

**UNESP – UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
“JÚLIO DE MESQUITA FILHO”
PROGRAMA DE PÓS GRADUAÇÃO EM QUÍMICA
INSTITUTO DE QUÍMICA DE ARARAQUARA**

PAULO ROBERTO VIEIRA ALVES

**ESTUDO DE FIBRAS ÓPTICAS PARA APLICAÇÃO DE
LASER Er³⁺:YAG EM ENDODONTIA**

Tese apresentada ao Instituto de Química de Araraquara da UNESP – Universidade Estadual Paulista, como requisito para a obtenção do grau de Doutor em Química.

Orientador: Prof. Dr. Sidney José Lima Ribeiro

Araraquara

2006

**Este trabalho eu dedico à
minha esposa Francisca, à
minha filha Paula e aos
meus pais, Waltercides (in
memoriam) e Maria
Aparecida.**

AGRADECIMENTOS

- Ao prof. Dr. Sidney J. Lima Ribeiro pelo apoio e orientação final desta tese.
- Ao prof. Dr. Norberto Aranha pelo incentivo, ajuda material e orientação inicial.
- À Clínica de Odontologia da Universidade de Ribeirão Preto – UNAERP, na pessoa do prof. Dr. Manoel D. Souza-Neto pelo incentivo e cessão do aparelho de laser Er:YAG.
- Ao prof. MSc. Edson Alfredo, pelo apoio e operação do laser Er:YAG nos testes de aplicação.
- Ao prof. Dr. Younés Messaddeq pela compreensão, apoio e incentivo.
- Ao prof. Dr. Mauro M. do Nascimento pelo companheirismo, auxílio nos trabalhos e cessão de materiais para testes.
- Ao prof. Dr. Igor V. Skripachev, pelo incentivo e por ter cedido gentilmente material para testes.
- Ao prof. Dr. Marcos e à técnica Irene pela ajuda nas medições de infra-vermelho.
- A Dra. Silvia, pela ajuda nas medições com DTA.
- À Rose da Microscopia da UNAERP, pelas fotografias das fibras.
- Ao Neto, Edson, César, Hernane e demais pesquisadores no mezanino que me apoiaram e incentivaram.
- A todos os professores do Instituto de Química da UNESP que durante o período deste trabalho me auxiliaram com seu conhecimento transmitido em sala de aula.

- Aos professores João Álvares (in memorian), Milton, Luciana, Cristina, Vera Lucia, Carmem e todos os demais colegas do Centro de Ciência Exatas, Tecnológicas e Naturais da UNAERP, que me apoiaram e incentivaram nestes anos de trabalho.
- Aos meus alunos Jefferson e Wellington pela ajuda nesse trabalho.
- Às secretárias Sandra, Patrícia e Célia, da pós-graduação, pela gentileza e paciência durante esses anos.
- À bibliotecária Camila e todas as demais funcionárias da biblioteca do Instituto de Química pela atenção.
- Às secretárias Valéria e Ana Paula pela atenção e paciência.
- À minha esposa Francisca pelo apoio e ajuda sem os quais não seria possível realizar esse trabalho.

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS	viii
LISTA DE TABELAS	xi
LISTA DE SÍMBOLOS	xii
RESUMO	xv
ABSTRACT	xvi
[1] INTRODUÇÃO	1
[2] REVISÃO DE LITERATURA	4
[2.1] ANATOMIA DENTÁRIA E TERAPIA ENDODÔNDICA	4
[2.2] RADIAÇÃO INFRAVERMELHA	8
[2.3] LASER Er³⁺:YAG	8
[2.4] INTERAÇÃO DA RADIAÇÃO DO LASER Er:YAG COM O TECIDO	9
[2.5] FIBRAS ÓPTICAS	13
[2.6] PONTAS DE FIBRA ÓPTICA PARA APLICAÇÃO DE LASER Er:YAG	19
[2.7] PROPRIEDADES DE MATERIAIS PARA PONTAS DE APLICAÇÃO	23
[2.8] FUNDAMENTOS DE PROPRIEDADES FÍSICO-QUÍMICAS	28
[2.9] SONDAS DE FIBRA ÓPTICA PARA USO NA BIOMEDICINA	35
[3] PROPOSIÇÃO	38
[4] MATERIAL E MÉTODOS	40
[4.1] LASERS	40
[4.1.1] EQUIPAMENTO ODONTOLÓGICO E DISPOSITIVO MANUAL DE APLICAÇÃO DO LASER Er³⁺:YAG	40
[4.1.2] DIODO LASER	41
[4.2] METODOLOGIA	41
[4.2.1] 1ª. Fase – Testes preliminares e tratamentos de fibra óptica comercial.	42
[4.2.2] 2ª. Fase – Confeção de pontas de fibra óptica com vidros germanatos.	43
[4.2.3] 3ª. Fase – Confeção de pontas de fibra óptica a partir de tubos capilares.	45
 I – Estudo de diferentes formas de pontas e emissões características.	45
 II – Estudo das emissões das fibras ocas com extremidade de diferentes diâmetros.	47
 III – Análise das características físico-químicas dos tubos capilares.	47

IV – Testes “in vitro” de transmissão laser Er:YAG em molares.	48
[5] RESULTADOS	49
[5.1] 1ª. Fase – Testes preliminares e tratamentos de fibra óptica comercial.	49
[5.2] 2ª. Fase – Confeção de pontas de fibra óptica com vidros germanatos.	53
[5.3] 3ª. Fase – Confeção de pontas de fibra óptica a partir de tubos capilares de vidro silicato.	59
I – Estudo de diferentes formas de pontas e emissões características.	59
II – Estudo das emissões das fibras ocas com extremidade de diferentes diâmetros.	65
III – Análise das características físico-químicas dos tubos capilares.	69
IV – Testes “in vitro” de transmissão laser Er:YAG em molares.	74
V – Análise da propagação radial e axial da radiação nas fibras ocas sem revestimento reflexivo.	76
[6] CONCLUSÃO	82
[7] REFERÊNCIAS	83

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Desenho esquemático de um pré molar.	4
Figura 2 - Divisão da radiação infravermelha.	8
Figura 3 - Foto de um cristal de $\text{Er:Y}_3\text{Al}_5\text{O}_{12}$.	9
Figura 4 - Gráfico de absorção da água e da hidroxiapatita.	10
Figura 5 - Gráfico da distribuição de transmissão transversal monomodo e multimodo.	12
Figura 6 - Representação da propagação de luz em uma fibra óptica.	14
Figura 7 - Esquema geral da torre de puxamento.	16
Figura 8 - Desenho de uma fibra óptica.	16
Figura 9 - Representação da transmissão de uma fibra oca com cobertura reflexiva.	17
Figura 10 - Foto da extremidade de fibra oca com cobertura reflexiva.	18
Figura 11 - Curva das perdas das fibras ocas em função do diâmetro.	18
Figura 12 - Gráfico das perdas de diferentes fibras.	21
Figura 13 - Transmitância de vidros germanatos do sistema Ge-Bi-Cd.	25
Figura 14 - Transmitância de vidros do tipo cal-soda.	26
Figura 15 - Diagrama volume-temperatura para a formação de vidro.	29
Figura 16 - DTA típico de um vidro.	30
Figura 17 - Propagação de uma onda plana em uma lâmina de faces paralelas.	32
Figura 18 - Curva de refletância na interface ar/vidro.	33
Figura 19 - Curva de refletância na interface vidro/ar.	34
Figura 20 - Esquema da transmissão de radiação em fibra oca sem cobertura reflexiva.	35
Figura 21 - Formas de emissão de radiação por sondas biomédicas.	36
Figura 22 - Formas de difusão de radiação por sondas biomédicas.	37
Figura 23 - Esquema de funcionamento do dispositivo manual de aplicação.	41
Figura 24 - Forno e sistema de aspiração dos vidros germanatos.	44
Figura 25 - Técnica para marcar papéis térmicos com emissões frontais.	46
Figura 26 - Técnica para marcar papéis térmicos com emissões laterais.	46
Figura 27 - Fotografia das fibras submetidas a ação do laser nos testes preliminares.	49
Figura 28 - Fotografia das fibras tratadas com soluções de HF.	50
Figura 29 - Fibra tratada com HF espalhando laser 630/680 nm.	51
Figura 30 - Dimensões da fibra com ponta cônica.	51
Figura 31 - DTA das fibras utilizadas nos testes de ataque ácido e devitrificação.	52

Figura 32 - Fibra tratada termicamente espalhando laser 630/680 nm.	53
Figura 33 - Tubo capilar preenchido com vidro germanato aspirado.	54
Figura 34 - Tubo capilar com vidro germanato soldado.	54
Figura 35 - Amostras de vidro germanato preparadas por soldagem e aspiração.	55
Figura 36 - Marcas em papel térmico da ponta nº1 do sistema $\text{GeO}_2\text{-PbO-BaO-ZnO-K}_2\text{O}$.	56
Figura 37 - Marcas em papel térmico da ponta nº2 do sistema $\text{GeO}_2\text{-PbO-BaO-ZnO-K}_2\text{O}$.	56
Figura 38 - Marcas em papel térmico da ponta nº3 do sistema $\text{GeO}_2 - \text{CaO} - \text{Al}_2\text{O}_3$.	57
Figura 39 - Marcas em papel térmico da ponta nº5 do sistema $\text{GeO}_2 - \text{PbO}$.	57
Figura 40 - Pontas de vidro silicato comparadas à safira.	59
Figura 41 - Características das emissões frontais de laser Er:YAG através das diferentes pontas de vidro silicato registradas em papel térmico.	60
Figura 42 - Teste de emissão com fibra ôca nº 02.	61
Figura 43 - Características das emissões laterais de laser Er:YAG das pontas nº 01 e 03 registradas em papel térmico.	62
Figura 44 - Fotografias das emissões de radiação 630/680 nm obtidas com microscópio.	62
Figura 45 - Fotografias das emissões de radiação 630/680 nm obtidas com máquina digital.	63
Figura 46 - Pontas de vidro silicato com extremidades de diferentes diâmetros.	65
Figura 47 - Marcas frontais e laterais de emissão de laser Er:YAG através de pontas com diferentes diâmetros.	66
Figura 48 - Gráfico que relaciona diâmetro da área de espalhamento com o diâmetro do furo de saída da fibra.	67
Figura 49 - Variação de espalhamento lateral com o diâmetro da fibra.	68
Figura 50 - Índice de refração do vidro cal-soda da Abrisa.	70
Figura 51 - DTA do vidro silicato dos capilares.	71
Figura 52 - Curva de transmitância do vidro silicato dos capilares.	71
Figura 53 - Difratogramas do vidro silicato dos capilares.	72
Figura 54 - Aplicação externa de laser Er:YAG com fibras ocas e safira em um molar.	75
Figura 55 - Posição da fibra nº 01 em um dente e marcas deixadas pela emissão do laser Er:YAG.	75
Figura 56 - Representação da propagação da radiação em uma fibra oca cilíndrica e	

diâmetro constante.	76
Figura 57 - Representação da propagação da radiação em uma fibra oca com perfil afunilado.	77
Figura 58 - Fotografia da extremidade de uma fibra oca com extremidade esférica sem emissão e com emissão de laser 630/680 nm.	78
Figura 59 - Representação da propagação da radiação em um fibra oca com perfil afunilado e extremidade esférica.	79

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Temperatura do tecido e efeito observado.	11
Tabela 2 – Classes de vidros que transmitem radiação IV.	20
Tabela 3 – Propriedades de fibras cristalinas, vítreas e ocas comparadas a de safira.	20
Tabela 4 – Dados físico-químicos do vidro cal-soda e da safira.	26
Tabela 5 – Especificações técnicas do laser Er:YAG – OPUS 20.	40
Tabela 6 – Fases desenvolvidas no trabalho.	41
Tabela 7 – Faixas de temperatura e tonalidade do papel térmico.	42
Tabela 8 – Características das pontas preparadas com vidro germanato.	43
Tabela 9 – Técnicas de preparação das pontas de vidro germanato.	54
Tabela 10 – Dimensões das pontas de vidro silicato para estudo I.	59
Tabela 11 – Dimensões das pontas de vidro silicato para estudo II.	65
Tabela 12 – Composição química de vidros tipo cal-soda.	69
Tabela 13 – Características físicas do vidro dos capilares comparados à safira.	73

LISTA DE SÍMBOLOS

A – amplitude

AVD – Axial vapor deposition

ART-PHOTONICS – Advanced Research & Technology in Photonics

c – calor específico

CVD – Chemical vapor deposition

CW – continuous wave

dB – decibéis

Df – dimensão transversal

Di – Diâmetro interno

DTA – Differential thermal analysis

E – Módulo de Young ou de elasticidade

E – vetor campo elétrico

e – número neperiano, $e = 2,71828\dots$

EDTA – Ácido etilenodiamino tetra acético

EFG – Edged defined Film fed Growth

eV – elétron-volt

F – força

f – fluência

FIR – Far infrared

GPa – Giga Pascal

HMFG – Heavy metal fluoride glass

HWG – Hollow waveguide

I – Momento de inércia

I – raio incidente

i – parte imaginária de número complexo, $i = \sqrt{-1}$

IV – infravermelho

Iv – taxa de nucleação

k – número de onda

L – ângulo limite

l – distancia entre dois apoios, vão.

