanto na raiz quanto no esmalte: 24% e 34%, respectivamente, só com o laser, 54% e 51% para laser + APF e 57% e 55% para APF + laser. Além dos mecanismos propostos anteriormente<sup>32</sup>, foi sugerido pelos autores que a combinação de flúor com a radiação do laser produz um “efeito sinérgico” que reduz a solubilidade do esmalte dental.

Westerman *et al.* publicaram, em 1996, um trabalho sobre as alterações morfológicas da superfície do esmalte dental humano irradiado com o laser de argônio<sup>36</sup> e, em 1998, um trabalho similar com raízes dentais<sup>37</sup>. Em ambos, foram utilizadas duas condições de fluência (11,5 J/cm<sup>2</sup> e 100 J/cm<sup>2</sup>), tempo de exposição de 10 segundos e avaliação por microscopia eletrônica de varredura. O esmalte irradiado apresentou, para as duas condições de fluência, uma superfície levemente mais rugosa, com microporos de, aproximadamente, 1 µm de diâmetro e precipitações granulares ou globulares de 0,5 µm a 2 µm de diâmetro. Terminações e estruturas internas de prismas de esmalte não foram expostas. Também não foram observadas crateras, trincas ou estruturas irregulares, tipicamente visualizadas em superfícies que sofreram fusão e ressolidificação por laser de CO<sub>2</sub><sup>38</sup>, nem cortes ou ablações característicos de laser de Ho:YAG<sup>39</sup>. As raízes dentais mostraram, basicamente, as mesmas alterações, com dimensões ligeiramente maiores no caso de maior fluência. Os autores reiteram, com base nesses resultados, que os microporos e as estruturas globulares atuam como reservatórios de fases minerais durante o ataque ácido e contribuiriam, assim, para o aumento da resistência do dente à cárie.

Um primeiro estudo piloto, *in vivo*, de prevenção de cáries com o laser de argônio, foi publicado por Blankenau *et al.*<sup>40</sup>, em 1999. Este estudo foi feito em quatro pacientes, com indicação ortodôntica para a extração dos pré-molares. Inicialmente, foram preparadas bandas ortodônticas modificadas, de modo que formassem fendas entre o dente e a banda, que acumulariam placas bacterianas. Em seguida, o dente de um dos lados da arcada foi irradiado com o laser de argônio (12 J/cm<sup>2</sup>, 250mW de potência, 5 mm de diâmetro de feixe e 10 segundos de tempo de exposição) e o correspondente do lado oposto, utilizado

como controle. Após a irradiação, as bandas ortodônticas foram afixadas em ambos os dentes (irradiado e controle). A extração foi feita cinco semanas após a colocação das bandas e seções longitudinais à lesão foram avaliadas por microscopia de luz polarizada. As imagens foram analisadas com o auxílio de um *software* de análise de imagens (Visilog 5.1.1, Noesis Vision Inc., Quebec, Canadá) e o resultado global obtido foi uma redução média de 29,1% na profundidade de lesão das amostras irradiadas.

Uma vez demonstrado que a combinação do laser de argônio com a aplicação tópica de flúor fosfato acidulado reduz a solubilidade do esmalte dental, Anderson *et al.*<sup>41</sup>, em 2000, efetuaram um estudo comparativo do laser de argônio com combinações de aplicações tópicas de flúor fosfato acidulado (APF) e de fluoreto de sódio (NaF). As 21 amostras utilizadas foram selecionadas a partir de 30 molares permanentes hígidos. Cada dente foi pintado com um verniz resistente a ácido, com quatro janelas, que receberam o seguinte tratamento:

- i. janela superior esquerda = controle;
- ii. janela inferior esquerda = somente laser (0,231 W, 11,5 J/cm<sup>2</sup>, 10 segundos de tempo de exposição);
- iii. janela inferior direita = 1,23% de APF durante quatro minutos + laser, e
- iv. janela superior direita = 2,0% de NaF durante 4 minutos + laser.

Após o ataque ácido com a solução proposta por ten Cate (pH 4,5, 2,20 mmol de cálcio, 2,20 mmol de fosfato e 0,05 mol de ácido acético) por 96 horas, as amostras foram seccionadas longitudinalmente com 100 µm de espessura. As avaliações foram feitas com o microscópio de luz polarizada e informações quantitativas sobre a profundidade das lesões, obtidas com o *software* de análise de imagens Visilog 5.1.1 (Noesis Vision Inc, Quebec, Canadá). Os resultados apontaram uma redução na profundidade de lesão, relativamente à amostra controle, de 15% somente com o laser, de 25% com a combinação de APF + laser e de 29% com NaF + laser. Os autores sugerem que estes resultados complementam e confirmam os anteriores, em que o aumento de resistência à cárie decorre do “efeito sinérgico” da combinação de aplicação tópica de flúor e irradiação com o laser de argônio.

Ainda no final de 2000, Westerman *et al.*<sup>42</sup> publicaram um trabalho sobre o laser de argônio na polimerização de resinas e materiais selantes. Este trabalho trata particularmente dos selantes que liberam flúor. Cavidades, preparadas nas faces lingual e

vestibular de 12 molares e pré-molares, foram preenchidas com esse material selante e curadas por luz (face lingual) e por laser (face vestibular). As amostras foram pintadas com verniz resistente a ácido, deixando-se uma margem exposta de aproximadamente 1 mm de esmalte adjacente ao selante. Em seguida, foram submetidas a 500 termociclos (de 5°C a 50°C e 20 segundos de duração de cada ciclo), em saliva sintética (pH 7,00, 20 mM de NaHCO<sub>3</sub>, 3 mM de NaH<sub>2</sub>PO<sub>4</sub> e 1 mM de CaCl<sub>2</sub>) e a um ataque ácido (pH 3,95, 2,20 mM de cálcio, 2,20 mM de fosfato, 0,05 M de ácido acético e 5 ppm de flúor), por 14 dias. Após a formação da lesão artificial, foram extraídos cinco cortes longitudinais de cada lado das amostras para avaliação em microscópio de luz polarizada. Os resultados indicaram uma redução de 33% na profundidade da lesão e de 29% na frequência de lesão, nas amostras cujo selante foi curado pelo laser de argônio. Com base nesses resultados, os autores salientam a importância dos materiais dentários que contêm flúor na redução de solubilidade do esmalte e na irradiação com o laser, para aumentar sua capacidade de adsorção de flúor, cálcio e fosfato.

Esta revisão de literatura encerrar-se-á com o trabalho de Nammour<sup>43</sup>, publicado em 2003, e que também trata sobre o aumento de retenção de flúor pelo esmalte dental irradiado com o laser de argônio. Foram selecionados 98 dentes de 12 pacientes, divididos em três grupos: no primeiro, 40 dentes foram tratados com um gel contendo flúor; no segundo, 40 dentes, após receberem o mesmo tratamento que o primeiro, foram irradiados com o laser de argônio (10,74 J/cm<sup>2</sup>, 340 mW, 30 s) e, no terceiro, 18 dentes não receberam nenhum tratamento e foram utilizados como controle. Após um período de sete dias, verificou-se que as amostras irradiadas retiveram cerca de 42% do flúor inicialmente aplicado, enquanto as amostras não irradiadas retiveram apenas 12%. Os autores sugerem que a retenção de flúor pode estar relacionada com a criação de reservatórios na superfície de esmalte irradiada e que outras investigações serão efetuadas para melhor compreender os mecanismos envolvidos.

#### 4. Microscopia de força atômica de tecidos dentais

A caracterização morfológica e topográfica de superfícies é de indiscutível relevância para diversas áreas de pesquisa, tanto científicas quanto tecnológicas. Dentre elas, merecem destaque as aplicações médicas: próteses de bacia<sup>44,45</sup>, por exemplo, são avaliadas em escala nanométrica para monitorar seus níveis de mobilidade e desgaste. Um outro exemplo de merecido destaque está relacionado com a análise de artérias sintéticas, utilizadas em enxertos<sup>44</sup>. Essas artérias, confeccionadas em material biocompatível, devem ter um rigoroso controle de qualidade de superfície, pois quando o sangue nelas circula pela primeira vez ocorre a formação de microcoágulos, que se agregam nas paredes, promovendo uma selagem com endotélio natural. Se as paredes forem muito “lisas”, não permitirão a aderência dos microcoágulos. Se forem excessivamente rugosas, os coágulos formados serão maiores, o que representa riscos de obstrução prematura.

O objetivo do presente capítulo é verificar a viabilidade da técnica de microscopia de força atômica na avaliação das características morfológicas e topográficas de superfícies de tecidos dentais alteradas pela radiação laser.

Inicialmente, é descrito o princípio de funcionamento do microscópio de força atômica. Em seguida, é apresentada a avaliação de superfícies de esmalte e dentina modificadas pelo laser de CO<sub>2</sub>-TEA (10,6 μm) e pelo laser de CuHBr (510 nm). Nessa avaliação, o desempenho da microscopia de força atômica é testado em duas condições extremas:

- i. na condição em que a radiação laser é fortemente absorvida pelos tecidos dentais (caso do laser de CO<sub>2</sub>-TEA), gerando significativas alterações morfológicas e topográficas de superfície<sup>46</sup> e
- ii. na condição de baixa absorção (laser de CuHBr), em que as alterações de superfície, se houver, devem ser sutis.

Os resultados obtidos são comparados com os das técnicas de microscopia óptica, microscopia eletrônica de varredura e microanálise associada (espectroscopia de energia dispersiva-EDS).

Finalmente, é mostrada a avaliação de um corte transversal de uma cavidade gerada pelo laser de CuHBr em esmalte dental. São relatados os procedimentos utilizados para a preparação da superfície e as alterações estruturais observadas no esmalte dental.

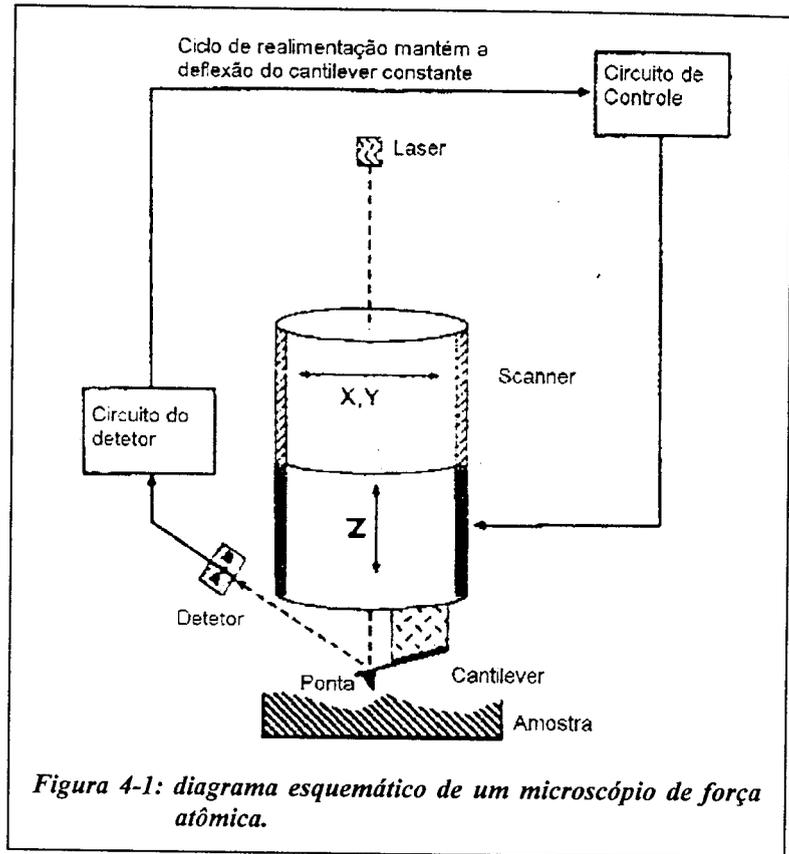
#### **4.1. O microscópio de força atômica**

O microscópio de força atômica é uma poderosa ferramenta de obtenção de imagens de superfície bi e tridimensionais, de alta resolução (micro e nanoestruturas, limitada aos efeitos de convolução de ponta) e alto contraste, com informações quantitativas e com a mesma precisão nos três eixos  $x$ - $y$ - $z$ . Permite a obtenção, por exemplo, de cálculos, gráficos e análises de autocovariância de estruturas periódicas; alturas e profundidades de superfície de uma imagem, de uma subárea dessa imagem ou de várias imagens; fractal; tamanho de grão, contornos, altura de declive e estatísticas; rugosidade, seção de corte, dureza, etc. Mas, a característica mais atraente da microscopia de força atômica (MFA), particularmente para os biomateriais e as ciências da vida, é o fato de que as amostras são preservadas em seu estado natural: não há necessidade de tingimento, desidratação, recobrimento com filmes finos ou submissão a vácuo. Também podem ser avaliadas em meio líquido, gasoso ou, mesmo, ácido e ter algumas propriedades elétricas, magnéticas, mecânicas e ópticas mapeadas. A principal desvantagem, por outro lado, é que, como a imagem é construída ponto a ponto, dependendo da taxa de varredura, pode-se demorar de 30 segundos a mais de uma hora para se obter uma única imagem da superfície.

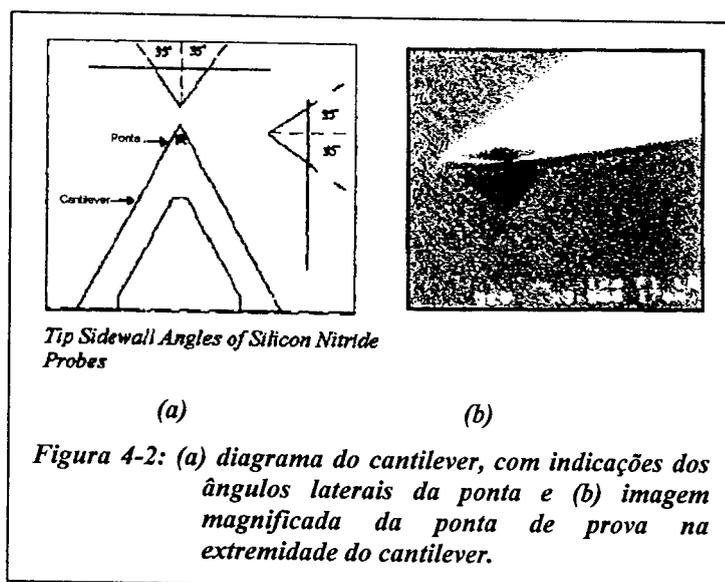
##### **4.1.1. Princípio de funcionamento**

O microscópio de força atômica faz parte da família de microscópios de sonda de varredura (*Scanning Probe Microscope – SPM*) e seu mecanismo de funcionamento baseia-se na varredura e no registro, ponto a ponto, da interação entre uma ponta de prova e a superfície da amostra (Figura 4-1). Para o modo de contato, essa ponta de prova tem o formato de uma pirâmide de base quadrada, geralmente confeccionada em nitreto de silício ( $\text{Si}_3\text{N}_4$ ), com raio nominal de curvatura entre 20 nm e 60 nm e está colocada na extremidade de um suporte denominado *cantilever* (Figura 4-2). Este *cantilever* tem

constante de mola conhecida, com valor entre 0,01 N/m e 1,00 N/m, o que corresponde a uma sensibilidade de deflexão na região de  $\mu\text{N}$  a  $\text{nN}$ . Assim, ao deslizar sobre a amostra, o *cantilever* sofre uma variação de deflexão devido à variação de alturas da superfície observada. Essa variação de deflexão é detectada através de um feixe de laser, que é refletido pelo *cantilever* sobre um fotodetector. O



sinal gerado no fotodetector é então enviado a um computador, que realimenta o circuito de controle do *cantilever*. O *cantilever* sofre um movimento vertical correspondente, de forma que mantenha a deflexão sempre num valor constante durante toda a varredura. A coordenada vertical ( $z$ ) e as horizontais ( $x,y$ ) do *cantilever* são armazenadas, originando-se, desse modo, a imagem topográfica da superfície.



O microscópio de força atômica também pode ser operado em dois outros modos: o de contato intermitente (*tapping mode*) e o modo de não contato (*non-contact mode*). O modo de contato intermitente é bastante útil para amostras biológicas, pois, em vez da deflexão constante, o *cantilever* é mantido a uma oscilação constante. Em

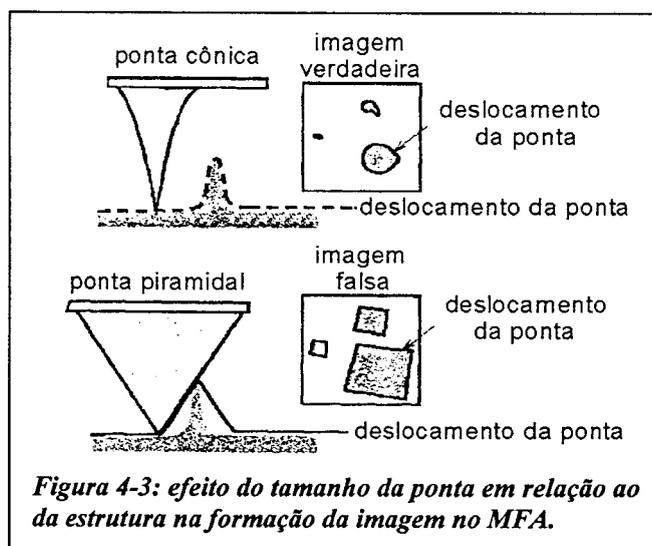
geral, opera-se na frequência de ressonância, ou muito próximo dela, e com amplitude de oscilação no intervalo entre 20 nm e 100 nm. Assim, durante a varredura, variações de alturas da superfície provocarão variações na amplitude de oscilação, que serão analisadas e registradas de maneira semelhante à do modo de contato. Como a ponta não desliza, mas apenas toca a superfície, evita-se que amostras delicadas sejam danificadas. No modo de não contato, a topografia é obtida pela variação das forças de Van der Waals entre a superfície e a ponta, que é mantida a uma determinada altura da amostra.

#### 4.1.2. Microscopia de força lateral

Geralmente, no microscópio de força atômica, a varredura é feita paralelamente ao comprimento do *cantilever* nos modos de contato, contato intermitente e não contato. Todavia, a varredura, no modo de contato, também pode ser feita perpendicularmente ao seu comprimento. Neste caso, o *cantilever* sofrerá, além da deflexão por topografia, movimentos de torção, devido ao atrito da ponta de prova com a superfície. Como o fotodetector tem quatro quadrantes, os dados de torção podem ser armazenados simultaneamente com os de topografia. Este recurso da MFA é denominado microscopia de força lateral (MFL) e pode ser usado para identificar diferenças de composição na superfície, em particular, quando os componentes do material têm características de atrito diferenciadas e o material não apresenta significativas diferenças topográficas. Esta técnica também foi testada neste trabalho, nas amostras irradiadas com o laser de CO<sub>2</sub>-TEA.

#### 4.1.3. Artefatos de imagem

Obviamente, a microscopia de força atômica também está sujeita a artefatos de imagem e o mais característico deles é a chamada convolução de ponta. Como a imagem é construída a partir da convolução espacial da ponta em torno de uma estrutura, se o tamanho e a forma da ponta não forem compatíveis com as características



morfológicas e topográficas da estrutura, pode-se gerar uma falsa imagem (Figura 4-3). Felizmente, este tipo de artefato não é difícil de ser identificado.

O microscópio utilizado neste trabalho é um modelo Nanoscope IIIa, da Digital Instruments (Santa Barbara, CA, USA – FAPESP Multiusuários Proc. 95/5651-0), do Laboratório de Filmes Finos, do Instituto de Física da USP.

## **4.2. Avaliação de superfícies dentais irradiadas com o laser de CO<sub>2</sub>-TEA e com o laser de CuHBr**

### **4.2.1. Procedimentos experimentais**

Para este experimento, as amostras foram extraídas de terceiros molares humanos inclusos e incisivos bovinos. A preparação dessas amostras foi feita de forma diferenciada, conforme o laser utilizado.

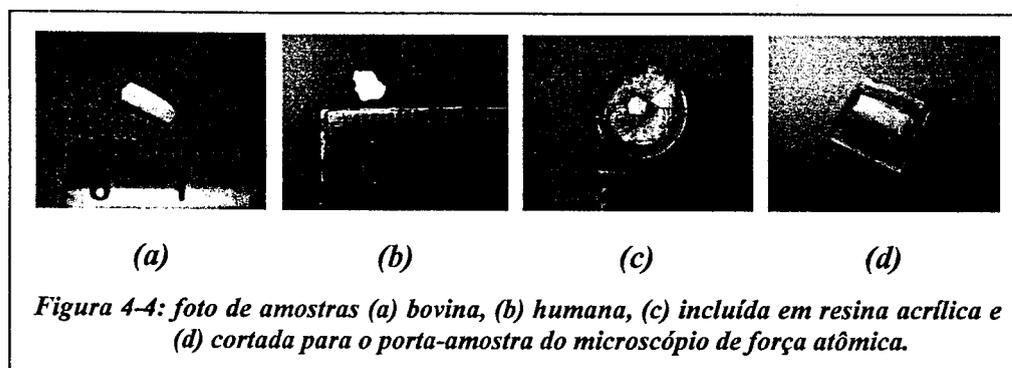
Para as amostras irradiadas com o laser de CO<sub>2</sub>-TEA, foram seguidas as seguintes etapas:

- i. remoção das raízes dos dentes e limpeza, com água destilada e soro fisiológico;
- ii. corte do esmalte de incisivo bovino, em blocos de aproximadamente 6 mm x 2 mm x 2 mm [Figura 4-4 (a)] e de terceiro molar humano, em blocos de cerca de 3 mm x 3 mm x 1 mm [Figura 4-4 (b)], com o auxílio de uma máquina de corte de baixa rotação (ISOMET 11-1180, Buehler Ltd., IL, USA) com disco de serra diamantada, de 0,3 mm de espessura e 10 cm de diâmetro (Buehler Ltd., IL, USA);
- iii. inclusão em resina acrílica [Figura 4-4 (c)];
- iv. cobertura da metade de controle com folha de alumínio e irradiação da metade exposta com o laser de CO<sub>2</sub>-TEA, com parâmetros semelhantes aos utilizados por Kantorowitz *et al.*<sup>46</sup> (10,6 μm, 5,7 J/cm<sup>2</sup> por pulso, 100 ns de largura temporal, 1 pulso por segundo, 10 pulsos em cada amostra);
- v. secionamento em formato apropriado para o porta-amostra do microscópio de força atômica [Figura 4-4 (d)];
- vi. avaliação por microscopia óptica (Polyvar-Met 2, Leica), por microscopia de força atômica e microscopia de força lateral (Nanoscope IIIa, Digital, Santa Bárbara, CA, USA), e

vii. desidratação e recobrimento com filme fino de ouro para avaliação por microscopia eletrônica de varredura (LX30, Phillips, Eindhoven, Holland) e microanálise associada (espectroscopia de energia dispersiva).

Para o laser de CuHBr, foram avaliadas superfícies de esmalte humano natural, cujo preparo foi semelhante ao descrito acima para o laser de CO<sub>2</sub>-TEA. Ou seja, as amostras foram cortadas em bloco, incluídas em resina acrílica e parcialmente recobertas com folha de alumínio. Com o laser operando a uma taxa de repetição de pulsos de 13,7 kHz, as amostras foram irradiadas durante 10 segundos com a emissão verde do laser. Duas amostras receberam 5,1 W/cm<sup>2</sup> de intensidade média (0,37 mJ/cm<sup>2</sup> por pulso, 137.000 pulsos) e duas, 7,9 W/cm<sup>2</sup> (0,57 mJ/cm<sup>2</sup> por pulso, 137.000 pulsos).

As superfícies de esmalte dental, tanto humano quanto bovino, são bastante curvas e com topografia muito irregular. Essas características dificultam as avaliações por microscopia de força atômica, uma vez que a capacidade de flexão do *cantilever* é da ordem de micrometro. Assim sendo, optou-se por também preparar amostras planas e polidas. Essas amostras foram obtidas por corte mesio-distal ou vestibulo-lingual dos terceiros molares com a máquina de corte de baixa rotação. Após o corte, essas amostras foram incluídas em resina acrílica com a face cortada voltada para cima. Essas faces sofreram, então, um processo de polimento, que consistiu de desgaste com lixas de granulação 600 e 1200 e polimento com pasta de diamante de 6 μm e 3 μm em politriz. Após o polimento, as amostras foram limpas com água destilada em ultra-som, por 10 minutos, e foram parcialmente recobertas com folha de alumínio. As metades expostas foram irradiadas durante 10 s com 7,9 W/cm<sup>2</sup> da emissão verde do laser de CuHBr. Uma vez que esse tipo de corte expõe tanto o esmalte quanto a dentina, ambos os tecidos foram irradiados e avaliados conjuntamente.



#### 4.2.2. Resultados e Discussões

Inicialmente, serão apresentados e discutidos os resultados para esmalte bovino e humano irradiados com o laser de CO<sub>2</sub>-TEA.

A Figura 4-5 mostra as micrografias ópticas de esmalte (a) bovino ao natural, isto é, não irradiado, (b) bovino irradiado com o laser de CO<sub>2</sub>-TEA, (c) humano natural e (d) humano irradiado com o laser de CO<sub>2</sub>-TEA. Comparando-se essas imagens, observa-se que a morfologia e a topografia do esmalte irradiado, tanto bovino quanto humano, apresentam características típicas de superfície fundida e ressolidificada por laser de CO<sub>2</sub>-TEA<sup>46,47,48</sup>. Na superfície de esmalte bovino, aparecem estruturas de contorno arredondado, como se fossem bolhas estouradas congeladas, e regiões com estruturas distintas, indicando diferentes graus de coalescência dos cristais de hidroxiapatita. Na superfície de esmalte humano, as estruturas têm aparência de aglomerados. A curvatura das superfícies não irradiadas é maior do que as irradiadas, fato este evidenciado pelo tamanho da região do campo visual que é possível manter focalizado. Vale ressaltar que, para estas amostras, aumentos maiores reduzem ainda mais a região do campo visual que é possível manter focalizado.

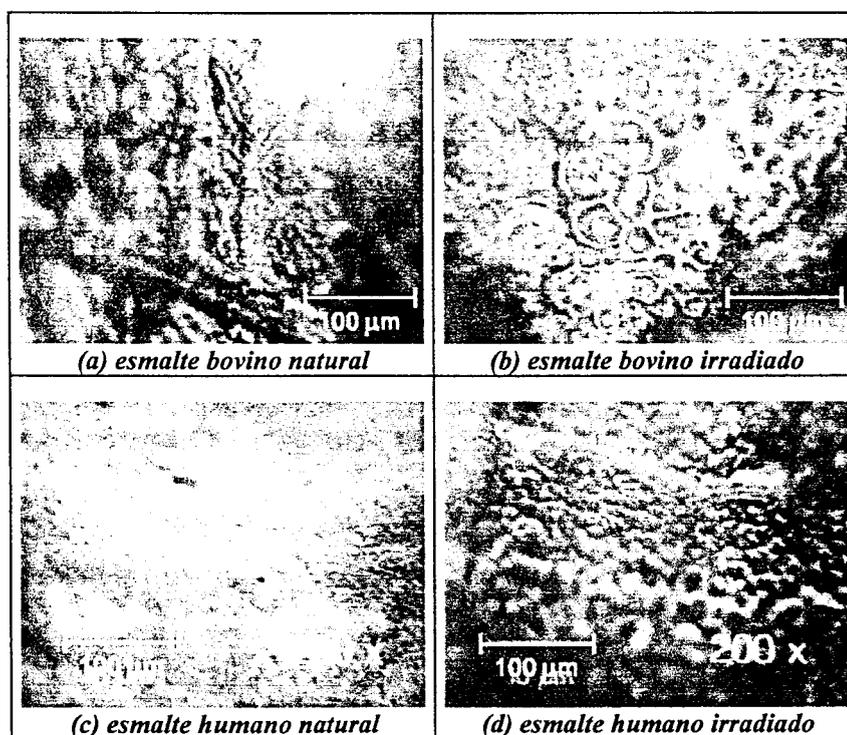


Figura 4-5: micrografias ópticas de esmalte bovino e humano não irradiados (lado esquerdo) e irradiados com 10 pulsos de 5,7 J/cm<sup>2</sup> de laser de CO<sub>2</sub>-TEA (lado direito).

A Figura 4-6 mostra imagens, com área de varredura de  $25\ \mu\text{m} \times 25\ \mu\text{m}$ , obtidas a partir das mesmas amostras de esmalte humano (a) e bovino (b) não irradiados, utilizando-se o recurso de visualização tridimensional do microscópio de força atômica. As regiões esbranquiçadas correspondem às terminações de bastões de esmalte e as regiões escuras, às regiões entre bastões. Essa imagem do esmalte humano apresenta boa concordância com as obtidas por Schaad *et al.*<sup>13</sup>.

Na Figura 4-7 (a), estas mesmas imagens são apresentadas em visualização bidimensional e justapostas, para facilitar a comparação: as regiões entre bastões de esmalte são bem maiores na amostra bovina e têm um formato mais elíptico, com, aproximadamente,  $14,0\ \mu\text{m}$  de eixo maior e  $9,5\ \mu\text{m}$  de eixo menor. Já as regiões entre bastões do esmalte humano têm formato mais arredondado, com diâmetro médio de  $3,6\ \mu\text{m}$ . A Figura 4-7 (b) mostra imagens com área de varredura  $10\ \mu\text{m} \times 10\ \mu\text{m}$  das terminações de bastões de esmalte: pode-se observar que as superfícies de terminações de bastões do esmalte bovino apresentam morfologia mais irregular, sugerindo que os cristais de hidroxiapatita formam aglomerados maiores e distribuem-se de maneira menos homogênea do que na superfície humana.

Na Figura 4-8, são vistas imagens de microscopia de força atômica (lado esquerdo) justapostas com imagens de microscopia de força lateral (lado direito), com  $5\ \mu\text{m} \times 5\ \mu\text{m}$  de área de varredura, da mesma amostra de esmalte bovino não irradiado (a) e irradiado com o laser de  $\text{CO}_2\text{-TEA}$  (b). Na imagem (a), a microscopia de força lateral somente revelou melhor a topografia de baixo relevo. Para o lado irradiado, acreditava-se, a princípio, que esta técnica pudesse evidenciar regiões com fases distintas, que surgem quando o esmalte é aquecido a temperaturas superiores a  $650^\circ\text{C}$ <sup>49</sup>. No entanto, a imagem por microscopia de força lateral parece apenas sugerir regiões com diferentes graus de coalescência. Observa-se, na análise de seção de corte [Figura 4-8 (c)], que, de fato, existem regiões com topografia mais (linha vermelha) ou menos (linha verde) suave, indicando que, num mesmo aglomerado, deve ter ocorrido diferentes graus de coalescência.

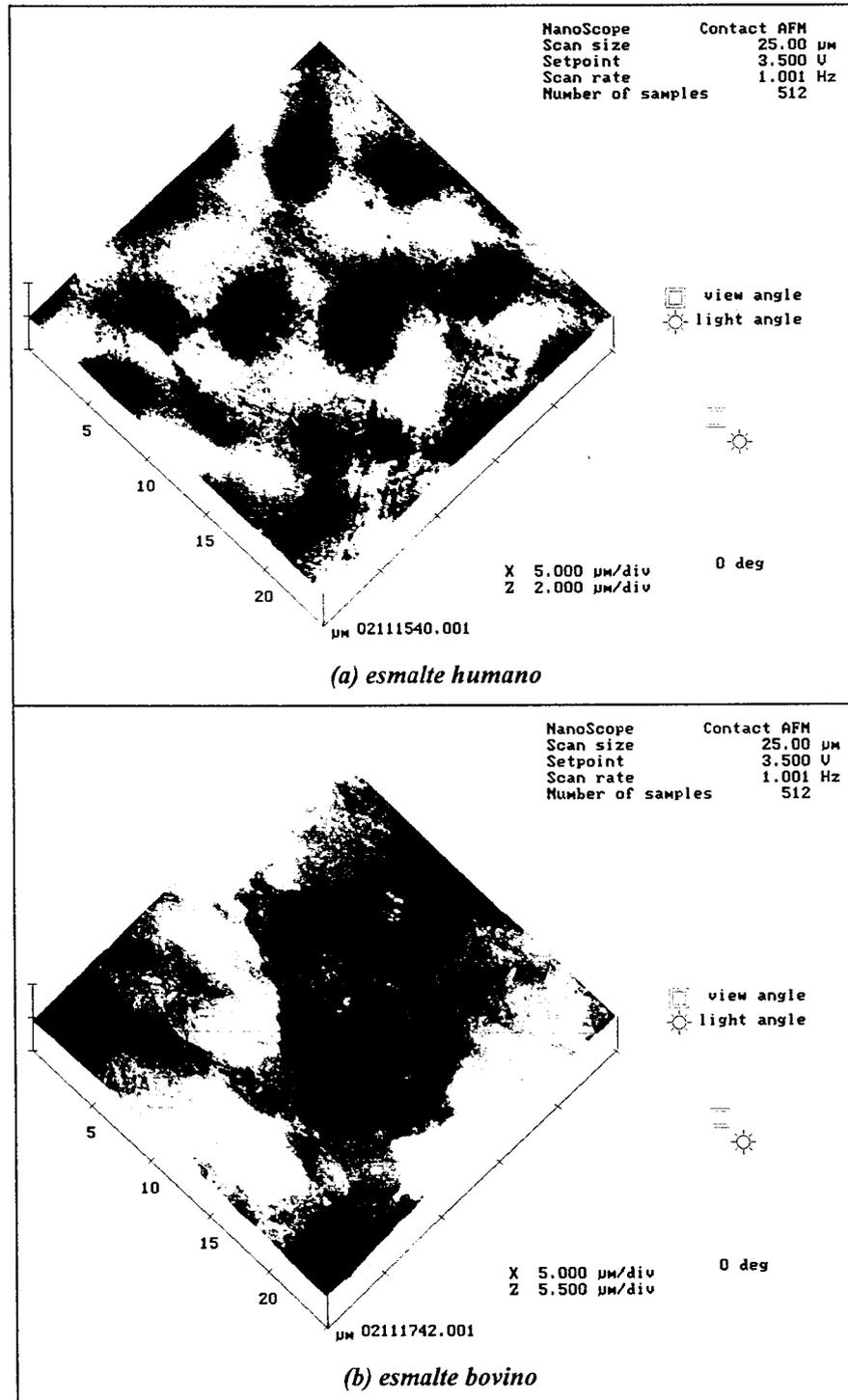
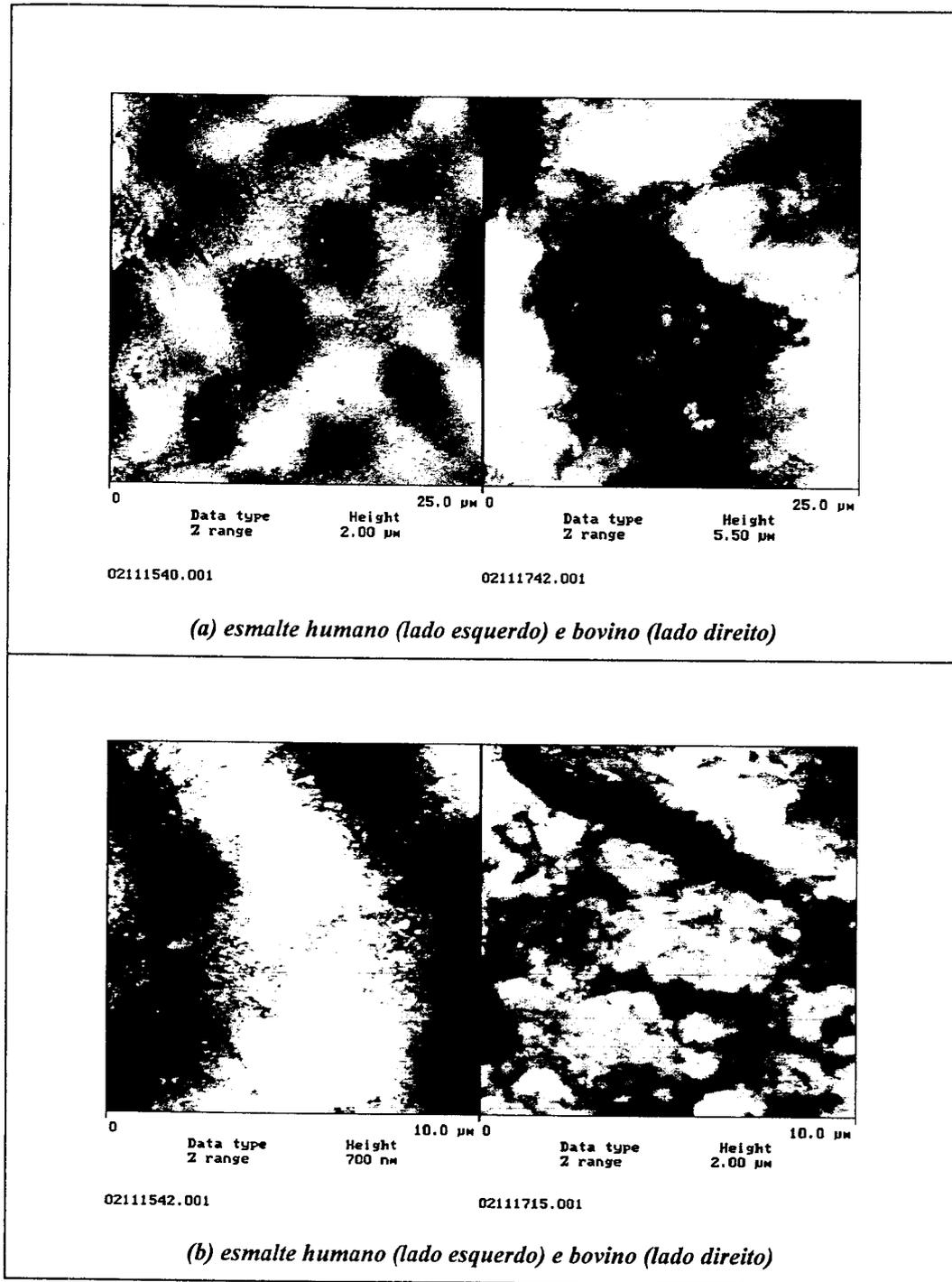


Figura 4-6: visualizações 3D de superfície de 25  $\mu\text{m}$  x 25  $\mu\text{m}$  de esmalte humano (a) e bovino (b), obtidas por microscopia de força atômica.