LHPG – Laser Heated Pedestal Growth

LITT – Laser induced interstitial thermotherapy
LN – Linha neutra
MC – Monocristalina
MCVD – Modified chemical vapor deposition
MPa – Mega Pascal
N – Normal
 n – índice de refração
NA – número de abertura
NIR – Near infrared
nm – nanômetro
 P = potência
 P_o = potência inicial
PC – Policristalina
PCVD – Plasma chemical vapor deposition
Qsw – Q-switched
R – raio refletido
 r – raio de circunferência
 R_p – refletância com polarização paralela ao plano de incidência
 R_s – refletância com polarização perpendicular ao plano de incidência
RTU – Ressecção transuretral
T – raio refratado ou transmitido
 T – transmitância total, razão entre P e P_o
 t – tempo
TEM – transverse electromagnetic mode
Tg – transição vítrea
Tm ou Tf – temperatura de fusão
 T_p – transmitância com polarização paralela ao plano de incidência
 T_s – transmitância com polarização perpendicular ao plano de incidência
Tx – Temperatura de início de cristalização
 \mathbf{u} – vetor unitário
 u – taxa de crescimento
UV – ultravioleta
 X – fração volumétrica de cristalização
 x – distancia, profundidade

YAG – Yttrium Aluminium Garnet

YSGG – Yttrium Scandium Gallium Garnet

w – energia específica

ZBLAN – vidro do sistema ZrF_4 - BaF_2 - LaF_3 - AlF_3 - NaF

α – ângulo

δ - deflexão

ΔH_v – entalpia de vaporização

ΔT – variação de temperatura

θ_B – ângulo de Brewster

θ_c – ângulo crítico

θ_i – ângulo de incidência

θ_r – ângulo de reflexão

θ_t – ângulo de refração

λ – comprimento de onda

μ - coeficiente total de atenuação

μ_a – coeficiente de absorção

μm – micrômetro

μ_s – coeficiente de espalhamento

ρ – densidade

ω – velocidade angular

RESUMO

A aplicação do laser Er:YAG na endodontia é limitada pela distribuição inadequada da radiação em toda a superfície do canal radicular devido às características das pontas de safira maciça que são utilizadas para esse propósito. Apesar destas pontas apresentarem boas qualidades físico-químicas, são rígidas, em geral cilíndricas e transmitem o laser apenas axialmente. Há necessidade de que elas transmitam essa radiação lateralmente e sejam mais flexíveis. Para atingir esses objetivos, procurou-se, através do presente trabalho, avaliar pontas de fibra óptica utilizadas em comunicação, pontas preparadas com vidro germanato e pontas moldadas a partir de tubos capilares de vidro silicato, obtendo-se com esse último método transmissão frontal e lateral de laser Er:YAG. As radiações transmitidas obedeceram aos conceitos da óptica e seu espalhamento dependeu da geometria da ponta. Para analisar os espalhamentos foram preparadas pontas de perfis diferentes cujos desempenhos foram comparados ao da fibra de safira. Os testes consistiram em fotografar transmissões de laser de diodo (630/680 nm) e conseguir áreas queimadas em papel para fax devido a ação térmica do laser Er:YAG. Na aplicação do laser Er:YAG foram usadas duas dosimetrias: a primeira, de 10 Hz e 200 mJ e a segunda, de 20 Hz e 500 mJ. A avaliação das fotos e das áreas queimadas pelas diferentes pontas mostrou sua capacidade de transmissão comparável à safira. O material das pontas de vidro apresentou estabilidade química frente às soluções utilizadas no processo de instrumentação dentária, mas resistência mecânica menor. Fibras ocas de vidro silicato, sem revestimento reflexivo interno, demonstraram melhor desempenho nos testes realizados, ressaltando-se vantagens como facilidade de confecção de perfis diferentes, baixo custo e baixa perda na transmissão.

ABSTRACT

Application of Er-YAG laser in endodontic therapy is limited by the unsuitable distribution of this radiation on all surfaces of the radicular channel due to the characteristics of tips of compact sapphire used for this purpose. Despite these tips show good physical and chemical qualities, they are hard, cylindrical and convey the laser only axially. It becomes necessary that they can transmit the radiation also laterally and they could be more flexible too. In order to achieve these objectives, we have studied in present work, silicate optical fiber used on communication, tips manufactured with germanate glass, and silicate capillary tubes, obtaining with last study axial and lateral transmission of Er:YAG laser. Applying the optical concepts, several tips profiles were prepared and compared with used sapphire fiber, regarding performance in the conduction and scattering of the laser light. Two doses were used, 10Hz and 200mJ, 20Hz and 500mJ. Tests consisted in photographing light transmission by laser diode (630/680 nm) and acquiring burned areas in thermo paper, using the Er:YAG laser. The assessment of photos and burned areas from different hollow fiber tips showed the ability of transmission comparable to the sapphire. The material of the fibers showed good chemical stability facing the solutions used in the instrumentation, although with less mechanical resistance. Hollow fibers of silicate glass, with no internal reflexive coating, showed good performance in the tests applied, showing advantages such as facility in the preparation of different tip shapes, with great applicability to the work, low cost, and low loss in the conveyance.

[1] INTRODUÇÃO

Uma grande variedade de fibras ópticas vem sendo desenvolvida ou adaptada para aplicações médicas e odontológicas. Essas fibras são produzidas para funcionar como meio de transmissão para diferentes lasers, tais como Argônio (488 e 514 nm), Diodo (800 e 980 nm), Nd:YAG (1064 nm), Ho:YAG (2100 nm), Er,Cr:YSGG (2790 nm), Er:YAG (2940 nm) e CO₂ (10600 nm) utilizados na biomedicina e adequados para diferentes finalidades (BALL, 1995; COLUZZI, 2000).

Fibras ópticas de sílica têm-se mostrado adequadas para trabalhar na região do ultravioleta e visível; as de safira e fluoretos de metal pesado para transmitir do ultravioleta ao infravermelho médio e as de vidro calcogeneto, policristalinas e fibras ocas, do infravermelho próximo ao infravermelho distante (HARRINGTON, 2000).

A escolha adequada de fibras ópticas para transmissão e aplicação de lasers na biomedicina passa não só pela melhor transmissão como também pela sua estabilidade química, mecânica e biocompatibilidade (UTZINGER e RICHARDS-KORTUM, 2003)

O laser (*Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation*) é um tipo de luz que, em contato com o tecido, resulta em efeitos diversos, dependendo do comprimento de onda e das propriedades ópticas do tecido irradiado (ZANIN et al., 2004). Esta tecnologia inovadora tem sido muito pesquisada e utilizada em várias áreas da Odontologia, como Diagnóstico, Cirurgia, Periodontia, Endodontia e Dentística.

O laser Er:YAG possui um comprimento de onda de 2,94 µm e é altamente absorvido pelos componentes dos tecidos dentais devido à sua afinidade pela água e hidroxiapatita. Sua capacidade de corte de tecidos mineralizados está relacionada à ablação termomecânica, portanto, os preparos cavitários são feitos por microexplosões em áreas microscópicas de rápida expansão e contração no esmalte ou na superfície dentinária, acompanhada por um dano térmico mínimo (HIBST e KELLER, 1989; KELLER e HIBST, 1989; HOKE et al., 1990; SEKA et al., 1996) devido à sua emissão pulsátil, que possibilita um resfriamento do tecido entre os pulsos (TANABE et al., 2002; ZANIN et al., 2004). Assim, entre os diversos tipos de lasers cirúrgicos, o Er:YAG é o mais efetivo na remoção dos tecidos dentais (TURKMEN et al., 2000) e o que produz menor dano térmico aos tecidos (WIGDOR et al., 1995).

Os primeiros estudos com o laser pulsado de Er:YAG em tecidos dentais foram realizados por Hibst e Keller (1989) que relataram a possibilidade de realização de um

preparo cavitário conservador, com remoção seletiva de tecido (HIBST e KELLER, 1993). A partir destes, outras pesquisas se seguiram com a finalidade de avaliar as características da cavidade obtida e o efeito do laser nos tecidos.

O laser Er:YAG promove a remoção do tecido cariado com a mesma eficiência que o método convencional, tornando ainda a superfície dentinária sem *smear layer* e com canalículos dentinários expostos, o que propicia um aumento significativo na força de adesão entre a dentina e o material restaurador (VISURI et al., 1996; TANJI et al., 1997; AOKI et al., 1998; KUMAZAKI, 1998).

O laser Er:YAG foi aprovado para uso clínico em 1990 pelo Ministério da Saúde da Alemanha, em 1997 nos Estados Unidos e em 1998 no Brasil (ZANIN et al., 2004) e a partir de então estudos clínicos têm demonstrado que o preparo cavitário com o laser Er:YAG, além das vantagens já citadas, diminui a pressão e vibração mecânica, a dor e o stress, tendo assim maior aceitação pelo paciente (MATSUMOTO et al., 1996; PELAGALLI et al., 1997; KELLER et al., 1998; EDUARDO et al., 1998; ARMENGOL et al., 2000; EVANS, et al., 2000; KATO et al., 2003).

Dentre as aplicações e efeitos do laser de Er:YAG no interior do canal radicular, destacam-se trabalhos de: limpeza pela remoção de *smear layer* (TAKEDA et al., 1999; PÉCORRA et al., 2000; BIEDMA et al., 2005), desinfecção (MORITZ et al., 1999; PERIN et al., 2004), permeabilidade dentinária (BRUGNERA-JÚNIOR et al., 2003) e adesividade (PÉCORRA et al., 2001; SOUSA-NETO et al., 2002; SOUSA-NETO et al., 2005).

Durante a aplicação o feixe de laser Er:YAG deve ser conduzido do gerador para o tecido alvo de forma ergonômica e precisa. São dois os sistemas de condução usados nesse tipo de laser. O primeiro sistema é a condução da radiação através de fibras ocas flexíveis chegando até o dispositivo manual e, esta mesma fibra sai na extremidade oposta deste dispositivo para aplicar o feixe de laser no dente, em modo de não contato com o tecido dentário, ou o feixe de laser sai do dispositivo manual através de peças de fibras ópticas nuas (sem revestimento), com núcleo sólido e escamoteáveis em um modo de contato. Neste último caso, a conexão da fibra oca com a peça de fibra óptica nua é feita no interior do dispositivo que o dentista manuseia, diretamente ou em ângulo através de um espelho côncavo como acontece no equipamento utilizado neste trabalho. O segundo sistema de condução é um cabo de fibra óptica de núcleo sólido, geralmente de safira, fluoreto de zircônio ou de vidro calcogeneto baseado em uma composição As-S, que chega ao dispositivo manual e sai para o tecido dentário através de pontas de aplicação escamoteáveis (COLUZZI, 2000).

Diferentes pontas são comercializadas, ocas de metal ou maciças de safira e sílica. As pontas de safira são as mais utilizadas em vários equipamentos comerciais. Elas transmitem em uma faixa larga de comprimento de onda, do ultravioleta ao infravermelho, têm boa resistência mecânica, boa durabilidade química, suportam altas temperaturas, cerca de 2000°C, e podem ser utilizadas em contato direto com o dente (HARRINGTON, 2000). Como a entrega da radiação por esta fibra ocorre apenas pela ponta, de forma axial, sua eficiência torna-se menor, restringindo e limitando sua ação sobre os canalículos ou túbulos dentinários que são perpendiculares ao canal radicular (BRUGNERA-JUNIOR e PINHEIRO, 1998). Assim sua eficácia será dependente do ângulo de incidência da radiação na superfície dentinária (ANIC et al, 1998; ALVES et al., 2005), capacidade de espalhar lateralmente e da flexibilidade para obter a limpeza do canal radicular e seu potencial antimicrobiano.

Portanto, o tipo de ponta a ser empregado na irradiação do laser de Er:YAG é um fator de importância no estudo dos efeitos dos lasers sobre os tecidos. A flexibilidade, a espessura, o ângulo de entrega da energia, a perda de transmissão da energia e a resistência das pontas são características que devem ser levadas em conta para determinar a eficiência de irradiação de determinado tipo de laser (LEE et al., 2004; ALVES et al., 2005).

Considerando essas limitações para a aplicação do laser na endodontia e a necessidade da distribuição uniforme da radiação em toda superfície lateral dos canais radiculares, inclusive nos canais atresiaados e curvos, pretendeu-se com este trabalho estudar alternativas que pudessem atender essas necessidades.

[2] REVISÃO DE LITERATURA

[2.1] ANATOMIA DENTÁRIA E TERAPIA ENDODÔNTICA

Anatomia do dente.

De acordo com Dellaserra e Ferreira (1981), a estrutura do dente pode ser dividida em três partes: esmalte, dentina e polpa.

O esmalte forma a camada externa do dente na região denominada coroa, apoiada na dentina em cujo interior encontra-se a polpa conforme mostra a Figura 1.

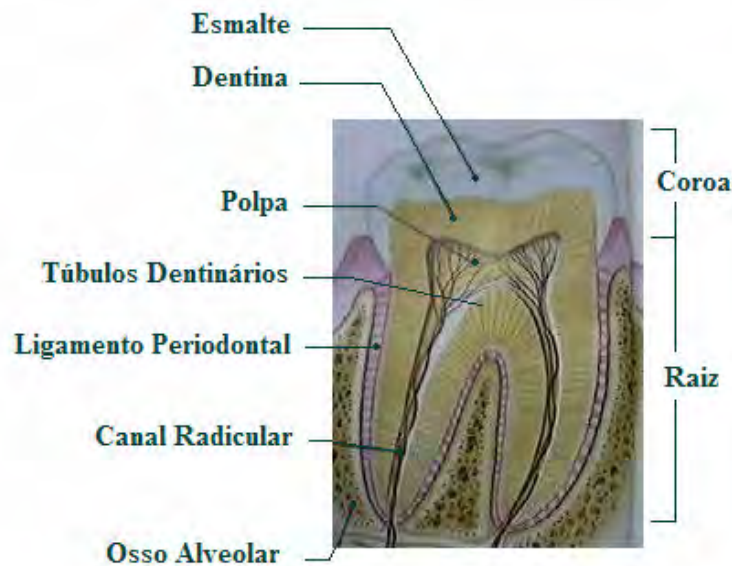


Figura 1 – Desenho esquemático de um pré-molar em corte longitudinal.

Figura adaptada de *What is Root Canal Therapy*. htm

O esmalte dos dentes, devido ao seu alto conteúdo mineral, tem constituição de alta dureza, frágil e normalmente translúcida. O esmalte é composto de 96 % a 98 % de hidroxiapatita, $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ e 2 % a 4 % de material orgânico (proteínas) e água.

Sob o esmalte tem-se a dentina, cuja função é proteger a polpa e fornecer apoio, fixando-se ao osso alveolar através do ligamento periodontal. É constituída por um tecido duro, porém de elasticidade maior que o esmalte. Sua composição é aproximadamente 70 % de hidroxiapatita, 20 % de material orgânico formado principalmente por colágeno I e 10 % de água. As moléculas do colágeno têm capacidade de se polimerizar para formar fibrilas que se agregam em uma rede semelhante a uma esponja tridimensional. Uma característica do

tecido calcificado da dentina é a presença de canalículos ou túbulos dentinários que ligam a polpa à superfície externa da dentina, sendo estes perpendiculares às superfícies e de trajetória ligeiramente ondulada.

No interior da dentina encontra-se a polpa. A polpa é um tecido vivo formado por uma porção celular e extracelular denominado estroma. O estroma é constituído principalmente por colágenos I e III. No seu interior encontram-se vasos sanguíneos e linfáticos que penetram na polpa através dos canais radiculares e formam uma extensa rede no seu interior. É na polpa que se encontram os axônios, cujos estímulos são traduzidos como dor pelo sistema nervoso central.

Terapia endodôntica e aplicação do Laser Er: YAG.

O tratamento endodôntico tem por objetivo buscar a cura das patologias oriundas da polpa e do periápice, devolvendo assim a função ao elemento dental. Para tanto, faz-se necessária a remoção dos agentes irritantes aos tecidos pulpar e periapical, por meio da limpeza e da desinfecção, e ainda a modelagem e a obturação do sistema de canais radiculares. Todas essas etapas têm sua importância específica, sendo que a somatória delas resultará no sucesso do tratamento endodôntico.

Uma das grandes preocupações do endodontista é a realização de uma perfeita limpeza, preparo e desinfecção do canal radicular. Segundo Schilder (1974), esse processo permite a obtenção de um canal radicular com forma cônica afunilada desde o acesso coronário até o ápice, criando um espaço cirúrgico que favorece uma completa obturação do sistema de canais radiculares. Um dente não apresenta simplesmente um único ou vários canais radiculares, mas sim, um complexo sistema que pode ser composto por canais laterais, colaterais, recorrentes, secundários, acessórios, reticulares, intercanalulares e, ainda, múltiplas aberturas foraminais (DE DEUS, 1975).

A ação do instrumento endodôntico durante o preparo biomecânico ocorre apenas no canal principal, não atingindo diretamente todo o complexo radicular e massa dentinária (canalículos dentinários). Diante disso, a limpeza do sistema de canais radiculares constitui um desafio para o endodontista. A limpeza do sistema de canais radiculares na fase do preparo biomecânico elimina irritantes como bactérias e seus produtos, tecido pulpar degenerado e dentina contaminada (SIQUEIRA JR. et al., 1997). Esse processo ocorre pela ação mecânica dos instrumentos endodônticos junto às paredes do canal principal, aliada à ação química das soluções irrigantes e à ação física do processo de irrigação e aspiração. Durante essa fase, os restos de dentina excisada pela ação dos instrumentos, se não forem

removidos pelo processo irrigação/aspiração, podem permanecer no interior do canal radicular de duas formas: aderidos às paredes formando uma estrutura amorfa denominada camada de *smear*, ou na luz do canal radicular, em áreas onde não houve atuação das soluções irrigantes e instrumentos endodônticos, junto com restos pulparem formando os *debris* (ARRUDA et al., 2003).

Diferentes técnicas, tipos de instrumentos e equipamentos têm sido desenvolvidos ao longo dos anos para que seja possível uma melhor limpeza e preparo do canal radicular, o que proporciona maior segurança e rapidez no tratamento endodôntico. Apesar de existirem várias técnicas de preparo do canal radicular, todas têm um único objetivo: a suficiente ampliação do conduto para possibilitar uma obturação tridimensional que favoreça o sucesso do tratamento endodôntico. A proposta atual está baseada na realização de um preparo cervical que pode ser denominado ampliação reversa (WEINE, 1982), *crown down* (MARSHAL e PAPPIN, 1980) ou *step down* (GOERIG et al., 1982), o qual é iniciado pelo terço cervical até atingir o terço apical, minimizando os riscos de acidentes e erros durante o tratamento endodôntico.

Em relação aos instrumentos endodônticos, a evolução das limas de níquel-titânio (Ni-Ti) trouxe um grande avanço, principalmente por sua flexibilidade, que permite a sua utilização tanto manualmente como em técnicas automatizadas. Hoje, existem vários tipos de limas de Ni-Ti que agregam novas características de fabricação, novos desenhos, alteração da conicidade padrão e também diferentes comprimentos da parte ativa. Os instrumentos rotatórios de Ni-Ti podem criar eficientemente um canal cônico afunilado, com risco mínimo de formação de degraus e transporte do canal radicular, utilizando menos tempo que a instrumentação manual (FARINIUK et al., 2001). No entanto, a limpeza do sistema de canais não tem sido efetiva (BARBIZAM et al., 2002, FARINIUK et al., 2003), principalmente nos casos de canais achatados ou naqueles em que a forma não permite a ação do instrumento endodôntico em todas as suas paredes. Dessa maneira, as soluções irrigantes auxiliares assumem fundamental importância durante o preparo biomecânico (BARATTO-FILHO et al., 2004).

Dentre as soluções irrigantes disponíveis atualmente, as soluções de hipoclorito de sódio, em diferentes concentrações, são as mais utilizadas e mundialmente aceitas por suas propriedades de clarificação, dissolução de tecido orgânico, saponificação, transformação de aminas em colaminas, desodorização e ação antimicrobiana (McCOMB et al., 1975; MOODNIK et al., 1976; SPANÓ et al., 2002).

Além das propriedades físico-químicas inerentes a cada solução irrigante, a constante renovação da solução durante o preparo biomecânico, por meio de diversas formas de

irrigação-aspiração, evita a saturação, a precipitação de partículas e favorece a remoção dos detritos mantidos em suspensão no interior do canal radicular. O processo de irrigação pode ser realizado com o auxílio de seringa hipodérmica tipo *luer-lock*, seringas pressurizadas do tipo *Ideal Jet* com dispositivo de irrigação-aspiração e ultra-som (BOMBANA e GAVINI, 1993; BRAMANTE e FERNANDEZ, 1998; GUTARTS et al., 2005).

Apesar dos avanços obtidos, as variações anatômicas são fatores limitantes para a execução do preparo biomecânico, favorecendo a permanência de remanescentes teciduais e bacterianos em istmos, reentrâncias e ramificações (WALTERS et al., 2002; ARRUDA et al., 2003; FARINIUK et al., 2003; BARATTO-FILHO et al., 2004), necessitando da medicação intra-canal entre sessões clínicas para obtenção da desinfecção.

A medicação intra-canal desempenha papel importante no processo de desinfecção, destacando-se o hidróxido de cálcio por ser o material mais usado e aceito como curativo devido aos seus inúmeros benefícios como a atividade antimicrobiana e capacidade de estimular o processo de reparação tecidual de lesões periapicais, contudo, apresenta o inconveniente de necessitar ser reaplicado por um período de tempo, relativamente, longo (ESTRELA et al., 1998). Apesar de todos os esforços, a persistência de infecção nos canais radiculares é um problema clínico na Endodontia e o controle e eliminação de microrganismos são muito importantes durante o tratamento endodôntico, devido ao papel que estes desempenham nas patologias pulpares e periapicais (RIBEIRO SOBRINHO et al., 2001; HAN et al., 2001).

Atualmente, além das substâncias químicas, outros meios têm sido propostos para a desinfecção do canal radicular, como é o caso da radiação laser (MEHL et al., 1999). Dentro deste contexto, o potencial de aplicação do laser no campo da Endodontia tem evoluído numa tentativa de aplicar novas tecnologias em conjunto com o tratamento convencional, visando aumentar a possibilidade de tornar o sistema de canais radiculares livres de microrganismos e debris (TAKEDA et al., 1998), podendo ocasionar a diminuição de sessões clínicas para o tratamento endodôntico.

Entre os lasers Ho:YAG, Er:YAG e Nd:YAG, utilizados na Endodontia, o laser Er:YAG tem sido considerado o mais eficiente no preparo de cavidades dentinárias removendo o *smear layer* e abrindo os túbulos dentinários, sem fusão do tecido, às custas das regiões de menor resistência (ATTRILL, 1997; LIZARELLI e BAGNATO, 2005).

[2.2] RADIAÇÃO INFRAVERMELHA

A radiação infravermelha denominada IV é a faixa de radiação que convencionalmente abrange a região do espectro eletromagnético entre a região visível e a região de microondas. Seu comprimento de onda vai de aproximadamente 0,75 μm até aproximadamente 100 μm conforme mostra a Figura 2. Neste intervalo Pavia et al (2001) definem o IV médio entre 2,5 e 25 μm e o espectro infravermelho vibracional das moléculas entre 2,5 e 15 μm .

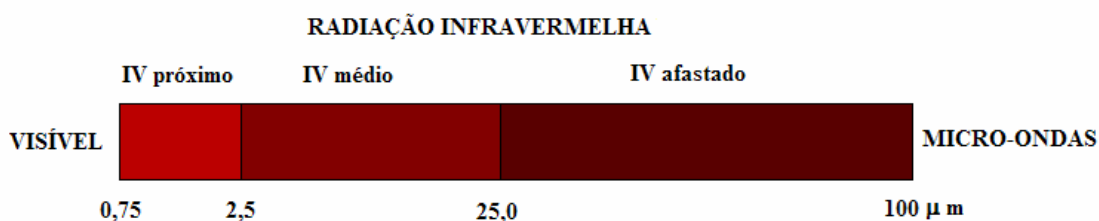


Figura 2 – Divisão da radiação infravermelha em μm .

Em termos de nomenclatura é comum a utilização das expressões inglesas NIR, MIR e FIR, para *Near Infrared* (IV próximo), *Mid Infrared* (IV médio) e *Far Infrared* (IV afastado), respectivamente.

As duas primeiras regiões encontram inúmeras aplicações na área de comunicação, médico/odontológica e militar. Nestas duas regiões a tecnologia utiliza-se das diferentes formas com que a radiação interage com a matéria ou da forma como é transmitida para comunicação através de fibras ópticas, procedimentos dermatológicos, cirurgias oftalmológicas, tratamento de cáries, esterilização de canais, sensoriamento remoto através de sensores químicos e bioquímicos, detetores, controles remotos etc.

[2.3] LASER Er^{3+} :YAG

Dentre os lasers desenvolvidos para atuar na região do infra-vermelho, o laser pulsado Er:YAG, com comprimento de onda 2940 nm, tem-se apresentado como o laser comercial mais adequado para aplicação na odontologia devido a sua capacidade de interação com o tecido.

O laser de estado sólido Er^{3+} :YAG é constituído de um cristal de $\text{Y}_3\text{Al}_5\text{O}_{12}$ (denominado YAG - Yttrium Aluminium Garnet), que possui alguns átomos de Y^{3+} substituídos por Er^{3+} (dopante).

Este laser, bombeado por lâmpada de Xenônio, fornece radiação infra-vermelha com comprimento de onda 2,94 μm na transição do Er^{+3} do nível mais alto $^4\text{I}_{11/2}$ para o nível mais baixo $^4\text{I}_{13/2}$, (IMBUSCH, 1978 e SAINT-GOBAIN, 2004).

Na prática, o cristal de $\text{Y}_3\text{Al}_5\text{O}_{12}$ é um bastão cilíndrico (Figura 3) com diâmetro variando entre 3 a 10 mm e comprimento de 150mm, com as extremidades óticamente planas, sendo uma totalmente refletora e outra parcialmente refletora da qual emerge o feixe de radiação.



Figura 3 – Foto de um cristal de $\text{Er}:\text{Y}_3\text{Al}_5\text{O}_{12}$. Figura adaptada de Saint-Gobain – Er:YAG.

Os fótons emitidos na direção radial do cilindro escapam antes de participar do processo de emissão estimulada, mas os que viajam longitudinalmente ao longo do eixo do cilindro refletem nos espelhos estimulando muitas emissões até a saída de um feixe de radiação intenso, coerente, monocromático e muito pouco divergente (EISBERG e RESNICK, 1986; TARASOV 1984).

[2.4] INTERAÇÃO DA RADIAÇÃO DO LASER ER-YAG COM O TECIDO

Os fenômenos característicos da interação entre laser e tecidos vivos são reflexão, transmissão, espalhamento e absorção. Ao incidir um feixe de laser no tecido, uma pequena porcentagem é refletida devido à diferença de índice de refração enquanto que outra parte será transmitida até uma profundidade definida pela absorção e espalhamento no interior do tecido. A potência transmitida no tecido é a parte importante nos processos de interação.

A potência transmitida a uma profundidade x qualquer do tecido obedece à lei de Beer-Lambert, $P(x) = P_0 e^{(\mu) \cdot x}$, onde P_0 é a potência incidente no tecido, μ , o coeficiente total de atenuação definido pela relação $\mu = \mu_a + \mu_s$. Sendo μ_a o coeficiente de absorção e μ_s o coeficiente de espalhamento do tipo Mie ou Rayleigh (BALL, 1995; UHLHORN, 2002).

O espalhamento é fator importante na faixa de comprimento de onda que vai do UV próximo até o IV próximo (2500 nm), passando pelo visível, pois nessa região os comprimentos de onda são comparáveis ao tamanho dos elementos intercelulares e em geral o coeficiente de espalhamento é maior que o da absorção dos tecidos. Para valores de comprimento de onda menores que 400 nm o espalhamento é ainda mais considerável.

No IV médio a absorção está associada à vibração das moléculas e, por consequência, o aumento de temperatura, neste caso o espalhamento é praticamente desprezível. Devido a quantidade de água nos tecidos vivos a absorção acima de 2000 nm é alta, principalmente para 2940 nm, que coincide com o comprimento de onda do laser Er:YAG (IVANENKO et al., 1997). O gráfico da Figura 4 mostra a interação da água e da hidroxiapatita com diferentes lasers.

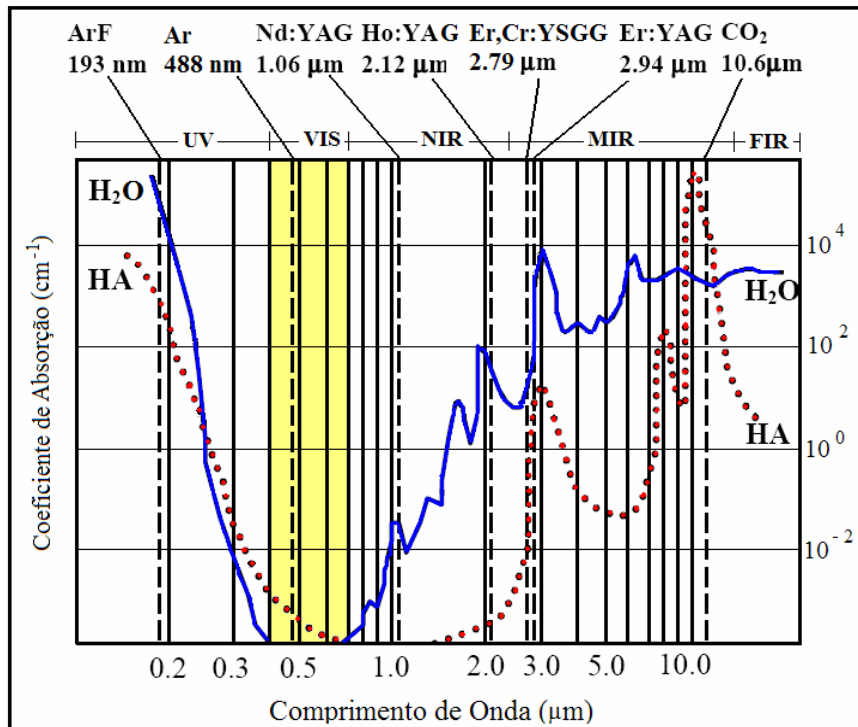


Figura 4. Coeficiente de absorção de água e da hidroxiapatita . Figura adaptada de Cechini (2001).

O efeito térmico da absorção do laser pelos tecidos é mostrado na Tabela 1. Entre esses processos o de maior interesse para procedimentos cirúrgicos é a ablação. A ablação é um processo de remoção de uma estrutura orgânica devido a absorção de energia e ejeção de fragmentos finos, resíduos ou debris, formando uma pluma durante o processo de irradiação. Nesse processo a água contida no tecido alvo atinge temperatura de 100 °C e evapora.