*Figura 4-7: micrografias de força atômica, bidimensionais, da região entre bastões de esmalte (a), com área de varredura de  $25\mu\text{m} \times 25\mu\text{m}$ , e de terminações de bastões de esmalte (b), com área de varredura de  $10\mu\text{m} \times 10\mu\text{m}$ .*

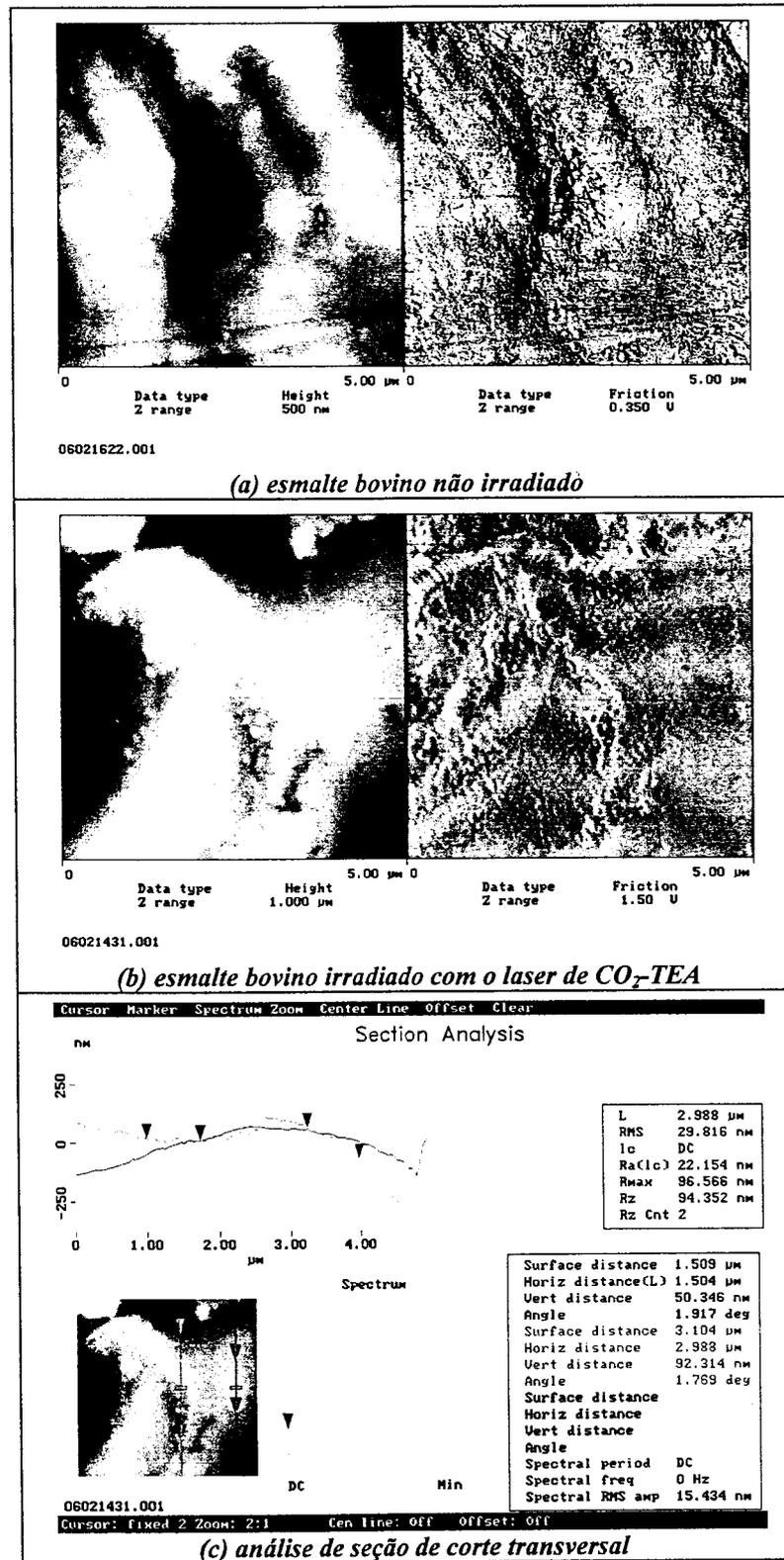


Figura 4-8: micrografias de força atômica (lado esquerdo) e de força lateral (lado direito), com área de varredura de  $5 \mu\text{m} \times 5 \mu\text{m}$ , de esmalte bovino não irradiado (a) e irradiado com 10 pulsos de  $5,7 \text{ J/cm}^2$  de laser de CO<sub>2</sub>-TEA (b) e análise de seção de corte transversal da micrografia de força atômica do lado irradiado (c).

Na Figura 4-9, podem ser visualizadas imagens de três pontos aleatórios das superfícies de esmalte bovino (esquerda) e humano (direita), irradiadas com o laser de CO<sub>2</sub>-TEA. Pode-se notar que a resolução do microscópio de força atômica define melhor os contornos das estruturas na amostra bovina do que na humana, embora ambas tenham recebido a mesma fluência de radiação laser.

A Figura 4-10 mostra micrografias eletrônicas de varredura da amostra bovina já avaliada por microscopia de força atômica. As imagens (a) e (b) correspondem à metade não irradiada e as imagens (c), (d) e (e), à metade irradiada da amostra. As imagens (a) e (c) foram obtidas com o suporte na posição convencional (horizontal) e as imagens (b) e (d), inclinando-se o suporte de um ângulo de 30°. Observa-se que essa inclinação permite melhor visualização das bordas das estruturas arredondadas, presentes na metade irradiada da amostra. Mesmo na metade não irradiada (b), a inclinação do suporte também melhora a visualização das estruturas, que aparentam ficar menos “chapadas”. Para aumentos menores [imagem (e)], a microscopia eletrônica de varredura define melhor as estruturas e não apresenta a dificuldade de focalização de todo o campo visual devido às diferenças de alturas, como ocorre na microscopia óptica.

Comparando-se, agora, as imagens das estruturas arredondadas de esmalte bovino irradiado, obtidas com as três técnicas [microscopia óptica, Figura 4-5 (b); microscopia de força atômica, Figura 4-9 (a), (b) e (c) e microscopia eletrônica de varredura, Figura 4-10 (c) e (d)], nota-se que essas estruturas apresentam variações, particularmente, de aspecto do contorno. Tais variações podem ser atribuídas à maneira pela qual cada técnica constrói a imagem: focalizando estruturas a diferentes alturas na microscopia óptica, pela densidade dos elétrons secundários capturados na microscopia eletrônica de varredura e pela maneira que a ponta contorna uma estrutura, limitada pelo artefato de convolução de ponta (Figura 4-3), no caso da microscopia de força atômica.

Na Figura 4-11, a imagem (a) mostra a micrografia eletrônica de varredura da superfície de esmalte humano natural (não irradiado) e cuja topografia e morfologia são significativamente diferentes da superfície de esmalte bovino [Figura 4-10 (a) e (b)]. A imagem (b) confirma os resultados já observados por microscopia óptica e de força atômica, de que o esmalte humano tendeu a formar regiões aglomeradas de cristais fundidos, e a imagem (c) mostra, em detalhe, as trincas na superfície de um desses aglomerados.

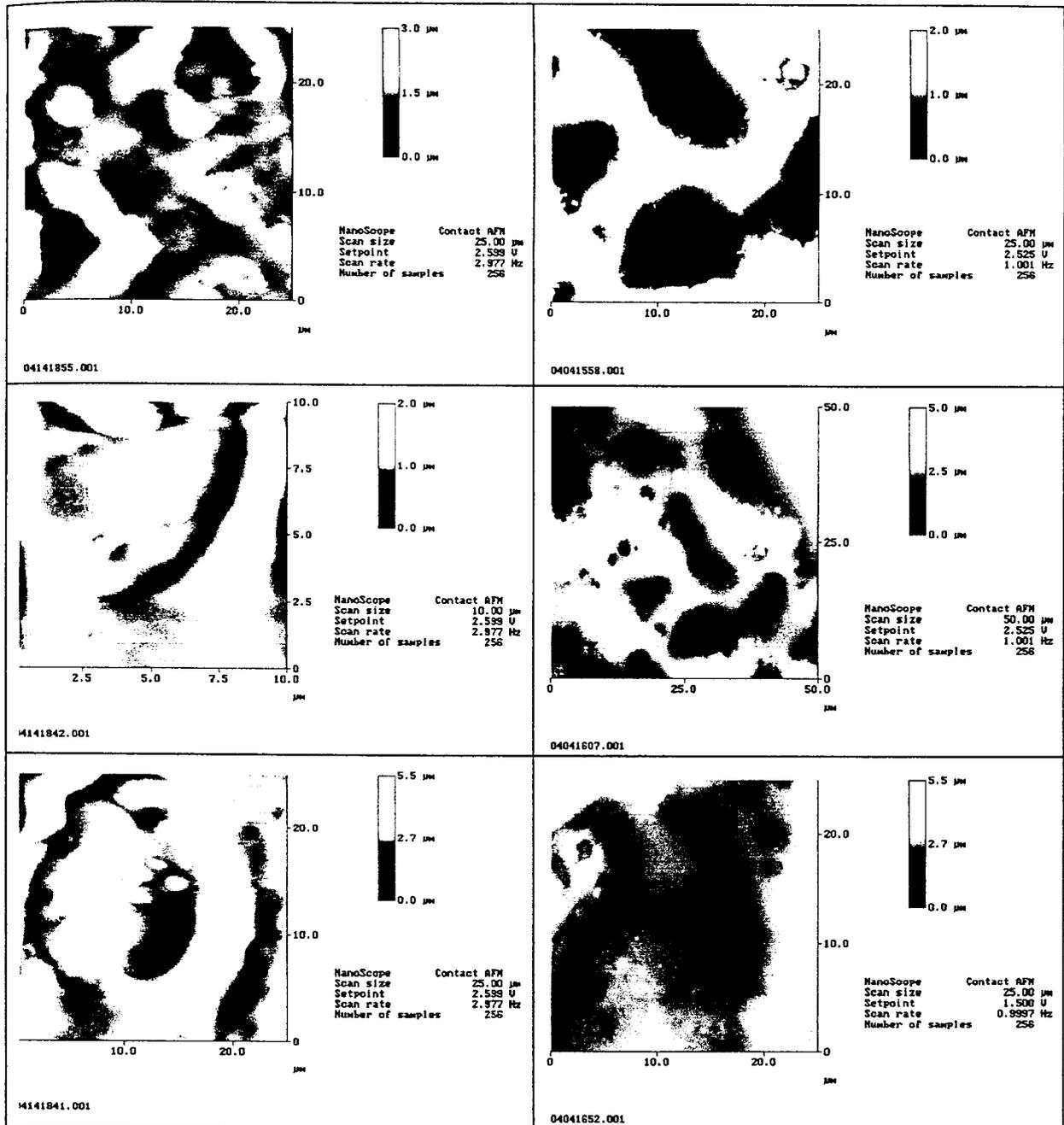
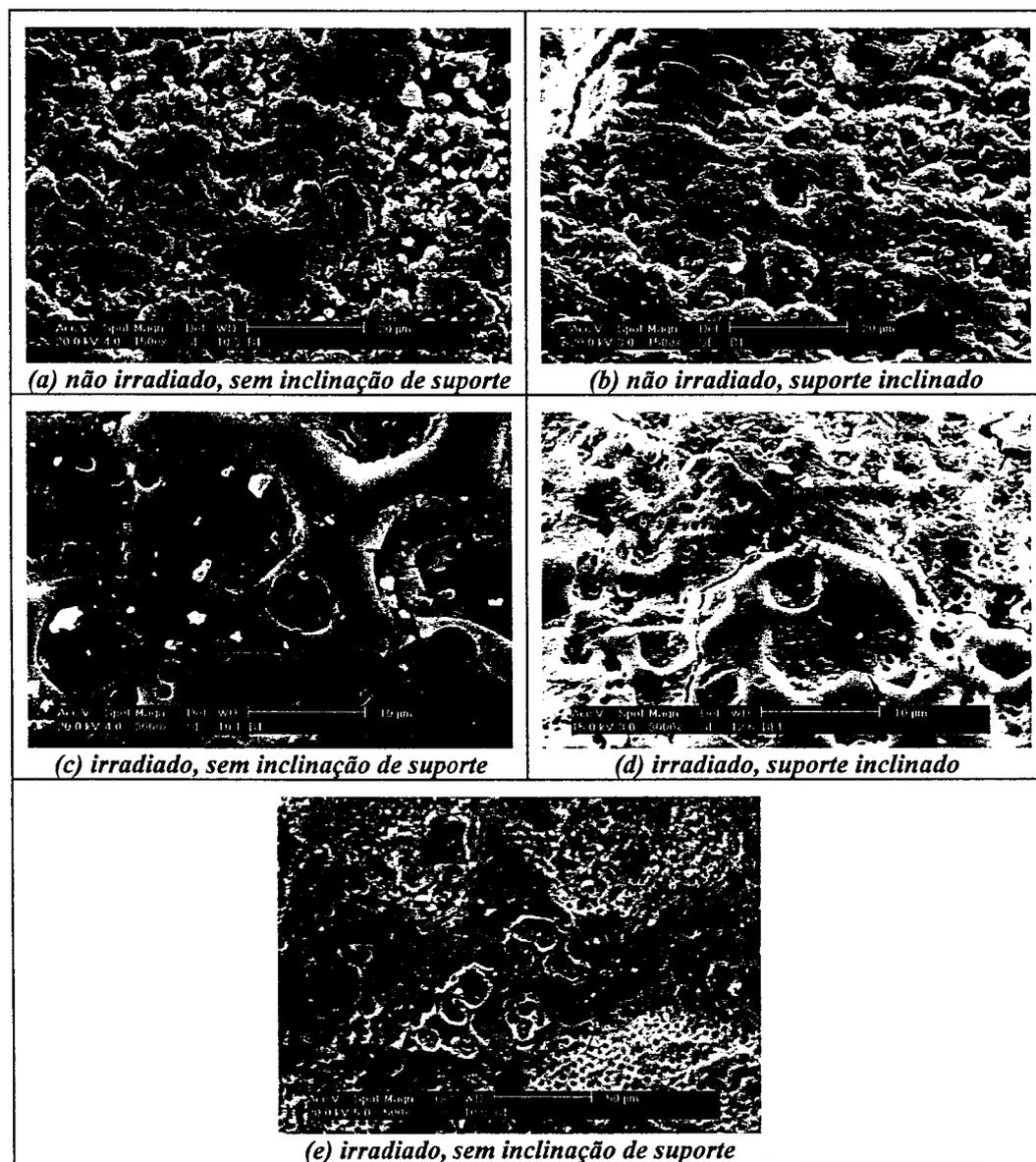


Figura 4-9: imagens por microscopia de força atômica de três pontos aleatórios das superfícies de esmalte bovino (lado esquerdo) e humano (lado direito) irradiados com 10 pulsos de 5,7 J/cm<sup>2</sup> de laser de CO<sub>2</sub>-TEA.



**Figura 4-10:** micrografias eletrônicas de varredura da amostra bovina analisada por microscopia de força atômica. As imagens (a) e (b) correspondem ao lado não irradiado e as imagens (c), (d) e (e), ao lado irradiado com 10 pulsos de  $5,7 \text{ J/cm}^2$  de laser de  $\text{CO}_2$ -TEA. As imagens (b) e (d) foram obtidas inclinando-se o suporte de amostra de um ângulo de  $30^\circ$ . A imagem (e) mostra, em ampliação menor e sem inclinar o suporte, uma visão panorâmica que a microscopia óptica e a de força atômica não permitem visualizar.

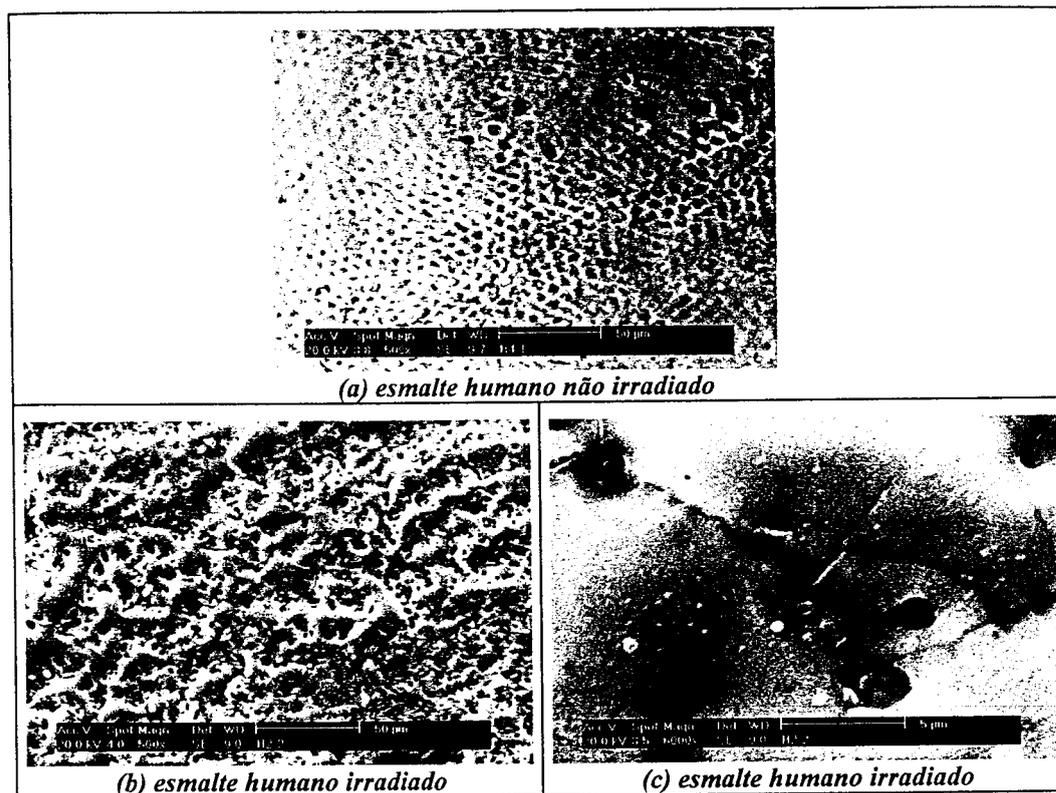


Figura 4-11: micrografias eletrônicas de varredura da amostra humana não irradiada (a) e irradiada com 10 pulsos de  $5,7 \text{ J/cm}^2$  de laser de  $\text{CO}_2\text{-TEA}$  [(b) e (c)].

Os resultados, a seguir, referem-se ao esmalte natural e polido e à dentina polida, irradiados com laser de cobre.

Na Figura 4-12, são mostradas as micrografias ópticas de esmalte humano não irradiado [(a) e (c)], irradiado com pulsos de  $0,37 \text{ mJ/cm}^2$  (b) e de  $0,57 \text{ mJ/cm}^2$  (d) de radiação verde de laser de CuHBr. Comparando-se essas imagens, não se pode afirmar que existam diferenças morfológicas e topográficas entre o esmalte irradiado e o não irradiado.

Na Figura 4-13, imagens por microscopia eletrônica de varredura de esmalte humano não irradiado (lado esquerdo) e irradiado com pulsos de  $0,37 \text{ mJ/cm}^2$  de radiação verde de laser de CuHBr (lado direito) são visualizadas. É fácil notar que as imagens do lado irradiado, mesmo em ampliações menores, sugerem uma leve “suavização” de topografia, provavelmente, devido ao laser. Se essa “suavização” de topografia provocar menor aderência de placa bacteriana, este resultado poderá ser útil em trabalhos de prevenção de cárie.

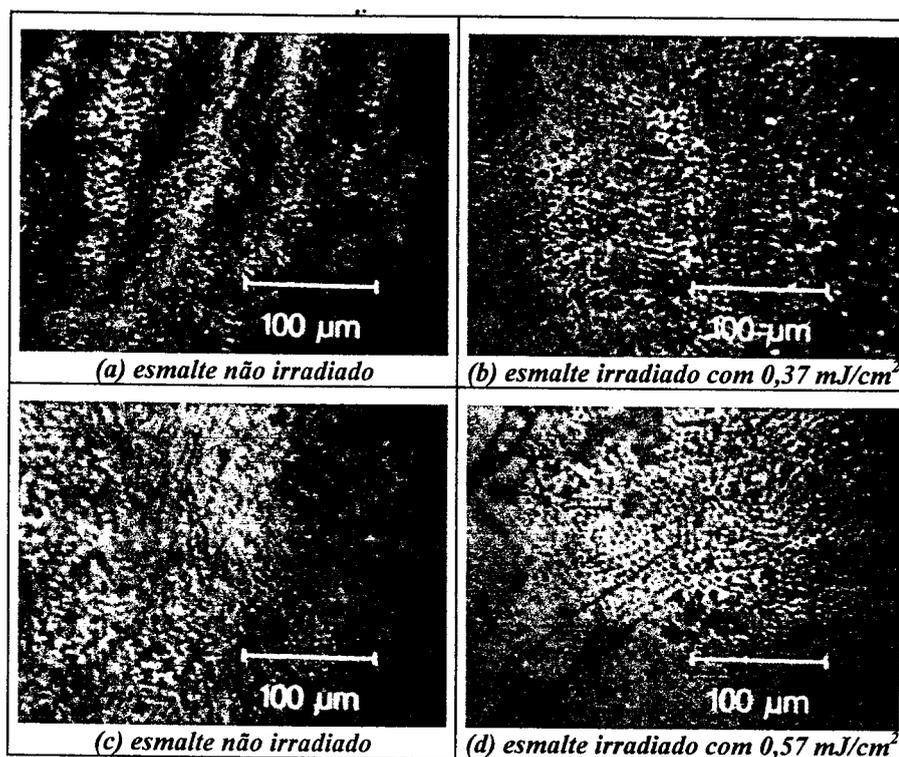


Figura 4-12: micrografias ópticas de esmalte humano não irradiado [(a) e (c)], irradiado com pulsos de  $0,37 \text{ mJ/cm}^2$  (b) e de  $0,57 \text{ mJ/cm}^2$  (d) de radiação verde de laser de CuHBr.

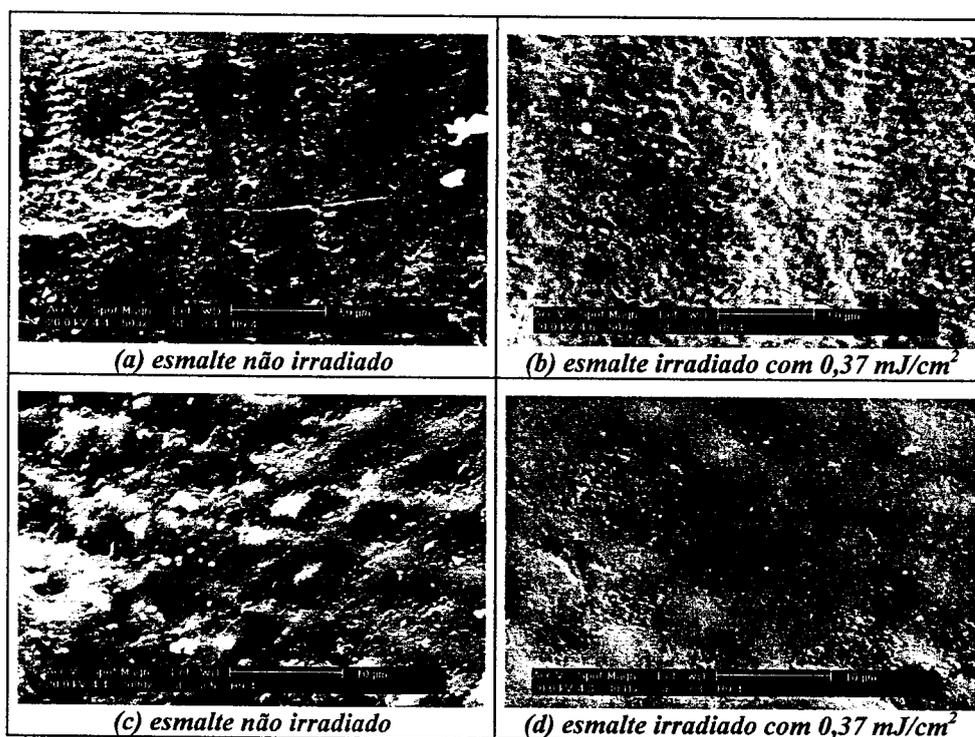


Figura 4-13: micrografias eletrônicas de varredura de esmalte humano não irradiado (lado esquerdo) e irradiado com pulsos de  $0,37 \text{ mJ/cm}^2$  de radiação verde de laser de CuHBr (lado direito).

O mesmo ocorre nas imagens da Figura 4-14, que correspondem ao esmalte irradiado com pulsos de  $0,57 \text{ mJ/cm}^2$ . Observando-se as imagens (c) e (d), pode-se inferir que alguns poros de esmalte já ficaram obstruídos.

Na Figura 4-15, são mostradas imagens por microscopia óptica de uma amostra polida. Nessa figura, as imagens (a) e (c) correspondem, respectivamente, a esmalte e dentina humanos não irradiados e as imagens (b) e (d), a esmalte e dentina irradiados com pulsos de  $0,57 \text{ mJ/cm}^2$ . É interessante notar que, neste caso, as imagens por microscopia óptica do lado irradiado, tanto de esmalte quanto de dentina, já sugerem uma “suavização” de topografia devido ao laser.

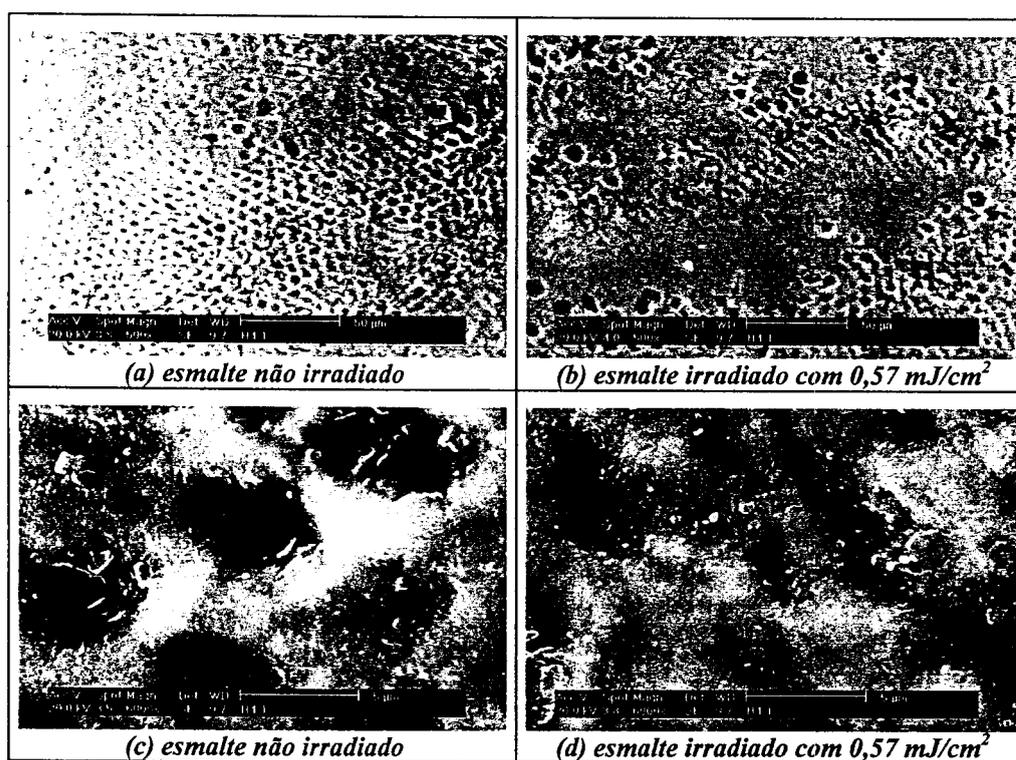


Figura 4-14: micrografias eletrônicas de varredura de esmalte humano não irradiado (lado esquerdo) e irradiado com pulsos de  $0,57 \text{ mJ/cm}^2$  de radiação verde de laser de cobre (lado direito).

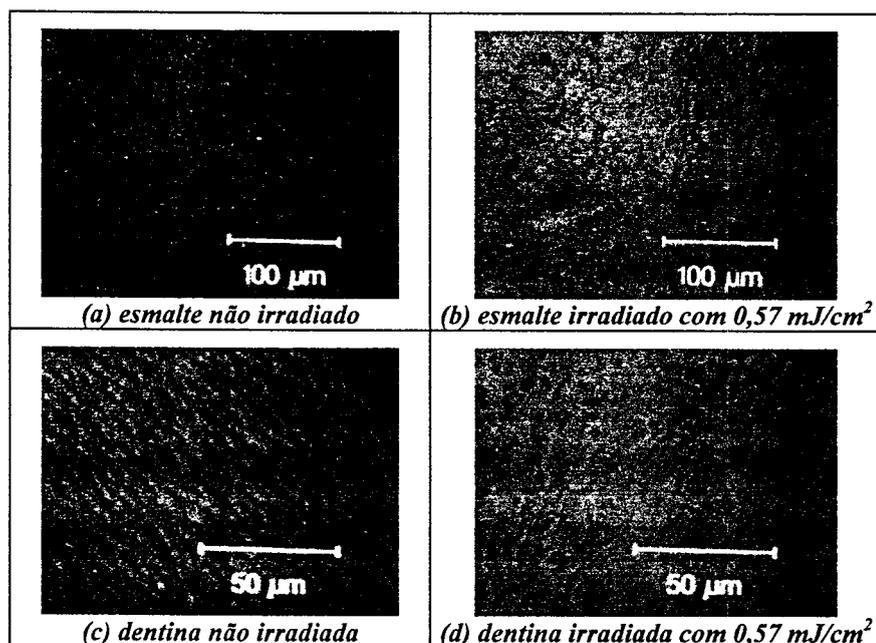


Figura 4-15: micrografias ópticas de (a) esmalte e (c) dentina humanos, polidos e não irradiados e de (b) esmalte e (d) dentina, polidos e irradiados com pulsos de  $0,57 \text{ mJ/cm}^2$  de radiação verde de laser de cobre.

A Figura 4-16 exibe imagens dessa mesma amostra, desta vez por microscopia de força atômica. A resolução desta técnica sugere que ocorreu um princípio de fusão e ressolidificação de superfície. Para o esmalte, isso é mais evidente e acompanha os riscos de polimento (imagens (a) e (b)). Para a dentina (imagens (c) e (d)), as aberturas expostas dos túbulos dentinários parecem estar parcialmente obstruídas. Essa obstrução de túbulos é um recurso que pode ser explorado para o tratamento casos de hipersensibilidade.

Já, nas micrografias eletrônicas de varredura da Figura 4-17, ocorre exatamente o contrário: as alterações induzidas pelo laser estão mais evidentes nas imagens de dentina do que de esmalte, embora tenham sido avaliadas aproximadamente as mesmas regiões.

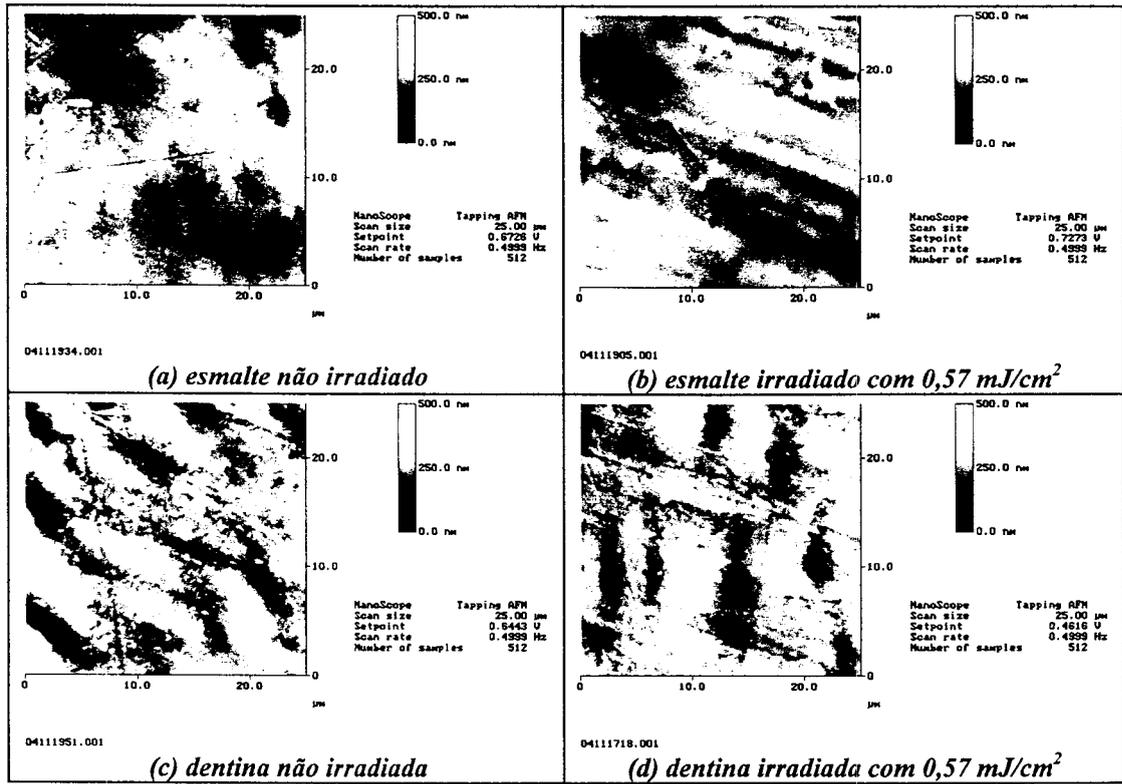


Figura 4-16: micrografias de força atômica de (a) esmalte e (c) dentina humanos, polidos e não irradiados e de (b) esmalte e (d) dentina humanos, polidos e irradiados com  $0,57 \text{ mJ/cm}^2$  de radiação verde de laser de CuHBr.

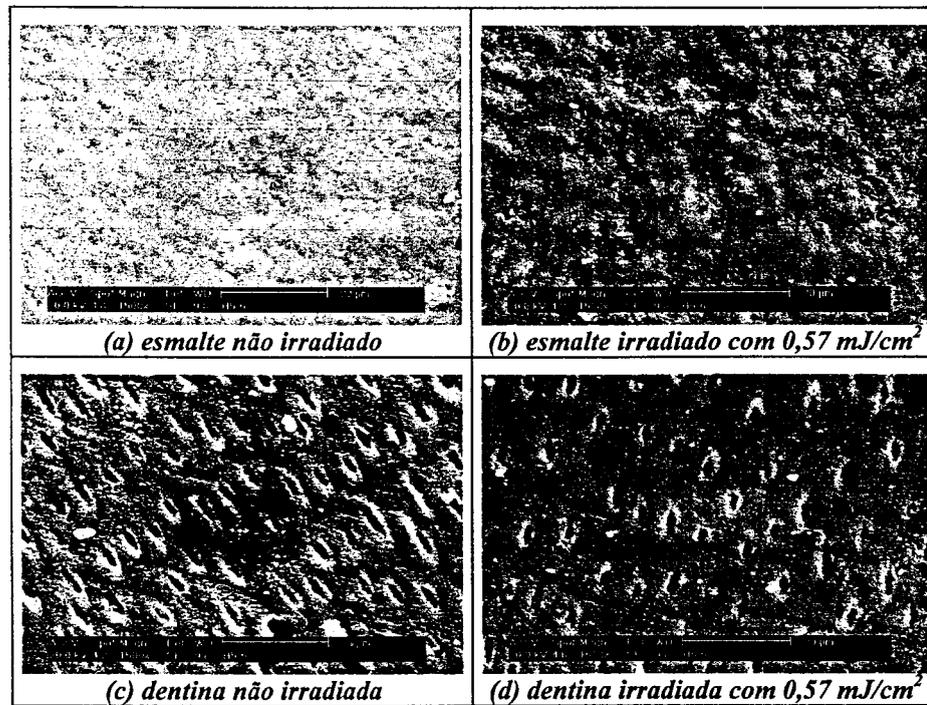


Figura 4-17: micrografias eletrônicas de varredura de (a) esmalte e (c) dentina humanos, polidos e não irradiados e de (b) esmalte e (d) dentina, polidos e irradiados com  $0,57 \text{ mJ/cm}^2$  de radiação verde de laser de CuHBr.