Tabela 1 – Temperatura do tecido e efeito observado.

Temperatura (°C)	Efeito
37-50	Hipertermia
>60	Coagulação, Desnaturação da proteína.
70-90	Fusão
100-150	Vaporização, ablação.
>200	Carbonização

Fonte: Colluzzi (2000).

O processo de foto-ablação ocorre com mais eficiência na região do UV e no IV médio através de mecanismos fotoquímicos e fototérmicos. A alta absorção dos tecidos na região do UV se deve às bandas de absorção eletrônica das proteínas. A excitação das moléculas pelos fótons UV é seguida de sua dissociação e ejeção de resíduos, enquanto que o efeito fototérmico é desprezível. Uma eficiente fotoablação deste tipo é observada com o laser ArF (193 nm) cuja energia (6,4 eV) é capaz de quebrar a dupla ligação C=C.

Na região do IV médio a fotoablação promovida pelo laser Er:YAG é aquela observada no espectro devido ao seu comprimento de onda (2940 nm) que está muito próximo do estiramento simétrico e assimétrico das ligações O-H das moléculas de água existentes nos interstícios dos tecidos. As vibrações dessas moléculas entrando em ressonância atingem a temperatura de vaporização, na faixa de 100 a 150 °C, ocasionando micro-explosões dos tecidos. Assim em um processo mecânico são removidos os resíduos resultantes (IVANENKO et al., 1997; LIZARELLI e BAGNATO, 2005).

Nos procedimentos cirúrgicos com laser, além dos efeitos relacionados com o seu comprimento de onda e características dos tecidos, outros parâmetros envolvendo o processo de incidência, como a densidade de potência e a fluência, são também importantes.

A densidade de potência, que é definida como a potência da radiação pela área de incidência, depende de diversas variáveis, tais como a posição do alvo, focalização da lente

utilizada ou divergência na saída da ponta de fibra óptica, do comprimento de onda do laser e do modo eletromagnético transversal (TEM).

A posição do alvo compreende não só o deslocamento do ponto de incidência mas também o ângulo entre o feixe incidente e o plano do alvo. O problema da focalização da lente e da divergência na saída da ponta de fibra óptica está associado à área de distribuição do laser no tecido que para uma mesma potência ocasiona alteração na interação com o tecido.

Com relação ao modo, a melhor focalização de um feixe de laser é obtida com uma distribuição de intensidade monomodo, conforme o gráfico da Figura 5a, que apresenta forma gaussiana transversal à propagação do feixe, enquanto a distribuição multimodo de alta ordem, ou seja, composta de muitos modos, apresenta perfil achatado com focalização mais distribuída, como mostra o gráfico da Figura 5b.

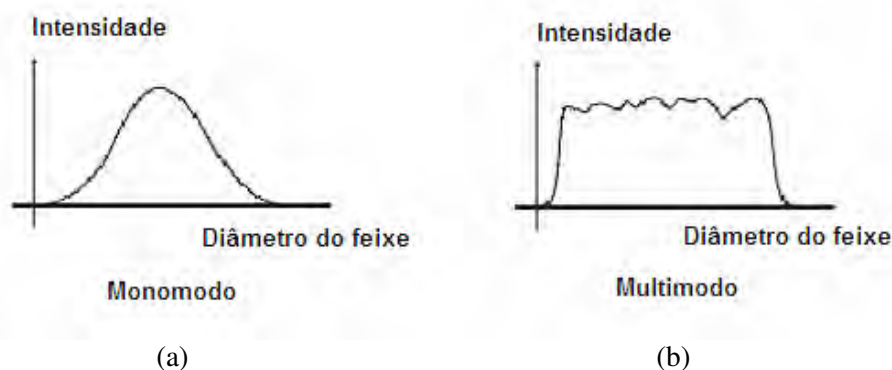


Figura 5 – Gráficos mostrando distribuição transversal monomodo (a) e multimodo (b).

A fluência é definida como o produto da densidade de potência do laser pelo tempo de exposição do tecido; é um conceito que afeta a precisão dos processos cirúrgicos a laser, pois envolve potência, área de incidência e tempo de exposição. Qualquer mudança em um desses parâmetros altera o processo.

No processo de fotoablação térmica, o tempo de aplicação do laser no alvo afeta o tecido adjacente e subjacente por causa do efeito de aquecimento. Usando a potência adequada e tempos curtos de emissão, evita-se com mais eficiência esse efeito. Assim, dos lasers que apresentam diferentes formas de emissão, CW, Gated (CW), Pulsed e Q-Switched, em geral com potência e frequências controladas em um painel, os lasers Q-Switched são os que apresentam maior potência e pulso de duração mais curta e, portanto, os mais indicados para aplicação em tecidos (BALL, 1995).

A energia específica em J/mm^3 , devido a fotoablação térmica é estimada pela equação abaixo e só depende do tecido,

$$w = \rho (c \cdot \Delta T + \Delta H_v)$$

onde ρ é a densidade do tecido, c , o calor específico, ΔT , a variação de temperatura e ΔH_v , a entalpia de vaporização.

Considerando que a ablação nesse caso, devido a lasers que emitem no IV médio, depende apenas do coeficiente de absorção, μ_a , pois $\mu_a \gg \mu_s$, tem-se que a profundidade de absorção do laser será dada por $x = 1 / \mu_a$.

Então para vaporizar uma camada de profundidade x , será necessário uma fluência,

$$f = w \cdot x$$

Portanto para os diferentes lasers que operam no IV médio, representados no gráfico da Figura 4, o laser Qsw - Er:YAG é o que proporciona menores valores de energia para maior eficiência (IVANENKO et al., 1997).

[2.5] FIBRAS ÓPTICAS

Fundamentos da Propagação da Luz em Fibras Ópticas.

As fibras ópticas são guias de luz com as dimensões transversais (D_f) muito pequenas, na faixa de 60 a 1500 μm ; bastante flexíveis e podendo ser produzidas com qualquer comprimento. Na sua produção são utilizados normalmente o vidro a base de óxido de silício ou polímeros. Mas em outras aplicações específicas, são usados a safira, vidros germanatos, calcogenetos e fluoretos. Os materiais que compõe as fibras devem ser adequados e de alta pureza para permitir uma boa transmissão da radiação de interesse evitando assim, dispersões e absorções indesejáveis. Parâmetros de fabricação, como viscosidade, afinidade química e temperatura de transição vítrea, afetam economicamente a produção e a qualidade do produto (JENNY, 2000).

A fibra é constituída basicamente de duas partes vítreas: o núcleo de índice de refração maior e a casca de índice de refração menor. Esta configuração permite que a luz fique confinada no núcleo e seja transmitida como mostra a Figura 6.

A transmissão de radiação no interior das fibras ópticas está baseada no princípio da reflexão total, fenômeno que ocorre quando o ângulo de incidência é maior que o ângulo mínimo ou limite L , definido pela lei da refração de Snell-Descartes, $n_1 \cdot \text{sen } L = n_2$.

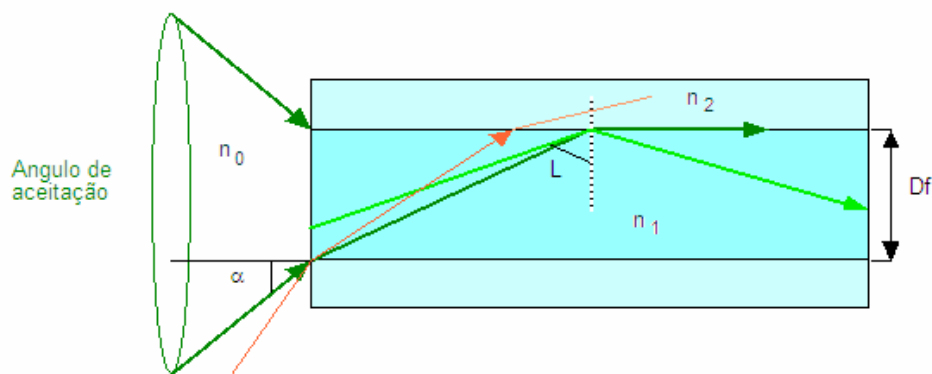


Figura 6 – Representação da propagação de luz em uma fibra óptica, com $n_1 > n_2$.

Considerando o meio externo à fibra com índice de refração $n_0 < n_1$, existe um máximo valor do ângulo α de aceitação da radiação, na entrada da fibra, para que a mesma atinja a interface do núcleo-revestimento com ângulo limite L . Denomina-se número de abertura numérica NA , à relação

$$NA = n_0 \sin(\alpha_{m\acute{a}x}) = \sqrt{(n_1)^2 - (n_2)^2}$$

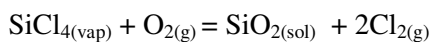
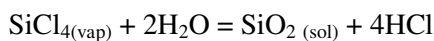
onde NA descreve este ângulo máximo. Para valores acima dele, tem-se ângulos de refração na interface núcleo-revestimento menores que L e, portanto, perda da radiação incidente para o revestimento e para o meio externo. Outros mecanismos de perdas podem ocorrer, ocasionando a deformação e a atenuação dos sinais ópticos na saída da fibra. De uma forma simplificada, estes mecanismos envolvem a absorção da radiação pelo material do núcleo e pelo revestimento devido à impurezas do tipo íons hidroxila e alguns íons metálicos; o espalhamento da radiação em bolhas; partículas e variações de densidade no material; curvas acentuadas; emendas de duas fibras, principalmente quando apresentarem NA diferentes, diâmetros diferentes, diferentes índices de refração e falta de alinhamento no acoplamento; além de dispersões diversas (JENNY, 2000; VARSHNEYA, 1994).

Composição e fabricação de fibras ópticas utilizadas em transmissão.

A composição dos vidros para fabricação de fibras ópticas convencionais de transmissão, multimodo ou monomodo, está baseada nos vidros silicatos por apresentarem baixa atenuação à radiação na faixa de 800 e 1500 nm, boa resistência mecânica (da ordem de 70 GPa) e boa estabilidade química. Estes vidros são preparados na forma de um cilindro, denominado preforma, constituído do núcleo e da casca da fibra óptica dispostos de forma concêntrica.

A preforma é produzida basicamente por duas técnicas: a do cadinho duplo e por deposição de plasma ou vapor. A segunda técnica é a mais moderna e se apresenta de várias formas: CVD (*Chemical Vapor Deposition*), MCVD (*Modified Chemical Vapor Deposition*), PCVD (*Plasma Chemical Vapor Deposition*) e AVD (*Axial Vapor Deposition*). Técnicas como a de Sol-Gel também são utilizadas, mas a tecnologia MCVD é a mais comum para produção comercial.

O princípio básico da produção de preforma pela técnica de MCVD é a deposição, em camadas, de vapor de SiCl_4 misturado com pequenas quantidades de GeCl_4 , POCl_3 , BCl_3 , SiF_4 ou CCl_2F_2 no interior de um tubo de sílica pura. Estes vapores são hidrolizados ou oxidados a alta temperatura no interior do tubo formando depósitos vitrificados de 5 a 10 μm de espessura. No processo, as reações de hidrólise e oxidação são;



Os demais compostos são acrescentados como dopantes para alterar o índice de refração (Ge, P, B e F), ajustando ou não as suas concentrações durante o processo e em função do tipo de fibra que se quer obter. O cloro é usado para eliminar grupos OH. Concluído o procedimento, promove-se o colapso da preforma que consiste no fechamento do tubo e a sua transformação em um bastão sólido.

A preforma é analisada quanto à sua qualidade e colocada verticalmente em um forno no alto de uma torre, denominada “torre de puxamento”, aquecida e deixada escoar como um fio capilar longo, conforme a Figura 7.

O diâmetro da fibra é controlado por um sensor e é definido pela velocidade de puxamento e da temperatura de fusão da preforma. Antes de ser enrolada, a fibra sofre um revestimento polimérico primário, geralmente de poliamida, acrilato ou outro polímero

orgânico para proteção e depois é encapada com nylon ou teflon, para proteção mecânica e química.

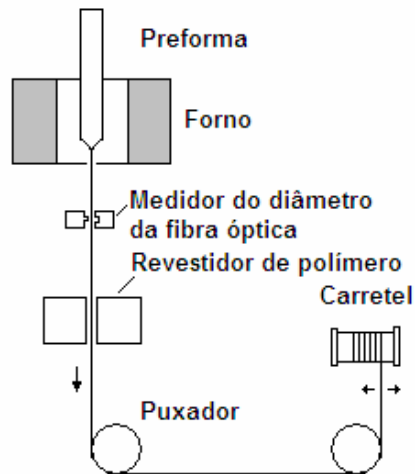


Figura 7 – Esquema geral da torre de puxamento.

Todo este processo é conduzido de forma cuidadosa segundo Varshneya (1994) e Wirth (2002).

O desenho da Figura 8 mostra a forma acabada de uma fibra óptica.



Figura 8 - Fibra óptica maciça. Figura adaptada de Global Fiber Optics htm.

Fibras Ocas.

Com a mesma função da fibra óptica comum, a fibra oca é uma boa alternativa para transmitir radiação infravermelha (IV) de lasers de alta potência (Er:YAG, CO₂) através do seu núcleo de ar, pois a fibra comum pode ter seu núcleo sólido danificado pela radiação térmica de alta energia. Sua perda é comparável às fibras de safira, policristalinas e vidros calcogenetos, perdendo apenas para as fibras de vidro fluoreto.

As moléculas homonucleares do ar não tem bandas ativas no espectro vibracional no infravermelho, o que torna a atmosfera praticamente transparente à toda radiação IV devido a sua constituição, 78 % de O₂ e 21 % N₂, e explica a eficiência deste tipo de guia de onda (VARSHNEYA, 1994)

As fibras ocas são fabricadas com tubos de metal, vidro ou plástico com diâmetro interno (D_i) variando geralmente de 300 μm a 1000 μm . Assim como ocorre nas fibras convencionais, no interior das fibras ocas a radiação também é transmitida através de reflexões sucessivas previstas agora pelo princípio da reflexão ($i = r$) conforme mostra a Figura 9. Dependendo do material do tubo, são recobertas internamente com diferentes camadas de filmes refletivos e de proteção. As mais comuns, de plástico e vidro silicato, apresentam no seu interior recobrimento com filmes de Ag e AgI para melhorar a refletividade interna conforme Figuras 9 e 10. A vantagem do tubo de vidro sobre os demais materiais é que sua superfície interna é muito lisa, garantindo boa reflexão (HARRINGTON, 2000), e as de vidro silicato apresentam ainda boa resistência química e mecânica.

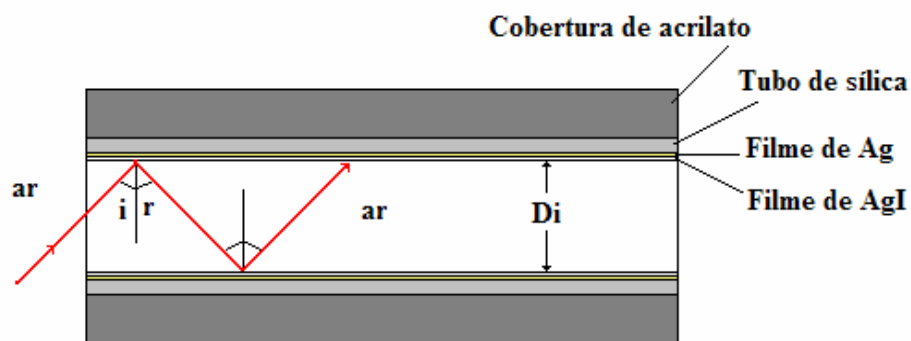


Figura 9 – Representação da transmissão de radiação em uma fibra oca de vidro com núcleo de ar, utilizada comercialmente para transportar laser Er:YAG e CO₂.

A cobertura externa de acrilato tem a finalidade de melhorar a proteção mecânica da fibra.



Figura 10 – Extremidade de fibra óptica oca mostrando sua cobertura reflexiva. Figura adaptada de Hongo et al. (2004).

Este tipo de fibra apresenta baixa perda de intensidade da radiação nas extremidades e pouca divergência no feixe na saída, pois não há mudança do meio de propagação. As perdas nos trechos retos são em função do diâmetro do furo e variam com o inverso do diâmetro interno ao cubo, Di^3 , vide o gráfico da Figura 11, enquanto que as perdas nas curvas variam com o inverso do raio de suas curvaturas.

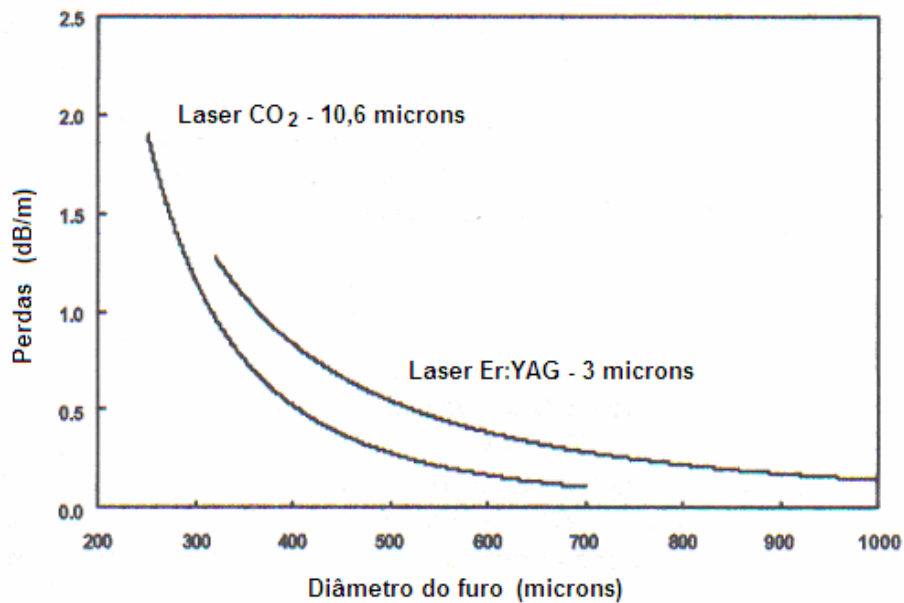


Figura 11 – Curva de perdas em função do diâmetro do furo de fibras ocas com revestimento de filme metálico conforme mostrado em Harrington (2000).

Estas fibras foram inicialmente desenvolvidas para transmitir a radiação laser na região do infravermelho na faixa de 2 μm a 12 μm , para uso médico, odontológico e industrial. Mais recentemente tem sido usada para transmitir luz incoerente, na fabricação de

sensores, em aplicações de radiometria e medições de altas temperaturas (HARRINGTON, 2000).

[2.6] PONTAS DE FIBRA ÓPTICA PARA APLICAÇÃO DE LASER ER:YAG

A condução da radiação emitida pela fonte laser até o dispositivo manual de aplicação é feita através de fibras ópticas ocas revestidas internamente com filme metálico pois permite também a condução de laser de CO₂, que normalmente acompanha este tipo de equipamento odontológico (HONGO, 2004). Outras fibras utilizadas para transporte de radiação de 2,94 μm são a de vidro calcogeneto a base de As₂S₃ disponível para uso comercial pela ART-Photonics e a de safira, disponibilizada pela empresa Photran, para transmitir apenas o laser Er:YAG.

A aplicação do laser nos tecidos dentários, quando no modo não contato, é feita geralmente por uma extensão da fibra oca utilizada na condução e, no modo contato, é feita através de pequenas pontas de fibras ópticas escamoteáveis, com uma extremidade encaixada no dispositivo manual do dentista enquanto a outra extremidade fica em contato com o dente.

Comercialmente as pontas ópticas utilizadas para contato com os dentes são geralmente peças curtas, de alta pureza: cristalinas como safira (Saphikon), de sílica fundida (Lasers Components, ART- Photonics GmbH) geralmente cilíndricas ou ligeiramente cônicas (Lumenis-Opus Duo e Technolase: Dental Lasers & Products), algumas curvas (Continuum Laser Products for Dentistry) ou ocas de metal (Lumenis-Opus Duo).

Algumas condições são necessárias para que as fibras possam operar no modo contato. Ela deve possuir alta temperatura de fusão ou de transição vítrea, boa transparência no comprimento de onda desejado, boa resistência química e boa resistência mecânica.

De acordo com Harrington (2000), fibras ópticas para radiação infravermelha podem ser divididas em três categorias: vítreas, cristalinas e guias de ondas ocas (HWG).

Desde o surgimento, na década de 60, das fibras de vidro calcogeneto, uma grande variedade de fibras para utilização no IV foi desenvolvida para fins militares, aplicações médicas, etc, no entanto, a maioria delas não se tornou viável para aplicação comercial.

As classes principais das fibras viáveis ou comerciais com capacidade de transmitir radiação infra-vermelha (IV) encontram-se na Tabela 2 enquanto que, através da Tabela 3, é possível analisar a fibra óptica com as propriedades mais adequadas à transmissão de radiação IV para a aplicação desejada.

As Tabelas 2 e 3 foram montadas com dados obtidos em Harrington (2000). Outras fontes ou informações são especificadas pelos números em parênteses.

Tabela 2 - Classes de vidros que transmitem radiação IV.

Classe	Subclasse	Exemplos
Vidros	Fluoretos metal pesado Germanatos Calcogenetos	ZBLAN (ZrF ₄ -BaF ₂ -LaF ₃ -AlF ₃ -NaF) GeO ₂ -PbO As ₂ S ₃ e AsGeTeSe
Cristal	Policristalina – PC Monocristalina – MC	AgBrCl Safira
Fibras ocas (HWG)	Metal/Filme dielétrico	Fibras ocas de vidro Safira oca para 10,6 μm

Fonte: Harrington (2000).

Tabela 3 - Propriedades de fibras cristalinas, vitreas e ocas comparadas às de safira.

Propriedades	MC (1) safira	Sílica	HMFG (1) ZBLAN	Germanato (2)	Calcogeneto (3)	PC (1) AgBrCl	Fibras Ocas Sílica
Temperatura transição vítrea ou fusão (°C)	- 2030	1175 -	265 -	741 460 (4) -	245 (5) -	- 412	(6) -
Índice de Refração	1,7	1,5	1,5	1,7	2,4	2,2	~ 1,0
Faixa de transm. (μm)	0,3 – 5,0 (7)	0,24 – 2,0	0,25– 4,0	0,5 - 5,0	2,0 – 6,0	3,0 - 16	0,9 – 25,0
Perdas a 2,94 μm (dB/m)	0,4	800	0,08	0,5 (5)	5	3,0	0,5
Módulo de Young (GPa)	430 335 (8)	70,0	58,3	84	21,5 (5)	0,14	70,0
Características	425μm (9)	99,9% (10)	-	99,998% (11)	-	-	1,0/1,6 mm (12)
Custo R\$ Julho/2006	1200,00 /m	5,00 /g	-	30,40 /g	-	-	1012,00 /m

Fonte: Harrington (2000).

(1) HMFG - Heavy Metal Fluoride Glass. MC – Monocristalina. PC – Policristalina.

- (2) Kigre, Inc.
- (3) ART-Photonics – Cir Calcogenide. Nucleo/cladding - As_2S_3 / As-S.
- (4) Temperatura obtida do DTA de vidro Germanato desenvolvido por Nascimento (2005).
- (5) Harrington (2000).
- (6) Fibra oca revestida, comercial. Como o meio de transporte é o ar, a temperatura de fusão será do filme metálico de AgI ou de transição vítrea do tubo de sílica.
- (7) Saphikon.
- (8) Crystran.
- (9) Photran. A medida refere-se ao diâmetro da fibra.
- (10) Fluka. A percentagem refere-se à pureza do material.
- (11) Aldrich. A percentagem refere-se à pureza do material.
- (12) Polymicro Technologies. As medidas referem-se ao diâmetro interno e externo da fibra comercial, respectivamente. O valor fornecido é para peças até 2 m de comprimento. Até 4 m de comprimento o preço passa a R\$ 560,00/m.

As perdas indicadas na Tabela 4 são perdas intrínsecas, ou seja, devido somente ao material utilizado na fibra e no caso das fibras ocas são devidas às interferências provocadas pelos filmes finos depositados na sua superfície interna.

De acordo com a Tabela 3, as fibras com a melhor capacidade de transmitir em 2,94 μm , são, pela ordem: vidro Fluoreto (HMFG), Safira, vidro Germanato, Fibras Ocas, fibra Policristalina, vidro Calcogeneto, representadas no gráfico da Figura 12.

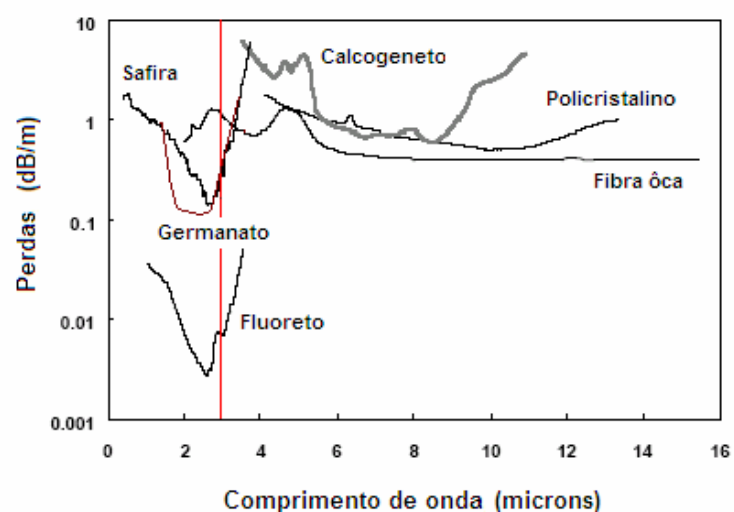


Figura 12 - Perdas de diferentes fibras. Figura adaptada de Harrington (2000).

As fibras mais utilizadas atualmente são as baseadas em fluorozirconatos e as fluoroaluminatos, das quais a ZBLAN (ZrF_4 - BaF_2 - LaF_3 - AlF_3 - NaF) e AlF_3 - ZrF_4 - BaF_2 - CaF_2 - YF_3 são exemplos, apresentando um “corte” em torno de 5 μm . Outras com composição nos sistemas HfF_4 - BaF_2 - LaF_3 - AlF_3 e BaF_2 - ZnF_2 - LuF_3 - ThF_4 descritas em Varshneya (1994), apresentam perdas por multifonon acima de 10 μm . Assim excluindo-se as perdas devido a íons hidroxila e pontes de hidrogênio (entre 3 e 6 μm) (VOGEL, 1985) ou absorções específicas (Fe^{2+} em 1,1 μm), a baixa perda no infra-vermelho está associada à maior massa das moléculas conforme a relação de Szigeti (VARSHINEYA, 1994). Observa-se também, pelo gráfico da Figura 12, que as perdas são comparáveis entre os vidros calcogenetos (Ge-Se-Te ou As_2S_3) (HARRINGTON, 2000), germanatos com óxidos Ge-Pb ou Ge-Bi-Cd com “corte” em torno de 6 μm (ARANHA et al., 1991), fibra policristalina AgBrCl, com “corte” em torno de 18 μm , monocristalina de safira, Al_2O_3 , com “corte” em torno de 6 μm e as fibras ocas cujo núcleo de ar tem sua transparência ao infra-vermelho dependente da umidade.

Ainda, como as pontas escamoteáveis de fibra óptica para aplicação do laser no modo contato são curtas, utilizam-se também fibras de sílica fundida com baixa quantidade de íons hidroxila. Essas fibras são biocompatíveis, apresentam boa resistência mecânica, boa resistência química e um “corte” baixo, em torno de 4 μm , como resultado da absorção devido a oscilação dos grupos Si-O (VARSHINEYA, 1994).

Como a finalidade do laser de potência Er:Yag é aumentar a temperatura do tecido alvo devido a absorção dessa radiação causada pela presença de água e íons hidroxila, a existência desses íons na fibras ocasiona grandes perdas de energia e o aquecimento pode provocar avarias, inclusive sua devitrificação ou amolecimento. Ainda devido ao contato com o tecido dentário, a fibra deve possuir boa resistência mecânica e boa resistência química frente ao tratamento com água, ácidos fracos, compostos de sódio, cloretos e outras soluções utilizadas para assepsia e irrigação dos canais dentários. Alto índice de refração também ocasiona perdas por reflexão nas duas extremidades das fibras e de acordo com Harrington (2000), para índices relativos de refração maiores que 2,0 as perdas por refletância podem chegar a 20 % em ambas extremidades.

As fibras HMFG, que apresentam a melhor transmissão em $\lambda = 2,94 \mu m$, possuem baixa temperatura de transição vítrea, baixa resistência química, alta tendência à cristalização e baixa resistência mecânica (SILVA, 2003; VARSHINEYA, 1994). Ainda que as fluoroaluminato sejam melhores, de acordo com Pryshlak (1996), são higroscópicas e

inadequadas para contato com o tecido vivo. Estas características não favorecem seu uso para o transporte de laser com potência para o tipo de aplicação desejada.

As fibras constituídas de vidro calcogeneto apesar das baixas perdas em 2,94 μm , possuem baixa temperatura de transição vítrea, alto índice de refração, baixa resistência mecânica (BENEDICTO, 2001) e portanto não são adequadas para transporte de laser de potencia. Dessas fibras, as que possuem compostos de arsênio permitem o transporte de laser Er:YAG conforme catálogo da ART-Photonics GmbH, mas também não são adequadas para contato com tecidos vivos.