*Tabela 4-1: concentrações atômicas de cálcio (Ca) e fósforo (P), avaliadas por microanálise de energia dispersiva em superfícies de 50 µm x 50 µm de esmalte e dentina, e razão entre as concentrações de cálcio e fósforo.*

AMOSTRA	% Ca / % P
esmalte não irradiado	1,55±0,09
esmalte irradiado com laser de CO <sub>2</sub> -TEA (5,7J/cm <sup>2</sup> por pulso)	1,59±0,09
esmalte não irradiado	1,57±0,09
esmalte irradiado com laser de CuHBr (0,09 mJ/cm <sup>2</sup> por pulso)	1,6±0,1
esmalte polido não irradiado	1,57±0,09
esmalte polido irradiado com laser de CuHBr (0,14 mJ/cm <sup>2</sup> por pulso)	1,59±0,09
dentina polida não irradiada	1,58±0,09
dentina polida irradiada com laser de CuHBr (0,14 mJ/cm <sup>2</sup> por pulso)	1,57±0,09

Finalmente, a Tabela 4-1 apresenta os valores das razões entre as concentrações atômicas de cálcio (Ca) e fósforo (P), obtidos por espectroscopia de energia dispersiva de raios X. As microanálises foram feitas em superfícies de 50 µm x 50 µm de esmalte e dentina, no lado não irradiado e no lado irradiado com o laser de CO<sub>2</sub>-TEA ou com o laser de CuHBr. Pode-se perceber que as concentrações de Ca e P apresentaram pequenas variações locais nas regiões avaliadas. Embora testes estatísticos percam eficácia para pequenas quantidades de unidades amostrais, a análise estatística baseada no teste-t para uma única população<sup>50</sup>, com nível de significância de 5%, sugere que não há diferença estatística na proporção entre as concentrações de Ca e P (valor médio de 1,58±0,09 para os dados da tabela). Lembrando que a fórmula química da hidroxiapatita é [Ca<sub>10</sub>(PO<sub>4</sub>)<sub>6</sub>(OH)<sub>2</sub>], esse valor corresponde, na verdade, à proporção estequiométrica de Ca e P em hidroxiapatita (10/6=1,67)<sup>51</sup>. Por outro lado, o aquecimento com radiação laser deveria induzir a formação de fases<sup>49</sup> de fosfato de cálcio [Ca<sub>3</sub>(PO<sub>4</sub>)<sub>2</sub>] e fosfato de tetracálcio [Ca<sub>4</sub>(PO<sub>4</sub>)<sub>2</sub>O], alterando a razão (%Ca)/(%P) para 1,5(=3/2) ou para 2,0(=4/2), respectivamente.

Acredita-se que estas alterações não tenham sido observadas devido à dimensão da área de varredura para a microanálise por energia dispersiva de raios X. As avaliações por microscopia de força atômica sugeriram diferença de coalescência em superfícies de 5 µm x 5 µm e, provavelmente, as microanálises por energia dispersiva de raios X também deveriam ser feitas em áreas menores ou iguais a essa dimensão. A diferença de coalescência na ressolidificação pode estar relacionada com as diferentes fases formadas, mas, ao considerar-se superfícies cem vezes maiores, avaliou-se apenas o teor médio de cálcio e fósforo em toda essa região. Como essas fases de fosfato de cálcio e fosfato de

tetracálcio são formadas a partir de um rearranjo dos átomos da própria hidroxiapatita, os resultados indicaram que a proporção estequiométrica de Ca e P na hidroxiapatita não foi alterada.

Pode-se concluir que a microanálise por energia dispersiva de raios X, para a dimensão da área avaliada, não permitiu a verificação da ocorrência de fases de fosfato de cálcio e fosfato de tetracálcio nas amostras avaliadas.

#### **4.2.3. Conclusões**

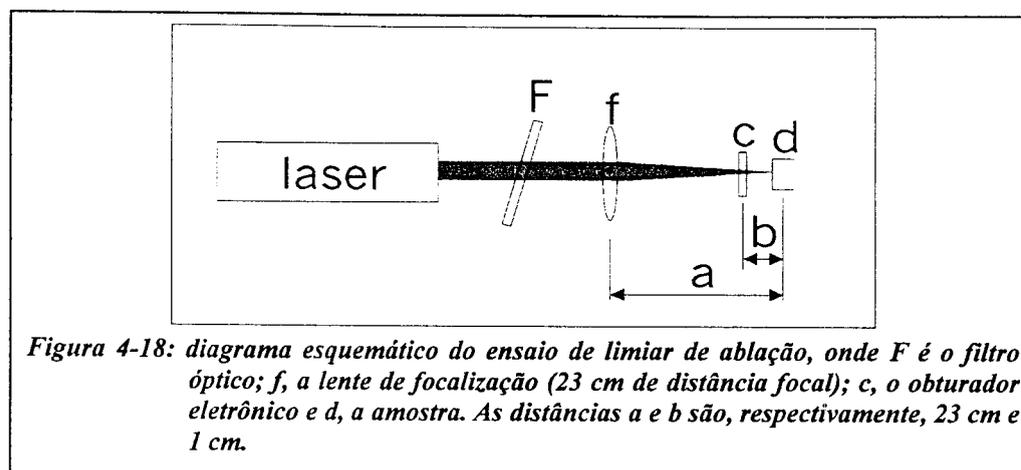
Foi verificada a viabilidade de caracterização, por microscopia de força atômica, das superfícies de tecidos dentais irradiados por laser em duas situações extremas: alta e baixa absorção pelo tecido dental. A comparação com as técnicas mais tradicionais, de microscopia óptica e de microscopia eletrônica de varredura, revelou que as técnicas são complementares, ou seja, existem situações em que algumas características morfológicas e topográficas são mais facilmente visualizadas em uma delas e as variações de aspecto observadas são inerentes ao modo com que cada uma constrói a imagem. Informações quantitativas de topografia são diretamente extraídas pela microscopia de força atômica, enquanto aspectos morfológicos mais gerais (forma da superfície) podem ser visualizados pela microscopia óptica ou pela microscopia eletrônica de varredura.

No caso de esmalte irradiado com o laser de CO<sub>2</sub>-TEA, por exemplo, informações a respeito da morfologia das bordas das estruturas arredondadas foram diretamente obtidas pela microscopia de força atômica. Na microscopia eletrônica de varredura, foi necessário inclinar o porta-amostra para observar o contorno dessas bordas. Também foi verificado que, mesmo irradiando-se as amostras humana e bovina nas mesmas condições, as alterações morfológicas e topográficas apresentaram ligeiras diferenças. Para as amostras polidas irradiadas com o laser de cobre, a microscopia de força atômica foi a técnica mais apropriada para avaliar a superfície de esmalte. Para a dentina, a técnica mais apropriada foi a microscopia eletrônica de varredura.

As microanálises por energia dispersiva de raios X revelaram que, para as áreas de varredura avaliadas, a proporção de Ca e P manteve-se inalterada após a irradiação com os lasers.

### 4.3. Avaliação de uma cavidade gerada pelo laser de CuHBr em esmalte dental humano

#### 4.3.1. Procedimentos experimentais



Um bloco de esmalte foi cortado a partir da face vestibular de um dente terceiro molar humano incluso. A Figura 4-18 mostra um diagrama esquemático do arranjo experimental utilizado para gerar as cavidades no bloco de esmalte utilizando o laser de CuHBr. Nessa figura, o filtro óptico *F* foi colocado no caminho do feixe para refletir a emissão amarela do laser e transmitir a emissão verde. A lente *f* tinha 23 cm de distância focal, e as distâncias *a* (entre a lente e a amostra) e *b* (entre o obturador e a amostra) eram, respectivamente, 23 cm e 1 cm. Nessas condições, o diâmetro do feixe sobre a amostra *d* era de 40  $\mu\text{m}$ . Um obturador eletrônico *c* controlava o tempo de exposição do feixe e estava ajustado para liberar a passagem do feixe de laser durante 40 ms e repetir o ciclo a cada 0,5 s. Assim, com o laser operando de modo que a linha verde tivesse as características apresentadas na Tabela 4-2, três pontos aleatórios do bloco de esmalte foram irradiados. O primeiro ponto recebeu 10 pulsos do obturador, o segundo, 15, e o terceiro, 20.

Tabela 4-2: condições de irradiação utilizadas neste trabalho para gerar cavidades em esmalte dental.

Energia por pulso	20,7 J/cm <sup>2</sup>
Intensidade de pico	1,0 GW/cm <sup>2</sup>
Taxa de repetição de pulsos	16 kHz

As cavidades formadas foram avaliadas por microscopia óptica (Polyvar-Met 2, Leica), como mostra a Figura 4-19. Em seguida, essa amostra foi incluída em resina acrílica e desgastada lateralmente, por polimento, de modo que expusesse a seção transversal da cavidade. O desgaste foi feito inicialmente com lixas de granulação 600 e 1200 e posteriormente, em politriz, com pasta de diamante de 6  $\mu\text{m}$  e 3  $\mu\text{m}$ , nessa ordem. Todo o processo de desgaste foi monitorado com o auxílio do microscópio óptico, até que se atingisse a porção central da cavidade (linha tracejada na Figura 4-19 (c)). A Figura 4-20 mostra imagens das etapas inicial (a), intermediária (b) e final (c) do processo de polimento. Para verificar se a região desejada tinha sido, de fato, alcançada, foi necessário utilizar um pequeno artifício: a amostra foi inclinada a 45° em relação à mesa do microscópio, para tentar visualizar tanto a borda quanto as paredes da cavidade. A Figura 4-20 (d) ilustra a dificuldade do artifício: a imagem não fica nitidamente focalizada, devido à diferença de profundidade entre as bordas e a parede no fundo da cavidade. Se, eventualmente, o processo de desgaste ultrapassasse o ponto desejado, todo o procedimento era reiniciado com a cavidade seguinte.

Na Figura 4-21, os números indicam as regiões avaliadas por microscopia de força atômica (Nanoscope IIIa, Digital, Santa Bárbara, CA, USA), usando-se uma ponta de  $\text{Ni}_3\text{Si}_4$  convencional, em modo de contato e *scanner* tipo "J".

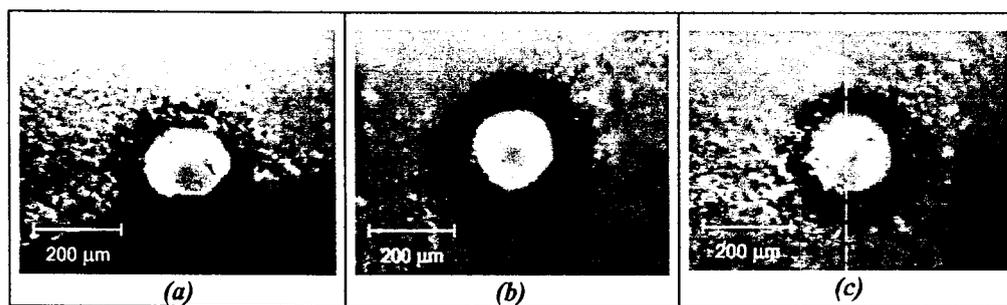


Figura 4-19: micrografias ópticas dos três pontos da superfície de esmalte dental que receberam (a) 10, (b) 15 e (c) 20 pulsos de obturador. A linha tracejada em (c) corresponde à seção transversal desejada, da porção central da cavidade.

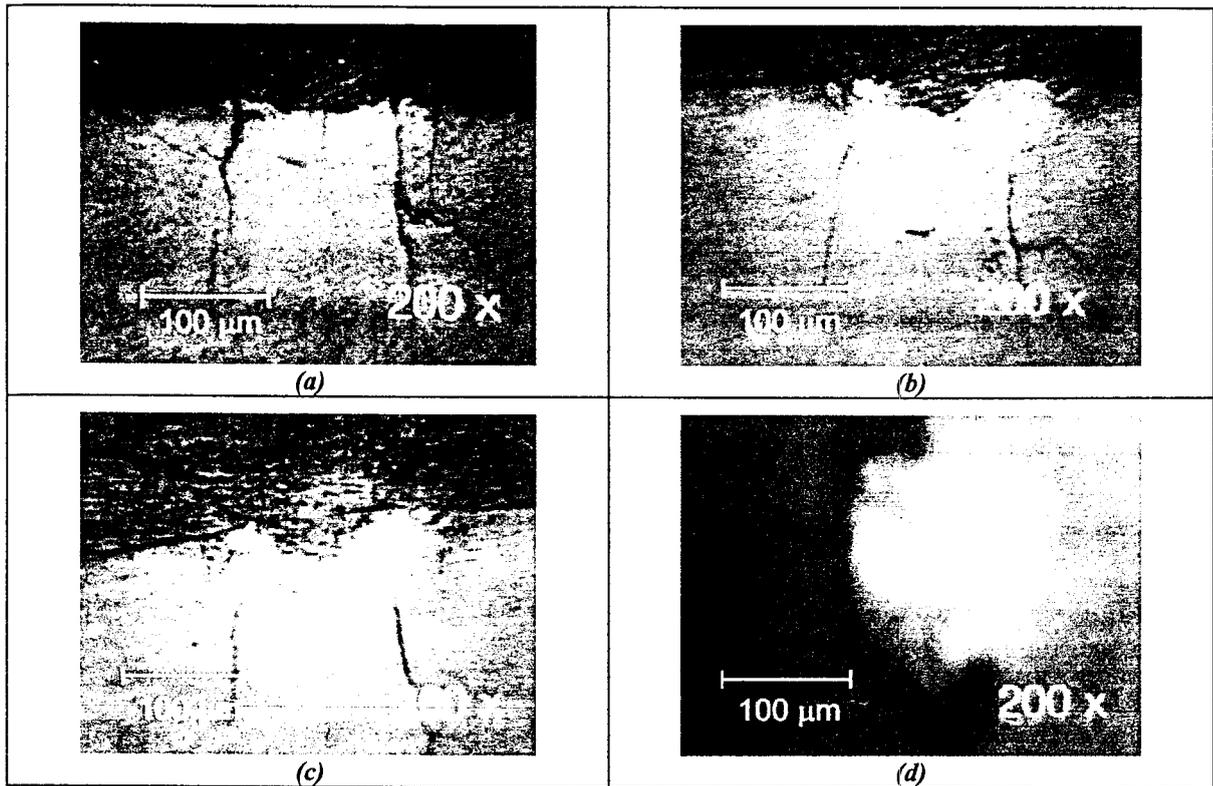


Figura 4-20: micrografias ópticas correspondentes à (a) etapa inicial, (b) intermediária e (c) final do processo de polimento para exposição da porção central da cavidade. A imagem (d), obtida inclinando-se a amostra a  $45^\circ$  em relação à mesa do microscópio, ilustra a dificuldade de visualização do ponto desejado.

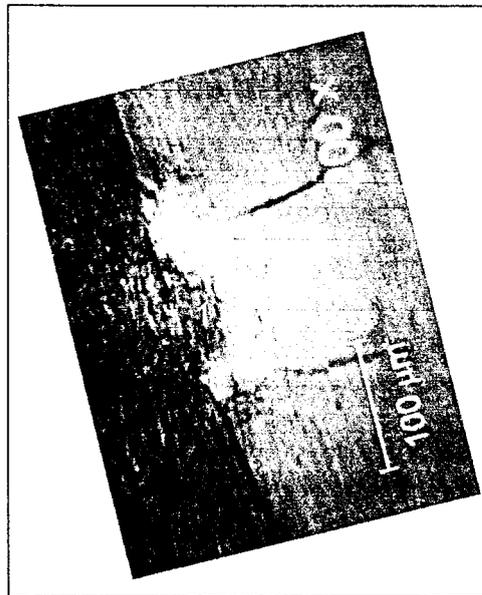


Figura 4-21: micrografia (c) da Figura 4-20, girada  $104^\circ$  no sentido anti-horário, indicando as regiões analisadas por microscopia de força atômica.

### 4.3.2. Resultados e Discussões

Nas imagens por microscopia óptica da Figura 4-19, observa-se claramente que o laser de CuHBr promoveu fusão e evaporação de esmalte dental, gerando cavidades com diâmetro aproximado de 185  $\mu\text{m}$ . As paredes dessas cavidades são formadas de esmalte fundido e resolidificado e as bordas das cavidades apresentam carbonização. Exceto pela carbonização, não há outros indícios aparentes de danos térmicos na superfície do tecido dental.

A Figura 4-22 mostra as imagens obtidas por microscopia de força atômica das regiões indicadas na Figura 4-21: as imagens (a) e (b), correspondentes à região 1, são imagens do fundo da cavidade, que está preenchida com resina acrílica. As imagens (c) e (d), relativas à região 2, mostram as paredes da cavidade, formada de material fundido e resolidificado. A imagem (e) mostra o esmalte natural (não fundido) da região 3.

Na Figura 4-23, as cinco imagens da Figura 4-22 foram superpostas para formar uma única imagem, de maior campo visual. Pode-se notar que as seções transversais dos bastões de esmalte não fundido, no canto superior direito desta figura, estão bem delineadas. O arranjo estrutural nesta parte da figura, que reflete o denso empacotamento dos bastões, é visivelmente modificado nas paredes da cavidade (aproximadamente na diagonal da figura), uma vez que tais bastões sofreram fusão e solidificaram-se num padrão diferente. A superposição das imagens também permite concluir que, exceto pelas duas trincas, as alterações térmicas não se propagaram além das paredes da cavidade.

Na Figura 4-24, as imagens (a) e (b) são visualizações tridimensionais de esmalte dental não fundido com área de varredura de 50  $\mu\text{m}$  x 50  $\mu\text{m}$  e 20  $\mu\text{m}$  x 20  $\mu\text{m}$ , respectivamente, com escala de 10  $\mu\text{m}$  por divisão, nos eixos  $x$  e  $y$ , e de 1  $\mu\text{m}$  por divisão no eixo  $z$ . Essa expansão da imagem na direção  $z$  permite enfatizar o perfil das estruturas. Na imagem (c), a análise de seção forneceu as dimensões da seção transversal do bastão de esmalte (10,7  $\mu\text{m}$  x 6,5  $\mu\text{m}$ ) neste particular corte avaliado. De acordo com a literatura, as seções transversais de bastões de esmalte podem variar em tamanho e morfologia ao longo da espessura do esmalte e também dependem do ângulo formado entre o plano seccionado e o eixo longo do bastão (Apêndice A). Planos de corte perfeitamente ortogonais ao eixo longo dos bastões são dificilmente alcançados.

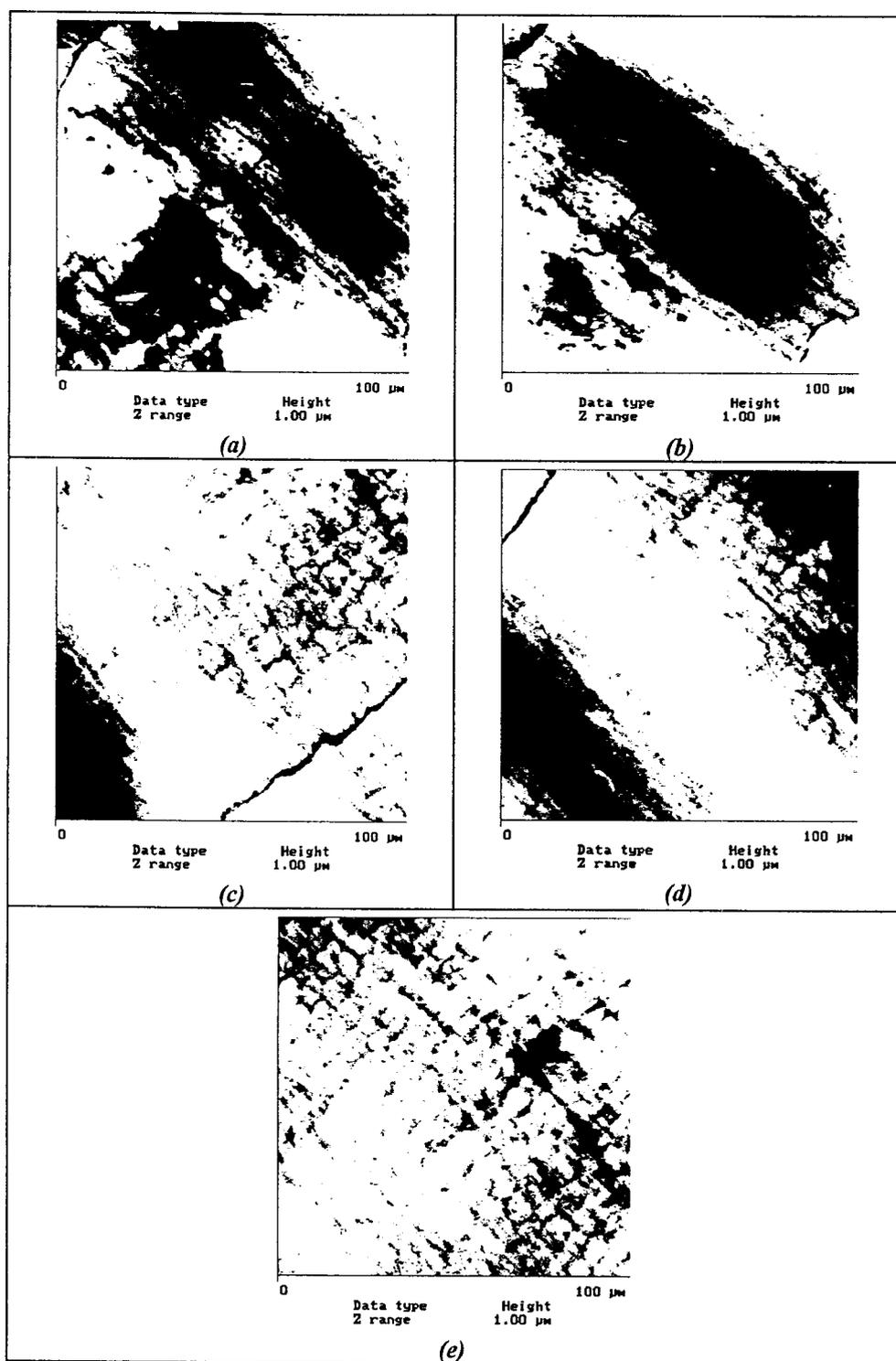
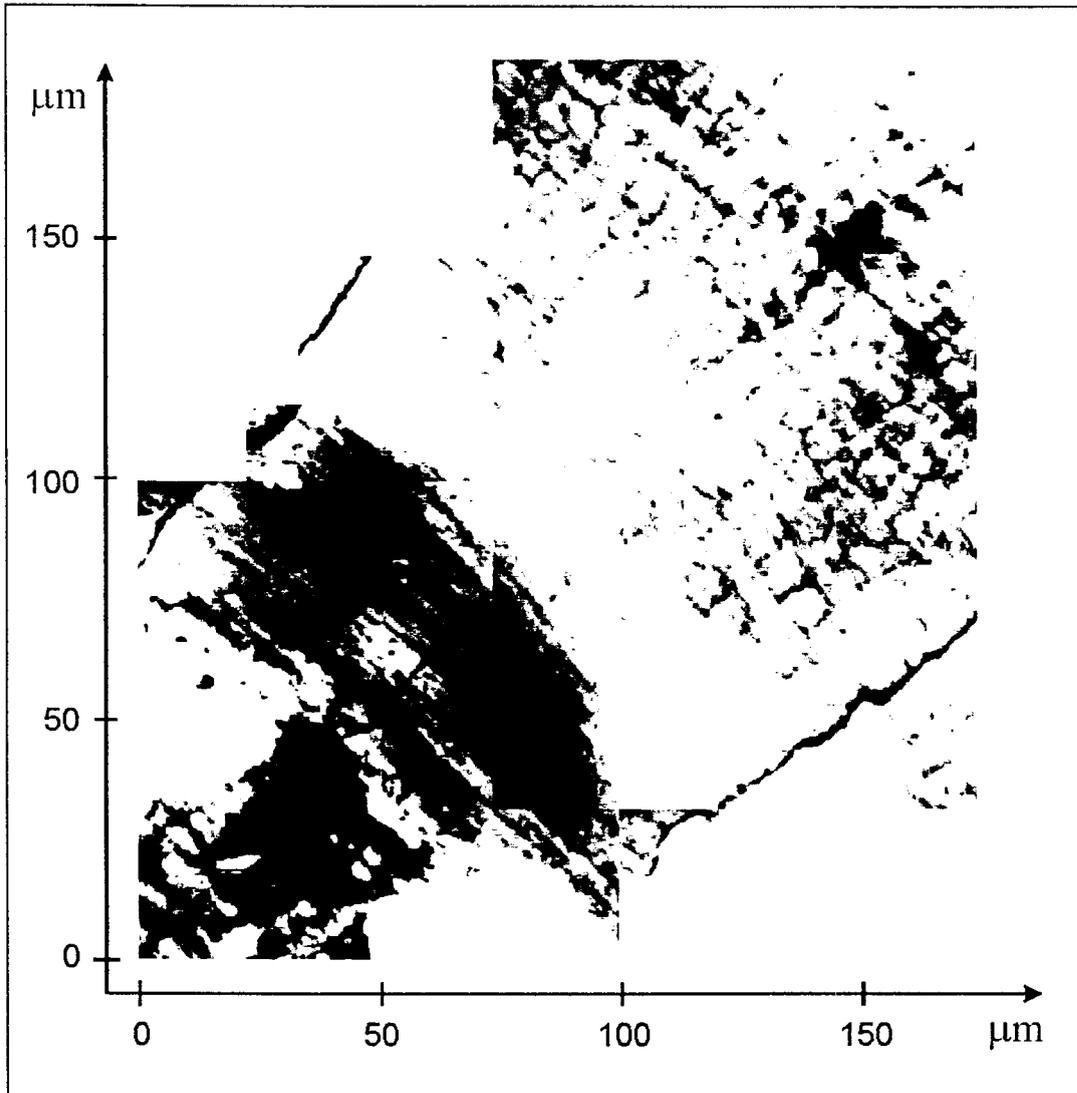


Figura 4-22: micrografias de força atômica das regiões indicadas na Figura 4-21: imagens (a) e (b) correspondem à região 1, (c) e (d), à região 2 e (e), à região 3.



*Figura 4-23: superposição das cinco imagens da Figura 4-22, formando uma única imagem de maior campo visual.*

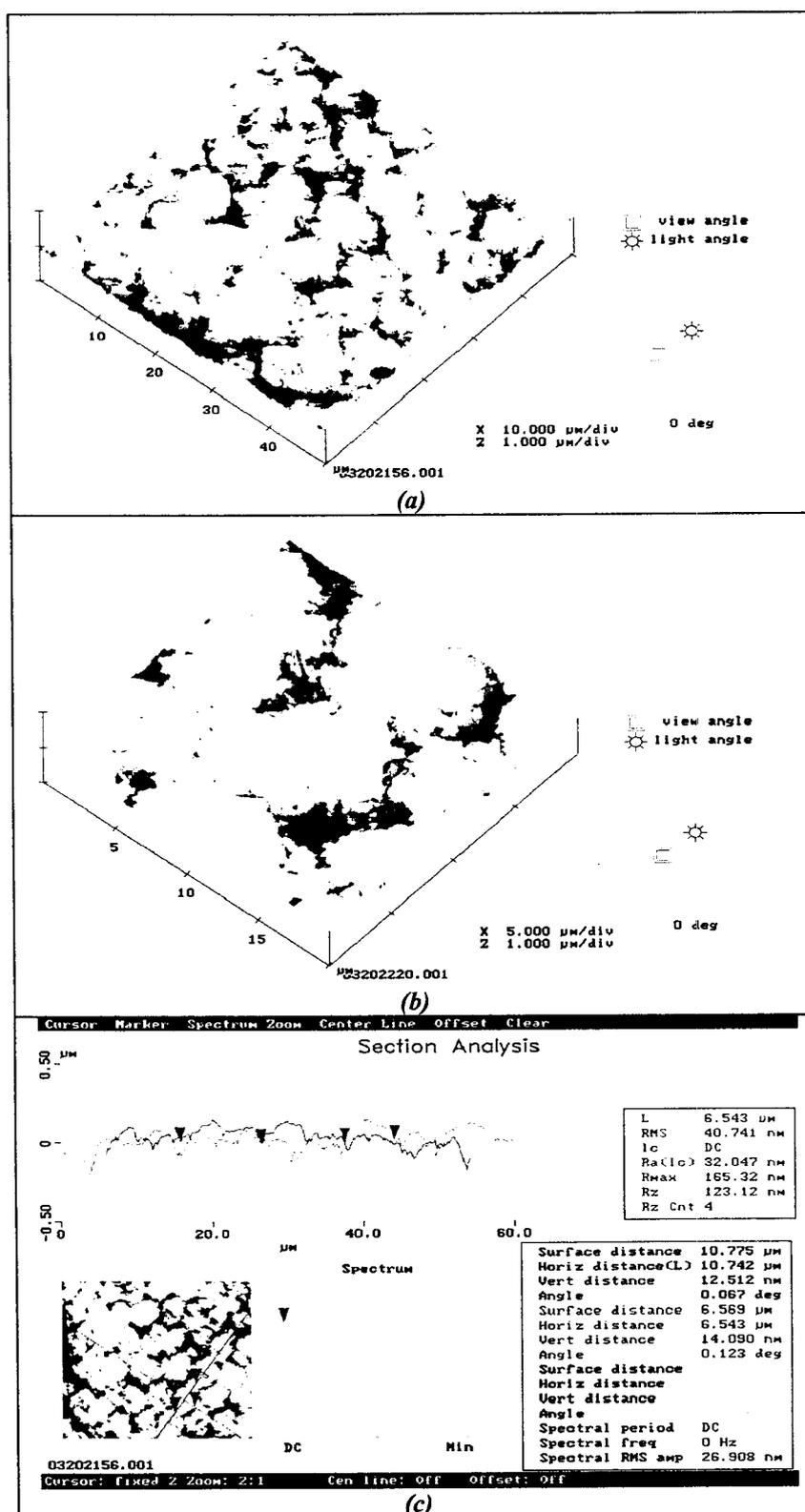


Figura 4-24: visualizações tridimensionais de esmalte dental não fundido com área de varredura de 50 μm x 50 μm (a) e de 20 μm x 20 μm (b). Na imagem (c), a análise de seção permitiu avaliar as dimensões da seção transversal de bastão de esmalte (10,7 μm x 6,5 μm).

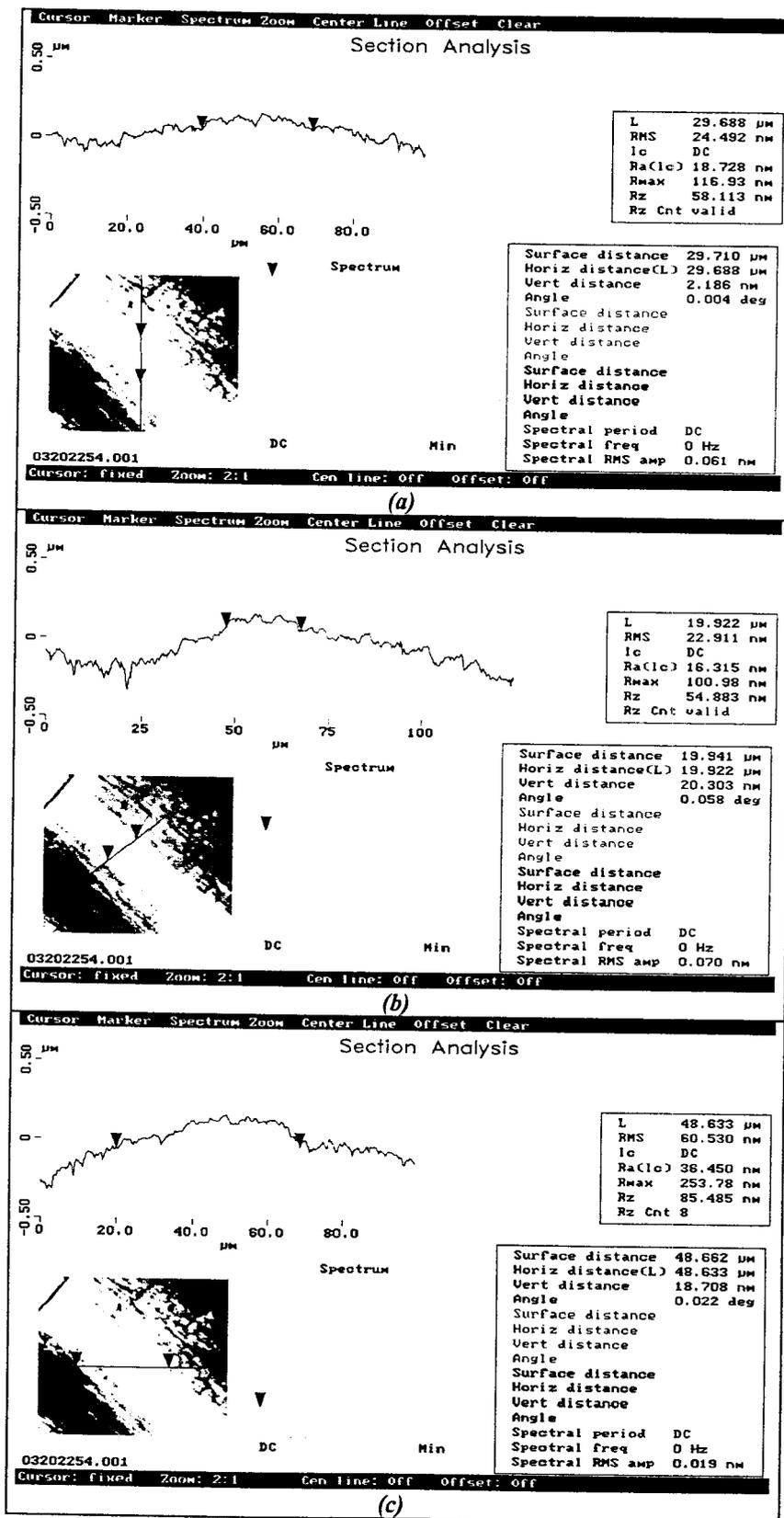


Figura 4-25: análise de seção da imagem (d) da Figura 4-22.

Na Figura 4-25, a análise de seção é utilizada para avaliar uma seção transversal vertical (a), diagonal (b) e horizontalmente (c) da imagem (d) da Figura 4-22. De acordo com a Figura 4-25 (b), a espessura da parede no fundo da cavidade é de cerca de 20  $\mu\text{m}$ . Observando-se as curvas do perfil de superfície da amostra, no canto superior esquerdo de cada figura, verifica-se também que a região de esmalte fundido e ressolidificado (entre os dois pequenos triângulos) está sempre numa posição mais alta do que a região de esmalte não fundido e do que a região de resina acrílica. A região de resina acrílica (à esquerda do primeiro triângulo), por sua vez, está sempre mais baixa do que as outras duas regiões. Como a amostra foi polida, este fato sugere que o esmalte fundido e ressolidificado é mecanicamente mais duro e, portanto, menos susceptível a polimento por abrasão. Inversamente, a região de resina acrílica é mais mole e facilmente polida.

### 4.3.3. Conclusões

Com a técnica de microscopia de força atômica, foi possível avaliar uma cavidade em esmalte dental humano, gerada com o laser de CuHBr. Essa técnica mostrou-se eficaz para explorar as diferenças estruturais e morfológicas entre o esmalte fundido e ressolidificado das paredes da cavidade e o do tecido natural. As alterações estruturais e morfológicas observadas sugerem que, exceto pelas trincas, os danos térmicos aparentemente não se propagaram além das paredes da cavidade.

A parede no fundo da cavidade teve espessura medida de 20  $\mu\text{m}$  e é menos susceptível a polimento por abrasão do que a região de esmalte normal.

## 5. Propagação de luz visível em tecidos dentais

Conforme já mencionado, o conhecimento das propriedades ópticas (coeficientes de absorção e espalhamento) e, por conseguinte, da distribuição de luz nos tecidos dentais é de fundamental importância para a compreensão do mecanismo de interação entre a radiação laser e o tecido. A relevância é ainda maior para os lasers na região do visível, pois, nos tecidos dentais, suas radiações têm alta penetração e, conseqüentemente, maior volume de interação. Isto significa que os mecanismos de interação laser-matéria não ficarão restritos a uma fina camada superficial, como ocorre com os lasers cujos comprimentos de onda são bem absorvidos, mas estender-se-ão numa espessa camada material adentro.

Assim, neste capítulo, são inicialmente apresentados, numa abordagem mais fenomenológica, os mecanismos envolvidos na propagação de luz visível em meios túrbidos e a formulação da equação de transporte de Boltzmann para a propagação de luz. Como as aproximações geralmente utilizadas para resolver essa equação não têm a abrangência necessária e nem sempre são facilmente implementadas, um modelo fenomenológico, baseado no método de Monte Carlo, é proposto para a propagação de luz e deposição de energia em tecidos dentais. Medidas experimentais obtidas com uma câmera CCD são também utilizadas tanto para corroborar o modelo numérico quanto para caracterizar semiquantitativamente os tecidos dentais. Conclusões sobre o modelo e a caracterização experimental finalizam o capítulo.

### 5.1. Propagação de luz em meios túrbidos

A Figura 5-1 mostra, esquematicamente, o que acontece quando um feixe de luz, propagando-se em um meio com índice de refração  $n_1$ , incide sobre um material com índice de refração  $n_2$ : uma parte desse feixe é refletida pela superfície e a outra, penetra na matéria.

Se as irregularidades na superfície de incidência forem muito menores que o comprimento de onda do feixe, a reflexão será especular, ou seja, o feixe refletido propagar-se-á numa única direção, obedecendo à lei de reflexão ( $\theta_i = \theta_r$ ). Caso contrário, a reflexão será difusa e a propagação do feixe refletido ocorrerá em diversas direções. Na superfície do esmalte dental, por exemplo, observa-se predominância da forma difusa.

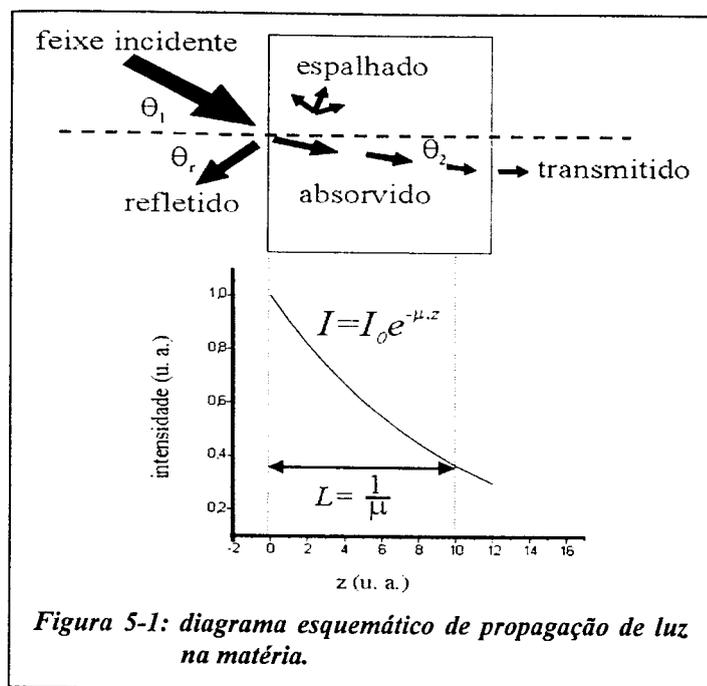


Figura 5-1: diagrama esquemático de propagação de luz na matéria.