As fibras policristalinas, de acordo com catálogo comercial da ART-Photonics GmbH, são mais indicadas para um espectro entre 4 e 18 μm e apesar de possuir temperatura de fusão adequada para transportar laser de potencia, tem alto índice de refração e baixa resistência mecânica, da ordem de MPa.

Como resultado mais próximo das necessidades desse trabalho ficam as fibras ocas de sílica e as de vidro germanato indicadas pela literatura (HARRINGTON, 2000) para substituir as fibras monocristalinas de safira. Estas duas classes de fibras possuem algumas qualidades em comum tais como suas boas resistências mecânicas e comparáveis baixas perdas para $\lambda = 2,94 \mu\text{m}$.

[2.7] PROPRIEDADES DE MATERIAIS PARA PONTAS DE APLICAÇÃO

Safira.

Geralmente, para contato com o tecido dentário, as pontas de safira são as mais utilizadas nos equipamentos odontológicos comerciais. A safira artificial é um monocristal de Al_2O_3 , do sistema trigonal (hexagonal), com temperatura de fusão de 2053 °C. Harrington (2000) descreve duas formas de fabricação da safira artificial, sendo uma delas denominada LHPG – *Laser Heated Pedestal Growth*, utilizada na Rutgers University, e a outra patenteada pela Saint-Gobain/Saphikon ®, denominada EFG process (*Edge defined Film fed Growth*) capaz de produzir comercialmente vários tamanhos e formas. Este material transmite em uma larga faixa de comprimento de onda, em torno de 300 a 5000 nm, tem boa resistência mecânica, excelente resistência química a ácidos e bases comerciais, suportam altas temperaturas de trabalho, cerca de 2000 °C, tem limiar alto de avaria (1250 J/cm²), podem trabalhar em contato direto com o dente, ou seja, são biocompatíveis e apresentam perdas menores que 1,5 dB/m. As pontas fabricadas com safira que acompanham os equipamentos odontológicos são geralmente cilíndricas e rígidas, com diâmetro variando entre 0,15 a 1,5

mm e comprimento em torno de 20 mm. Por causa de sua estrutura, os cristais de Al_2O_3 apresentam alta anisotropia óptica e suas características de transmissão dependem da orientação do seu eixo óptico exigindo mais cuidado na sua produção que na produção de fibras ópticas de vidro, que possuem boa isotropia óptica (SAPHIKON, 2004; FITZGIBBON, COLLINS, 1998). De acordo com Margarian (1999) o Al_2O_3 é um dos óxidos que não forma vidro independentemente, mas em combinação com outros componentes pode desenvolver essa habilidade.

Vidros Germanatos.

O óxido de germânio, GeO_2 , é considerado um formador de vidro pelo processo de resfriamento de fundidos. O GeO_2 amorfo forma uma estrutura tetraédrica, ou seja, uma unidade estrutural básica $[\text{GeO}_4]^{4-}$ semelhante a do silício. Na formação de vidros germanatos, por fusão de óxidos, são introduzidos modificadores de redes do tipo (alcalino, R_2O). Os vidros resultantes apresentam descontinuidades na densidade e no índice de refração em função da concentração. Estas descontinuidades são explicadas pela formação de GeO_6 seguido da formação de GeO_4 e não formação de pontes de oxigênio (VOGEL, 1985).

Algumas alternativas promissoras para fabricação de fibras ópticas, segundo Harrington (2000), são compostos de GeO_2 (30-76 %) – RO (15-43 %) – XO (3-20 %), onde R representa um metal alcalino terroso e X um elemento do Grupo IIIA. Pode-se também adicionar pequenas quantidades de fluoretos de metal pesado na mistura dos óxidos.

Segundo Aranha et al. (1991), compostos com $\text{GeO}_2\text{-Bi}_2\text{O}_3\text{-CdO}$ apresentam uma transmissão na faixa de 70 % entre 2500 e 5000 nm com um “corte” no infravermelho em torno de 6200 nm (1600 cm^{-1}) e uma banda na região de 2900 nm, que sugere a presença de grupos OH, como mostra a Figura 13.

Muitos sistemas para formação de vidro germanato são encontrados na literatura e o interesse científico tem aumentado devido as suas possibilidades de transmitir radiação infravermelha muito melhor que os vidros silicatos, oferecendo maior temperatura de transição vítrea e resistência mecânica que os vidros fluoretos e calcogenetos como mostra a Tabela 3.

Os sistemas $\text{GeO}_2\text{-PbO}$, bastante pesquisados, podem ainda ser preparados com composição acima de 65 % de chumbo, conforme Ribeiro e Sá (1994), transmitindo até 6 μm , com alta temperatura de amolecimento, boa resistência química e mecânica e boa trabalhabilidade, segundo Vogel (1985). Apesar de sua resistência química ser considerada boa, o seu formador, o óxido de germânio, é solúvel em ácidos e soluções alcalinas fortes, enquanto o óxido de silício não. Apesar da possibilidade dos sistemas $\text{GeO}_2\text{-PbO}$

apresentarem um custo menor devido à baixa quantidade de óxido de germânio, o seu custo é ainda muito maior que do óxido de silício e seu uso fica restrito a aplicações especiais.

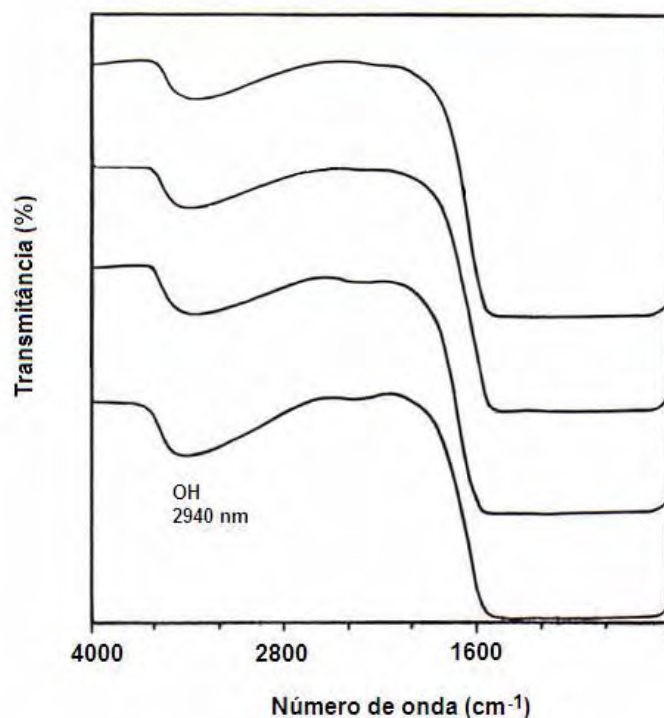


Figura 13 - Transmitância de vidros germanato Ge-Bi-Cd. Figura adaptada de Aranha et al.(1991).

Vidros silicatos do tipo alcalino ou cal-soda.

Vidros comerciais denominados alcalinos ou cal-soda, produzidos pela fusão da areia com o carbonato de sódio como fundente e carbonato de cálcio como estabilizador, possuem de forma geral composição química com 71-75 % de SiO₂, 12-16 % de Na₂O, 10-15 % de CaO e baixa porcentagem de outros materiais dependendo da aplicação (PFAENDER, 1996). Como exemplo tem-se um vidro alcalino fabricado pela Santa Marina/Saint Gobain que possui 72 % SiO₂, 9 % CaO, 13 % Na₂O, 4 %MgO, 1 % Al₂O₃ e pequenas quantidades de Fe₂O₃, TiO₂ e K₂O num total aproximado de 1 % conforme Paião (2001).

Estes vidros apresentam boa resistência ao ataque de água, ácidos, soluções salinas, solventes orgânicos etc. Devido à sua viscoelasticidade, possui uma grande faixa de moldagem entre 700 e 1000 °C, ponto de amolecimento e de trabalho respectivamente, conforme Paul (1980) e Doremus (1994). A Tabela 4 compara vários dados físico-químicos da safira e desse tipo vidro.

Tabela 4 – Dados físico-químicos do vidro cal-soda e da safira.

Características	(1)Vidro	(2)Safira
Módulo de Elasticidade (Young)	72 GPa	335 GPa
Módulo de Cisalhamento	30 GPa	148 GPa
Coefficiente de Poisson	0,23	0,25
Densidade	2530 kg/m ³	3970 kg/m ³
Condutividade Térmica	0,937 W.m ⁻¹ .°C ⁻¹	27,21 W.m ⁻¹ .K ⁻¹
Coefficiente de Expansão térmica	8,9.10 ⁻⁶ °C ⁻¹	5,6(paralelo) 10 ⁻⁶ K ⁻¹ 5,0(perpendicular) 10 ⁻⁶ K ⁻¹
Temperatura de fusão	-	2040 °C
Temperatura de amolecimento	726°C	-
Temperatura de recozimento	546°C	-
Índice de refração – 589,3 nm (D)	1,523	1,768 - 1,760
1000 nm	1,511	1,755 - 1,747
2000 nm	1,499	1,737 - 1,730
3000 nm	1,492	1,710 - 1,700

Fonte: (1) Abrisa (2004) e (2) Crystran Ltd (2004).

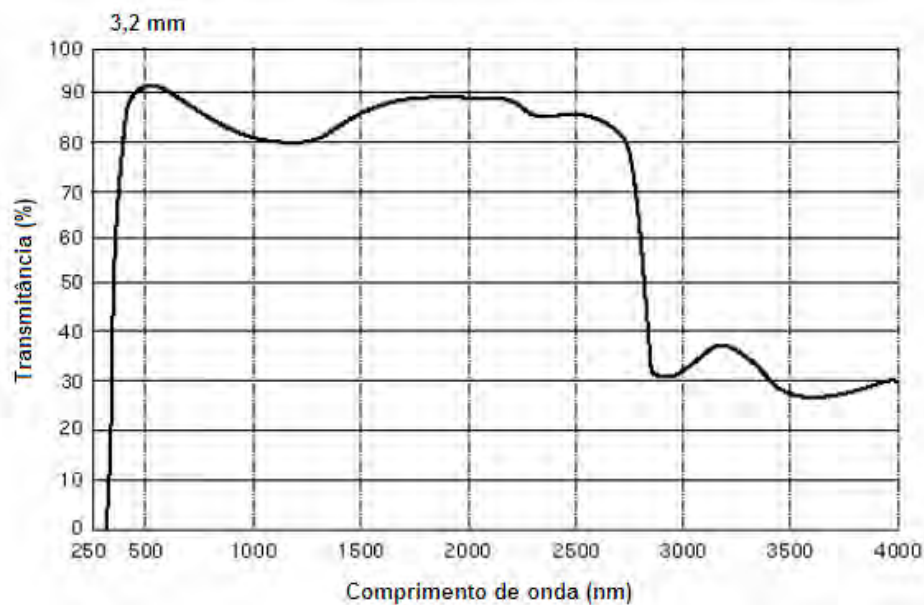


Figura 14 – Curva de transmissão do vidro cal-soda com espessura de 3,2 mm, fabricado pela Abrisa.

A Figura 14 mostra que esse vidro apresenta boa transmissão da radiação visível, na faixa de 85 %, e uma absorção em torno de 3000 nm atribuída aos íons hidroxila e moléculas

de água, mantendo ainda uma transmissão na faixa de 30 % para uma amostra de espessura 3,18 mm, até 4000 nm. Apresenta resistência mecânica menor que a safira e valores de índice de refração também menores e, por ser um material isotrópico, independente da direção de propagação da radiação.

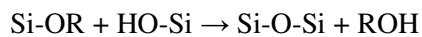
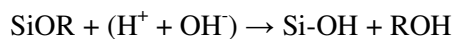
O valor do índice de refração para 3000 nm da Tabela 4 foi extrapolado utilizando os valores de índice de refração fornecidos para o vidro cal-soda pela literatura técnica (ABRISA, 2004).

Resistência química de vidros à base de sílica.

A resistência química de uma amostra de vidro corresponde à resistência da sua superfície aos agentes químicos do meio externo. De uma forma geral o vidro à base de sílica apresenta boa resistência ao ataque da água, umidade, oxigênio, aos ácidos e bases, de soluções salinas e solventes orgânicos. Mas sofre ataque apreciável de ácido fluorídrico.

O contato com solventes, da superfície de vidros de sílica contendo álcalis, possibilita a remoção desses álcalis por dissolução no solvente em um processo de troca de íons, à medida que o mesmo difunde na amostra vítrea no decorrer do tempo.

De forma geral o processo ocorre segundo a reação:

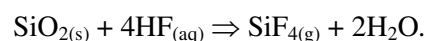


Onde R é um íon alcalino, Na^+ , K^+ , Ca^{++} etc.

Outras reações podem ocorrer, como com o CO_2 da atmosfera, para a saída dos álcalis.

A remoção é aumentada com o aumento do pH do solvente e elevação da temperatura.

Ainda de acordo com a literatura, todos os vidros à base de sílica são dissolvidos pelo ácido fluorídrico. Diferente da ação da água, soluções ácidas ou alcalinas, as soluções de ácido fluorídrico, atacam as ligações Si-O, (MASTERTON et al, 1990) promovendo a reação:



O ácido fosfórico também ataca muitos vidros silicatos quando aquecido a temperaturas maiores que 200 °C.

[2.8] FUNDAMENTOS DE PROPRIEDADES FÍSICO-QUÍMICAS

Fundamentos da nucleação homogênea e devitrificação

Quando um líquido é resfriado abaixo do seu ponto de fusão, sua cristalização ocorrerá devido ao crescimento dos núcleos cristalinos existentes em quantidade suficiente e com tamanho definido, segundo propõe a teoria clássica. A manutenção de um sistema com duas fases exige grande quantidade de energia e, a força dirigida para a cristalização, condição de mais baixa energia, encontrará na viscosidade do meio a resistência necessária para alterar a mobilidade atômica diminuindo a formação (nucleação) e crescimento dos núcleos cristalinos. A formação do vidro atribui-se a um resfriamento com baixa taxa de formação de núcleos cristalinos e ou baixa taxa de crescimento dos núcleos. Portanto quanto menor o tempo de resfriamento do líquido, mais rapidamente a viscosidade aumenta e menor a probabilidade de cristalização. De acordo com Paul (1980), no caso de materiais com único componente ou compostos com ponto de fusão congruente, se a frequência de nucleação e a taxa de crescimento são constantes com o tempo, a fração volumétrica (X) cristalizada em um tempo t , é expressa por $X \sim \frac{1}{3} \pi I_v u^3 t^4$, para pequenos valores de X . Na relação I_v é a taxa de nucleação por unidade de volume e u a taxa de crescimento do cristal, ambos inversamente proporcionais a viscosidade do líquido.