Com relação ao feixe que penetra na matéria, se o meio for totalmente transparente, o feixe sofrerá um desvio na direção de propagação (refração), segundo a lei de Snell ( $n_1 \cdot \text{sen } \theta_1 = n_2 \cdot \text{sen } \theta_2$ ), e sairá pela outra face do material (feixe transmitido) sofrendo uma segunda refração. Se, por outro lado, o meio não for transparente, o feixe sofrerá uma atenuação de intensidade, proveniente de dois mecanismos: a absorção e o

espalhamento.

A absorção é um fenômeno relacionado com a constituição do meio. Os átomos ou as moléculas que compõem esse meio possuem níveis de energia (eletrônicos, vibracionais ou rotacionais) que absorvem a energia da radiação incidente. A energia absorvida pode ser convertida em energia cinética (vibracional e/ou rotacional), gerando calor, ou pode produzir estados excitados, resultando em efeito fotoquímico ou em espalhamento inelástico.

Num meio predominantemente absorvedor, a atenuação por absorção da intensidade do feixe incidente dependerá da densidade de sítios (átomos ou moléculas) absorvedores ( $\rho_a$ ,  $\text{cm}^{-3}$ ) e da seção de choque (probabilidade) de absorção ( $\sigma_a$ ,  $\text{cm}^2$ ) de cada sítio. O produto ( $\rho_a \cdot \sigma_a$ ), comumente denominado coeficiente de absorção do meio ( $\mu_a$ ,  $\text{cm}^{-1}$ ), representa a taxa de perda de energia por absorção por unidade de comprimento. E a variação de intensidade na direção de propagação do feixe será dada pela redução da intensidade inicial por um fator igual à taxa de perda de energia, ou seja:

$$\frac{\partial I(z)}{\partial z} = -\mu_a \cdot I(z) \quad (5-1)$$

onde  $I(z)$  é a intensidade ( $\text{W}/\text{cm}^2$ ) em função da profundidade de penetração  $z$  (cm).

A solução dessa equação é conhecida como lei de Beer:

$$I(z) = I_0 \cdot \exp(-\mu_a \cdot z) \quad (5-2)$$

onde  $I_0$  é a intensidade para  $z=0$ . Uma curva típica dessa equação também é mostrada na parte inferior da Figura 5-1.

O inverso do coeficiente de absorção é chamado de comprimento de absorção óptico

$$L_a = \frac{1}{\mu_a} \quad (5-3)$$

e corresponde à posição, no eixo  $z$ , em que a intensidade cai a  $1/e$  de seu valor inicial  $I_0$  (Figura 5-1).

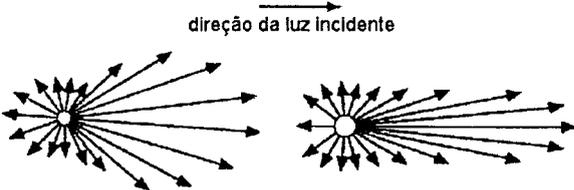
A título de ilustração, a Tabela 5-1 mostra alguns valores de coeficiente de absorção, em  $\text{cm}^{-1}$ , em função do comprimento de onda da radiação para a água, a hidroxiapatita e alguns tecidos biológicos. No caso do esmalte dental irradiado com o laser de  $\text{CO}_2$ , o coeficiente de absorção é expressivamente alto ( $\mu_a \cong 1000 \text{ cm}^{-1}$ ) e o comprimento de absorção óptica será da ordem de  $10 \mu\text{m}$ . Isto significa que a radiação penetrará numa camada da superfície de até  $10 \mu\text{m}$  de espessura e o calor será gerado nesta camada. Levando-se em conta o perfil exponencial decrescente da curva intensidade em função da profundidade de penetração (parte inferior da Figura 5-1), pode-se dizer que o calor é gerado praticamente na superfície do material.

**Tabela 5-1: coeficientes de absorção, em  $\text{cm}^{-1}$ , em função do comprimento de onda para a água, a hidroxiapatita e alguns tecidos biológicos.**

	Ar (514 nm)	HeNe (632nm)	Nd:YAG (1,06 $\mu\text{m}$ )	Er:YAG (2,94 $\mu\text{m}$ )	$\text{CO}_2$ (10,6 $\mu\text{m}$ )
Água				11850 (ref. 52)	817 (ref. 52)
Colágeno				1330 (ref. 52)	222 (ref. 52)
Esmalte humano	< 1 (ref. 60)	< 1 (ref. 60)	0,1 (ref. 59)		1000 (ref. 53)
Hidroxiapatita				648 (ref. 52)	3475 (ref. 52)
Osso	1,3 (ref. 58)		0,5 (ref. 58)	2413 (ref. 52)	1803 (ref. 52)
Pele		1,8-2,7 (ref. 54)			

Já o espalhamento está relacionado com as inhomogeneidades do meio. A Tabela 5-2 apresenta um resumo dos principais tipos de espalhamento e suas características. De acordo com Niemz<sup>58</sup>, nos tecidos biológicos e, particularmente, nos tecidos dentais são observados os espalhamentos elásticos Mie e Rayleigh. E, nos casos em que ondas de choque são geradas, o espalhamento Brillouin.

Tabela 5-2: principais tipos de espalhamento, onde  $\lambda$  é o comprimento de onda da radiação incidente e  $\lambda_s$  o da radiação espalhada.

<p>RAYLEIGH: espalhamento elástico, provocado por centros espalhadores muito menores que o comprimento de onda (<math>\lambda</math>); espalha igualmente para a frente e para trás e com metade da intensidade a ângulos perpendiculares; depende de <math>\lambda^4</math>.</p> 
<p>MIE: espalhamento elástico, provocado por centros espalhadores muito maiores que o comprimento de onda (<math>\lambda</math>); espalha preferencialmente para a frente; depende de <math>\lambda^x</math>, <math>0,4 \leq x \leq 0,5</math>.</p> 
<p>BRILLOUIN: espalhamento inelástico, proveniente da interação com ondas acústicas (fônons) no meio, que causam inhomogeneidades no índice de refração. A radiação espalhada pode ganhar (<math>\lambda_s</math> menor – componente anti-Stokes) ou perder energia (<math>\lambda_s</math> maior – componente Stokes), absorvendo ou emitindo fônons.</p>
<p>BRAGG: espalhamento elástico, em que os centros espalhadores provocam alterações periódicas na fase, na amplitude ou em ambos (lei de Bragg: <math>2d \cdot \text{sen}\theta = m\lambda</math>).</p>
<p>RAMAN: espalhamento inelástico, em que fótons incidentes promovem excitação ou decaimento dos modos vibracionais ou rotacionais da molécula; dependendo da transição, a radiação espalhada pode ter <math>\lambda_s</math> maior (componente Stokes) ou menor (componente anti-Stokes)</p>
<p>COMPTON: espalhamento inelástico, que decorre da interação com elétrons; quanto maior o ângulo de espalhamento, maior a variação no comprimento de onda da radiação espalhada.</p>

Num meio espalhador e não absorvedor, a atenuação da intensidade do feixe de luz pode ser descrita de maneira análoga à da absorção [eq. ( 5-2 )], substituindo-se apenas o coeficiente de absorção pelo de espalhamento:

$$\mu_s = \rho_s \cdot \sigma_s \quad (5-4)$$

onde  $\rho_s$  é a densidade de centros espalhadores,  $\sigma_s$  é a seção de choque de espalhamento de cada centro espalhador e o produto  $\rho_s \cdot \sigma_s$  representa a taxa de perda de energia do feixe por espalhamento.

Equivalentemente, para o comprimento de espalhamento (ou caminho livre médio entre duas colisões):

$$L_s = \frac{1}{\mu_s} \quad (5-5)$$

*Tabela 5-3: coeficientes de absorção ( $\mu_a$ ), de espalhamento ( $\mu_s$ ) e total ( $\mu_t$ ), em  $\text{cm}^{-1}$ , e coeficiente de anisotropia ( $g$ ) em função do comprimento de onda ( $\lambda$ ) para alguns tecidos biológicos predominantemente espalhadores.*

	$\lambda$	$\mu_a$	$\mu_s$	$\mu_t = \mu_a + \mu_s$	$g$
Esmalte humano	543 nm	$< 1 \text{ cm}^{-1}$ (ref. 60)	$105 \text{ cm}^{-1}$ (ref. 60)	$105 \text{ cm}^{-1}$	0,96 (ref. 60)
	632 nm	$< 1 \text{ cm}^{-1}$ (ref. 60)	$60 \text{ cm}^{-1}$ (ref. 60)	$60 \text{ cm}^{-1}$	0,96 (ref. 60)
	1,06 $\mu\text{m}$	$0,1 \text{ cm}^{-1}$ (ref. 59)	$15 \text{ cm}^{-1}$ (ref. 59)	$15 \text{ cm}^{-1}$	0,96 (ref. 60)
Dentina humana	543 nm	$3-4 \text{ cm}^{-1}$ (ref. 60)	$280 \text{ cm}^{-1}$ (ref. 60)	$284 \text{ cm}^{-1}$	0,93 (ref. 60)
	632 nm	$3-4 \text{ cm}^{-1}$ (ref. 60)	$280 \text{ cm}^{-1}$ (ref. 60)	$284 \text{ cm}^{-1}$	0,93 (ref. 60)
	1,06 $\mu\text{m}$	$4 \text{ cm}^{-1}$ (ref. 59)	$260 \text{ cm}^{-1}$ (ref. 59)	$264 \text{ cm}^{-1}$	0,93 (ref. 59)
Osso	514 nm	$1,3 \text{ cm}^{-1}$ (ref. 58)	$190 \text{ cm}^{-1}$ (ref. 58)	$191 \text{ cm}^{-1}$	0,87 (ref. 58)
	1,06 $\mu\text{m}$	$0,5 \text{ cm}^{-1}$ (ref. 58)	$120 \text{ cm}^{-1}$ (ref. 58)	$120 \text{ cm}^{-1}$	0,90 (ref. 58)
Pele	632 nm	$2,7 \text{ cm}^{-1}$ (ref. 58)	$187 \text{ cm}^{-1}$ (ref. 58)	$190 \text{ cm}^{-1}$	0,81 (ref. 58)
	700 nm	$2,7 \text{ cm}^{-1}$ (ref. 58)	$237 \text{ cm}^{-1}$ (ref. 58)	$240 \text{ cm}^{-1}$	0,91 (ref. 58)

Mas, nos tecidos biológicos, assim como em muitos outros materiais, os dois mecanismos de atenuação de feixe (absorção e espalhamento) estão presentes conjuntamente. Esses materiais são conhecidos como meios túrbidos e, na Tabela 5-3, estão lançados os valores dos coeficientes de absorção, de espalhamento, total (absorção + espalhamento) e de anisotropia (que será útil mais adiante) em função dos comprimentos de onda para os quais alguns tecidos biológicos são meios túrbidos. Para esses tecidos, o coeficiente de espalhamento é muito maior que o de absorção, o que significa que o meio, embora absorvedor, é predominantemente espalhador. E, mais importante, ao avaliar-se o inverso

do coeficiente total (comprimento de penetração óptica), dependendo do comprimento de onda, a penetração da radiação poderá atingir uma camada de mais de 600  $\mu\text{m}$  de profundidade (por exemplo, esmalte dental irradiado com 1,06  $\mu\text{m}$ ). Para esses casos, não se pode considerar que o calor será gerado na superfície do material, mas numa camada de volume considerável dentro do material. Portanto, o conhecimento da propagação de luz nesses materiais é fundamental.

Um modelo matemático mais rigoroso da propagação da radiação em meios túrbidos requer a utilização de uma equação chamada equação de transporte de Boltzmann<sup>54,55,56,57,58</sup>:

$$\mathbf{s} \cdot \nabla \psi(\mathbf{r}, \mathbf{s}) = -\mu_t \cdot \psi(\mathbf{r}, \mathbf{s}) + \mu_s \int_{4\pi} p(\mathbf{s}, \mathbf{s}') \cdot \psi(\mathbf{r}, \mathbf{s}') d\omega' \quad (5-6)$$

Nessa equação,  $\psi(\mathbf{r}, \mathbf{s})$  é a radiância (intensidade por ângulo sólido) da luz na posição  $\mathbf{r}$ , propagando-se na direção do vetor unitário  $\mathbf{s}$ ;  $\mu_t = \mu_a + \mu_s$  é o coeficiente de extinção (ou de atenuação total);  $p(\mathbf{s}, \mathbf{s}')$  é uma função de fase que descreve a distribuição angular de cada evento de espalhamento;  $\mathbf{s}'$  é o vetor unitário na direção da radiação espalhada e  $d\omega'$ , o elemento de ângulo sólido na direção de  $\mathbf{s}'$ . A equação (5-6) descreve, matematicamente, o fato de que a radiância, na direção de propagação do feixe, é atenuada por absorção e espalhamento, segundo um coeficiente de atenuação total  $\mu_t$ , e é incrementada pela soma de todas as radiâncias espalhadas em  $\mathbf{s}'$  na direção de  $\mathbf{s}$ .

Quando a integral da função de fase é normalizada,  $p(\mathbf{s}, \mathbf{s}')$  torna-se uma função densidade de probabilidade para um espalhamento em  $\mathbf{s}'$  na direção de  $\mathbf{s}$ . A forma exata dessa função nem sempre é bem estabelecida. Mas, para a maioria dos casos, funções teóricas como a de Henyey-Greenstein fornecem uma boa aproximação para esta função<sup>55,58</sup>:

$$p(\Theta) = \frac{1 - g^2}{(1 + g^2 - 2g \cdot \cos\Theta)^{\frac{3}{2}}} \quad (5-7)$$

onde  $g$  é o coeficiente de anisotropia (co-seno médio do ângulo de espalhamento) e  $\Theta$  é o ângulo de espalhamento (ângulo entre as direções  $\mathbf{s}'$  e  $\mathbf{s}$ ).

A solução da equação de transporte (eq. (5-6)) depende principalmente do albedo óptico ( $a = \mu_s / \mu_t$ ), que é o parâmetro utilizado para indicar se o meio é predominante espalhador ou absorvedor, e das características da radiância difusa. Várias aproximações têm sido

propostas na literatura para resolver a equação de transporte, mas nem sempre essas aproximações têm a abrangência necessária ou são de fácil implementação.

A aproximação de primeira ordem para o espalhamento<sup>58</sup>, por exemplo, só é aplicável na região em que a radiação difusa for muito menor que a radiação coerente. A atenuação da intensidade coerente pode, então, ser descrita pela lei de Beer.

No modelo de Kubelka-Munk<sup>54,58</sup>, por outro lado, considera-se que a radiação é predominantemente difusa, mas sua solução, unidimensional, requer geometrias planas. Supõe-se a existência de dois fluxos de radiação difusa: um na direção de propagação do feixe incidente e outro, na direção oposta (retroespalhamento). Coeficientes Kubelka-Munk para absorção e espalhamento ( $A_{KM}$  e  $S_{KM}$ , respectivamente) são definidos para a radiação difusa e a equação de transporte é transformada numa equação diferencial matricial. A solução dessa equação diferencial matricial geralmente exige bastante tempo de cálculo computacional.

Na teoria de difusão<sup>55</sup>, válida para  $a \gg 0,5$ , a radiância é separada nas componentes coerente e difusa ( $\psi = \psi_c + \psi_d$ ). Aproximando-se a componente difusa para os dois primeiros termos de uma expansão em polinômios de Legendre, a equação de transporte para a componente difusa assume a seguinte forma:

$$(\nabla^2 - \mu_d)\psi_d = -Q_d(r) \quad (5-8)$$

onde  $\mu_d = \sqrt{3\mu_a \cdot \mu_s \cdot [\mu_a + \mu_s(1-g)]}$  é o coeficiente de atenuação efetivo da teoria de difusão;  $Q_d(r) = 3\mu_s(\mu_t + g \cdot \mu_a) \cdot F_0 \cdot \exp(-\mu_t \cdot z)$  representa o termo de fonte de fótons espalhados e  $F_0$ , a amplitude de fótons incidente.

A teoria de difusão é aplicável somente para  $z > 1/\mu_d$ . Para  $z < 1/\mu_d$ , ou seja, próximo à superfície, mesmo quando  $a > 0,5$ , a radiância difusa é muito menor que a coerente.

Uma outra abordagem para o problema de transporte de fótons em meios túrbidos pode ser feita usando-se um modelo fenomenológico, baseado no método de Monte Carlo. O método de Monte Carlo tem sido amplamente utilizado para calcular a propagação de luz e a distribuição de energia da radiação laser em tecidos biológicos<sup>59,60,61,62,63</sup>. Além de ser implementado de maneira relativamente fácil, é o único que pode ser utilizado tanto no limite próximo à superfície quanto em regiões mais profundas do meio e, ainda, apresenta resultados com boa concordância, tanto com as soluções numéricas mais rigorosas da

equação de transporte quanto com os resultados experimentais. Por essas razões, foi o método escolhido para simular numericamente a propagação de luz no presente trabalho e será descrito a seguir.

## 5.2. Método de Monte Carlo

A idéia básica do modelo baseado no método de Monte Carlo para a propagação de luz é simular o caminho óptico de um fóton num meio túrbido. O primeiro passo é a geração dos fótons. Como a superfície do esmalte dental é bastante irregular e altamente espalhadora, o espalhamento difuso na interface ar-esmalte é predominante sobre a reflexão especular dada pela lei de Snell<sup>55</sup>. Este fato é considerado numericamente gerando-se os fótons numa fina camada artificial, igual à do modelo proposto por Seka *et al.*<sup>59</sup>, ou seja, com 60  $\mu\text{m}$  de espessura, o mesmo índice de refração do esmalte, um coeficiente de espalhamento expressivamente maior ( $\mu_s=650\text{ cm}^{-1}$ ), um coeficiente de anisotropia  $g=0,94$  e absorção nula ( $\mu_a=0\text{ cm}^{-1}$ ). As trajetórias dos fótons gerados nessa camada devem satisfazer os mesmos critérios de espalhamento estabelecidos para as outras camadas, conforme descrito a seguir, respeitando-se apenas os valores dos respectivos coeficientes. Somente os fótons cujas trajetórias ultrapassarem a espessura dessa camada artificial serão considerados no esmalte dental.

A etapa seguinte consiste em considerar a absorção e o espalhamento. Neste modelo, supõe-se que os possíveis locais em que ocorrem absorção ou espalhamento de fótons estão aleatoriamente distribuídos pelo meio. Assim, para o espalhamento, um número aleatório  $\varepsilon_1$ , tal que  $0 \leq \varepsilon_1 \leq 1$ , é gerado pelo computador, de modo que a distância  $L(\varepsilon_1)$  obedeça a uma distribuição estatística, cujo valor médio corresponda a  $1/\mu_s$  (caminho livre médio entre duas colisões), ou seja<sup>62,64</sup>:

$$L(\varepsilon_1) = -\frac{\ln(\varepsilon_1)}{\mu_s} \quad (5-9)$$

A princípio, o ângulo de espalhamento  $\Theta$  (ângulo entre as direções de propagação antes e após o evento de espalhamento) poderia ser obtido com o auxílio de um segundo número aleatório ( $\varepsilon_2$ ,  $0 \leq \varepsilon_2 \leq 1$ ), correspondente a  $\cos\Theta$  na função de fase de Henyey-Greenstein [eq. ( 5-7 )]. Mas, de acordo com Fried *et al.*<sup>60</sup>, a função de Henyey-Greenstein descreve apropriadamente a distribuição de espalhamento somente para ângulos pequenos, quando

comparado com os dados experimentais obtidos para o esmalte, usando o laser de Nd:YAG (1,06  $\mu\text{m}$ ). Para ângulos maiores que  $30^\circ$ , os valores medidos estão bem acima dos valores numéricos, fato este atribuído, pelo autor, a uma expressiva contribuição por espalhamento difuso e isotrópico. No estudo de Fried, essa contribuição foi ajustada utilizando-se uma combinação linear da função de fase de Henyey-Greenstein com uma função de fase isotrópica, resultando na seguinte função:

$$p(\Theta) = f_d + (1 - f_d) \left[ \frac{1 - g^2}{(1 + g^2 - 2g \cdot \cos\Theta)^{\frac{3}{2}}} \right] \quad (5-10)$$

onde  $f_d$  é a fração de espalhadores isotrópicos ( $f_d \leq 1$ ).

Uma vez determinados o deslocamento  $L(\varepsilon_1)$  e o ângulo de espalhamento  $\Theta$  do fóton, o ângulo azimutal em relação à direção de incidência é obtido a partir da expressão  $\phi = 2\pi\varepsilon_3$ , onde  $\varepsilon_3$  é um terceiro número aleatório entre zero e um.

Para a absorção, no modelo numérico, atribui-se um peso aos fótons de forma que, durante a propagação, esse peso seja reduzido por uma quantidade igual a  $\exp[-\mu_a \cdot L(\varepsilon_1)]$ , onde  $\mu_a$  é o coeficiente de absorção. Quando o peso for menor do que um dado valor de corte, considera-se essa trajetória extinta.

No modelo, o esmalte dental tem 0,1 cm de espessura e a dentina, 0,4 cm. Se a projeção de  $L(\varepsilon_1)$  no eixo  $z$  for maior que a espessura de esmalte, os valores das propriedades ópticas do esmalte serão substituídos pelos da dentina. As alterações de propagação na interface entre o esmalte e a dentina devido à mudança de índice refração não são consideradas. Além disso, se a projeção de  $L(\varepsilon_1)$  ultrapassar a camada de dentina, os fótons dessa trajetória são considerados perdidos.

Simulando-se, então, essa seqüência de etapas para um número suficiente de trajetórias, pode-se armazenar, no computador, um mapa de posições em que a energia foi absorvida. A energia inicial de cada trajetória é igual à energia do pulso de laser dividido pelo número de trajetórias simuladas.

A quantidade de energia  $\delta E$ , depositada num elemento de volume  $\delta V$  dos tecidos dentais, será, então, o produto das energias das trajetórias pelo número de trajetórias que resultaram em absorção nesse volume. Supondo-se que essa energia tenha sido integral e

instantaneamente convertida em calor, a variação de temperatura  $\Delta T$  induzida no elemento de volume será:

$$\delta E = \rho_m \cdot \delta V \cdot c_p \cdot \Delta T \quad (5-11)$$

onde  $\rho_m$  é a densidade de massa do tecido dental e  $c_p$ , o respectivo calor específico.

O código do modelo de Monte Carlo acima descrito<sup>65</sup> foi desenvolvido em linguagem do software *MathCad*, versão *2001 Professional*, da *MathSoft Engineering & Education, Inc.*

Obviamente, valores precisos das propriedades ópticas dos tecidos dentais (coeficientes de absorção e espalhamento, coeficiente de anisotropia e fração de isotropia de esmalte e dentina) são necessários, mas não estão completamente estabelecidos na literatura, particularmente na região visível do espectro eletromagnético. Alguns dados foram extrapolados a partir dos dados publicados por Fried<sup>60</sup>. O coeficiente de espalhamento do esmalte dental para a emissão verde do laser de cobre (510 nm), por exemplo, foi obtido ajustando-se uma curva exponencial decrescente, utilizando-se o software *Origin 7.0*, da *OriginLab Corporation*. Para a fração de espalhadores isotrópicos ( $f_d$ ), adotou-se o mesmo valor publicado por Fried para 543 nm, devido à pequena variação desse parâmetro em função do comprimento de onda e à proximidade com o comprimento de onda de interesse. Os parâmetros térmicos foram extraídos do texto de Brown *et al.*<sup>66</sup>. Para a condutividade e a difusividade térmica, em que o autor apresenta valores distintos para as direções perpendicular e paralela aos túbulos dentinários da dentina, adotou-se um valor médio. Os valores de todos esses parâmetros são mostrados na Tabela 5-4.

**Tabela 5-4: valores dos parâmetros utilizados no modelo numérico de Monte Carlo para simular a propagação da emissão verde do laser de CuHBr.**

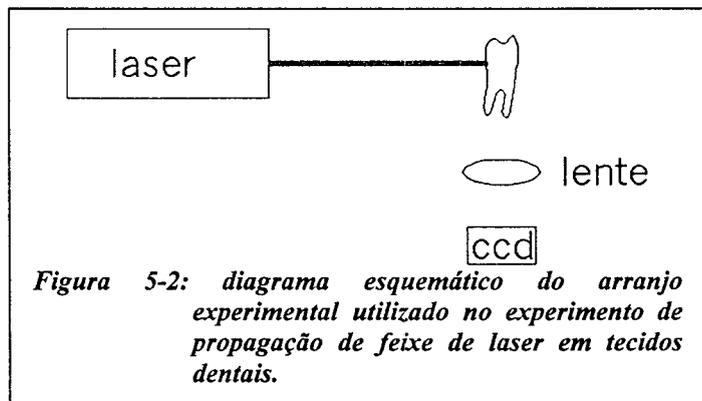
	Camada artificial	Esmalte	Dentina
Coefficiente de absorção ( $\mu_a$ )	0 cm <sup>-1</sup>	≤ 1 cm <sup>-1</sup>	4 cm <sup>-1</sup>
Coefficiente de espalhamento ( $\mu_s$ )	650 cm <sup>-1</sup>	129,5 cm <sup>-1</sup>	280 cm <sup>-1</sup>
Coefficiente de anisotropia ( $g$ )	0,94	0,96	0,93
Fração de isotropia ( $f_d$ )	0	0,6	0,2
Densidade de massa ( $\rho$ )	-	2,8 g/cm <sup>3</sup>	1,96 g/cm <sup>3</sup>
Calor específico ( $c_p$ )	-	0,17 cal/g.°C	0,38 cal/g.°C
Condutividade térmica ( $k$ )	-	2,23x10 <sup>-3</sup> cal/s.cm.°C	1,37x10 <sup>-3</sup> cal/s.cm.°C
Difusividade térmica ( $\kappa=k/\rho.c$ )	-	4,69x10 <sup>-3</sup> cm <sup>2</sup> /s	1,85x10 <sup>-3</sup> cm <sup>2</sup> /s

Para corroborar o modelo de Monte Carlo desenvolvido, os resultados numéricos de distribuição de luz devem ser comparados com os dados experimentais obtidos para a propagação da radiação do laser de Cu-HBr em dentes humanos. A próxima seção descreverá, então, os procedimentos experimentais utilizados para a obtenção desses dados experimentais, que, conforme já mencionado, servem também para caracterizar semiquantitativamente a propagação de luz no material.

### 5.3. Medidas experimentais

Medidas de propagação de luz em materiais são, normalmente, efetuadas para determinar os valores das propriedades ópticas a partir de dados de luz transmitida, refletida ou espalhada e requerem detectores sofisticados (por exemplo, esferas integradoras<sup>58,67</sup>). Mas também é possível caracterizar-se a propagação de luz no dente com o auxílio de uma simples câmera CCD. Embora valores explícitos dos coeficientes de absorção e espalhamento não sejam diretamente obtidos, o comportamento qualitativo da propagação de luz e, até mesmo, a avaliação de um coeficiente efetivo de atenuação para a propagação de luz podem ser obtidos.

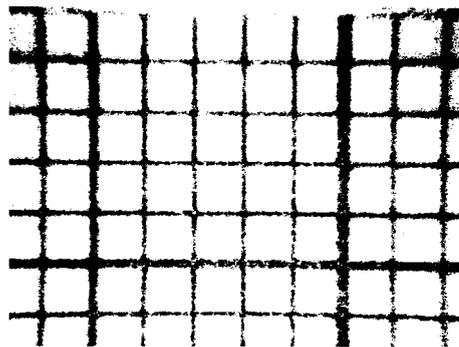
O procedimento adotado é o mesmo já empregado por outros autores para avaliar a propagação de luz em tecidos moles de ratos<sup>68,69</sup> e a *Figura 5-2* mostra um diagrama esquemático do arranjo experimental.



Foram utilizados oito terceiros molares inclusos e nove incisivos humanos íntegros. Estes dentes foram seccionados longitudinalmente (da coroa ao ápice da raiz) ao meio e as amostras, inseridas em uma cubeta de quartzo, de modo que o feixe de laser incidisse perpendicularmente à superfície de esmalte e tangencialmente à face interna do corte. O alinhamento do feixe de laser foi facilmente obtido, uma vez que a cubeta de quartzo estava presa num suporte com ajuste milimétrico nos três eixos  $x$ - $y$ - $z$ .

Uma câmera CCD (DCR-TRV17, Sony, Japão) foi colocada ortogonalmente ao feixe, para que a face seccionada do dente e, conseqüentemente, a distribuição da luz espalhada exibida por essa face, fosse registrada. Entre a câmera e a amostra, foram colocados filtros ópticos

de densidade neutra (Newport, EUA) para atenuar a intensidade de luz e evitar a saturação dos sensores da câmera. Uma lente de 10 cm de distância focal também foi colocada entre a amostra e os filtros para magnificar a imagem registrada pela câmera. O posicionamento dessa lente em relação à amostra e o ajuste de proximidade da lente da câmera (*zoom*) foram feitos empiricamente. Um papel milimetrado foi colocado na lateral da cubeta e o ajuste era considerado adequado quando as aberrações



*Figura 5-3: imagem do papel milimetrado registrada pela câmera CCD, após os ajustes de posição da lente de magnificação e de proximidade da lente da câmera (zoom).*

na imagem formada no visor da câmera eram minimizadas (Figura 5-3).

O experimento foi feito com dois comprimentos de onda na região visível do espectro eletromagnético. Inicialmente, pela simplicidade de operação, com 632 nm de um laser de HeNe (05-LHR-151, Melles Griot, EUA), que emitia um feixe com 5 mW de potência e 0,8 mm de diâmetro. Posteriormente, com a linha em 510 nm do laser de Cu-HBr, operando a 13,7 kHz e emitindo  $(0,04 \pm 0,01)$  W de potência média. Neste segundo caso, o feixe de laser foi focalizado com uma lente de 50 cm de distância focal, de modo que o diâmetro na superfície de esmalte fosse  $(0,10 \pm 0,02)$  mm.

O experimento foi repetido com e sem a presença de dissulfeto de carbono ( $\text{CS}_2$ ) na cubeta. O  $\text{CS}_2$  é um líquido que tem o mesmo índice de refração que o esmalte ( $n=1,62$ ) e foi utilizado para avaliar a influência das contribuições de espalhamento na superfície de incidência do laser e na superfície lateral de esmalte fotografada pela câmera.

Cada foto obtida é uma imagem colorida, com resolução de 480 pixels (altura) por 640 pixels (largura), gravada em formato *bitmap* e corresponde a um mapa bidimensional de distribuição de intensidade de luz espalhada no dente. Essa imagem em *bitmap* foi transferida ao software *MathCad Professional 2001* para que as informações coloridas fossem separadas nas respectivas componentes em vermelho, verde e azul (RGB). Desse modo, era possível analisar somente as contribuições vermelhas, no caso do laser de HeNe, e somente as contribuições verdes, no caso do laser de Cu-HBr. Inicialmente, determinava-se qual era a linha horizontal que passava sobre o ponto da superfície de esmalte que tinha

o maior valor de intensidade de luz. Essa linha corresponde à linha central do feixe de laser. Utilizando-se o software *Origin 7.0*, ajustava-se, então, uma curva exponencial decrescente aos dados de intensidade de luz, dessa linha, em função da profundidade de penetração no dente. Desse modo, obtinha-se um coeficiente de atenuação efetivo, que pode ser usado para descrever semiquantitativamente a propagação de luz no dente. Vale ressaltar que a denominação “efetivo” aqui utilizada deve-se ao fato de que o coeficiente de atenuação não corresponde especificamente a um coeficiente de absorção ou de espalhamento e também não é um coeficiente de atenuação de luz no esmalte ou na dentina. É apenas a atenuação efetivamente encontrada na curva experimental, a partir das imagens registradas pela câmera CCD de luz espalhada.

Os valores de coeficientes de atenuação efetivos foram calculados para cada comprimento de onda utilizado, sem e com a presença de fluido de casamento de índice de refração e considerando-se toda a curva e somente a região equivalente à espessura de esmalte.

A seção 5.4, a seguir, apresenta e discute os resultados obtidos.

#### 5.4. Resultados e discussões

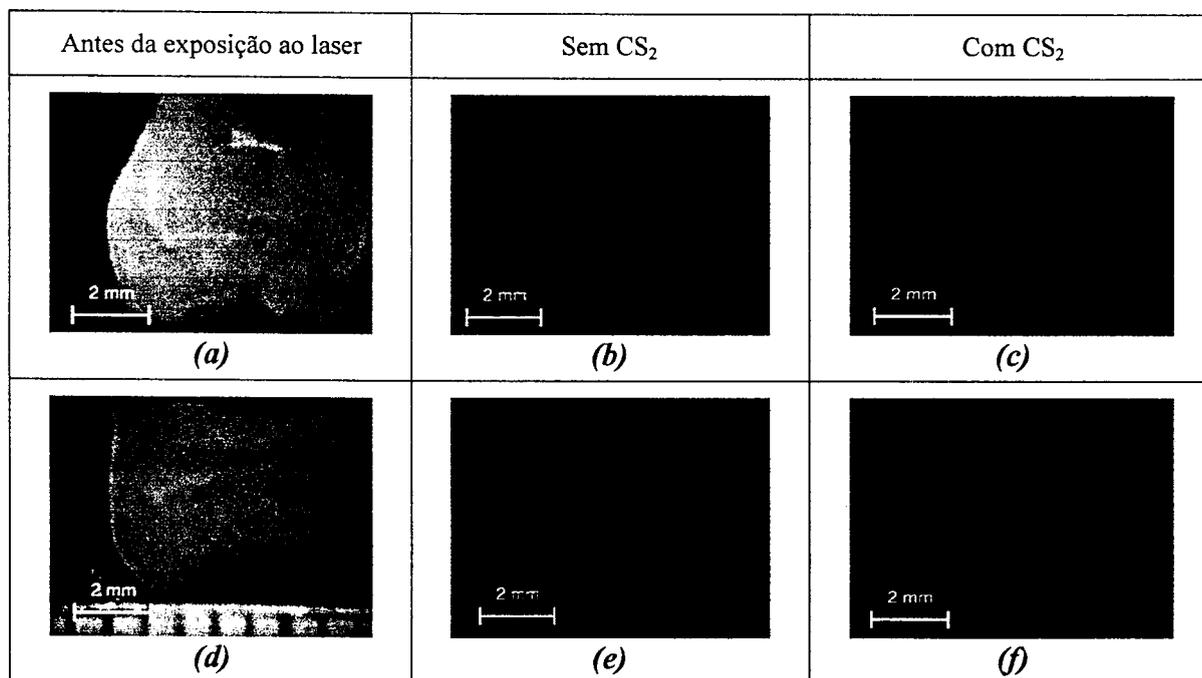


Figura 5-4: fotos registradas pela câmera CCD para o laser de HeNe (a), (b) e (c) e para o laser de CuHBr (d), (e) e (f).

A Figura 5-1 exibe as fotos registradas pela câmara CCD para o laser de HeNe [(a), (b) e (c)] e para o laser de CuHBr [(d), (e) e (f)]. As fotos (a) e (d) correspondem às amostras antes de serem expostas aos lasers; as fotos (b) e (e), às imagens de propagação de luz sem o fluido de casamento de índice de refração (dissulfeto de carbono – CS<sub>2</sub>, n=1,62), e as fotos (c) e (f), às imagens com CS<sub>2</sub>.

Comparando-se as imagens sem e com CS<sub>2</sub> [(b) e (c)] e [(e) e (f)], pode-se verificar que o fluido CS<sub>2</sub> também reduziu o espalhamento difuso na face seccionada registrada pela câmara. A diferença de intensidade de luz observada nas fotos com o laser de HeNe em relação às do laser de CuHBr se deve aos diferentes graus de atenuação dos filtros ópticos de densidade neutra, utilizados em função das intensidades dos lasers. As imagens também sugerem que o espalhamento é preferencialmente para frente (ou seja, acompanha a direção e sentido de incidência do feixe) e a penetração alcança a dentina.

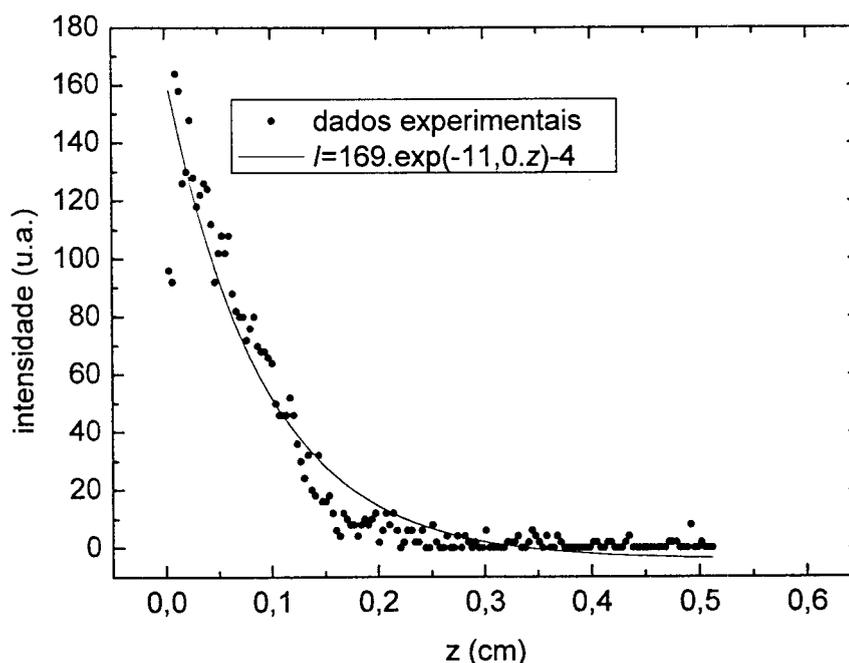


Figura 5-5: curva típica de distribuição de intensidade de luz em função da profundidade de penetração  $z$ , obtida para o laser de CuHBr. Os valores experimentais estão representados por pontos e a linha cheia corresponde à curva exponencial decrescente de primeira ordem ajustada aos dados.

As imagens (b), (c), (e) e (f) foram transportadas ao software *MathCad* e tiveram as respectivas componentes em vermelho e verde analisadas. A Figura 5-5 mostra uma curva típica de distribuição de intensidade de luz em função da profundidade  $z$ , obtida a partir da

componente verde de uma imagem para o laser de CuHBr. Os valores experimentais estão representados por pontos e a linha cheia corresponde à curva exponencial decrescente de primeira ordem ajustada aos dados.

Os valores médios dos coeficientes de atenuação efetivos, em  $\text{cm}^{-1}$ , obtidos a partir das curvas de distribuição de intensidade de luz para cada comprimento de onda utilizado, considerando-se a curva inteira e somente a região equivalente à espessura de esmalte de cada amostra, podem ser vistos na Tabela 5-5.

*Tabela 5-5: valores médios de coeficiente de atenuação efetivo, em  $\text{cm}^{-1}$ , obtidos com a câmera CCD para os lasers de HeNe e de CuHBr, sem e com a presença de  $\text{CS}_2$ . Os coeficientes foram calculados considerando-se a curva inteira e somente a região equivalente à espessura de esmalte de cada amostra.*

	Curva inteira		Espessura de esmalte	
	sem $\text{CS}_2$	com $\text{CS}_2$	sem $\text{CS}_2$	com $\text{CS}_2$
HeNe (632 nm)	$(8,1 \pm 0,2) \text{ cm}^{-1}$	$(9,0 \pm 0,2) \text{ cm}^{-1}$	$(8 \pm 2) \text{ cm}^{-1}$	$(9 \pm 2) \text{ cm}^{-1}$
CuHBr (510 nm)	$(12,3 \pm 0,3) \text{ cm}^{-1}$	$(13,1 \pm 0,3) \text{ cm}^{-1}$	$(11 \pm 2) \text{ cm}^{-1}$	$(12 \pm 0,2) \text{ cm}^{-1}$

Em uma primeira análise, os resultados sugerem que não há benefícios ao considerar-se somente a espessura de esmalte: a dispersão dos dados é maior e os valores são, praticamente, os mesmos que os obtidos levando-se em conta toda a curva. Esta constatação é bastante razoável, pois, com base na curva típica da Figura 5-5, são os pontos até aproximadamente 0,15 cm os responsáveis pela determinação do coeficiente de atenuação. Como a espessura média de esmalte nas amostras avaliadas estava no intervalo entre 0,13 cm e 0,14 cm, a contribuição da região de dentina para o coeficiente de atenuação da curva de intensidade não é significativa.

Outro aspecto interessante é que, comparando-se os valores obtidos com os coeficientes de atenuação efetivos da teoria de difusão ( $\mu_d = \sqrt{3\mu_a \cdot \mu_s \cdot [\mu_a + \mu_s(1-g)]}$ ), mostrados na Tabela 5-6, verifica-se que, para 632 nm, o coeficiente experimental para a curva inteira com  $\text{CS}_2$  é cerca de 34% maior que o da teoria de difusão e para 510 nm, o coeficiente experimental é apenas 8,4% menor. Aqui, dois aspectos devem ser considerados. O primeiro é que a intensidade para 632 nm era muito menor do que para 510 nm (0,1  $\text{W}/\text{cm}^2$  e 340-570  $\text{W}/\text{cm}^2$ , respectivamente), resultando em menor precisão no ajuste da curva. O segundo é que, provavelmente, a contribuição do espalhamento Rayleigh deve estar sendo

mais expressiva para 510 nm, uma vez que esse tipo de espalhamento é mais intenso para comprimentos de onda menores e é predominantemente difuso.

*Tabela 5-6 : coeficiente de atenuação efetivo da teoria de difusão ( $\mu_d = \sqrt{3\mu_a \cdot \mu_s \cdot [\mu_a + \mu_s(1-g)]}$ ) em função do comprimento de onda, calculado com base nos valores listados na Tabela 5-3 e Tabela 5-4.*

	632 nm	543 nm	510 nm
Esmalte	6,7 cm <sup>-1</sup>	11,7 cm <sup>-1</sup>	14,3 cm <sup>-1</sup>
Dentina	281,6 cm <sup>-1</sup>	281,6 cm <sup>-1</sup>	281,6 cm <sup>-1</sup>

Vale lembrar que a distribuição de intensidade real está em escala logarítmica e uma câmera CCD convencional, como a utilizada neste trabalho, registra imagens em escala linear, com somente 256 níveis de intensidade de luz. Isto representa uma perda considerável de resolução no eixo de intensidades. Mesmo assim, a imagem registrada pela câmera CCD permite obter um mapa bidimensional de distribuição de intensidade de radiação espalhada na superfície lateral seccionada do dente e que pode ser utilizado para caracterizar qualitativamente a propagação de luz nesse meio. É importante mencionar que essa caracterização é qualitativa e que o coeficiente de atenuação experimental obtido é um coeficiente efetivo. Mesmo porque o objetivo não era medir especificamente o coeficiente de atenuação do esmalte ou da dentina, mas sim obter um mapa de distribuição de luz experimental que pudesse ser comparado com o do modelo de Monte Carlo.

Para comparar o mapa de distribuição experimental com o do modelo de Monte Carlo, a foto da Figura 5-6 (a) foi normalizada em relação à maior intensidade de luz, girada 90° no sentido anti-horário e transportada para o software *MathCad*. O mapa experimental resultante [Figura 5-6 (b)] e o mapa teórico [Figura 5-6 (c)], calculado para uma seção transversal a uma distância de 0,1 cm do centro de um feixe com 100 μm de diâmetro, estão dispostos lado a lado. Nesses mapas, que têm simetria azimutal, a coordenada radial  $\rho$  (coordenadas cilíndricas) é medida a partir do centro do feixe de laser e a profundidade  $z$ , em relação à superfície de incidência no esmalte. Exceto pelas variações provenientes das diferenças no diâmetro do feixe, ambos os mapas mostram distribuições de intensidade semelhantes.

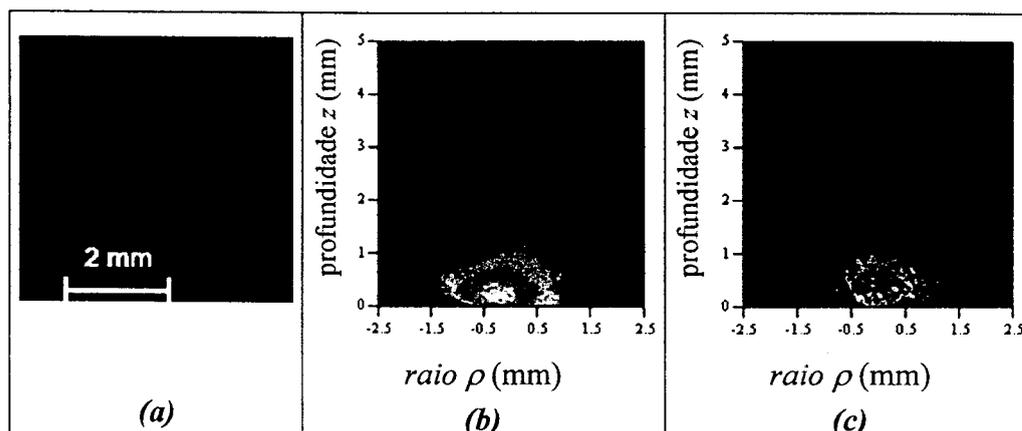


Figura 5-6: (a) foto de distribuição de intensidade da linha verde do laser de CuHBr, sem o fluido  $CS_2$ ; (b) mapa, em escala linear, correspondente a essa foto, girada  $90^\circ$  no sentido anti-horário, com intensidade normalizada em relação à maior intensidade de luz e (c) mapa de distribuição teórica, em escala linear, calculado para seção transversal a 1 mm de distância do centro de um feixe de  $100 \mu\text{m}$  de diâmetro. A coordenada radial  $\rho$  é medida em relação ao centro do feixe do laser e a profundidade, em relação à superfície de incidência no esmalte.

A Figura 5-7 mostra, comparativamente, as curvas de intensidade de luz experimental (curva tracejada) e teórica (linha cheia), referentes à linha central do feixe ( $\rho=0$  mm). A boa concordância entre as curvas corrobora o modelo de Monte Carlo desenvolvido.

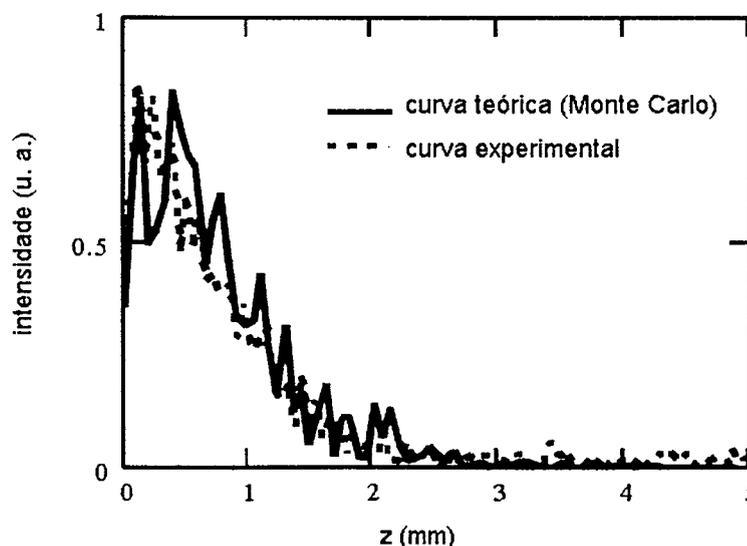


Figura 5-7: comparação entre as curvas de distribuição de intensidade experimental (tracejado), correspondente à Figura 5-5, e teórica, obtida por simulação pelo método de Monte Carlo.

A Figura 5-8 mostra mapas de distribuição espacial de temperatura, em escala logarítmica, para um feixe pontual, incidindo em  $\rho=0$ . Simulou-se um único pulso do laser de CuHBr, com um milhão de trajetórias e duas condições de absorção do esmalte:  $\mu_a=0,1 \text{ cm}^{-1}$  (a) e

$\mu_a = 1 \text{ cm}^{-1}$  (c) (os demais parâmetros não foram alterados em relação à Tabela 5-4). As curvas (b) e (d) representam as variações de temperatura ao longo da linha central ( $\rho=0$ ), respectivamente, para cada valor de coeficiente de absorção.

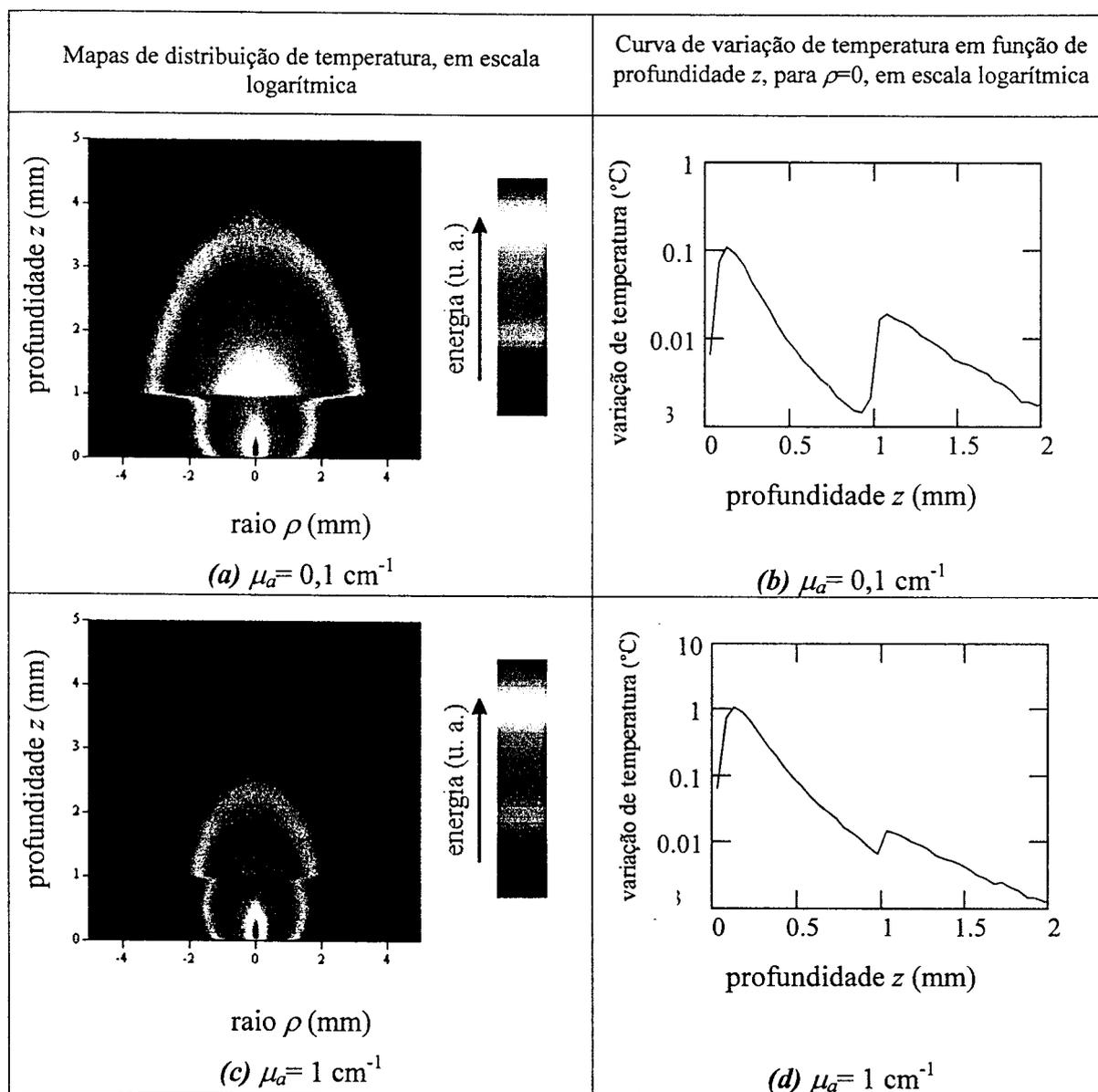


Figura 5-8: (a) e (c) são mapas de distribuição de temperatura teóricos, em escala logarítmica, calculados para as condições de absorção do esmalte indicadas. No eixo vertical (profundidade  $z$ ), o intervalo  $0 \text{ mm} \leq z \leq 1 \text{ mm}$  corresponde à região de esmalte e o  $1 \text{ mm} \leq z \leq 5 \text{ mm}$ , à região de dentina. No eixo horizontal, a coordenada radial  $\rho$  (coordenadas cilíndricas) é medida a partir do centro do feixe. As curvas (b) e (d) mostram a variação de temperatura ao longo da linha central ( $\rho=0$ ) em função da profundidade  $z$ .

Os valores de  $\mu_a$  foram escolhidos por representarem limites em que a literatura não fornece mais detalhamentos. No trabalho de Fried *et al.*<sup>60</sup>, por exemplo, o coeficiente de absorção do esmalte é tabelado como menor ou igual a  $1 \text{ cm}^{-1}$  e valores entre zero e um parecem, de fato, ajustar-se satisfatoriamente aos seus dados experimentais.

Observando-se os mapas de temperatura, verifica-se que:

- i. no caso de  $\mu_a=0,1 \text{ cm}^{-1}$  para o esmalte, a combinação de baixa absorção do esmalte com espalhamento não tão intenso quanto na dentina (esmalte:  $\mu_s=105 \text{ cm}^{-1}$ ; dentina:  $\mu_a=4 \text{ cm}^{-1}$ ,  $\mu_s=280 \text{ cm}^{-1}$ ) resulta em deposição de energia num volume maior de dentina. Estes resultados são semelhantes aos obtidos por Seka *et al.*<sup>59</sup>, para o laser de Nd:YAG;
- ii. o volume em que a energia é depositada (volume térmico) é muito diferente do volume delineado pelo perfil de penetração e de espalhamento da luz incidente (volume óptico).

As curvas de variação de temperatura da Figura 5-8, por sua vez, mostram que:

- i. para ambos os valores de coeficiente de absorção de esmalte, a máxima temperatura não ocorre na superfície do esmalte, mas a uma profundidade de aproximadamente  $200 \mu\text{m}$ , e
- ii. a dentina, próximo à interface amelo-dentinária, aquece mais quando simula-se o caso de  $\mu_a=0,1 \text{ cm}^{-1}$  ( $\approx 0,018^\circ\text{C}$ ) do que no caso de  $\mu_a=1 \text{ cm}^{-1}$  ( $\approx 0,014^\circ\text{C}$ ), mesmo que o aquecimento do esmalte tenha sido reverso (maior no caso de  $\mu_a=1 \text{ cm}^{-1}$ ).

Estes resultados ilustram a forte dependência do perfil de distribuição de temperatura em relação ao coeficiente de absorção do esmalte, fato este que não pode ser diretamente inferido a partir do perfil de distribuição de intensidade da radiação no meio. Ou, mais genericamente, o volume de interação depende fortemente do coeficiente de absorção e não pode ser diretamente inferido a partir do volume óptico.

## 5.5. Conclusões

Neste capítulo, foram citados os modelos geralmente encontrados na literatura para a propagação de luz visível em meios túrbidos. Como esses modelos têm validade restrita, devido às aproximações que utilizam, foi proposto um modelo numérico, mais abrangente e baseado no método de Monte Carlo, para simular a propagação da radiação do laser de

CuHBr e mapear a distribuição de energia absorvida nos tecidos dentais. Medidas experimentais com uma câmera CCD foram utilizadas para caracterizar semiquantitativamente a distribuição de luz espalhada no dente e corroborar o modelo numérico. Os valores experimentais obtidos do coeficiente de atenuação efetivo, particularmente para a região verde do espectro eletromagnético, estão bastante próximos dos valores do coeficiente de atenuação efetivo da teoria de difusão, o que indica que o espalhamento deve ser do tipo Rayleigh e a radiação espalhada é predominantemente difusa. O mapeamento da distribuição de energia absorvida e a variação de temperatura ao longo do eixo central de propagação do feixe provocada por um único pulso de laser apresentam forte dependência com o coeficiente de absorção do esmalte dental e não podem ser diretamente inferidos a partir do perfil de distribuição óptica. Para aplicações práticas, investigações devem ser feitas para se determinar um valor mais preciso do coeficiente de absorção.

## 6. Fusão e evaporação de esmalte dental

Conhecidos o perfil de propagação de luz e o perfil de distribuição de energia absorvida nos tecidos dentais, uma das questões fundamentais é a investigação do limiar em que ocorrem a fusão e a evaporação desses tecidos, pois, a partir desses dados, poderão ser estabelecidos parâmetros para a condução de outros experimentos, de aplicação prática. Num experimento de resistência à desmineralização, por exemplo, é interessante modificar as propriedades da superfície do esmalte, de modo a torná-lo menos susceptível ao ataque ácido, sem promover evaporação de material. Por outro lado, ao preparar a superfície dos tecidos dentais para uma restauração, a remoção controlada de uma fina camada da superfície pode melhorar a adesão do material de restauração.

Este capítulo é dedicado à determinação do limiar de fusão e evaporação em superfícies de esmalte dental para uma dada condição de irradiação com o laser de CuHBr. Inicialmente, descreve-se uma formulação matemática, com base na qual é calculada a previsão teórica para o aumento de temperatura do esmalte submetido a vários pulsos de laser de CuHBr. Essa formulação utiliza o mapa de distribuição de energia absorvida, calculado no capítulo anterior. Em seguida, são apresentados os procedimentos experimentais para a avaliação do limiar de fusão e evaporação térmica. Os resultados obtidos são discutidos e comparados com a previsão teórica.

### 6.1. Temperatura de esmalte após vários pulsos

A equação que descreve a condução de calor num material tem a seguinte forma:

$$\frac{\partial T}{\partial t} = \frac{k}{\rho_m \cdot c} \cdot \nabla^2 T + \frac{S}{\rho_m \cdot c} \quad (6-1)$$

onde  $T$  é a temperatura ( $^{\circ}\text{C}$ ),  $t$  é o tempo (s),  $k$  é a condutividade térmica ( $\text{W}/\text{cm}^{\circ}\text{C}$ ),  $\rho_m$  é a densidade do material ( $\text{g}/\text{cm}^3$ ),  $c$  é o calor específico ( $\text{J}/\text{g}^{\circ}\text{C}$ ) e  $S$  é o calor da fonte por unidade de área e por unidade de tempo ( $\text{W}/\text{cm}^2$ ).

Essa equação correlaciona a variação temporal da temperatura, representada pelo termo  $\frac{\partial T}{\partial t}$ , com a sua variação espacial, representada pelo termo  $\frac{k}{\rho_m \cdot c} \cdot \nabla^2 T$ , para uma fonte de calor pontual representada por  $S$ .

Supondo que o feixe de laser incide, instantaneamente, num único ponto da superfície de esmalte, então a solução da equação ( 6-1 ), em coordenadas cilíndricas, para um sólido infinito pode ser escrita como<sup>70,71,72</sup>:

$$T(\rho, z, t) = \frac{Q}{8\rho_m \cdot c_p \cdot (\pi \cdot \kappa \cdot t)^{3/2}} \cdot \exp\left[-\frac{(\rho - \rho_0)^2 + (z - z_0)^2}{4 \cdot \kappa \cdot t}\right] \quad (6-2)$$

onde  $T(\rho, z, t)$  tem simetria azimutal,  $Q$  é o calor (J) instantaneamente gerado num ponto  $(\rho_0, z_0)$  em  $t=0$  e  $\kappa = \frac{k}{\rho_m \cdot c}$  é a difusividade térmica do material ( $\text{cm}^2/\text{s}$ ).

No modelo de Monte Carlo proposto no capítulo anterior, armazenou-se um mapa de distribuição espacial (conjunto de coordenadas  $\rho_0$ ,  $\Theta_0$  e  $z_0$ ) de energia absorvida na forma de uma matriz ( $MA$ ). Os índices dos elementos desta matriz correspondem às coordenadas  $\rho_0$ ,  $\Theta_0$  e  $z_0$  de cada posição em que houve absorção. Assim, supondo-se que a energia absorvida tenha sido integral e instantaneamente transformada em calor, o calor total gerado pelo laser num plano  $\rho_0 z_0$  ( $\Theta_0 = \text{cte}$ ) pode ser expresso como:

$$Q = E_t \cdot \sum_{\rho_0=0}^{\rho_f} \sum_{z_0=0}^{z_f} MA_{\rho_0, z_0} \quad (6-3)$$

onde  $E_t$  é a energia (J) de cada trajetória e  $\rho_f$  e  $z_f$  são os limites superiores para o somatório (serão descritos mais adiante).

Substituindo-se a equação ( 6-3 ) na equação ( 6-2 ), obtém-se para a variação de temperatura ao longo do eixo  $z$  e para  $\rho=0$ :

$$T(0, z, t) = \frac{E_t}{8\rho_m \cdot c_p \cdot (\pi \cdot \kappa \cdot t)^{3/2}} \sum_{\rho_0=0}^{\rho_f} \sum_{z_0=0}^{z_f} MA_{\rho_0, z_0} \cdot \exp\left[-\frac{\rho_0^2 + (z - z_0)^2}{4 \cdot \kappa \cdot t}\right] \quad (6-4)$$

Antes de estender essa equação para vários pulsos, é importante lembrar o conceito de *comprimento de penetração térmica*. É o parâmetro que descreve a extensão da propagação de calor em função do tempo e é dado por:

$$z_{pT}(t) = \sqrt{4 \cdot \kappa \cdot t} \quad (6-5)$$

onde  $\kappa = \frac{k}{\rho_m \cdot c}$  é a difusividade térmica do tecido (cm<sup>2</sup>/s) e  $t$  é o tempo (s) considerado.

Para o laser de CuHBr, a largura temporal de pulso, na linha verde, é de 28 ns. Operando-se esse laser a uma taxa de repetição de pulsos de 14,1 kHz, o tempo entre pulsos será  $t_{ep}=71 \mu\text{s}$ . Assim, na iminência do segundo pulso, o comprimento de penetração térmica relativo ao primeiro pulso ( $z_{pT1}$ ) será:

$$z_{pT}(t_{ep}) = z_{pT1} = \sqrt{4 \cdot \kappa \cdot t_{ep}} \quad (6-6)$$

Uma idéia da grandeza desse parâmetro é obtida substituindo-se o valor da difusividade térmica para o esmalte<sup>66</sup> ( $\kappa = 4,69 \times 10^{-3}$  cm<sup>2</sup>/s) e de  $t_{ep}$ , resultando em  $z_{pT1}=11,5 \mu\text{m}$ , ou seja, o calor gerado numa dada posição do esmalte se propagará por uma extensão de quase 12  $\mu\text{m}$ , no eixo  $z$ , até o instante de chegada do segundo pulso.

Um dado tempo de exposição pode, então, ser escrito em função do número de pulsos  $n_p$  como:

$$t = n_p \cdot t_{ep} \quad (6-7)$$

E o comprimento de penetração térmica para esse tempo será:

$$z_{pT}(n_p \cdot t_{ep}) = \sqrt{4 \cdot \kappa \cdot n_p \cdot t_{ep}} = \sqrt{n_p} \cdot z_{pT1} \quad (6-8)$$

Reescrevendo a expressão ( 6-8 ) como:

$$n_p \cdot t_{ep} = t = \frac{n_p \cdot z_{pT1}^2}{4 \cdot \kappa} \quad (6-9)$$

e substituindo-se essa expressão em ( 6-4 ), obter-se-á uma expressão para a temperatura ao longo do eixo  $z$  e para  $\rho=0$  em função do número de pulsos:

$$T(0, z, n_p) = \frac{E_t}{\rho_m \cdot c_p \cdot (\sqrt{\pi \cdot n_p} \cdot z_{pT1})^3} \sum_{\rho_0=0}^{pf} \sum_{z_0=0}^{zf} MA_{\rho_0, z_0} \cdot \exp \left[ -\frac{\rho_0^2 + (z - z_0)^2}{n_p \cdot z_{pT1}^2} \right] \quad (6-10)$$

Assim, para calcular a variação de temperatura após  $N$  pulsos de laser, basta efetuar a soma:

$$T(0, z, N) = \sum_{n_p=1}^N \frac{E_t}{\rho_m \cdot c_p \cdot (\sqrt{\pi \cdot n_p} \cdot z_{pT1})^3} \sum_{\rho_0=0}^{pf} \sum_{z_0=0}^{zf} MA_{\rho_0, z_0} \cdot \exp \left[ -\frac{\rho_0^2 + (z - z_0)^2}{n_p \cdot z_{pT1}^2} \right] \quad (6-11)$$

Resta agora estabelecer os valores de corte  $\rho_f$  e  $z_f$ , para as coordenadas  $\rho_0$  e  $z_0$ .

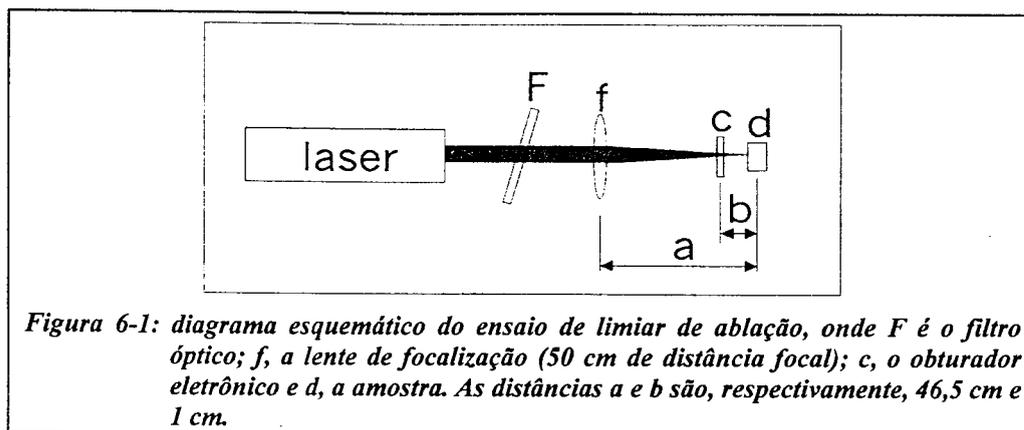
Examinado-se o argumento da função exponencial (termo entre colchetes) da expressão (6-10), verifica-se que, quando  $\rho_0 = \sqrt{4 \cdot n_p} \cdot z_{pT1}$  ou  $z_0 = \sqrt{4 \cdot n_p} \cdot z_{pT1}$ , aparecerá um fator multiplicativo  $e^{-4}=0,018$  no somatório. Pode-se, então, adotar esse valor como valor de corte, tanto para  $\rho_f$  quanto para  $z_f$ , pois equivale a dizer que as posições com  $\rho_0 > \sqrt{4 \cdot n_p} \cdot z_{pT1}$  ou  $z_0 > \sqrt{4 \cdot n_p} \cdot z_{pT1}$  não são consideradas, pois contribuirão com menos do que 2% da temperatura total.

É importante mencionar que, devido ao espalhamento, a distribuição espacial energia absorvida tem dimensões muito maiores que o diâmetro do feixe de laser (Figura 5-8). Portanto, a aproximação de incidência do feixe num único ponto da superfície de esmalte é bastante razoável para uma primeira estimativa da variação de temperatura ao longo do eixo central do feixe de laser. Além disso, como a dimensão do feixe é, também, menor do que as dimensões da distribuição espacial de luz espalhada (Figura 5-4), o perfil do feixe não deve influenciar significativamente no cálculo de variação de temperatura. Elimina-se, deste modo, a necessidade de buscar soluções analíticas da equação de propagação de calor para fontes com dimensões e geometrias complexas, mesmo porque essas soluções nem sempre podem ser obtidas analiticamente. E as soluções numéricas, por outro lado, têm o inconveniente de exigirem longo tempo de cálculo computacional.

Com relação ao calor gerado, não estão sendo consideradas as perdas para o ambiente, nem as variações dos parâmetros ópticos e térmicos em função da temperatura. Como o objetivo deste cálculo é obter uma primeira estimativa da variação de temperatura do esmalte dental submetido a múltiplos pulsos de laser e correlacioná-la qualitativamente com os dados experimentais, as perdas para o ambiente não devem contribuir significativamente para os tempos envolvidos.

## 6.2. Procedimentos experimentais

A Figura 6-1 mostra o diagrama esquemático do arranjo utilizado para este experimento, que é o mesmo apresentado na seção 4.3, página 36. Apenas a lente de focalização foi substituída por outra, de 50 cm de distância focal, e a distância  $a$  passou para 46,5 cm. Com esse arranjo, o diâmetro do feixe sobre a amostra passou para  $(0,10 \pm 0,02)$  mm.



O porta-amostra utilizado possuía controles milimétricos nos eixos vertical e horizontal. Com o obturador eletrônico ajustado para disparo manual, era possível, após cada disparo, alterar a posição horizontal da amostra em um milímetro. E, após quatro ou cinco disparos, alterava-se também a posição vertical e uma nova fileira de disparos era efetuada.

Os tempos de exposição foram controlados pelo obturador eletrônico e variaram, em ordem decrescente, para determinar o menor tempo em que ainda era possível observar, ao microscópio óptico, algum dano na superfície do esmalte dental. Assim, no intervalo entre 2,5 s e 0,5 s, reduziu-se o tempo em 0,1 s a cada disparo, e no intervalo entre 0,50 s e 0,20 s, em 0,05 s a cada disparo.

Com o laser emitindo 7,5 W de potência média no verde, a 14,1 kHz de taxa de repetição de pulso (216 MW/cm<sup>2</sup> de intensidade de pico, 6,0 J/cm<sup>2</sup> de fluência por pulso e 28 ns de largura temporal), foram efetuados, ao todo, 16 ensaios em oito terceiros molares inteiros (sem cortar a raiz), utilizando-se as duas faces mais planas de cada dente. Nos seis primeiros, foram testados os tempos de exposição de 2,5 s a 0,2 s, e nos dez restantes, de 0,8 s a 0,2 s.

As superfícies irradiadas pelo laser foram avaliadas por microscopia óptica (Polyvar-Met 2, Leica) e os resultados serão apresentados e discutidos a seguir.

### 6.3. Resultados e discussões

A Figura 6-2 apresenta micrografias ópticas representativas das regiões irradiadas pelo laser de CuHBr e os respectivos tempos de exposição, para o intervalo entre 0,80 s e 0,20 s. Pode-se observar que foram geradas cavidades no esmalte, com paredes de material fundido e ressolidificado, e bordas carbonizadas.

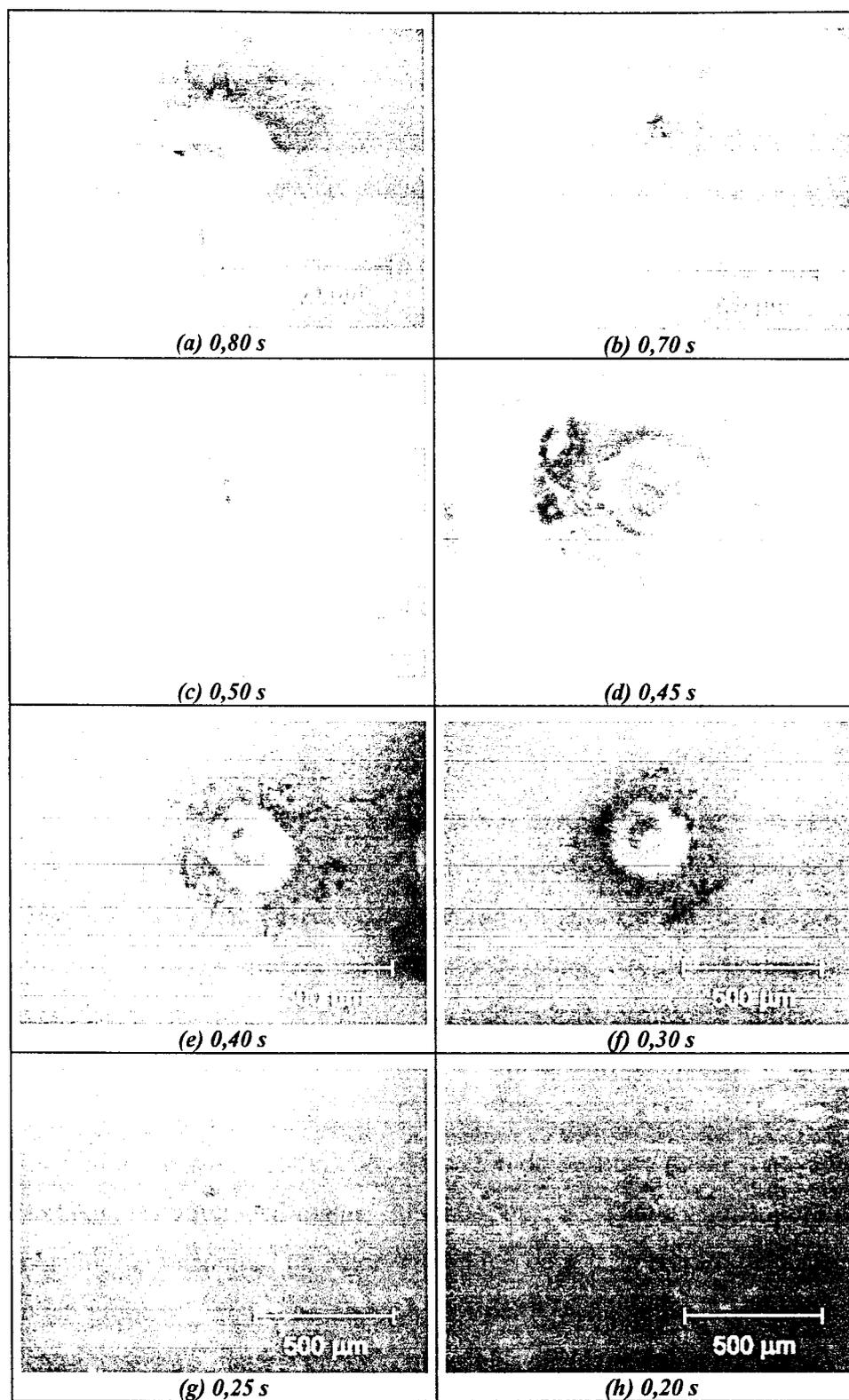


Figura 6-2: micrografias ópticas das cavidades geradas pelo laser de CuHBr no ensaio de limiar de fusão, com os respectivos tempos de exposição, no intervalo entre 0,80 s e 0,20 s.

Embora não tenham sido mensuradas as dimensões das cavidades, para correlacioná-las com os tempos de exposição, constatou-se que o menor tempo médio de exposição em que ainda era possível visualizar a cavidade ao microscópio óptico, avaliado sobre os 16 ensaios, foi de  $(0,30 \pm 0,03)$  s.

Este resultado já permite concluir que não se trata de um processo simples de ablação, pois, na ablação, a cavidade deve ser gerada ao longo de um único pulso<sup>73</sup>. Como o laser operou a uma taxa de repetição de pulso de 14,1 kHz, a menor cavidade foi produzida pelo efeito acumulado de aproximadamente 4230 pulsos de laser com as seguintes características: 216 MW/cm<sup>2</sup> de intensidade de pico, 6,0 J/cm<sup>2</sup> de fluência por pulso e 28 ns de largura temporal.

A comprovação de que se trata de um efeito acumulado de pulsos foi feita por intermédio de um experimento adicional: irradiou-se um único ponto de duas amostras com três pulsos consecutivos de obturador, com 0,1 s de tempo de exposição e 1 Hz de taxa de repetição de pulsos de obturador. Não foi observado, ao microscópio óptico, nenhum dano em nenhuma das duas amostras. Repetiu-se então o experimento com quatro, cinco e dez pulsos de obturador e, mesmo assim, nenhum dano foi observado.