Na nucleação homogênea a probabilidade de formação de núcleos é a mesma em qualquer lugar da rede vítrea; no entanto, a existência de qualquer material estranho, tensões existentes da rede ou a interface vidro com o ar, facilitam a nucleação, que passa a ser denominada nucleação heterogênea. Tanto a nucleação como o crescimento dos cristais são processos dependentes da composição do vidro, da temperatura e do tempo de aquecimento conforme mostra a literatura (DOREMUS, 1994; VARSHNEYA, 1994).

A relação entre vidro, líquido e cristal pode ser explicada através de um gráfico volume versus temperatura conforme Figura 15. Ao se resfriar o líquido ao longo da reta ab , o mesmo pode seguir o caminho bd ou o caminho bch/bce . A reta vertical bd identifica a temperatura de solidificação, com a queda significativa de volume seguido da formação do sólido cristalino ao longo da reta de (VARSHNEYA, 1994).

Mas, quando a taxa de resfriamento é suficientemente rápida, a cristalização não ocorre e o líquido segue para uma condição de super-resfriado ao longo da reta bcf atingindo uma faixa de temperatura denominada temperatura de vitrificação ou de glass (T_g), abaixo da qual tem-se o vidro.

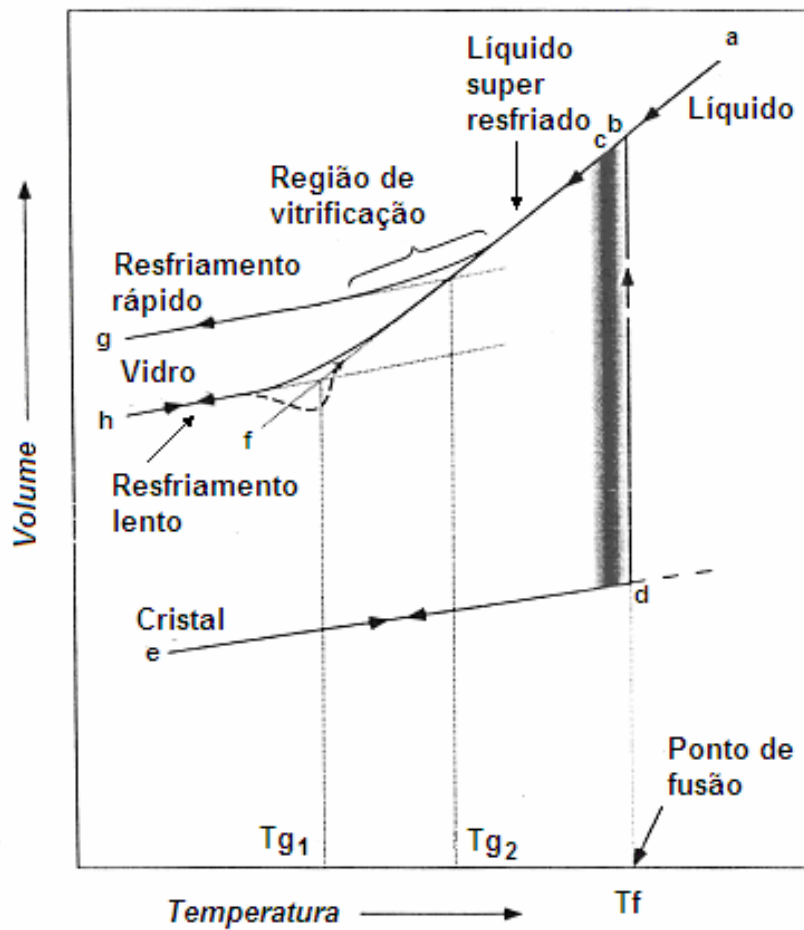


Figura 15 – Diagrama volume-temperatura para a formação de vidro.

Figura adaptada de Varshneya (1994).

Observa-se no gráfico da Figura 15 que as curvas de resfriamento *g* e *h* produzem vidro. Pode-se ainda conseguir outras curvas. Essa variação mostra que a T_g , não é uma temperatura definida, mas um intervalo de temperatura entre T_{g1} e T_{g2} , dentro do qual obter-se-á vidro à temperatura mais baixa quanto menor for a taxa de resfriamento. Na posição *h* ou *g*, reaquecendo-se o vidro inverte-se o processo que também pode ser observado no DTA - Análise Térmica Diferencial da Figura 16. Elevando a temperatura do vidro até próximo da T_g , promove-se o seu recozimento (*annealing*), necessário para eliminar as tensões internas criadas durante o rápido resfriamento.

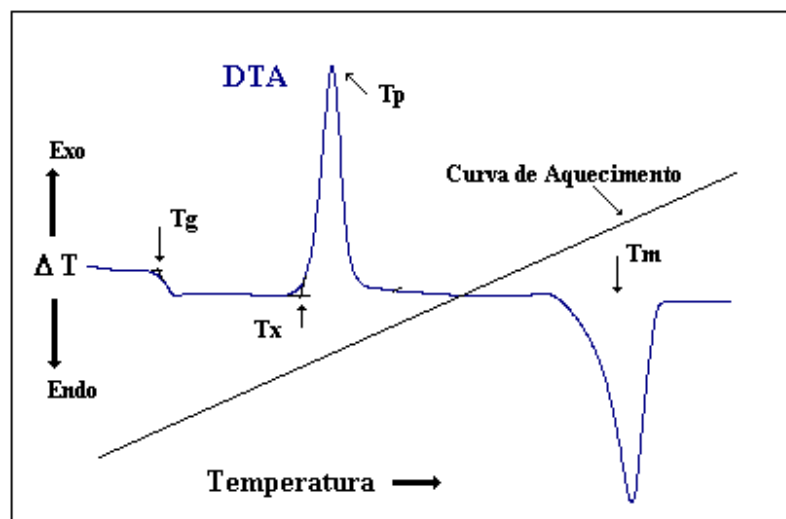


Figura 16 – DTA típico de um vidro mostrando as temperaturas características de uma amostra; T_g , Temperatura de transição vítrea, caracterizada pela mudança da linha de base. T_x , Temperatura do início da cristalização, início da formação do pico de cristalização. T_p , Temperatura máxima de cristalização, temperatura do pico de cristalização. T_f ou T_m , Temperatura de fusão da amostra.

Conforme literatura (DOREMUS, 1994), o processo de devitrificação de uma rede vítrea ocorre acima da temperatura de transição vítrea (T_g). Essa devitrificação é considerada efetiva a partir da temperatura de cristalização (T_x), obtida graficamente no início do pico exotérmico, como mostra a Figura 16. A diferença entre as temperaturas T_x e T_g , é uma indicação direta da estabilidade do vidro frente à cristalização.

Flexão.

A flexão de uma peça é avaliada, na prática, pela deflexão δ de sua linha neutra (LN) quando bi-apoiada com um vão l e submetida a um esforço F central.

Essa deflexão ou deslocamento da linha neutra na direção da força, conforme Varshneya (1994), é dada por:

$$\delta = \frac{Fl^3}{48EI}$$

sendo E , o módulo de elasticidade ou módulo de Young, característica da composição do material, e I , o momento de inércia da peça que depende da geometria e dimensões de sua seção transversal. No caso de uma seção circular, $I = \pi r^4/4$.

Pela equação verifica-se então que quanto menor o seu módulo de elasticidade, maior seu comprimento e menor suas dimensões transversais, mais flexível será a peça. Assim a flexibilidade de uma fibra óptica nessas condições é boa, e será melhorada, se possuir revestimento polimérico.

A empresa Biolase Technology Inc., em uma comunicação (JESSE, 2003), apresenta uma ponta flexível para aplicação de laser Er,Cr:YSGG (Erbium, Chromium: Ytrium, Scandium, Gallium garnet) com comprimento de onda 2,79 μm .

Watanabe et al. (2000), propõe o uso de uma pequena sonda na forma de vassoura constituída de 20 fibras ópticas, super finas, para esterilizar, com laser Er:YAG, canais com morfologia complexa ou curva.

Enquanto a empresa Biolase utiliza uma única fibra óptica flexível, Watanabe propõe uma peça composta de várias fibras com capacidade de movimento relativo, tornando assim o conjunto flexível.

Reflexão e refração da radiação nos limites de dois meios não condutores.

A radiação é uma onda eletromagnética transversal com as oscilações do seu campo elétrico e do seu campo magnético perpendiculares entre si e ambas variando com o tempo. Para o estudo dessas interações pode-se considerar as ondas planas e monocromáticas segundo proposta de Huygens, facilitando assim sua representação geométrica. Considerando-se ainda o meio de propagação homogêneo, a velocidade da onda é constante.

Apesar do campo elétrico e magnético propagarem juntos é comum utilizar apenas o campo elétrico para caracterizar a propagação e interação dessas ondas com o meio, principalmente porque o campo elétrico interage de forma mais intensa com matéria do que o campo magnético (YOUNG, 1998).

Seja uma onda monocromática plana cujo raio de onda incide obliquamente na interface de dois meios não condutores com índices de refração n_1 e n_2 , por exemplo, ar e vidro. O vetor campo elétrico, $\mathbf{E}=\mathbf{u}A.e^{-i(kx-\omega t)}$, mais geral pode ser decomposto numa componente paralela ao plano incidência (plano do papel) e numa componente perpendicular ao papel. Diz-se então que uma componente é polarizada paralelamente (p) e outra perpendicularmente (s) ao plano de incidência. A análise geométrica de propagação das ondas é feita através do raio de onda, que define sua direção de propagação, utilizando as leis da reflexão, de Snell e de Brewster.

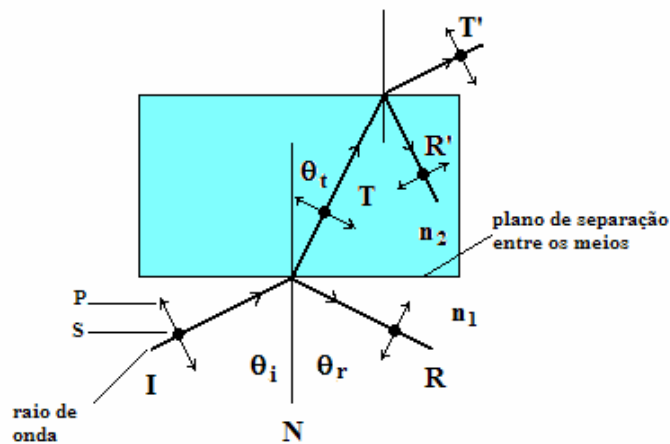


Figura 17 - Bloco de vidro sujeito à incidência de uma onda plana monocromática.

A Figura 17 mostra a incidência da onda na interface ar/vidro e vidro/ar. Os raios incidente (I), refletido (R), refratado ou transmitido (T), a normal (N) e os ângulos θ_i , θ_r e θ_t , são coplanares. Em ambos os casos, pela lei da reflexão, o ângulo de incidência é igual ao ângulo de reflexão e, pela lei de Snell o produto do seno do ângulo da radiação transmitida pelo índice de refração do meio é igual ao produto do seno do ângulo da radiação incidente pelo índice de refração do seu meio de propagação.

Para a interface ar/vidro;

$$\theta_i = \theta_r \quad (\text{Lei da Reflexão})$$

$$n_1 \cdot \text{sen } \theta_i = n_2 \cdot \text{sen } \theta_t \quad (\text{Lei da Refração})$$

Em especial quando a radiação passa de um meio com índice de refração maior para outro meio de índice de refração menor, como no caso da passagem do vidro para o ar, existe um ângulo crítico (θ_c) de incidência onde a radiação transmitida é rasante à superfície e a partir do qual a reflexão é denominada total.

Neste caso o ângulo da radiação T' forma 90° com a normal (N') e,

$$\text{sen } \theta_c = n_2 / n_1 \quad (\text{Ângulo crítico})$$

De acordo com Reitz (1982), define-se refletância como a razão entre as intensidades da radiação refletida e incidente e, transmitância, a razão entre as intensidades da radiação

transmitida e incidente. Para a radiação com polarização (p) e polarização (s), tem-se para as refletâncias R_p e R_s e transmitâncias T_p e T_s as relações $R_p+T_p=1$ e $R_s+T_s=1$ nas interfaces dos meios. Ao variar o ângulo de incidência entre 0 e $\pi/2$ em relação a normal as duas refletâncias variam segundo os gráficos das Figuras 18 e 19 que mostram configurações típicas da radiação passando do ar para o vidro e do vidro para o ar. Observa-se no gráfico da Figura 18 que para uma incidência normal na superfície do vidro, a refletância é baixa e igual para as duas polarizações, s e p, e aumenta com o aumento da relação $n_{\text{vidro}}/n_{\text{ar}}$.

O ângulo de Brewster é definido quando o raio refletido e refratado formam $\pi/2$ rd entre si, sendo que nesse caso a radiação refletida é totalmente com polarização s.

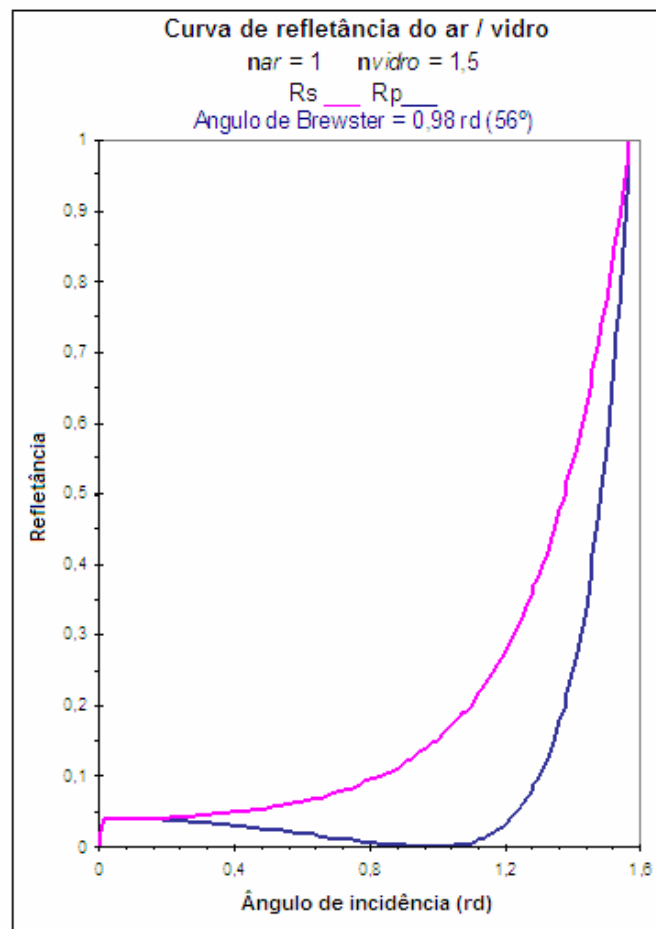


Figura 18 - Refletâncias para as polarizações s e p na interface ar / vidro. O ângulo de Brewster (θ_B) é definido pelo encontro da curva de R_p com o eixo das abscissas.