Para compreender o mecanismo de interação entre o laser e o esmalte dental baseado num efeito acumulado de pulsos, considere a Figura 6-3. Essa figura ilustra um típico perfil de aquecimento em função do tempo para um material exposto a múltiplos pulsos. O primeiro pulso de laser provoca uma determinada elevação de temperatura. Logo após o término deste pulso, a temperatura diminui até um valor residual, devido à propagação do calor pelo material. Neste instante, supondo que os parâmetros térmicos e ópticos não variam com a temperatura, um segundo pulso provoca o mesmo aquecimento, só que a partir da temperatura residual do pulso anterior. Conseqüentemente, a temperatura máxima será ligeiramente maior que a anterior e, após o término do segundo pulso, a nova temperatura residual também será um pouco maior. E assim, pulso a pulso, a temperatura do material vai aumentando, pelo acúmulo de calor, até atingir-se a temperatura de fusão. Até aqui, trata-se de um processo térmico de fusão. Mas a partir deste ponto, o mecanismo exato de interação entre o laser e a matéria para a formação da cavidade é desconhecido.

Sabe-se, por exemplo, que o fluxo de energia entre as fases líquida e sólida é responsável pela determinação do limiar de remoção de material e da extensão da região termicamente

afetada<sup>72,73</sup>. E esse fluxo, por sua vez, depende da taxa de deposição de energia do laser e das constantes térmicas de ambas as fases. Se a combinação desses parâmetros for tal que permita que a fase líquida atinja a temperatura de ebulição logo no início do pulso subsequente de laser, então, um possível mecanismo é a vaporização ablativa. Ou seja, em cada pulso, a parte inicial deste pulso aquece a fase líquida até a temperatura de ebulição e a remoção de material vaporizado acompanha a evolução temporal da parte restante do pulso de laser. De acordo com a Figura 5-8 (b) e (d), no esmalte dental sólido, a temperatura máxima não ocorre na superfície do material, mas a uma certa profundidade abaixo da superfície. Se o mesmo ocorrer na fase líquida, então a rápida vaporização a uma dada profundidade, abaixo de uma camada líquida, provoca a ejeção de gotas de material fundido. Este mecanismo também é conhecido como vaporização explosiva<sup>74</sup>. Mesmo que seja necessário um certo número de pulsos para cumulativamente atingir-se a temperatura de ebulição, a partir de então os mecanismos acima descritos, de vaporização e de ejeção de gotas de material fundido por vaporização explosiva, passariam a acontecer. Ao interromper-se a exposição ao laser, a última ejeção de material e as trocas térmicas com o ambiente seriam suficientes para, rapidamente, resfriar a fase líquida, até a temperatura de solidificação. Desse modo, a cavidade foi gerada por fusão e evaporação térmica do esmalte dental.

Um outro mecanismo pode ainda ser observado em materiais quebradiços (não dúcteis, como o esmalte dental), que absorvem fracamente o comprimento de onda da radiação laser e, particularmente, em dielétricos<sup>73</sup>. Como, nesses materiais, a energia é absorvida num certo volume do material e não numa fina camada da superfície, são geradas tensões mecânicas devido ao rápido processo de deposição de energia. Essas tensões seriam suficientes para provocar a ejeção de aglomerados de material, sem que ocorra fusão ou evaporação. Os elétrons livres gerados nesse processo poderiam inclusive induzir a formação de um plasma próximo à superfície do material. Neste caso, a fusão e a evaporação térmica do esmalte seriam mediadas pelo plasma.

Infelizmente, não se dispõe, no momento, de técnicas apropriadas para esclarecer a questão.

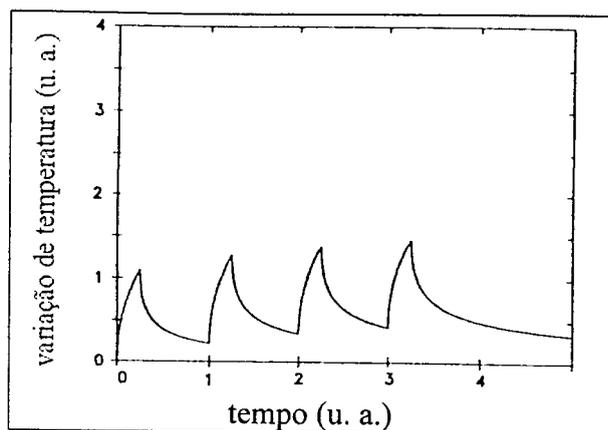


Figura 6-3: exemplo de um típico perfil de aquecimento em função do tempo para o esmalte exposto a múltiplos pulsos.

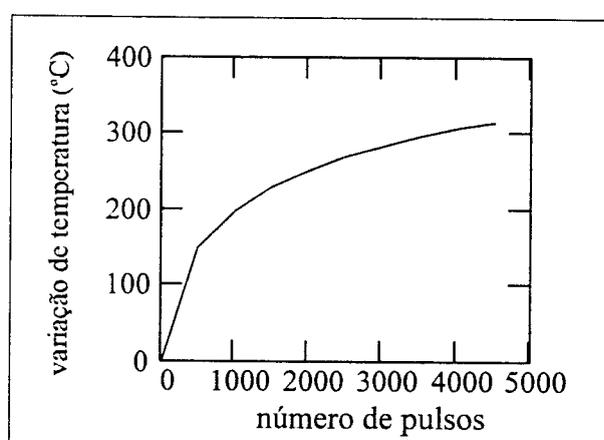


Figura 6-4: variação de temperatura em função do número de pulsos do laser de CuHBr, calculada considerando  $\mu_a = 1 \text{ cm}^{-1}$  para o esmalte.

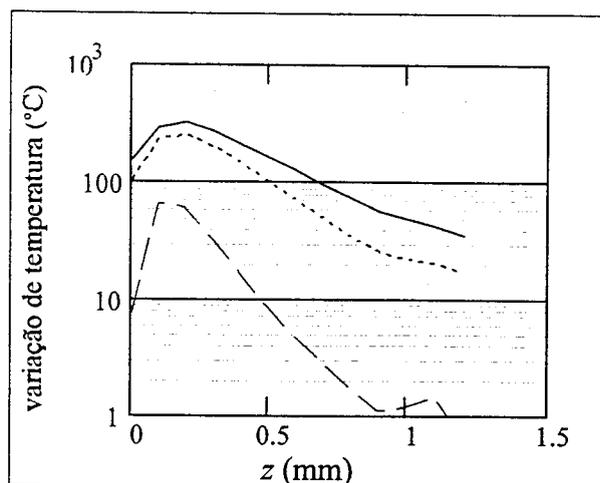


Figura 6-5: variação de temperatura em função da profundidade  $z$ , calculada considerando  $\mu_a = 1 \text{ cm}^{-1}$  para o esmalte submetido a 100 pulsos (linha tracejada), 2000 pulsos (linha pontilhada) e 4500 pulsos de laser (linha cheia).

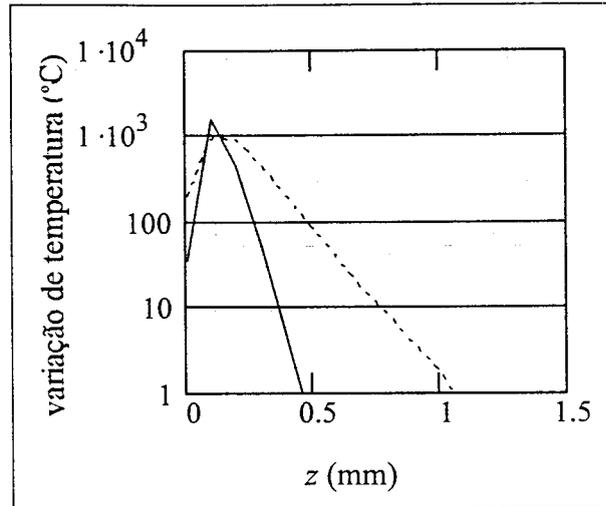


Figura 6-6: variação de temperatura teórica em função da profundidade  $z$  para o esmalte, calculada após 20 pulsos (linha cheia), supondo-se  $\mu_a=100\text{ cm}^{-1}$ , e após 100 pulsos (linha pontilhada), supondo-se  $\mu_a=10\text{ cm}^{-1}$ .

Com relação à previsão calculada com base no modelo apresentado, a Figura 6-4 mostra uma curva para a temperatura máxima de cada pulso em função do número de pulsos, calculada considerando-se o coeficiente de absorção  $\mu_a=1\text{ cm}^{-1}$  para o esmalte dental. Essa curva indica que, após 4500 pulsos do laser de CuHBr, a temperatura máxima atingida pelo esmalte é de  $314^\circ\text{C}$ .

Já a Figura 6-5 apresenta comparativamente a variação de temperatura em função da profundidade de esmalte, calculada considerando  $\mu_a=1\text{ cm}^{-1}$  para o esmalte submetido a 100 pulsos (linha tracejada), 2000 pulsos (linha pontilhada) e 4500 pulsos do laser de CuHBr (linha cheia). Nota-se que, para estas curvas, a profundidade em que ocorre a temperatura máxima aumenta com o número de pulsos.

Como o esmalte dental humano sofre fusão à temperatura de  $1.280^\circ\text{C}^{75}$ , existe uma discordância entre os dados experimentais e o cálculo de temperatura. Essa discordância pode ser associada aos seguintes aspectos:

- i. conforme já mencionado, no modelo foram feitas algumas aproximações, dentre as quais, a de que as propriedades ópticas e térmicas não variam com a temperatura. Em virtude da grande variação de temperatura envolvida ( $> 1000^\circ\text{C}$ ), investigações relacionadas com tais dependências são necessárias. Se, por exemplo, o coeficiente de absorção óptica aumentar com a temperatura, talvez seja possível descrever o mecanismo térmico por meio do modelo simples aqui apresentado. A Figura 6-6

mostra, ilustrativamente, a variação da temperatura prevista pelo modelo em função da profundidade de esmalte, supondo-se que o coeficiente de absorção  $\mu_a$  aumente para  $10 \text{ cm}^{-1}$  (linha pontilhada) ou para  $100 \text{ cm}^{-1}$  (linha cheia). Se este aumento do coeficiente de absorção ocorresse em torno de  $300^\circ\text{C}$ , seriam necessários menos do que 100 pulsos adicionais, no primeiro caso, e menos do que 20 pulsos, no segundo caso, para que o esmalte atinja a temperatura de fusão.

A variação dos parâmetros térmicos com a temperatura, por outro lado, afeta o perfil de distribuição de temperatura na amostra. Observou-se, na Figura 6-5, que a profundidade da temperatura máxima aumenta com o número de pulsos, devido ao efeito combinado de difusão do calor acumulado com a condutividade térmica constante. Se a hidroxiapatita exibir um comportamento semelhante ao da alumina ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ), cuja condutividade térmica diminui expressivamente com a temperatura<sup>72</sup> (a  $0^\circ\text{C}$  é de  $0,397 \text{ W/cm}^\circ\text{C}$ ; a  $227^\circ\text{C}$  passa para  $0,20 \text{ W/cm}^\circ\text{C}$  e, a  $727^\circ\text{C}$ , cai para  $0,078 \text{ W/cm}^\circ\text{C}$ ), então a profundidade da temperatura máxima também diminuirá.

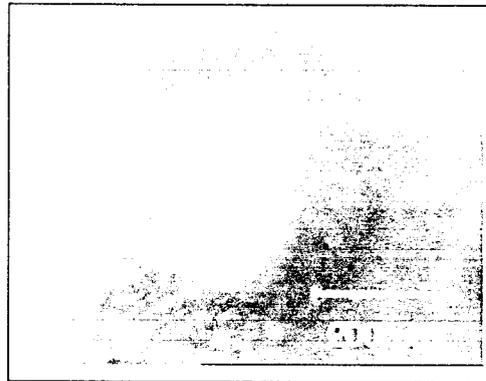
- ii. estudos por análise térmica diferencial (DTA)<sup>75</sup> e por termogravimetria diferencial (TGD)<sup>76</sup> revelam que, durante o aquecimento, o esmalte dental perde água a temperaturas entre  $90^\circ\text{C}$  e  $140^\circ\text{C}$ . Entre  $250^\circ\text{C}$  e  $400^\circ\text{C}$ , ocorre a pirólise e a volatilização da fase orgânica (proteínas e peptídios) presente no esmalte e, entre  $500^\circ\text{C}$  e  $900^\circ\text{C}$ , ocorre a oxidação de carbono da fase inorgânica (apatita carbonatada).

A água ocupa 12% em volume do esmalte dental e está presente nos espaços entre os bastões de esmalte e na fase orgânica. Então, antes da perda, o índice de refração entre os bastões era igual ao da água (1,33). Após o aquecimento, estes espaços ficam preenchidos com o ar, que tem índice de refração igual a um. Portanto, a simples perda de água provoca alterações na direção de propagação da luz espalhada e, por conseguinte, na distribuição de luz absorvida.

Durante o aquecimento ou no próprio processo de pirólise, os coeficientes de absorção das proteínas, dos peptídios ou de seus constituintes podem aumentar o suficiente para que atuem como cromóforos. Neste caso, mesmo estando presente

em somente 2% em volume, podem alterar significativamente todo o processo térmico, por exemplo, gerando o calor necessário para que ocorram fusão e evaporação de esmalte dental.

- iii. estudos cristalográficos<sup>49,51,77</sup> indicam que, durante o aquecimento (temperaturas superiores a 650°C), os átomos que compõem a hidroxiapatita  $[(Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2)]$  sofrem um rearranjo, formando fosfato de cálcio  $[Ca_3(PO_4)_2]$ , nas fases  $\alpha$  e  $\beta$ , e fosfato de tetracálcio  $[Ca_4(PO_4)_2O]$ . Estes compostos, derivados da hidroxiapatita, poderiam ter coeficientes de absorção maiores para o comprimento de onda estudado e atuariam como fontes de calor para o processo de fusão e evaporação do esmalte.



*Figura 6-7: micrografia óptica de cavidade gerada com a amostra incorretamente posicionada em relação ao feixe do laser de CuHBr, que, por sua vez, também estava desalinhado.*

Cada uma dessas hipóteses também deve ser alvo de futuras investigações para que se possa melhor compreender os mecanismos envolvidos na interação da radiação laser com os tecidos dentais. Mas, dentre elas, a hipótese de que os parâmetros ópticos devem sofrer variação com a temperatura encontra respaldo no experimento de irradiação com uma seqüência de pulsos de obturador com 0,1 s de tempo de exposição. O intervalo de tempo de 0,3 s deve ser necessário para que a amostra atinja a temperatura crítica, em que provavelmente ocorre o aumento da absorção. A partir dessa temperatura, como a absorção é maior, o perfil da cavidade fica bastante sensível ao posicionamento correto da amostra em relação ao feixe e ao próprio alinhamento do laser. Acredita-se que esta seja a razão pela qual, em algumas amostras, a cavidade tenha ficado “deformada” como mostra a Figura 6-7.

Um aspecto curioso a ser mencionado é que, calculando-se o tempo de relaxação térmica  $t_{RT}$  para o esmalte, a partir da expressão<sup>58</sup>  $L = \sqrt{4 \cdot \kappa \cdot t_{RT}}$  e utilizando-se o valor do coeficiente efetivo de atenuação ( $13,1 \pm 0,3 \text{ cm}^{-1}$ , vide Tabela 5-5), medido para a linha em 510 nm do laser de CuHBr, obtém-se o valor ( $0,31 \pm 0,01$ ) s. Este é o tempo necessário para que o calor propague-se até uma distância igual ao comprimento de penetração óptica e é praticamente igual ao menor tempo medido para gerar uma cavidade por fusão e evaporação térmica. Infelizmente, não há informações suficientes para tentar estabelecer uma correlação entre esses dados.

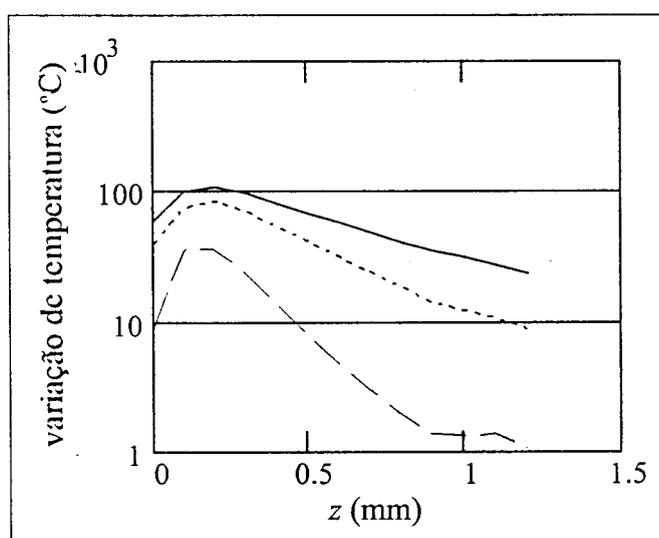


Figura 6-8: variação de temperatura em função da profundidade  $z$  para o esmalte, calculada para os dados de Yamada *et al.*<sup>24</sup>, supondo-se  $\mu_a = 1 \text{ cm}^{-1}$ , após 100 pulsos (linha tracejada), 1000 pulsos (linha pontilhada) e 3500 pulsos de laser (linha cheia).

Quanto ao trabalho de Yamada *et al.*<sup>24</sup>, sobre ablação de esmalte e dentina utilizando a radiação verde do laser de cobre, foi efetuado o cálculo de variação de temperatura para as condições utilizadas naquele trabalho, a saber: 2,0 W de potência de saída na linha verde, a uma taxa de repetição de pulsos de 3,3 kHz e tempo de exposição de 1 s. Nessas condições, os autores só conseguiram observar ablação em esmalte e dentina, quando estes foram recobertos com fotoabsorvedores (tinta de cor vermelha e preta). Como os dados térmicos, ópticos e de espessura desses fotoabsorvedores não estão disponíveis, calculou-se a variação de temperatura somente para o caso da amostra sem fotoabsorvedor. Para isso, considerou-se, para o coeficiente de absorção do esmalte, o valor  $\mu_a = 1 \text{ cm}^{-1}$  e os resultados podem ser vistos na Figura 6-8. De acordo com a figura, Yamada *et al.* devem

somente ter evaporado a água presente no esmalte, uma vez que a temperatura máxima atingida não ultrapassou os 100°C.

#### **6.4. Conclusões**

No presente capítulo, determinou-se experimentalmente um limiar de tempo de exposição para que ocorram a fusão e a evaporação, observáveis por microscopia óptica, do esmalte dental irradiado com a linha verde do laser de CuHBr. Para as condições utilizadas (taxa de repetição de pulso de 14,1 kHz, 216 MW/cm<sup>2</sup> de intensidade de pico, 6,0 J/cm<sup>2</sup> de fluência por pulso e 28 ns de largura temporal), o limiar de tempo de exposição foi de (0,30 ± 0,03) s.

Foi descrito um modelo fenomenológico para a interação entre a radiação laser e a matéria, baseado no efeito acumulado de pulsos para a fusão e evaporação do esmalte dental. Também foi apresentado um modelo matemático simples para o cálculo de variação de temperatura em função do número de pulsos. Neste modelo, considera-se que o feixe de laser incide num único ponto da amostra, que o processo é adiabático e que os parâmetros ópticos e térmicos não variam com a temperatura. Os resultados desse modelo, associados às evidências experimentais, sugerem fortemente que os parâmetros ópticos e térmicos devem sofrer variação com a temperatura e, provavelmente, o coeficiente de absorção deve aumentar com a temperatura. O limiar de tempo de exposição obtido deve corresponder ao tempo necessário para que a amostra atinja uma temperatura crítica, em que ocorre o aumento da absorção.

## 7. Ensaio preliminar de desmineralização de esmalte dental irradiado pelo laser de CuHBr

Nos capítulos anteriores, descreveu-se a propagação de luz visível e sua correlação com a deposição de energia da radiação da linha verde do laser de CuHBr nos tecidos dentais. Observou-se, experimentalmente, um limiar de fusão e evaporação e discutiu-se sobre a importância dos parâmetros ópticos e térmicos no processo.

Resta, agora, avaliar se o laser de CuHBr, à semelhança do laser de argônio, também apresenta algum potencial para ser aplicado em prevenção de cárie. Assim, neste capítulo, é apresentado o ensaio efetuado para este fim. É importante salientar que não se trata de um rigoroso estudo do potencial de prevenção de cárie do laser de CuHBr, mas apenas de um primeiro ensaio piloto para averiguar a viabilidade da investigação utilizando um laser de comprimento de onda próximo ao do argônio, mas com características distintas (laser pulsado, de alta taxa de repetição e alta potência de pico).

De acordo com a literatura<sup>78</sup>, a cárie é uma lesão volumétrica resultante de múltiplos processos de desmineralização e remineralização do dente. Essa remineralização não é uma interrupção da progressão da cárie, mas faz parte do processo dinâmico de formação da lesão. Mesmo porque, a redeposição de minerais ocorre de uma forma desordenada, não reconstituindo a estrutura organizada inicial e tornando o tecido lesado mais poroso e mecanicamente menos resistente.

No ambiente bucal, a cárie é gerada da seguinte forma<sup>79</sup>: ácidos orgânicos são produzidos pelos microorganismos da placa bacteriana e difundem-se sobre a película protetora da superfície do esmalte dental. Se a concentração e o pH desses ácidos forem apropriados, haverá a dissolução de uma camada superficial do esmalte, resultando na formação de sais de cálcio ( $\text{CaHPO}_4$  - fosfato monobásico de cálcio e  $\text{Ca}_5\text{F}(\text{HPO}_4)$  - trifosfato fluoreto de cálcio). A reação química com o ácido entraria em estado de equilíbrio se a saliva não removesse estes sais das proximidades da superfície de esmalte. E, devido ao seu potencial químico, os ácidos também continuam penetrando e dissolvendo camadas mais internas do

esmalte. Os gradientes de difusão, por sua vez, bombeiam os sais das camadas mais internas para a superfície de esmalte e desta, para a saliva. O resultado líquido é a remoção de material da camada mais interna (subsuperfície) para a cavidade oral. Este fluxo de material também favorece uma regeneração contínua da superfície do esmalte, uma vez que o material removido pela saliva pode ser redepositado pelo fluxo proveniente da subsuperfície. Se a taxa de remoção pela saliva for menor ou igual à taxa de precipitação de material proveniente das camadas mais internas, a aparência da superfície pode ficar quase inalterada, resultando na lesão de subsuperfície. Caso contrário, cavidades surgirão na superfície do esmalte.

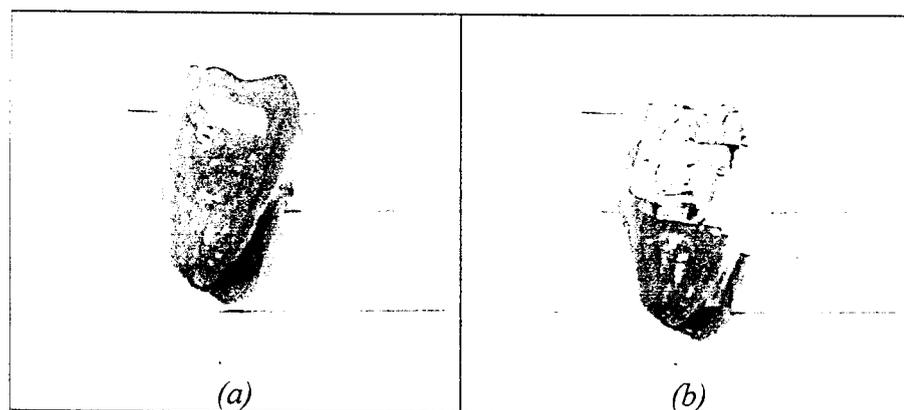
Já na indução artificial de lesão de cárie *in vitro*, diferentes autores têm utilizado diferentes procedimentos<sup>12,30,31,33,41,42,48,80</sup> e nenhum deles simula exatamente o que ocorre no ambiente bucal. Mesmo porque, a escolha de um particular procedimento está mais relacionada com a meta almejada para o experimento do que com a acurácia em reproduzir todos os fenômenos que ocorrem na boca durante a formação da cárie.

Dentro deste contexto e considerando-se os objetivos deste primeiro experimento, optou-se por utilizar uma metodologia que provocasse uma desmineralização artificial de subsuperfície utilizando-se duas soluções: uma desmineralizadora e outra remineralizadora. Os procedimentos experimentais adotados para a preparação dessas soluções e das amostras, para a irradiação e para o ensaio de desmineralização serão descritos na próxima seção.

### **7.1. Procedimentos experimentais**

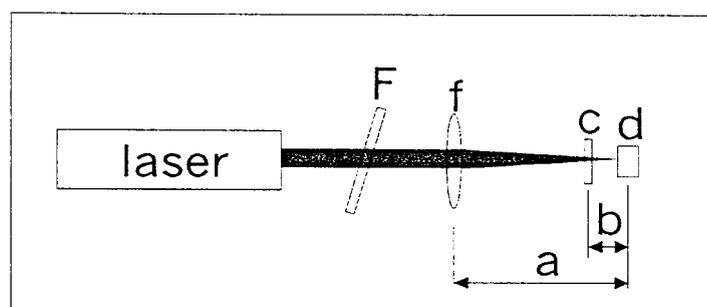
Foram utilizados quatro dentes terceiros molares inclusos, extraídos por razões ortodônticas. Os dentes foram conservados em solução de NaCl a 0,9% até o momento de uso.

As amostras foram preparadas do seguinte modo: nas três faces mais planas de cada dente, foram coladas etiquetas autoadesivas, com as seguintes dimensões: 5,0 mm de largura e 2,0 mm de altura. Em seguida, os dentes receberam duas demãos de esmalte de unhas. Após a secagem, as etiquetas foram retiradas [Figura 7-1 (a)] e os dentes, recobertos com papel alumínio, para que somente metade de cada janela fosse exposta ao laser [Figura 7-1 (b)]. A metade não irradiada foi utilizada como controle.



**Figura 7-1:** (a) janela preparada em um dente e (b) recobrimento com papel alumínio para expor somente metade da janela ao laser.

A Figura 7-2 mostra o diagrama esquemático do arranjo experimental usado para a irradiação das amostras. Cada uma das doze janelas recebeu  $9,5 \text{ W/cm}^2$  ( $0,70 \text{ mJ/cm}^2$  por pulso) de radiação na linha verde do laser de CuHBr, à taxa de repetição de pulso de  $13,7 \text{ kHz}$ , durante 10 segundos. Para assegurar que as janelas fossem irradiadas nas mesmas condições, foi fixada uma íris de 1 cm de diâmetro no porta-amostra. Esta íris serviu de guia para o posicionamento de cada janela, de cada amostra. Após a irradiação, as amostras tiveram suas superfícies avaliadas por microscopia óptica (Polyvar-Met 2, Leica).



**Figura 7-2:** diagrama esquemático do ensaio de irradiação. *F* é o filtro óptico; *f*, a lente de focalização (50 cm de distância focal); *c*, o obturador eletrônico e *d*, a amostra. As distâncias *a* e *b* são, respectivamente, 28 cm e 1 cm.

Para induzir lesões artificiais de cárie nas amostras preparadas, foram utilizadas soluções desmineralizadora e remineralizadora<sup>81</sup>, preparadas conforme descrito a seguir.

A solução desmineralizadora tinha a seguinte composição: 2 mM de  $\text{CaCl}_2$ , 2 mM de  $\text{NaH}_2\text{PO}_4$  e 50 mM de ácido acético glacial. O valor do pH dessa solução foi ajustado para 4,55 adicionando-se quantidades apropriadas de solução de NaOH à 2 mM e os sais de

cálcio e fósforo contribuem para evitar a formação de cavidades em lesões induzidas artificialmente<sup>79</sup>.

A solução remineralizadora foi elaborada em duas etapas. Na primeira, foram preparadas as soluções A (4 mM de  $\text{CaCl}_2$  e 4 mM de  $\text{NaH}_2\text{PO}_4$ ) e B (2 mM de  $\text{NaOH}$ ). Na segunda etapa, feita somente no momento de sua utilização, foram misturadas quantidades iguais de solução A e B, resultando numa solução com pH entre 6,5 e 6,8.

No processo de desmineralização, cada amostra foi colocada em um tubo de ensaio com 40 ml de solução desmineralizadora. O tubo foi fechado com papel alumínio e mantido numa estufa, em banho-maria, a uma temperatura constante de  $37^\circ\text{C}$  e em repouso durante quatro dias. A ausência de agitação impede a ocorrência de perturbações da camada de difusão nas proximidades da superfície da amostra, favorecendo a precipitação de cálcio e fósforo na superfície do esmalte e contribuindo para que não se formem cavidades na lesão<sup>79</sup>. O tempo de exposição à solução desmineralizadora foi arbitrado com base no fato de que Moreno e Zahradnik<sup>79</sup> obtiveram lesão artificial de cárie em esmalte sadio natural (não irradiado por laser) em 72 horas usando uma solução tampão de ácido láctico mais concentrada (0,1 M).

No quarto dia, o tubo e a amostra foram lavados com água destilada. A seguir, a amostra foi imersa em 40 ml de solução remineralizadora (20 ml de solução A + 20 ml de solução B). O tubo foi, novamente, fechado com papel alumínio e o conjunto, devolvido ao banho-maria, ficando em repouso por mais três dias.

O procedimento total de indução de lesão artificial foi efetuado durante 28 dias, o que significa que cada amostra passou por quatro processos de desmineralização e quatro de remineralização. A interrupção deste procedimento também foi arbitrada após inspeção visual das amostras: algumas já apresentavam características típicas lesão artificial em toda a extensão da janela exposta.

Ao final do processo, as amostras tiveram, novamente, suas superfícies avaliadas por microscopia óptica.

Quantidades iguais de soluções desmineralizadoras e remineralizadoras ainda não utilizadas, juntamente com as soluções utilizadas no primeiro processo de desmineralização e no primeiro processo de remineralização, foram avaliadas por

espectroscopia de absorção atômica, para determinar-se o teor do elemento cálcio. Foi utilizado um espectrômetro Varian, modelo AA 20 Plus.

## 7.2. Resultados e discussões

A Figura 7-3 apresenta as micrografias ópticas da superfície de esmalte dental de uma amostra representativa, após a irradiação com o laser de CuHBr e antes do ensaio de lesão de cárie artificial. As micrografias (a) e (c) correspondem, respectivamente, aos lados irradiado e não irradiado; a micrografia (b), à região de interface entre os lados irradiado e não irradiado e, na micrografia (d), as imagens (a), (b) e (c) foram superpostas para formar uma única imagem com campo visual maior. Comparando-se as imagens (a) e (c), pode-se concluir que, com a intensidade aplicada, não houve alterações morfológicas e topográficas perceptíveis ao microscópio óptico na superfície de esmalte. As linhas de Pickerill (elevações de 30-100  $\mu\text{m}$  de largura) e as *perikymatas* (ranhuras entre as linhas de Pickerill) são claramente visíveis em toda a superfície.

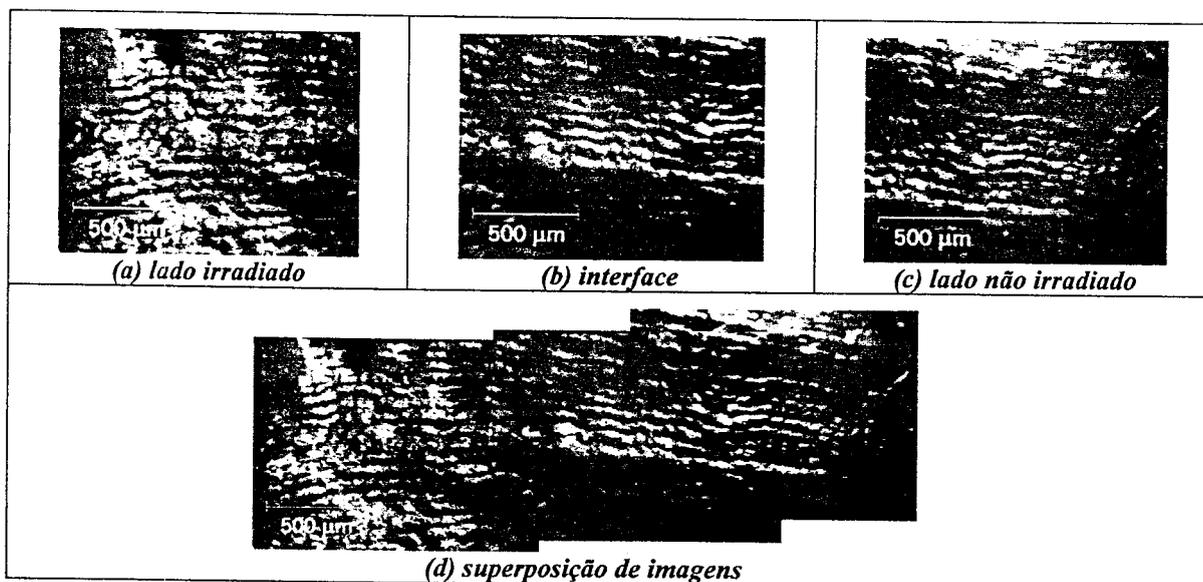


Figura 7-3: micrografias ópticas de uma amostra representativa antes do ensaio de lesão artificial de cárie: (a) lado irradiado com o laser de CuHBr, (b) interface entre os lados irradiado e o não irradiado, (c) lado não irradiado e (d) superposição das imagens para obter uma imagem com maior campo visual.

Vale lembrar que microalterações de superfície podem estar presentes no lado irradiado das amostras, embora não tenham sido detectadas. Nos trabalhos de Westerman, sobre superfícies de esmalte<sup>36</sup> e de raiz<sup>37</sup> irradiadas durante 10 s com 11,5 J/cm<sup>2</sup> e 100 J/cm<sup>2</sup> de

laser de argônio, alterações morfológicas e topográficas foram observadas por microscopia eletrônica de varredura em ampliações de 4.400 a 17.000 vezes. A microscopia eletrônica de varredura não foi utilizada neste primeiro momento devido à necessidade de desidratação e de recobrimento das amostras com filme fino de ouro, o que inviabilizaria a sua reutilização no experimento de desmineralização.

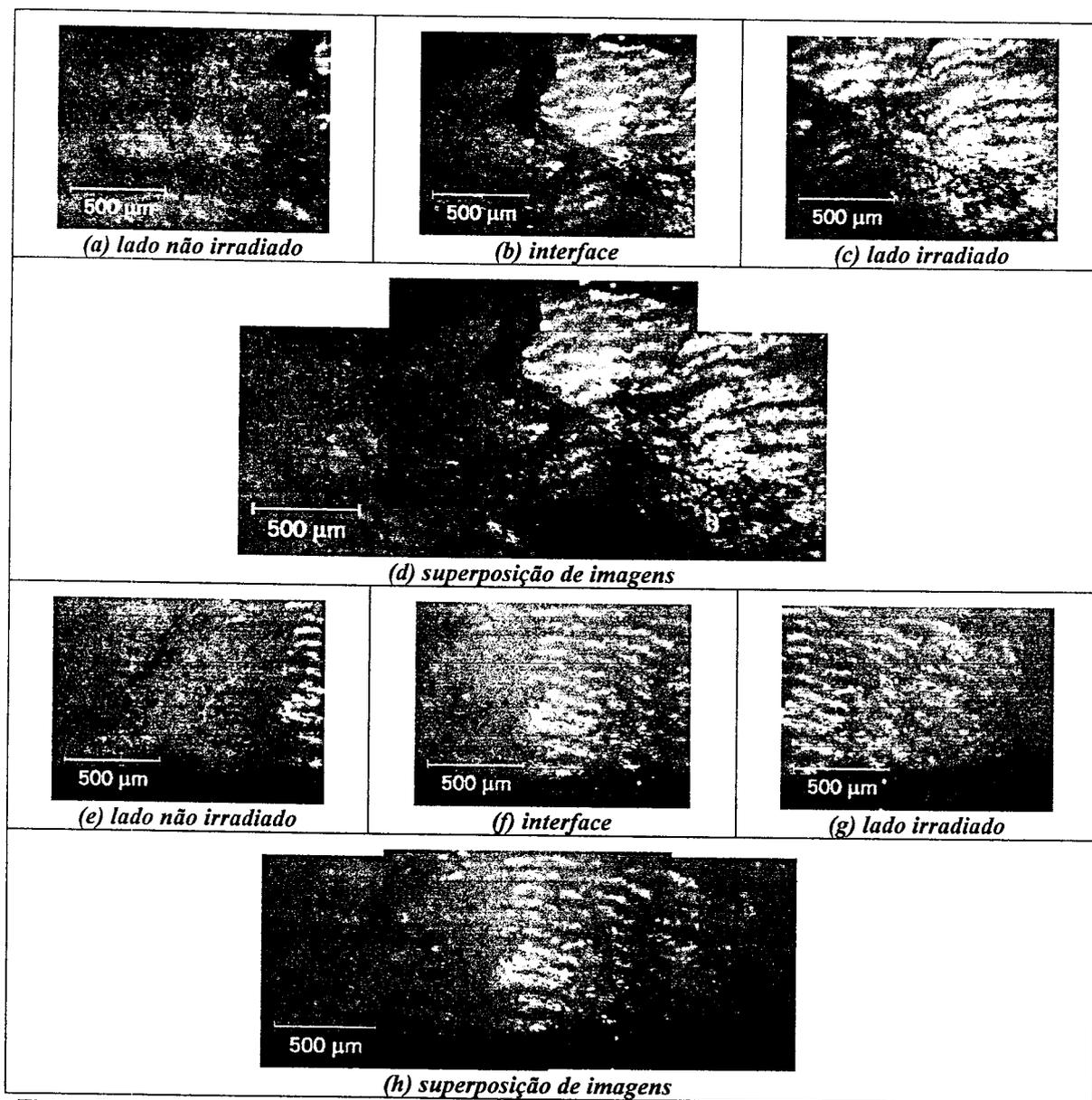


Figura 7-4: micrografias ópticas da superfície de esmalte dental de duas amostras representativas após o ensaio de lesão artificial de cárie: (a) e (e) referem-se ao lado não irradiado, (b) e (f), à interface entre os lados não irradiado e irradiado, (c) e (g), ao lado irradiado com o laser de CuHBr e (d) e (h), à superposição das imagens para obter uma única imagem com maior campo visual.

Na Figura 7-4, são exibidas as micrografias ópticas da superfície de esmalte dental de duas amostras representativas em que foi verificado um comportamento diferenciado entre os lados, após a indução de lesão artificial de cárie. Comparando-se as imagens do lado irradiado com as do lado não irradiado, observa-se que, no lado irradiado, as estruturas de superfície (linhas de Pickerill e perikymatas) preservam as mesmas características das do esmalte sadio (antes do processo de lesão artificial, Figura 7-3). Já nas imagens do lado não irradiado, tais estruturas não são mais perceptíveis após a indução da lesão artificial: a topografia da superfície apresenta-se mais lisa, devido à dissolução da camada mais externa de esmalte.

Um segundo aspecto, também facilmente notado, é que o lado que sofreu dissolução não reflete a luz, como no esmalte sadio. Esta característica é típica de superfícies de esmalte desmineralizado, na fase inicial da lesão de cárie. Isto acontece porque, no processo de dissolução<sup>82</sup>, os ácidos removem uma pequena quantidade de mineral das bordas dos cristais de hidroxiapatita. O tamanho destes cristais diminui e, conseqüentemente, os espaços intercristalinos ficam maiores. A superfície fica irregular e os espaços, que, antes da dissolução, estavam preenchidos com água (índice de refração igual a 1,33), agora, estão preenchidos com ar (índice de refração igual a 1,0). Este conjunto de modificações contribui para que a reflexão torne-se predominantemente difusa na superfície do esmalte desmineralizado, resultando numa superfície de aparência opaca.

Em metade das doze amostras avaliadas, foi observada desmineralização somente no lado não irradiado. Nas outras seis, ambos os lados sofreram desmineralização e toda a superfície ficou opaca. Este comportamento também já foi verificado em trabalhos com o laser de argônio<sup>41</sup> e, neste caso, avaliações histológicas, utilizando microscopia óptica de transmissão com luz polarizada, são necessárias para verificar se há diferença na profundidade da lesão de cada lado. Se houver, este resultado concordaria com os de trabalhos semelhantes utilizando o laser de argônio<sup>32,36,41</sup> e o laser de CO<sub>2</sub><sup>48</sup>, nos quais não foram observadas alterações macroscópicas (fusão e ressolidificação) na superfície de esmalte dental humano, embora tenha-se verificado um aumento de resistência ao ataque ácido. E também poderia ser um primeiro indício de que a irradiação com a linha verde do laser de CuHBr tem algum potencial para aumentar a resistência do esmalte à desmineralização.

Além da avaliação histológica das amostras deste trabalho, também seria interessante preparar novas amostras e verificar, por microscopia eletrônica de varredura, a presença de microalterações de superfície como, por exemplo, os microporos descritos por Oho e Morioka<sup>30</sup> e por Westerman<sup>36</sup>. E se ambos (avaliação histológica e a microscopia eletrônica de varredura) apresentarem resultados satisfatórios, então ensaios com outros modelos estabelecidos de desmineralização *in vitro* e *in situ* também deverão ser propostos, para que se possa analisar, comparar e compreender os mecanismos envolvidos no processo de aumento de resistência à desmineralização com o laser de CuHBr.

Finalmente, a Tabela 7-1 apresenta os valores de teor de cálcio, medidos por espectroscopia de absorção atômica, nas soluções desmineralizadoras e remineralizadoras. As soluções denominadas "branco" correspondem às soluções que não foram utilizadas e, portanto, não tiveram contato com as amostras. Foi observado que a solução desmineralizadora teve sua concentração de cálcio aumentada em cerca de 14% (5,3 mg/l) em relação à solução "branco". Já a solução remineralizadora cedeu à amostra aproximadamente 18% (5,5 mg/l) do teor de cálcio que possuía inicialmente. Portanto, o teor de cálcio retirado do esmalte foi praticamente igual ao redepositado e, de acordo como Moreno e Zahradnik<sup>79</sup>, esta era uma condição necessária para a obtenção de lesão de subsuperfície sem provocar a formação de cavidades no esmalte. Os dados obtidos por espectroscopia de absorção atômica indicaram apenas que o fluxo de cálcio ocorrido nas duas soluções, no particular experimento conduzido, atendeu aos requisitos pré-estabelecidos para a indução de lesão artificial.

Tabela 7-1: teor de cálcio, medido por espectroscopia de absorção atômica, nas soluções desmineralizadoras e remineralizadoras.

Solução	Teor de cálcio (mg/l)
Desmineralizadora – branco	38±1
Desmineralizadora	43,3±0,4
Remineralizadora – branco	30,8±0,2
Remineralizadora	25,3±0,4

### 7.3. Conclusões

Neste ensaio preliminar de desmineralização de esmalte dental humano utilizando a linha verde do laser de CuHBr, verificou-se que em seis, das doze amostras irradiadas, a

desmineralização ocorreu somente no lado não irradiado. Nas outras seis, toda a superfície (irradiada e não irradiada) apresentou características de dissolução. Análises histológicas deverão ser feitas para avaliar se, nessas amostras, houve diferença na profundidade de lesão entre os lados irradiado e não irradiado. Novas amostras também devem ser preparadas para verificar, por microscopia eletrônica de varredura, a ocorrência de microalterações de morfologia e topografia de superfície, tais como os microporos observados por outros autores em amostras irradiadas com o laser de argônio. Os resultados até então obtidos ainda não permitem concluir se a radiação do laser de CuHBr, de fato, atuou no sentido de aumentar a resistência do esmalte ao ataque ácido, tal como ocorre com o laser de argônio, mas indicam que as investigações devem, sem dúvida, prosseguir.

## 8. Conclusões finais

Com a técnica de microscopia de força atômica, foi verificada a viabilidade de caracterização das superfícies de tecidos dentais irradiados com laser em duas situações extremas: alta e baixa absorção pelo tecido dental. A comparação com as técnicas mais tradicionais, de microscopia óptica e de microscopia eletrônica de varredura, revelou que as técnicas são complementares, ou seja, existem situações em que algumas características morfológicas e topográficas são mais facilmente visualizadas em uma delas e as variações de aspecto observadas são inerentes ao modo com que cada uma constrói a imagem. Informações quantitativas de topografia são diretamente extraídas pela microscopia de força atômica, enquanto aspectos morfológicos mais gerais (forma da superfície) podem ser visualizados pela microscopia óptica ou pela microscopia eletrônica de varredura.

Também foi possível avaliar uma cavidade em esmalte dental humano, gerada com o laser de CuHBr. Essa técnica mostrou-se eficaz para explorar as diferenças estruturais e morfológicas entre o esmalte fundido e ressolidificado das paredes da cavidade e o do tecido natural. Essas diferenças sugerem que, exceto pelas trincas, os danos térmicos aparentemente não se propagaram além das paredes da cavidade, que teve sua espessura medida, e permitiu inferir conclusões a respeito da susceptibilidade do esmalte a abrasão por polimento.

A propagação da radiação do laser de CuHBr e a distribuição de energia absorvida nos tecidos dentais foi descrita por um modelo baseado no método de Monte Carlo. Medidas experimentais com uma câmera CCD foram utilizadas para caracterizar, semiquantitativamente, a distribuição de luz espalhada no dente e corroborar o modelo. Verificou-se que o espalhamento Rayleigh e a radiação difusa espalhada são preponderantes. O mapeamento da distribuição de energia absorvida e a variação de temperatura ao longo do eixo central de propagação do feixe apresentam forte dependência com o coeficiente de absorção do esmalte dental e não podem ser diretamente inferidos a partir do perfil de distribuição óptica.

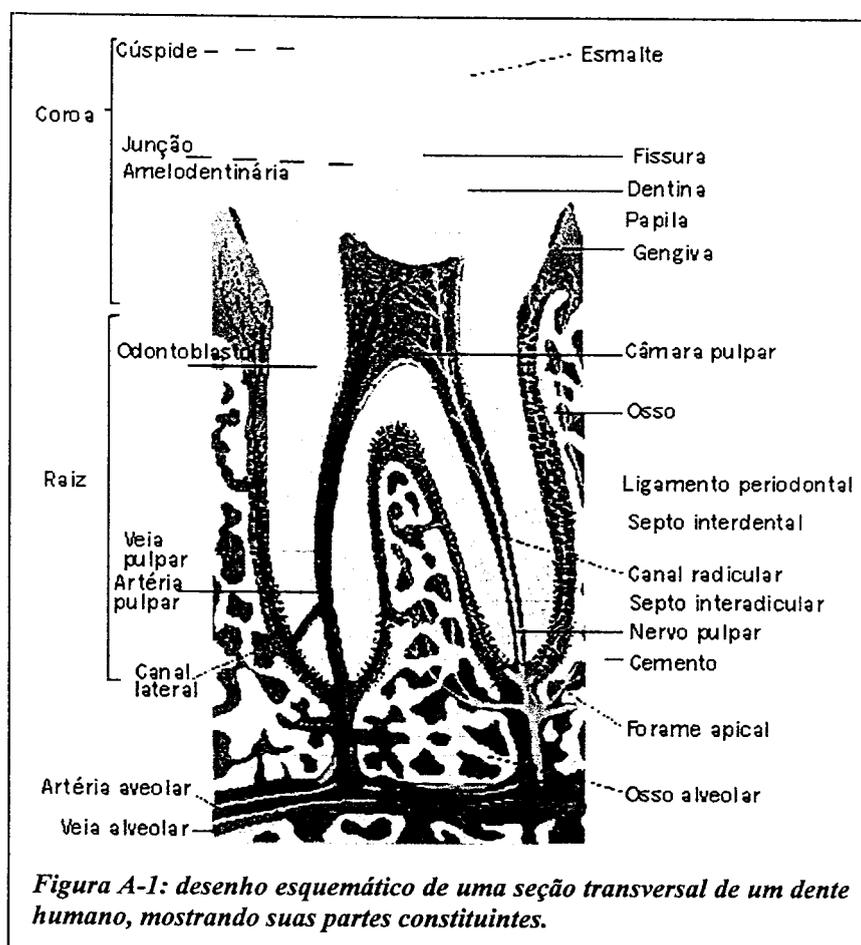
Observou-se um limiar de tempo de exposição para que ocorra fusão e evaporação do esmalte dental irradiado em uma condição específica com a linha verde do laser de CuHBr e discutiu-se um modelo fenomenológico para a interação entre a radiação laser e a matéria, baseado no efeito acumulado de pulsos. Cálculos de temperatura associados às evidências experimentais sugerem fortemente que os parâmetros ópticos e térmicos devem estar variando com a temperatura. O limiar de tempo de exposição obtido deve corresponder ao tempo necessário para que a amostra atinja uma temperatura crítica, em que ocorre o aumento da absorção.

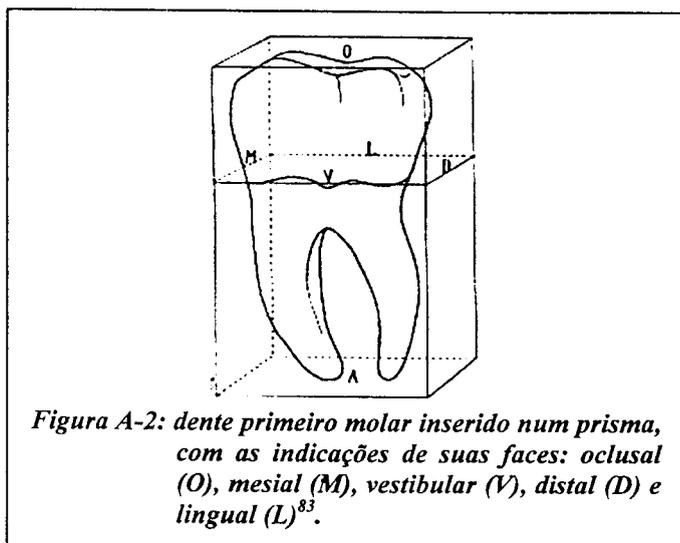
Finalmente, com relação ao ensaio preliminar de desmineralização de esmalte dental irradiado com a linha verde do laser de CuHBr, embora algumas amostras tenham-se mostrados menos susceptíveis à demineralização no lado irradiado, resultados mais conclusivos serão obtidos somente após o prosseguimento das investigações.

## A. Apêndice - O dente

O dente<sup>83,84</sup> é um órgão constituído por três tecidos duros (o esmalte, a dentina e o cemento) e um mole (a polpa), como mostra o desenho esquemático apresentado na *Figura A-1*. A parte externa à gengiva é chamada de coroa e a parte interna, de raiz.

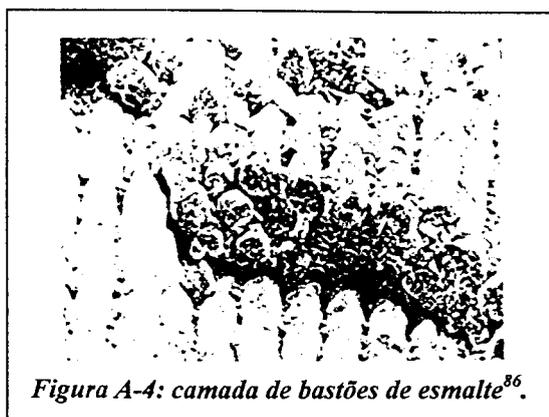
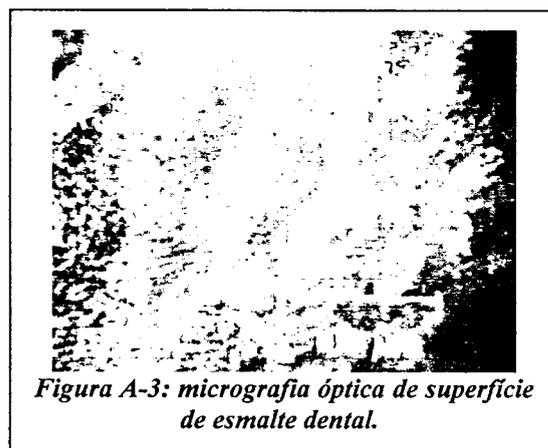
Cada face da coroa recebe um nome específico, conforme identificado na *Figura A-2*. A face oclusal (O) é a face que entra em contato com a face similar do dente antagonista, com a finalidade de triturar os alimentos. A face lingual (L) é a face voltada para a língua e a face vestibular (V), a que está voltada para os vestibulos da boca (lábios e bochechas). As faces mesial (M) e distal (D) são as faces de contato com os dentes vizinhos: a mesial é a que está mais próxima da linha mediana do arco dental e a proximal, a que está mais distante.





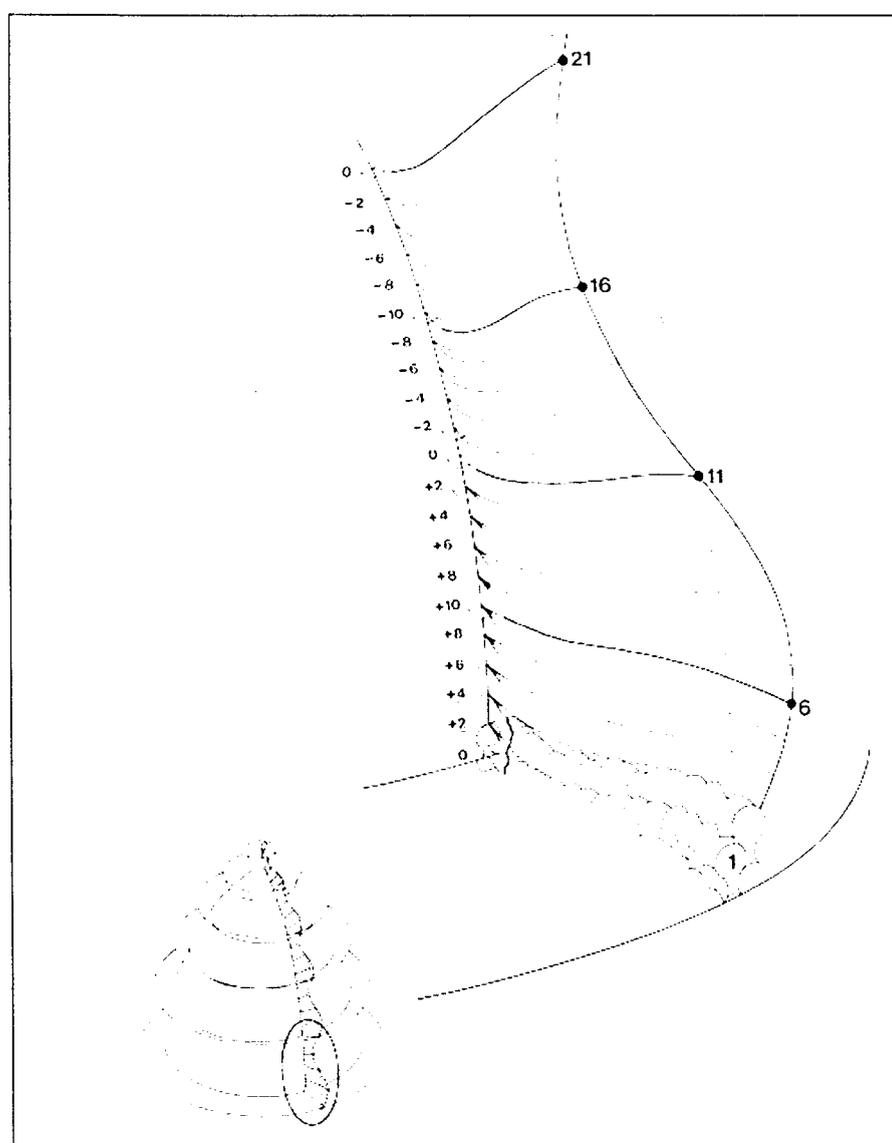
chamadas linhas de Pickerill. Tais elevações são separadas por ranhuras, conhecidas como *perikymatas*<sup>85</sup>. Ao logo dessas estruturas, existem cavidades com 4-6  $\mu\text{m}$  de diâmetro e 0,5-3  $\mu\text{m}$  de profundidade. Podem ainda ocorrer cavidades maiores e pequenas protuberâncias, que provavelmente representam pontos locais de má formação de esmalte.

O esmalte dental é constituído por aproximadamente 86% em volume de minerais inorgânicos, 2% de material orgânico e 12% de água. Esses minerais inorgânicos são apatitas (sais de cálcio e fósforo), sendo a hidroxiapatita  $[\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6\text{OH}_2]$  o principal componente. Elementos como flúor, zinco e chumbo também podem ser encontrados nas camadas mais superficiais de esmalte, e sódio e magnésio, nas camadas mais profundas. A parte orgânica é constituída por proteínas e peptídios.



No esmalte, as moléculas de hidroxiapatita agrupam-se na forma de cristais hexagonais, com dimensões de aproximadamente 1  $\mu\text{m}$  x 40 nm. Estes cristais, por sua vez, compõem estruturas em forma de bastões cônicos, que partem da junção amelodentinária (junção entre o esmalte e a dentina), com uma largura de 3

$\mu\text{m}$ , e chegam à superfície do esmalte, com até  $6 \mu\text{m}$ . Esses bastões superpõem-se, paralelamente e em camadas sucessivas, como mostra a *Figura A-4*. As camadas de bastões, por sua vez, agrupam-se em colunas, que formam circunferências ao redor do eixo longo do dente (*Figura A-5*), de tal forma que cada bastão fique perpendicular à superfície de dentina e com uma leve inclinação em direção à cúspide. Em relação à superfície de esmalte, cada bastão apresenta um padrão ondulatório, tanto em relação ao eixo vertical quanto ao horizontal, como indicado esquematicamente na *Figura A-5*. Embora cada bastão de uma mesma coluna mantenha um padrão direcional, colunas sucessivas podem apresentar variações direcionais de até dois graus.



*Figura A-5: diagrama esquemático mostrando a orientação dos bastões de esmalte em relação ao eixo longo do dente<sup>86</sup>.*

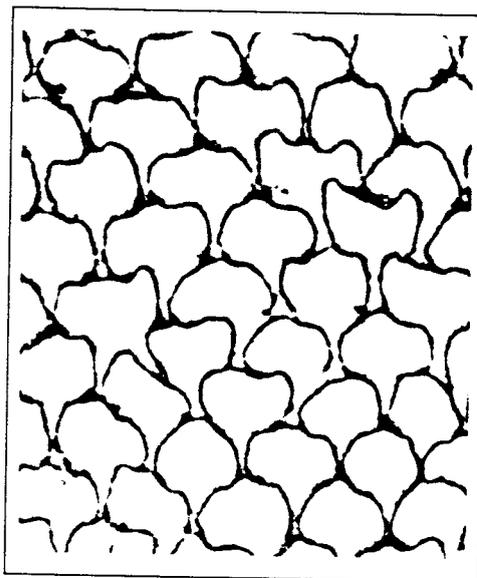


Figura A-6: micrografia óptica de transmissão de uma seção transversal de esmalte dental<sup>86</sup>.

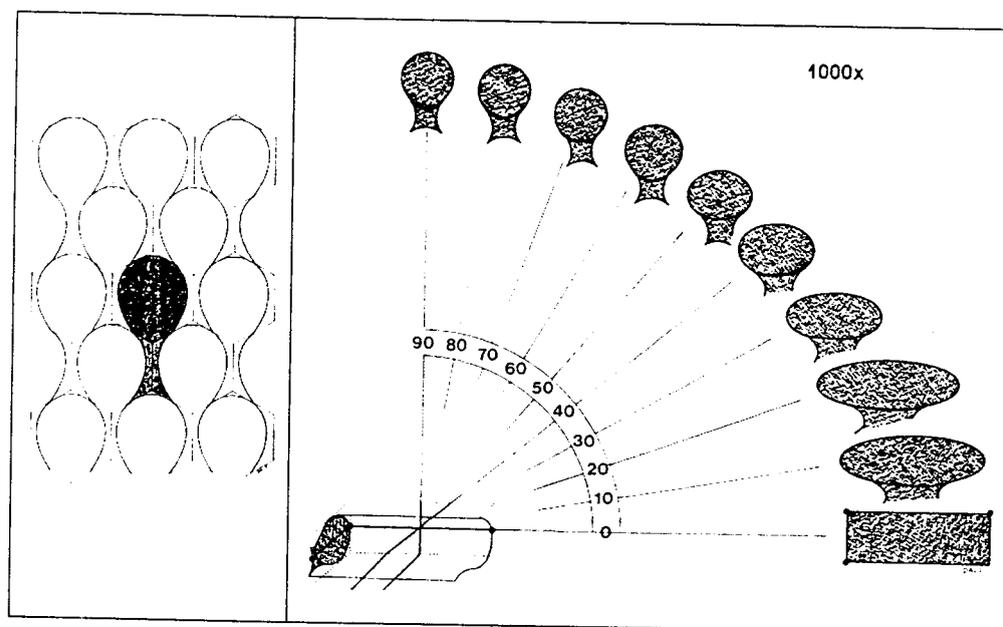
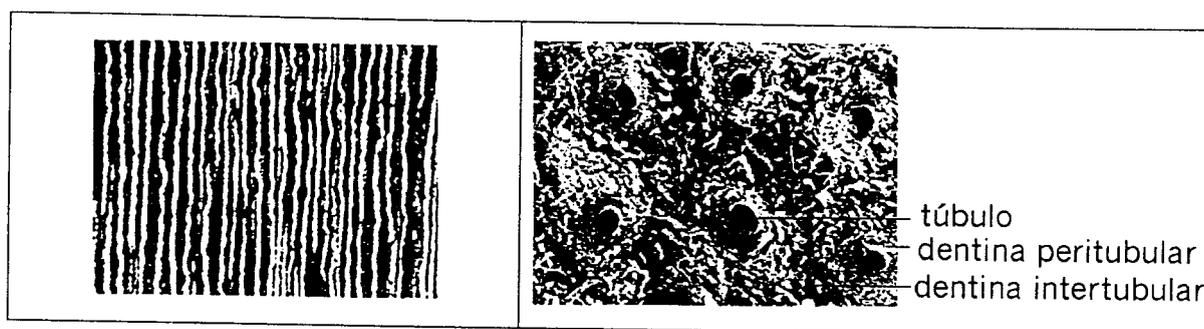


Figura A-7: desenho esquemático de seção transversal de bastão de esmalte em formato de buraco de fechadura (lado esquerdo) e seções transversais a diferentes ângulos de cortes (lado direito)<sup>86</sup>.

Inicialmente, os bastões eram chamados de prismas de esmalte e acreditava-se que esses prismas eram separados por regiões interprismáticas. Posteriormente, descobriu-se que, tal como suas seções transversais, a distribuição das regiões interprismáticas variava conforme sua localização relativa no dente. Aos bastões individuais, passou-se a atribuir um formato de buraco de fechadura, uma vez que, dependendo do ângulo de corte, as seções transversais justificavam as micrografias de seções transversais de estrutura de esmalte até

então obtidas (*Figura A-6*). Esses bastões estariam superpostos como mostra o lado esquerdo da *Figura A-7*. Como a analogia com o formato de buraco de fechadura depende do ângulo de corte da seção transversal (*Figura A-7*, lado direito) e também não descreve apropriadamente algumas variações estruturais dos componentes do esmalte, essa terminologia foi abandonada.



*Figura A-8: vista lateral (lado esquerdo) e seção transversal de túbulos dentinários<sup>87</sup>.*

Na região da coroa, a dentina é recoberta pelo esmalte e, na região da raiz, pelo cimento. Apresenta cerca de 45% em volume de parte mineral (hidroxiapatita), 33% de matéria orgânica (glicoproteínas, fosforoproteínas, proteínas de plasma e colágeno tipo I) e 22% de água<sup>87,88</sup>. Delimita, em seu interior, a cavidade pulpar, que é preenchida pela polpa dental (tecido conjuntivo mole responsável pela vitalidade do dente).

A dentina é formada por canaliculos cônicos (túbulos dentinários, *Figura A-8*, lado esquerdo) que partem estreitos (1  $\mu\text{m}$  de diâmetro) da câmara pulpar e vão se alargando até chegar ao limite amelodentinário (4  $\mu\text{m}$  de diâmetro). As paredes do canalículo são chamadas de dentina peritubular e as regiões externas a essas paredes, de dentina intertubular (*Figura A-8*, lado direito). Os canalículos são preenchidos por prolongamentos do citoplasma apical das células odontoblásticas (fibrilas de Tomes) e pela substância fundamental (tecido conjuntivo fibrilar, contendo sais minerais). As fibras colágenas, bem como os eixos longos dos cristais de hidroxiapatita, estão dispostos perpendicularmente aos canalículos e é a este entrelaçamento entre fibras colágenas e canalículos que se atribui a elasticidade da dentina.

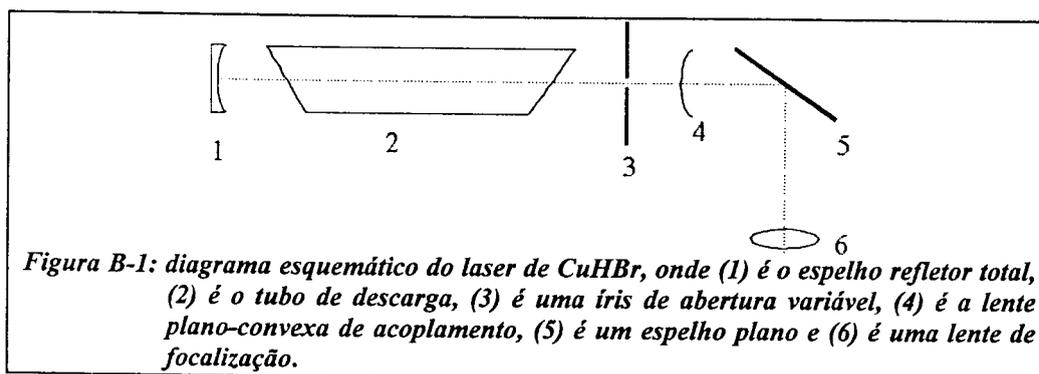
## B. Apêndice - O laser de CuHBr

O laser utilizado neste trabalho foi totalmente construído nos laboratórios da Divisão de Fotônica, do Instituto de Estudos Avançados, do Centro Técnico Aeroespacial (IEAv/CTA), inicialmente para ser utilizado em aplicações médicas de dermatologia<sup>89</sup>.

A Figura B-1 mostra um diagrama esquemático deste laser. O tubo de descarga (2) tem 1,2 m de comprimento e a cavidade, 1,5 m de comprimento. Essa cavidade é constituída de um espelho refletor total curvo (1), de 2,99 m de raio de curvatura e uma lente plano-convexa (3) de 15,2 cm de distância focal. Uma íris de abertura variável (3), colocada no interior da cavidade, é usada para controlar a potência do laser e uma lente de focalização (6), de 25 cm de distância focal, para reduzir a divergência do feixe.

Antes de efetuar-se qualquer aplicação desse laser, é necessário determinar as características do feixe (tamanho e posição da cintura do feixe e perfil de distribuição espacial e temporal da energia do feixe). O conhecimento dessas características é tão importante quanto o conhecimento das características ópticas e térmicas do material a ser processado pelo laser, pois se o perfil espacial da intensidade de radiação sofrer algum tipo de deterioração, o resultado desejado pode não ser alcançado, mesmo que a potência ou a energia total mantenha-se inalterada<sup>90</sup>.

Por outro lado, para caracterizar um feixe de laser, não é suficiente simplesmente obter-se a imagem impressa do diâmetro do feixe em papel termo-sensível ou avaliar-se o perfil escavado pelo feixe num bloco de acrílico, uma vez que tais técnicas fornecem apenas



informações qualitativas. Devem-se determinar, com a melhor precisão possível, além do diâmetro do feixe em várias posições, o fator de qualidade  $M^2$  ou a divergência do feixe, a estabilidade de emissão e os perfis de distribuição espacial (gaussiano ou de ordem superior) e temporal de energia.

Essa caracterização de feixe é ainda mais importante para o laser de CuHBr, uma vez que esse laser tem emissão em modos de ordens superiores ao TEM<sub>00</sub><sup>6</sup>, e será descrita a seguir.

### **B.1. Caracterização espacial**

Inicialmente, será feita uma breve apresentação da teoria de propagação de feixes não gaussianos. Com base nessa teoria, o diâmetro do feixe, medido em diversas posições, será correlacionado com o fator de qualidade  $M^2$ , com o raio e com a posição da cintura do feixe. Em seguida, serão apresentados o arranjo experimental e os resultados obtidos.

#### **B.1.1. Propagação de feixes não gaussianos**

Segundo a teoria de propagação de feixes gaussianos<sup>91,92</sup>, o raio do feixe,  $w(z)$ , e o raio de curvatura da frente de onda do feixe,  $R(z)$ , obedecem, respectivamente, às seguintes equações:

$$w(z) = w_o \sqrt{1 + \left( \frac{\lambda z}{\pi w_o^2} \right)^2} \quad (\text{B-1})$$

$$R(z) = z \left[ 1 + \left( \frac{\pi w_o^2}{\lambda z} \right)^2 \right] \quad (\text{B-2})$$

onde  $w_o$  é o raio na cintura do feixe,  $\lambda$  é o comprimento de onda e  $z$  é a posição ao longo do eixo de propagação.

Para feixes de ordem superiores, conforme descrito em Sasnett<sup>93</sup>, a distribuição de amplitudes de campo,  $U_{mn}(r,z)$ , pode ser escrita como o produto da amplitude de campo de um feixe gaussiano,  $u(r,z)$ , pelas funções  $F_{mn}$ , que representam polinômios de Laguerre (geometrias circulares) ou de Hermite (geometrias retangulares):

$$U_{mn}(r,z) = F_{mn}(r/w) \cdot u(r,z) \quad (\text{B-3})$$

As magnitudes das funções  $F_{mn}$  somente têm dependência com o raio normalizado  $r/w(z)$ , ao longo do eixo de propagação. Assim, os raios dos feixes de ordem superior,  $W(z)$ , podem ser expressos como o produto do raio de um feixe gaussiano,  $w(z)$ , por um fator constante  $M$ , ou seja:

$$W(z) = M \cdot w(z) \quad (\text{B-4})$$

Substituindo esta relação nas equações ( B-1 ) e ( B-2 ), de propagação de feixe gaussiano, obtém-se:

$$W(z) = W_o \sqrt{1 + \left( \frac{M^2 \lambda z}{\pi W_o^2} \right)^2} \quad (\text{B-5})$$

$$R(z) = z \left[ 1 + \left( \frac{\pi W_o^2}{M^2 \lambda z} \right)^2 \right] \quad (\text{B-6})$$

Estas equações têm o mesmo aspecto das equações ( B-1 ) e ( B-2 ), exceto pela quantidade  $M^2$ . O valor de  $M^2$  serve para indicar numericamente a qualidade do feixe, ou seja,  $M^2=1$  corresponde ao feixe perfeitamente gaussiano e  $M^2>1$ , ao feixe de ordem superior. E também a magnificação do diâmetro de feixes de ordens superiores, em relação ao gaussiano puro.

Lembrando que a divergência do feixe,  $\theta$ , é dada por:

$$\theta = \frac{dw}{dz} \quad (\text{B-7})$$

Para campos distantes  $\left( z \gg z_R = \frac{\pi W_o^2}{\lambda} \right)$ , pode-se escrever:

$$\theta = \frac{M^2 \lambda}{\pi W_o} \quad (\text{B-8})$$

Supondo-se que a cintura do feixe,  $W_o$ , está a uma posição  $z_o$ , pode-se reescrever a equação ( B-5 ) como:

$$W^2(z) = W_o^2 + \theta^2 (z - z_o)^2 \quad (\text{B-9})$$

Esta é a equação básica para a caracterização de um feixe de laser, gaussiano ou não.

Medindo-se experimentalmente o diâmetro do feixe em diversas posições ao longo do eixo de propagação, pode-se ajustar um polinômio de segundo grau que melhor se adapte aos pontos experimentais e, a partir dos parâmetros desse polinômio, determinar  $M^2$ , o raio e a posição da cintura do feixe.

Este mesmo procedimento pode ser utilizado quando se coloca uma lente de focalização ou um telescópio em frente ao laser. Assim, calculando-se, por exemplo, o diâmetro do feixe no foco e a dimensão do parâmetro confocal, pode-se determinar se um dado processamento será factível, calcular a fluência aplicada na superfície de interação e escolher a posição mais adequada para o posicionamento do material a ser processado.

Na próxima subsecção será descrito como foram obtidos os dados experimentais.

### B.1.2. Arranjo experimental

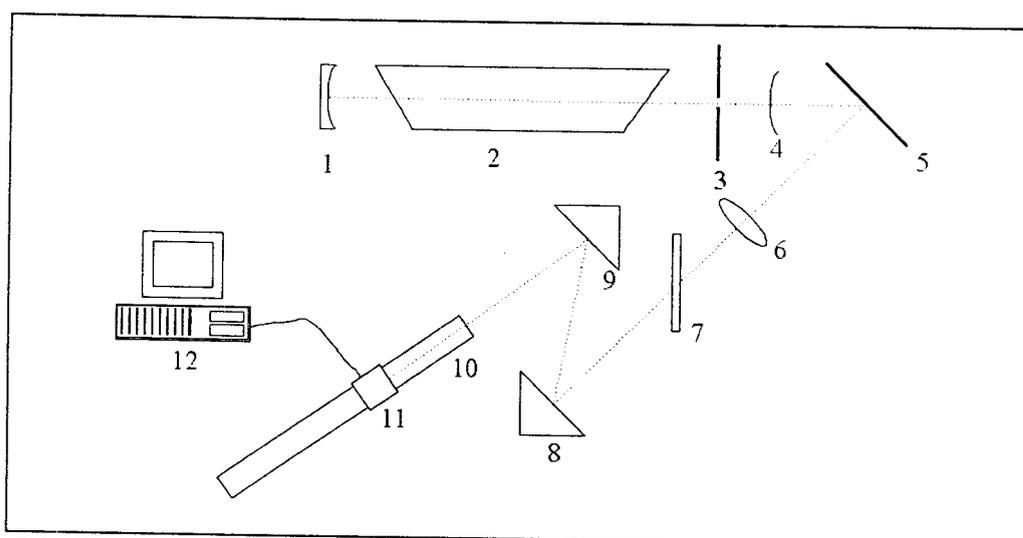


Figura B-2: diagrama esquemático do arranjo experimental onde 1 é o espelho refletor total do laser (2,99 m de raio de curvatura), 2 é o tubo do laser, 3 é uma íris de abertura variável, 4 é uma lente plano-convexa ( $f=15,2$  cm), 5 é um espelho plano, 6 uma lente de focalização ( $f=25$  cm), 7 é um filtro óptico, 8 e 9 são prismas de quartzo, 10 é uma régua óptica de 100 cm, 11 é o captador de feixe (LBS-100 beam sampler, Spiricon) e 12 é o analisador de feixe (LBA-100 laser beam analyzer, Spiricon).

A Figura B-2 mostra um diagrama esquemático do arranjo experimental utilizado para a obtenção dos dados de diâmetro do feixe em função da posição  $z$ . Uma íris de abertura variável foi colocada internamente à cavidade, bem próxima à lente de acoplamento ( $f=15,2$  cm), com a finalidade de controlar a potência emitida.

O laser de CuHBr utilizado está montado em configuração de cavidade instável e o feixe emitido apresenta alta divergência. Para reduzir essa divergência, foi colocada uma

segunda lente, convergente ( $f=25$  cm), ao longo do eixo de propagação. Os dados de diâmetro do feixe foram coletados adotando-se, como origem, a posição dessa segunda lente.

Após a segunda lente, foram colocados: um filtro óptico, para separar os comprimentos de onda, e dois prismas de quartzo, para atenuar a intensidade do feixe. O feixe refletido no primeiro prisma incide sobre o segundo e o feixe refletido no segundo prisma incide sobre um captador (LBS-100 *laser beam sampler*, Spiricon, EUA). Nesse captador, são colocados: um prisma de quartzo, um conjunto de filtros atenuadores e uma câmera CCD (EIA, China). Somente o feixe refletido pelos filtros é captado pela câmera, que envia o sinal para o analisador de feixe (Laser Beam Analyzer, modelo LBA-100, marca Spiricon).

Os dados de diâmetro do feixe em função da posição foram coletados deslocando-se o sistema, formado pelo captador e pela câmera, ao longo de um trilho óptico, colocado na direção de propagação do feixe. Em cada posição, os valores registrados de diâmetro correspondem a valores médios, calculados sobre 50 quadros, pelo próprio equipamento.

### B.1.3. Resultados

A Figura B-3 mostra as curvas experimental (linha tracejada) e ajustada (linha cheia) do raio de feixe ao quadrado ( $W^2$ ) em função da posição ( $z$ ), avaliada com a íris de abertura variável totalmente aberta (um trabalho mais completo, com diversas aberturas de íris foi submetido para publicação e encontra-se em fase de avaliação<sup>94</sup>). A curva ajustada foi obtida com o auxílio do recurso *Fit Polinomial* do *software Origin 7.0* (OriginLab Corp., MA, EUA). Juntamente com as curvas, são apresentados o polinômio de segundo grau, que representa a curva ajustada, e o valor de  $M^2$  obtido ( $4,6\pm 0,8$ ).

A Figura B-4 mostra o perfil espacial do feixe na região de campo distante ( $z \gg z_R$ ), a Figura B-5, na região de campo próximo e a Figura B-6, na posição de maior focalização. Observa-se claramente que o perfil do feixe não é gaussiano nessas figuras, exceto pela Figura B-6. Nesta, o perfil aparenta ser mais gaussiano, provavelmente, devido à focalização do feixe e à escala de observação.

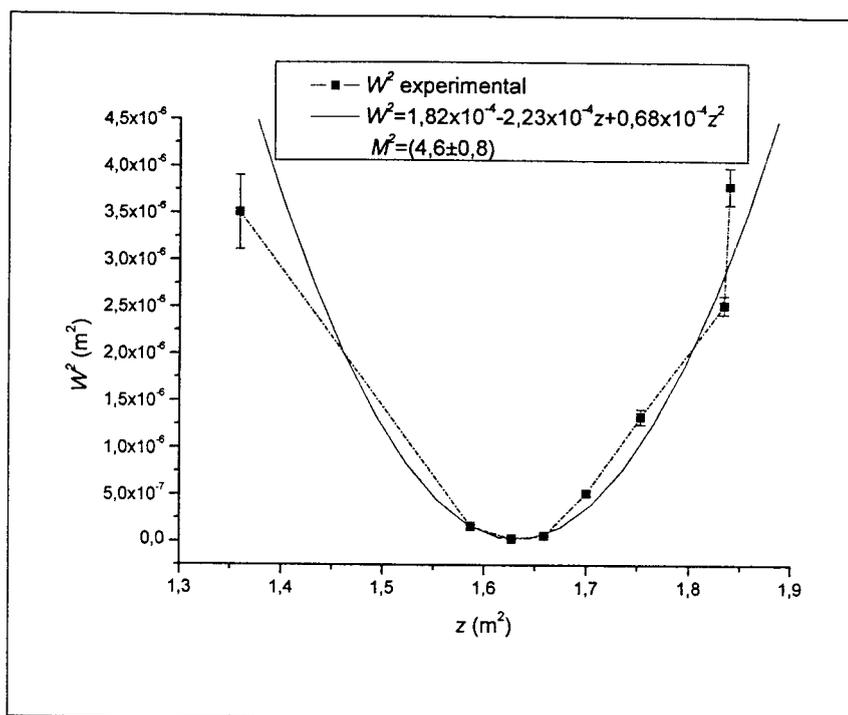


Figura B-3: curvas experimental (linha tracejada) e ajustada (linha cheia) de raio do feixe ao quadrado ( $W^2$ ) em função da posição ( $z$ ).

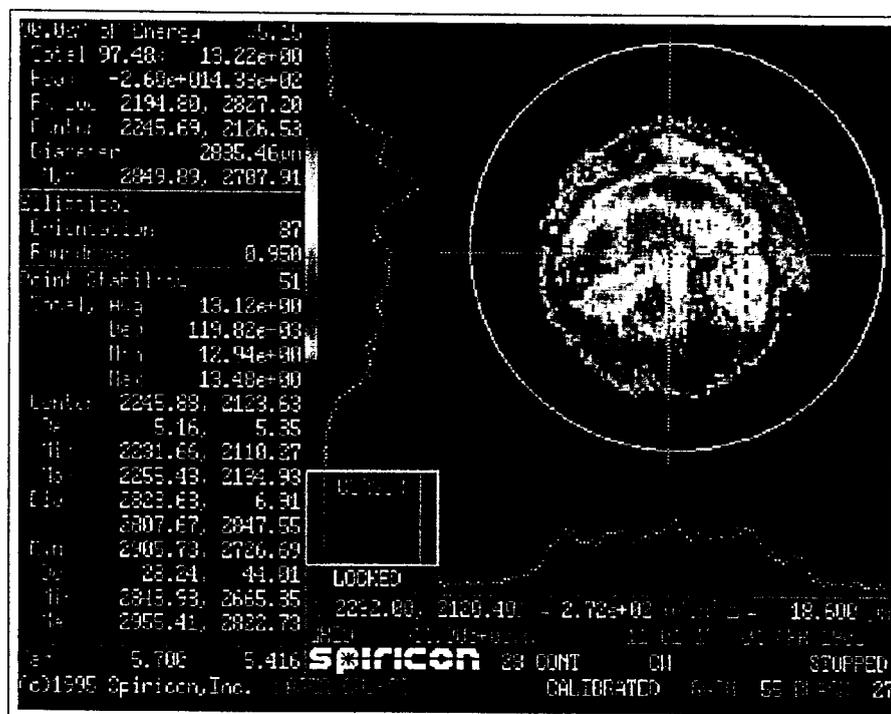


Figura B-4: imagem do perfil espacial do feixe na região de campo distante ( $z \gg z_R$ ).

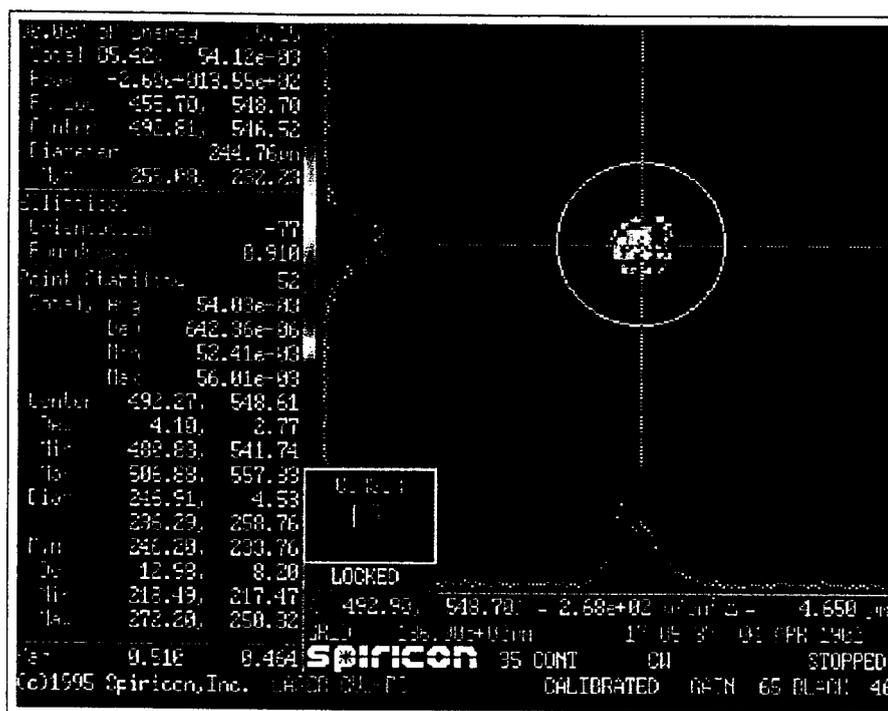


Figura B-5: imagem do perfil espacial do feixe na região de campo próximo.

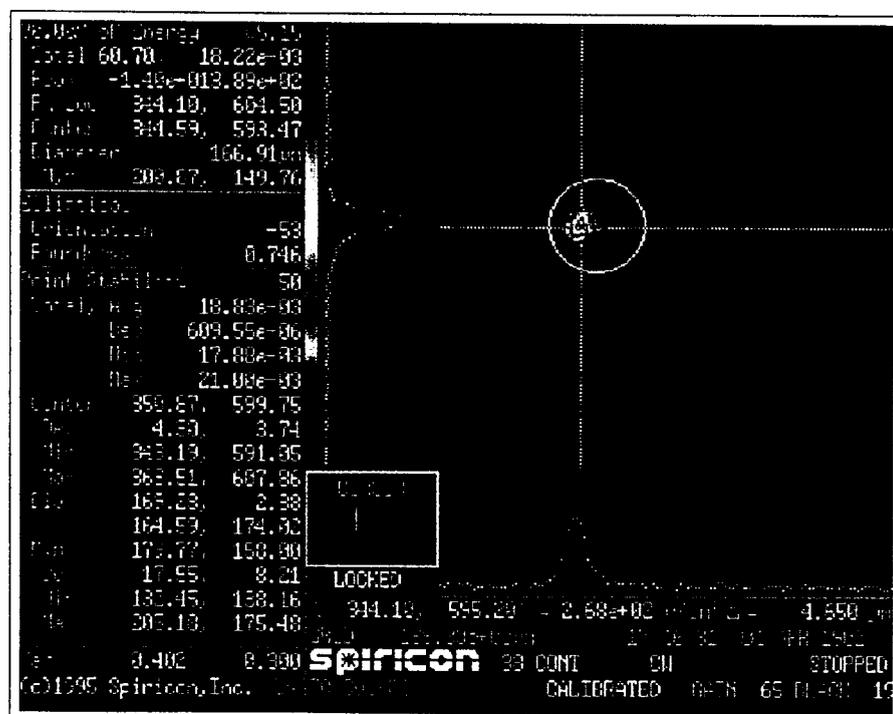


Figura B-6: imagem do perfil espacial do feixe na região de máxima focalização.

## B.2. Caracterização temporal

A caracterização temporal foi feita medindo-se diretamente a largura temporal do pulsos e a taxa de repetição de pulsos, com o auxílio de um fotodiodo (040B, EGG, EUA), como detetor, e um osciloscópio (TDS 540A, Tektronics, EUA).

### B.2.1. Resultados

A Figura B-7 apresenta (a) a curva de intensidade da emissão verde em função do tempo e (b) o registro da taxa de repetição de pulsos no osciloscópio. Para estas medidas, o laser estava operando a 14,1 kHz de taxa de repetição e 28 ns de largura temporal de pulso.

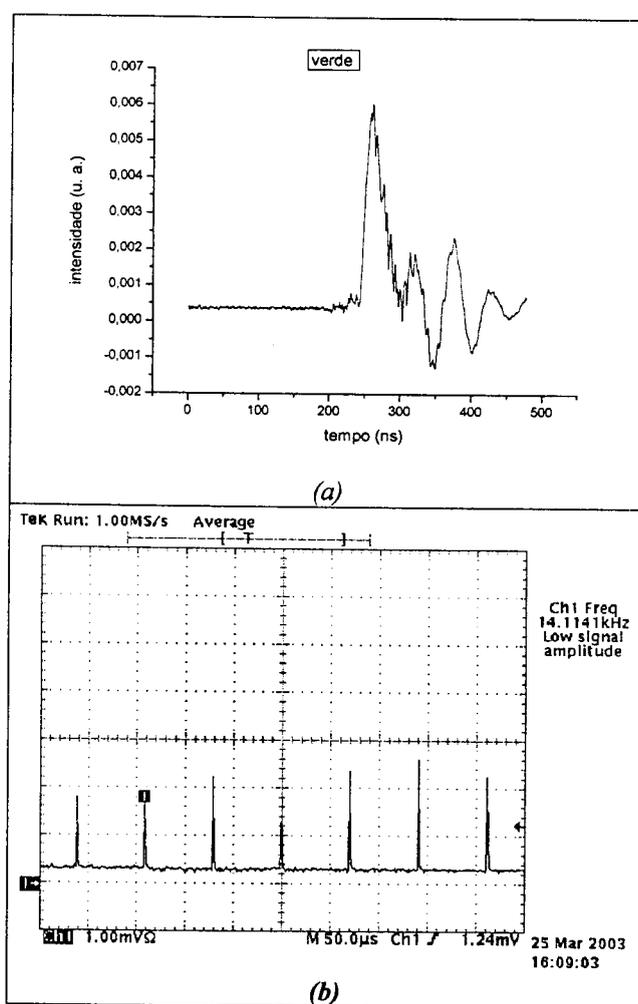


Figura B-7: (a) curva de intensidade em função do tempo para um pulso de emissão verde do laser de cobre e (b) registro da taxa de repetição de pulsos do laser de cobre no osciloscópio.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- 1 *Qualidade de Vida*, ano 2, número 2, maio de 2000, publicação do Centro de Estudos Avançados em Economia Aplicada, do Depto. de Economia, Administração e Sociologia, da Escola Superior de Agricultura Luiz de Queiroz da Universidade de São Paulo.
- 2 WALTER, W. T.; SOLIMENE, N. S.; PILTCH, M.; GOULD, G., *Efficient pulsed gas discharge lasers*. IEEE J. Quantum Electron., v. QE-2, p. 474-479, 1996.
- 3 WARNER, B. E., *Status of copper vapor laser technology at Lawrence Livermore National Laboratory*. In Conf. On Lasers and Electro-Optics, 12-17 May 1991, Digest of Technical Papers CFH4 (Opt. Soc. Am.: Washington DC), 1991.
- 4 LIVINGSTONE, E. S.; MAITLAND, A., *A low temperature, segmented metal, copper vapour laser*, J. Phys. E: Sci. Instrum., v. 22, p. 63-67, 1989.
- 5 LIVINGSTONE, E. S.; JONES, D. R.; MAITLAND, A.; LITTLE, C. E., *Characteristics of a copper bromide laser with flowing Ne-HBr buffer gas*. Opt. Quantum Electron., v. 24, p. 73-82, 1992.
- 6 RIVA, R.; WATANUKI, J.; RODRIGUES, N. A. S.; SCHWAB, C., *The Cu-HBr laser: a new laser technology for AVLIS purposes*. In SCHWAB, C.; RODRIGUES, N. A. S.; WOOD, H. G. (Ed.), *Separation Phenomena in Liquids and Gases*. Fifth Workshop Proceedings, Foz do Iguaçu, Brazil, 1996.
- 7 Catálogo *Candela Laser Corporations 9/92*, no. 0920-90-0013, 1992.
- 8 MESSENGER, H. W., *Metal-vapor lasers display versatility*. Laser Focus World, v. 26, n. 4, p. 87-92, 1990.
- 9 NEUMANN, R. A.; KNOBLER, R. M.; LEONHARTSBERGER, H.; GEBHART, W., *Comparative histochemistry of port-wine stains after copper vapor laser (578 nm) and argon laser treatment*. J. Invest. Dermatol., v. 99, p. 160-167, 1992.
- 10 McCOY, S. E., *Copper bromide laser treatment of facial telangiectasia: results of patients treated over five years*. Lasers Surg. Med., v. 21, p. 329-340, 1997.
- 11 MALDONADO, E. P.; RIBEIRO, M. S.; ZECELL, D. M., *Interação da luz laser com tecidos biológicos: aplicações*. Apostila da disciplina *Mecanismos da interação laser-tecido*, do curso de Mestrado Profissionalizante: "Lasers em Odontologia", IPEN - FOUASP, p. 5, Março de 2000.
- 12 GOODMAN, G.; KAUFMAN, H. W., *Effects of argon laser on the crystalline properties and rate of dissolution in acid of tooth enamel in the presence of sodium fluoride*. J. Dent. Res., v. 56, n. 10, p. 1201-1207, 1977.
- 13 SCHAAD, Ph.; PARIS, E.; CUISINER, F. J. C.; VOEGEL, J.-C., *Atomic force microscopy study of human tooth enamel surfaces*. Scann. Microsc., v. 7, n. 4, p. 1149-1152, 1993.
- 14 SILIKAS, N.; WATTS, D. C.; ENGLAND, K. E. R.; JANDT, K. D., *Surface fine structure of treated dentine investigated with tapping mode atomic force microscopy (TFAFM)*. J. Dent., v. 27, p. 137-144, 1999.
- 15 FARINA, M.; SCHEMMELE, A.; WEISSMÜLLER, G.; CRUZ, R.; KACHAR, B.; BISCH, P. M., *Atomic force microscopy study of tooth surfaces*. J. Struct. Biol., v. 125, p. 39-49, 1999.
- 16 KINNEY, J. H.; BALOOCH, M.; MARSHALL, S. J.; MARSHALL Jr., G. W.; WEIHS, T. P., *Atomic force microscope measurements of the hardness and elasticity of peritubular and intertubular human dentin*. J. Biomech. Eng., v. 118, p. 133-135, 1996.

- 17 MARSHALL Jr., G. W.; INAI, N.; MAGIDI, I-C. W.; BALOOCH, M.; KINNEY, J. H.; TAGAMI, J.; MARSHALL, S. J., *Dentin demineralization: effects of dentin depth, pH and different acids*. Dent. Mater., v. 13, p. 338-343, Nov. 1997.
- 18 KINNEY, J. H.; BALOOCH, M.; HAUPT Jr., D. L.; MARSHALL, S. J.; MARSHALL Jr., G. W., *Mineral distribution and dimensional changes in human dentin during demineralization*. J. Dent. Res., v. 74, n. 5, p. 1179-1184, 1995.
- 19 HEGEDÜS, C.; BISTEY, T.; FLÓRA-NAGY, E.; KESZTHELYI, G.; JENEI, A., *An atomic force microscopy study on the effect of bleaching agents on enamel surface*. J. Dent., v. 27, p. 509-515, 1999.
- 20 YOSHIDA, Y.; VAN MEERBEEK, B.; SNAUWAERT, J.; HELLEMANS, L.; LAMBRECHTS, P.; VANHERLE, G.; WAKASA, K.; PASHLEY, D. H., *A novel approach to AFM characterization of adhesive tooth-biomaterial interfaces*. J. Biomed. Mater. Res., v. 47, n. 1, p. 85-90, Oct. 1999.
- 21 CASSINELLI, C.; MORRA, M., *Atomic force microscopy studies of the interaction of dentin adhesive with tooth hard tissue*. J. Biomed. Mater. Res., v. 28, p. 1427-1431, 1994.
- 22 WATARI, F., *Compositional and morphological imaging of CO<sub>2</sub> laser irradiated human teeth by low vacuum SEM, confocal laser scanning microscopy and atomic force microscopy*. J. Materials Science – Materials in Medicine, v. 12, n. 3, p. 189-194, Mar. 2001.
- 23 MIYAKAWA, W.; PIZZO, A. M.; SALVADORI, M. C. B. S.; RODRIGUES, N. A. S.; ZECELL, D. M., *Atomic force microscopy of laser irradiated dental enamel*. Acta Microsc., v. 10, suppl. 1, p. 129-133, Apr. 2001.
- 24 YAMADA, Y.; NAKAMURA, Y.; HOSSAIN, M.; JOE, T.; KAWANAKA, T.; MATSUMOTO, K., *Effects of copper vapor laser irradiation in human enamel and dentin: ablation and morphological studies*. J. Clin. Laser Med. & Surg., v. 17, n. 6, p. 249-253, 1999.
- 25 PENNA, L. A. P., *Efeitos da radiação laser de vapor de cobre em esmalte e dentina: estudo comparativo morfológico ultra-estrutural*. Tese (Doutorado) - Faculdade de Odontologia, Campus São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho", 80 p., 2000.
- 26 SILVEIRA, M. C. G., *Efeitos da radiação laser de vapor de cobre na parede de dentina de canais radiculares: estudo in vitro por meio de microscopia eletrônica de varredura e de microscópio estereoscópico*. Dissertação (Mestrado Profissionalizante) - Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares e Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, 88 p., 2001.
- 27 MOON, H. J.; YI, J. H.; KIM, S.; CHA, B.; LEE, J. M., *A diode-pumped Nd:YAG rod laser with a diffusive reflector and its efficient intracavity frequency doubling*. J. Korean Phys. Soc., v. 33, n. 4, 400-405, 1998.
- 28 EICHENHOLZ, J. M.; HAMMONS, D. A.; SHAH, L.; YE, Q.; PEALE, R. E.; RICHARDSON, M.; CHAI, B. H. T., *Diode-pumped self-frequency doubling in a Nd<sup>3+</sup>:Yca<sub>4</sub>O(BO<sub>3</sub>)<sub>3</sub> laser*. Appl. Phys. Lett., v. 74, n. 14, 1954-1956, 1999.
- 29 OHO, T.; MORIOKA, T., *Ar laser irradiation increases the acid resistance of human enamel*. J. Dent. Health, v. 37, p. 283-289, 1987 *apud* OHO, T.; MORIOKA, T., *A possible mechanism of acquired acid resistance of human dental enamel by laser irradiation*. Caries Res., v. 24, p. 86-92, 1990.
- 30 OHO, T.; MORIOKA, T., *A possible mechanism of acquired acid resistance of human dental enamel by laser irradiation*. Caries Res., v. 24, p. 86-92, 1990.
- 31 FLAITZ, C. M.; HICKS, M. J.; BLANKENAU, R. J.; WESTERMAN, G. H.; POWELL, G. L., *Caries-like lesion initiation and progression around laser-cured sealants*. Pediatr. Dent., v. 13, n. 6, p. 391-392, 1991.
- 32 HICKS, M. J.; FLAITZ, C. M.; WESTERMAN, G. H.; BERG, J. H.; BLANKENAU, R. J.; POWELL, G. L., *Caries-like lesion initiation and progression in sound enamel following argon laser irradiation: An in vitro study*. J. Dent. Child., v. 60, p. 201-206, 1993.

- 33 POWELL, G. L.; YU, D.; HIGUCHI, W. I.; FOX, J. L., *Comparison of three lasers on demineralization of human enamel*. In Proc. SPIE – Lasers in Orthopedic, Dental and Veterinary Medicine, v. 1880, p. 188-192, 1993.
- 34 HICKS, M. J.; WESTERMAN, G. H.; FLAITZ, C. M.; BLANKENAU, R. J.; POWELL, G. L.; BERG, J. H., *Effects of argon laser irradiation and acidulated phosphate fluoride on root caries*. Am. J. Dent., v. 8, p. 10-14, 1995.
- 35 FLAITZ, C. M.; HICKS, M. J.; WESTERMAN, G. H.; BERG, J. H.; BLANKENAU, R. J.; POWELL, G. L., *Argon laser irradiation and acidulated phosphate fluoride treatment in caries-like lesion formation in enamel: an in vitro study*. Pediatr. Dent., v. 17, p. 31-35, 1995.
- 36 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 microscopic study*. J. Clin. Pediatr. Dent., v. 21, n. 1, p. 55-59, 1996.
- 37 WESTERMAN, G. H.; HICKS, M. J.; FLAITZ, C. M.; BLANKENAU, R. J.; POWELL, G. L., *Argon laser irradiation effects on sound root surfaces: in vitro scanning electron microscopic observations*. J. Clin. Laser Med. Surg., v. 16, n. 2, p. 111-115, 1998.
- 38 McCORMACK, S. M.; FEATHERSTONE, J. D. B.; GLENA, R. E.; SEKA, W., *Scanning electron microscope observations of CO<sub>2</sub> laser effects on dental enamel*. J. Dent. Res., v. 74, p. 1702-1708, 1995.
- 39 CERNAVIN, I., *A comparison of the effects of Nd:YAG and Ho:YAG laser irradiation on dentine and enamel*. Aust. Dent. J., v. 40, p. 79-84, 1995.
- 40 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., v. 17, n. 6, p. 241-243, 1999.
- 41 ANDERSON, J. R.; ELLIS, R. W.; BLANKENAU, R. J.; BEIRAGHI, S. M.; WESTERMAN, G. H., *Caries resistance in enamel by laser irradiated and topical fluoride treatment*. J. Clin. Laser Med. Surg., v. 18, n. 1, p. 33-36, 2000.
- 42 WESTERMAN, G. H.; HICKS, M. J.; FLAITZ, C. M., *Argon laser curing of fluoride-releasing pit and fissure sealant: in vitro caries development*. J. Dent. Child., v. 67, n. 6, p. 385-389, Nov.-Dec. 2000.
- 43 NAMMOUR, S.; DEMORTIER, G.; FLORIO, P.; DELHAYE, Y.; PIREAUX, J.-J.; MORCIAUX, Y.; L. POWELL, *Increase of enamel fluoride retention by low fluence argon laser in vivo*. Lasers Surg. Med., v. 33, p. 260-263, 2003.
- 44 STOUT, K. J.; BLUNT L., *Nanometres to micrometres: three-dimensional surface measurement in bio-engineering I*. Surface and Coatings Technology, v. 71, p. 696-81, 1995.
- 45 J. R. SMITH, S. A. CAMPBELL; F. C. WALSH, *The use of scanning probe microscopy in surface finishing and engineering*. Transactions of the Institute of Metal Finishing, v. 76, p. 53-61, Part 4, Jul. 1998.
- 46 KANTOROWITZ, Z.; FEATHERSTONE, J. D. B.; FRIED, D., *Caries Prevention by CO<sub>2</sub> Laser Treatment: Dependency on the Number of Pulses Used*. JADA v. 129, p. 585-591, 1998.
- 47 FRIED, D.; MURRAY, M. W.; FEATHERSTONE, J. D. B.; AKRIVOU, M.; DICKENSON, K. M.; DUHN, C.; OJEDA, O. P., *Dental hard tissue modification and removal using sealed TEA lasers operating at  $\lambda=9.6$  and  $10.6 \mu\text{m}$* . Proc. of SPIE: Conference on Lasers in Dentistry V, San Jose, California, v. 3593, p. 196203, Jan. 1999.
- 48 FEATHERSTONE, J. D. B.; BARET-VEPONE, N. A.; FRIED, D.; KANTOROWITZ, Z.; SEKA, W., *CO<sub>2</sub> laser inhibition of artificial caries-like lesion progression in dental enamel*. J. Dent. Res., v. 77 (6), p. 1397-1403, Jun. 1998.
- 49 FOWLER, B. O.; KURODA, S., *Changes in heated and in laser-irradiated human tooth enamel and their probable effects on solubility*. Calc. Tissue Int., v. 38, p. 197-208, 1986.
- 50 DANIEL, W. W., *Biostatistics: a foundation for analysis in the health sciences*. John Wiley & Sons, Inc. 4<sup>th</sup> Ed., 1987, p. 188-272.

- 51 NEWSELY, H., *High temperature of hidroxy- and fluorapatite: crystal chemical implications of laser effects on dental enamel*. J. Oral Rehab., v. 4, p. 97-104, 1977.
- 52 BARTON, T. G.; FOTH, H.-J.; CHRIST, M.; HÖRMAN, K., *Interaction of holmium laser radiation and cortical bone: ablation and thermal damage in turbid medium*. Appl. Opt., v. 36, n. 1, p. 32-43.
- 53 YU, D.; FOX, J. L.; HSU, J.; POWELL, G. L.; HIGUCHI, W. I., *Computer simulation of surface temperature profiles during CO<sub>2</sub> laser irradiation of human enamel*. Opt. Eng., v. 32, n. 2, p. 298-305, Feb. 1993.
- 54 CHEONG, W.-F.; PRAHL, S. A.; WELCH, A. J., *A review of the optical properties of biological tissues*. IEEE J. Quantum Electron., v. QE-26, n. 12, p. 2166-2185, Dec. 1990.
- 55 ISHIMARU, A., *Diffusion of light in turbid media*. Appl. Opt., v. 28, n. 12, p. 2210-2215, Jun. 1989.
- 56 PROFIO, A. E., *Light transport in tissue*. Appl. Opt., v. 28, n. 12, p. 2216-2222, Jun. 1989.
- 57 MOTAMEDI, M.; RASTEGAR, S.; LECARPENTIER, G.; WELCH, A. J., *Light and temperature distribution in laser irradiated tissue: the influence of anisotropic scattering and refractive index*. Appl. Opt., v. 28, n. 12, p. 2230-2237, Jun. 1989.
- 58 NIEMZ, M. H., *Laser-Tissue Interactions: Fundamentals and Applications*. Springer-Verlag, Berlin Heidelberg, 1996.
- 59 SEKA, W.; FRIED, D.; FEATHERSTONE, J. D. B.; BORZILLARY, S. F., *Light deposition in dental hard tissue and simulated thermal response*. J. Dent. Res., v. 74, n. 4, p. 1086-1092, 1995.
- 60 FRIED, D.; GLENA, R. E.; FEATHERSTONE, J. D. B.; SEKA, W., *Nature of light scattering in dental enamel and dentin at visible and near-infrared wavelengths*. Appl. Opt., v. 34, n. 7, p. 1278-1285, Mar. 1995.
- 61 BEREZIN, Y. D.; EREMENKO, S. A., *Use of Monte Carlo method for calculating the three-dimensional distribution of laser radiation with wavelengths of 1.06 and 2.09  $\mu\text{m}$  in biological tissues*. J. Opt. Technol., v. 67, n. 2, p. 139-142, Feb. 2000.
- 62 WANG, L.; JACQUES, S. L.; ZHENG, L., *MCML – Monte Carlo modeling of light transport in multi-layered tissues*. Comp. Meth. Prog. Biomed., v. 47, p. 131-146, 1995.
- 63 FLOCK, S. T.; WILSON, B. C.; PATTERSON, M. S., *Monte Carlo modeling of light propagation in highly scattering tissues – II: comparison with measurements in phantoms*. IEEE Trans. Biomed. Eng., v. 36, n. 12, p. 1169-1173, Dec. 1989.
- 64 CARTER, L. L.; CASHWELL, E. D., *Particle-transport simulation with the Monte-Carlo method*. Technical Information Center, Office of Public Affairs, U. S. Energy Research and Development Administration, EUA, 1975. Cap. 2, *Sampling methods*, p. 2-31.
- 65 RIVA, R.; WATANUKI, J. T.; MIYAKAWA, W. and ZECELL, D. M., *Monte Carlo modeling of light propagation in hard dental tissues*. XXVII Encontro Nacional de Física da Matéria Condensada, Annals of Optics, v. 6, p. 230-233, 2004.
- 66 BROWN, W. S.; DEWEY, W. A.; JACOBS, H. R., *Thermal properties of teeth*. J. Dent. Res., v. 49, n. 4, p. 752-755, 1970.
- 67 ZIJP, J. R., *Optical properties of dental hard tissues*. Tese (doutorado), Universidade de Groningen, Holanda, 103 p., 2001.
- 68 SILVA, D. F. T.; MIYAKAWA, W.; ZECELL, D. M.; RIBEIRO, M. S., *Two-dimensional light imaging for burned and health skin*. XXVII Encontro Nacional de Física da Matéria Condensada, Annals of Optics, v. 6, p. 346-349, 2004.
- 69 MELO, C. A. S.; LIMA, A. L. L. A.; CASTRO E SILVA, JR., O.,; MAGALHÃES, D. V.; MARCASSA, L. G.; BAGNATO, V. S., *Characterization of light penetration in rat tissues*. J. Clin. Laser Med. Surg., v. 19, n. 4, p. 175-179, 2001.

- 70 STEEN, W. M., *Laser material processing*. Springer-Verlag London Limited, 2<sup>nd</sup> ed., 1998. Cap. 5, *Heat flow theory*, p. 190-217.
- 71 MCKENZIE, A. L., *Physics of thermal processes in laser-tissue interaction*. Phys. Med. Biol. V. 35, n. 9, p. 1175-1209, 1990.
- 72 DULEY, W. W., *CO<sub>2</sub> lasers: effects and applications*. Academic Press, Inc., EUA, 1976. Cap. 4, *Laser heating of solids: theory*, p. 128-200.
- 73 KÖRNER, C.; MAYERHOFER, R.; HARTMANN, M.; BERGMANN, H. W., *Physical and material aspects in using visible laser pulses of nanosecond duration for ablation*. Appl. Phys. A, v. 63, p. 123-131, 1996.
- 74 SONG, K. H.; XU, X., *Explosive phase transformation in excimer laser ablation*. Appl. Surf. Sci., v. 127-129, p. 111-116, 1998.
- 75 CORCIA, J. T.; MOODY, W. E., *Thermal analysis of human dental enamel*. J. Dent. Res., v. 53, n. 3, p. 571-580, 1974.
- 76 LARMAS, M. A.; HÄYRYNEN, H.; LAJUNEN, L. H. J., *Thermogravimetric studies on sound and carious human enamel and dentin as well as hydroxyapatite*. Scand. J. Dent. Res., v. 101, p.185-191, 1993.
- 77 AMINZADEH, A.; SHAHABI, S.; WALSH, L. J., *Raman spectroscopic studies of CO<sub>2</sub> laser-irradiated human dental enamel*. Spectrochimica Acta Part A, v. 55, p. 1303-1308, 1999.
- 78 THYLSTRUP, A.; FEJERSKOV, O., *Clinical and pathological features of dental caries*. In THYLSTRUP, A.; FEJERSKOV, O., *Textbook of cariology*, 2<sup>nd</sup> ed., Munksgaard, Copenhagen, 1994, p. 111-157.
- 79 MORENO, E. C.; ZAHRADNIK, R. T., *Chemistry of enamel surface demineralization in vitro*. J. Dent. Res., v. 53, n. 2, p. 226-235, 1974.
- 80 MARGOLIS, H. C.; ZHANG, Y. P.; LEE, C. Y.; KENT Jr., R. L.; MORENO, E. C., *Kinetics of enamel demineralization in vitro*. J. Dent. Res., v. 78, n. 7, p. 1326-1335, Jul. 1999.
- 81 HALL, A. Glasgow Dental Hospital and Scholl, University of Glasgow, private communication.
- 82 THYLSTRUP, A.; FEJERSKOV, O., *Clinical and pathological features of dental caries*. In THYLSTRUP, A.; FEJERSKOV, O. (Ed.), *Textbook of clinical cariology*. 2<sup>a</sup> ed., Munksgaard, Copenhagen, 1994, p. 111-157.
- 83 FIGÚN, M. E.; GARINO, R. R., *Anatomia Odontológica, Funcional e Aplicada*. 3<sup>a</sup> ed., Medicina Panamericana Editora do Brasil Ltda., São Paulo, SP, 1994, p. 248-282.
- 84 KUCHINSKI, F. B., *Glossário de histologia dental e periodontal*, 3<sup>a</sup> ed., 1984.
- 85 FEJERSKOV, O.; THYLSTRUP, A., *Dental Enamel*. In MJÖR, I. A.; FEJERSKOV, O. (Ed.), *Histology of human tooth*. Munksgaard, Copenhagen, 1979, p. 75-104.
- 86 EISENMANN, D. R., *Enamel Structure*. In TEN CATE, A. R. (Ed.), *Oral Histology: Development, Structure, and Function*. 4<sup>th</sup> ed., Mosby-Year Book, Inc., St. Louis. Missouri, 1994, p. 239-256.
- 87 TORNECK, C. D., *Dentin-pulp complex*. In TEN CATE, A. R. (Ed.), *Oral Histology: Development, Structure, and Function*. 4<sup>th</sup> ed., Mosby-Year Book, Inc., St. Louis. Missouri, 1994, p. 169-217.
- 88 MJÖR, I. A., *Dentin and pulp*. In MJÖR, I. A.; FEJERSKOV, O. (Ed.), *Histology of human tooth*. Munksgaard, Copenhagen, 1979, p. 43-74.
- 89 SCHWAB, C., *Laser de vapor de cobre para medicina*. Rev. Sub-programa de Fis. Aplicada – PADCT-MCT, v. 1, n. 1, p. 13, 1998.
- 90 ROUNDY, C. B., *Practical applications of laser beam profile*. Disponível em [www.sipiricon.com/techinfo/publications/scientific/practical\\_app\\_laser\\_beam\\_profiling.shtml](http://www.sipiricon.com/techinfo/publications/scientific/practical_app_laser_beam_profiling.shtml), acesso em 28/06/2004.

- 91 KOGELNIK, H. and LI, T., *Laser beams and resonators*. Proceedings of the IEEE, v. 54, n. 10, p. 1312-1329, Oct. 1966.
- 92 DENTRODER W., *Laser spectroscopy*. Springer-Verlag 3<sup>rd</sup> Ed., p. 265-271, 1988.
- 93 SASNETT, M. W., *Propagation of multimode laser beams – the  $M^2$  factor*. In: HALL, D. R. and JACKSON, P. E. (Ed.), *The Physics and Technology of Laser Resonators*. IOP Publishing Ltd., p. 132-142, 1992.
- 94 GIAO, M. A. P.; MIYAKAWA, W.; RODRIGUES, N. A. S.; ZECELL D. M.; RIVA, R.; DESTRO M. G.; WATANUKI J. T.; SCHWAB, C., *Power control and high beam quality in a HyBRID copper laser operating with an unstable resonator made of a concave mirror and an uncoated plano-convex BK7 lens*. Aceito para publicação no periódico Optics & Laser Technology, 2004.



M23009



Ministério  
da Ciência  
e Tecnologia



**Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares**  
Diretoria de Ensino & Informação Científica e Tecnológica  
Av. Prof. Lineu Prestes, 2242 Cidade Universitária CEP: 05508-000  
Fone/Fax(0XX11) 3816 - 9148  
SÃO PAULO - São Paulo - Brasil  
<http://www.ipen.br>

O Ipen é uma autarquia vinculada à Secretaria de Ciência, Tecnologia e Desenvolvimento Econômico e Turismo do Estado de São Paulo, gerida técnica, administrativa e financeiramente pela Comissão Nacional de Energia Nuclear, órgão do Ministério da Ciência e Tecnologia, e associada à Universidade de São Paulo.