Para valores acima do ângulo de Brewster, as refletâncias aumentam rapidamente com o aumento do ângulo até atingir um máximo quando for rasante a superfície,

enquanto que na passagem do vidro para o ar, o ângulo de Brewster é menor e o valor máximo de refletância ocorre quando o ângulo crítico é atingido, conforme a Figura 19.

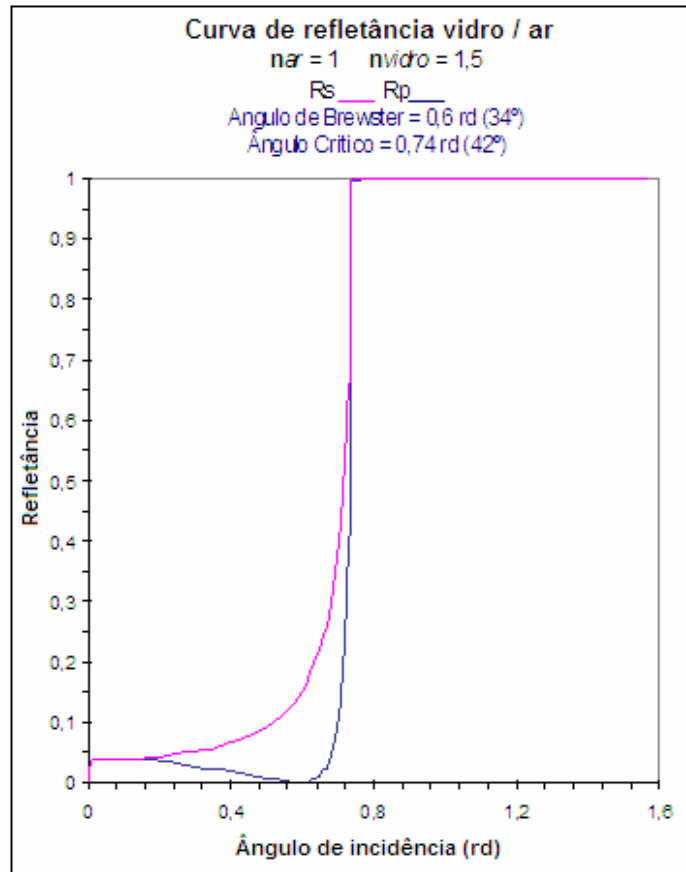


Figura 19 - Refletâncias para as polarizações s e p na interface vidro / ar.

O ângulo de Brewster é definido pelo contato da curva de Rp com o eixo das abscissas e o ângulo crítico, como o ângulo de incidência no ponto de verticalização das curvas de refletância.

O ângulo de Brewster é dado pela relação

$$\tan \theta_B = n_2 / n_1$$

onde n_1 é o índice de refração do meio de incidência e n_2 do meio de refração.

Quando a radiação laser incide no interior de uma fibra oca cilíndrica sem filme reflexivo interno, conforme mostra a Figura 20,

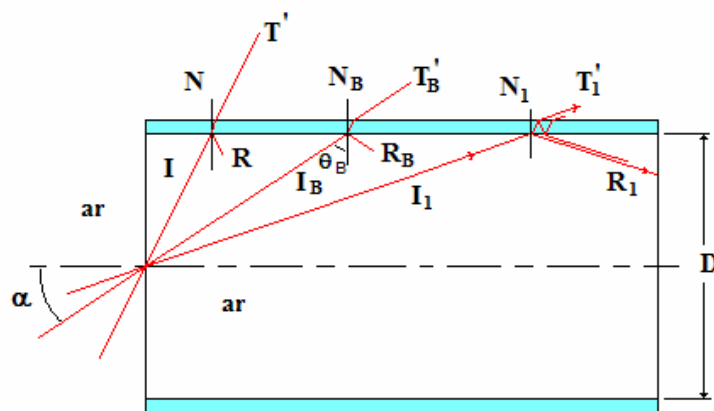


Figura 20 – Representação da transmissão de uma fibra oca sem revestimento reflexivo interno, com perfil cilíndrico e espessura da parede constante.

não há mudança do meio de transmissão (ar/ar) e portanto não há perdas por reflexão na entrada e no final da fibra. No entanto o semi-ângulo α máximo de incidência deve ser menor que $\pi/2 - \theta_B$ para maximizar a refletância. Como mostra a Figura 20, θ_B é o ângulo formado entre o raio incidente I_B e a normal N_B . θ_B é o ângulo de Brewster tomado como referência para analisar o aumento da refletância das radiações polarizadas s e p.

Deve-se considerar ainda que no processo de transmissão da radiação através da lamina de vidro a intensidade da radiação é atenuada de acordo com a Lei de Beer-Lambert, $P(x) = P_0 e^{-\mu x}$, onde μ é o coeficiente total de atenuação definido pela relação $\mu = \mu_a + \mu_s$ onde, μ_a é o coeficiente de absorção e μ_s o coeficiente de espalhamento, que dependem da frequência da radiação e, x , que define a espessura da lâmina.

[2.9] SONDAS DE FIBRA ÓPTICA PARA USO NA BIOMEDICINA

Muitos dispositivos de fibra óptica de sílica e safira e outros materiais biocompatíveis são fabricados para serem usados como sondas espectroscópicas na biomedicina ou para tratamento de câncer e tumores utilizando lasers de potência. Na espectroscopia as sondas permitem, através da variação da radiação emitida e recebida, uma avaliação localizada das condições do tecido em estudo, utilizando suas propriedades de espalhamento e absorção, enquanto que nos processos ablação de tecido, como nos procedimento de Ressecção Transuretral (RTU) para tratamento de tumores na próstata ou na bexiga e LITT (*Laser-Induced Interstitial Thermotherapy*), para tratamento de tumores em seios, de acordo com

Milne et al. (2000), são conseguidos através da aplicação de lasers contínuos de Nd:YAG (1064 nm) e diodo (808-980 nm), promovendo a necrose térmica em processos de hipertermia (40 a 48 °C) e carbonização do tecido, termoterapia (60 a 80 °C).

Utzinger e Richards-Kortum (2003) mostram, em uma revisão, diferentes formas de sondas compostas por uma ou mais fibras ópticas para espectroscopia de reflexão difusa ou polarizada, espectroscopia fluorescente e sondas para espectroscopia Raman. Em geral apresentam desenho para emissão frontal de radiação ou lateral utilizando fibras mecanicamente chanfradas e polidas, Figura 21. Algumas sondas são construídas com lentes nas suas extremidades para obter luz difusa frontal ou lateral e outras para difusão da luz no trecho final da fibra, utilizam a reflexão em partículas de TiO_2 , Al_2O_3 ou ouro, embebidas em matriz de epóxi ou outra cola óptica como podem ser vistas nos desenhos da Figura 22. Em geral estas sondas apresentam diâmetro de 1 a 3 mm.

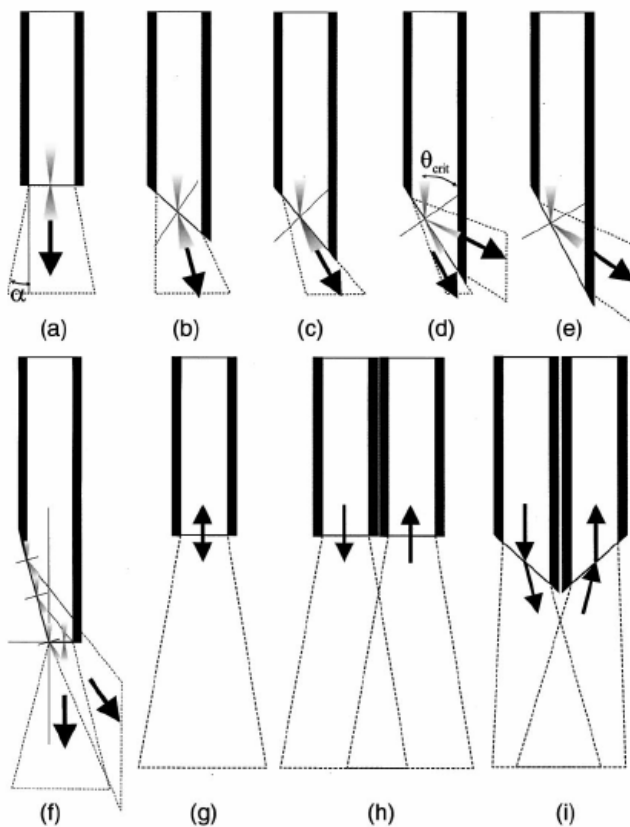


Figura 21 – A seqüência de desenhos de (a) até (c) mostra emissões frontais ou axiais. No desenho (d) o ângulo crítico θ_{crit} depende dos índices de refração da fibra e do meio externo. Ultrapassando o ângulo crítico, a radiação sai lateralmente (e). A forma da fibra (f) permite emissões axiais e radiais. Os desenhos de (g), (h) e (i) mostram procedimentos de emissão e recepção de radiação na espectroscopia. Figura adaptada de Utzinger e Richards-Kortum (2003).

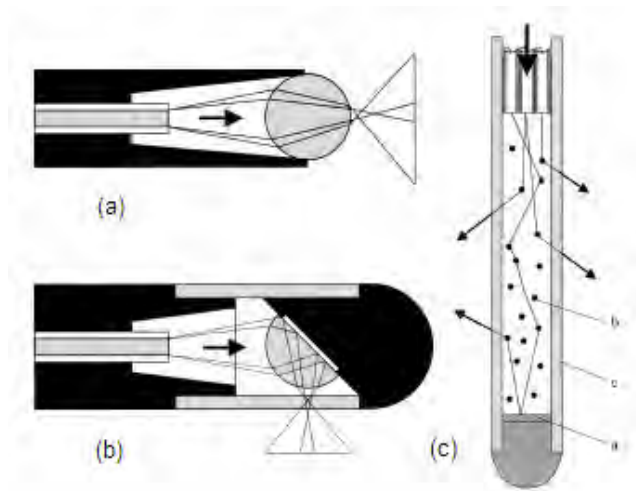


Figura 22 – Os desenhos (a) e (b) mostram lentes esféricas para difusão da radiação. O cone de abertura depende do meio externo. O difusor do desenho (c) tem em a, um refletor para aumentar a emissão lateral, em b, partículas na quantidade necessária para o comprimento da difusão e, em c, um fluoropolímero de alta transmissão e resistente ao calor. Figura adaptada de Utzinger e Richards-Kortum (2003).

Gowda et al. (2006), discutem em sua solicitação de patente, uma sonda constituída de um bloco monolítico com regiões diferentes de partículas dispersoras capazes de transmitir uniformemente laser de potência em uma larga faixa de comprimento de onda, sem os problemas apresentados pelos difusores desenvolvidos anteriormente. Os tipos de sondas que os autores discutem referem-se às que utilizam a razão entre os índices de refração do núcleo e a casca da fibra para evitar a reflexão interna, apresentam problema de falta de uniformidade de intensidade na distribuição e não são muito usadas comercialmente, às sondas cuja superfície externa na extremidade da fibra óptica é tratada por métodos químicos ou mecânicos que podem resultar em uma diminuição da integridade mecânica e às que utilizam partículas metálicas embebidas em epóxi ou silicone com ou sem refletores na extremidade, que provocam o espalhamento da radiação, vide Figura 22(c), e podem sofrer fraturas e atenuação da radiação devido aos materiais diferentes utilizados na sua construção.

[3] PROPOSIÇÃO

A produção de lasers infravermelhos com capacidade de interagir com o tecido humano e a produção de fibras ópticas com dimensões radiais micrométricas tem permitido o desenvolvimento de produtos e equipamentos com fins cirúrgicos mais precisos e eficientes. Isto tem incentivado a criação e adaptação de vários tipos de fibra óptica para atender as necessidades dos profissionais da área odontológica. Entre as fibras ópticas comercializadas nesta área destacam-se as fibras ocas, cristalinas (como a de safira), de vidros ZBLAN e calcogenetos, para transmitir na região do infravermelho com comprimento de onda 2,94 μm , aplicando-as aos procedimentos odontológicos. As fibras ocas de sílica e de safira são consideradas as mais adequadas para o contato com o tecido humano e com capacidade de transportar esta radiação com a potência necessária para ablação, já que as de vidro ZBLAN apresentam baixas temperaturas de cristalização e as de calcogenetos, a base de arsênio, não devem ser utilizadas no processo de aplicação. Por outro lado, as fibras ocas de sílica com recobrimento metálico e as de cristal de safira têm alto custo de produção. Assim surgiu a oportunidade de se estudar fibras do sistema germanato e silicatos para a função que se deseja, ou seja, espalhar tanto axial quanto radialmente o feixe de laser nos canais radiculares. Um estudo de diferentes técnicas de espectroscopia e espalhamento utilizados em sondas e cateteres aplicados à biomedicina forneceu perspectivas de soluções para o espalhamento lateral, utilizando pontas de geometria cônica e pontas com partículas difusoras, enquanto que a revisão sobre fibras ópticas para transmissão de laser Er:YAG apresentou sugestões para o uso de composições a base de germânio e a possibilidade de se usar fibras ocas sem recobrimento metálico.

A partir dessas avaliações, as alternativas testadas neste trabalho foram:

- a) Tratamento químico de fibras ópticas comerciais com soluções ácidas, para se conseguir extremidades cônicas com capacidade de refratar a radiação lateralmente, em substituição às pontas cônicas polidas mecanicamente.
- b) Tratamento térmico de fibras ópticas comerciais para produzir a devitrificação de sua extremidade. Nesse processo tem-se a formação de núcleos cristalinos que permite tornar a fibra óptica heterogênea, criando assim centros de espalhamento da luz laser em substituição ao processo de acrescentar partículas de TiO_2 ou Al_2O_3 em epóxi, conforme discutido na literatura.

Na seqüência, procurou-se novas fibras a partir da:

- c) Produção de fibras do sistema germanato com capacidade de transmitir laser Er:YAG, conforme literatura revista, e espalhar sua radiação a partir de pontas cônicas utilizando o princípio da refração. A escolha do sistema germanato, foi baseada na sua capacidade de transmitir radiação infravermelha de acordo com literatura (HARRINGTON, 2000), menor temperatura de fusão, ao redor de 1000°C, que permite trabalhar com forno de menor custo, e temperatura de transição vítrea ao redor de 500°C, valor acima da temperatura necessária para ablacionar ou vaporizar resíduos dentinários com ocorrência na faixa de 100 a 150°C (COLUZZI, 2004).
- d) Utilização de capilares de vidros silicatos para produzir fibras ocas sem recobrimento metálico e a alteração dos seus perfis geométricos para promover o espalhamento lateral da radiação incidente em função da variação do diâmetro. A idealização desse processo baseia-se no fato de que a radiação refratada devido a mudanças no diâmetro da fibra sairá lateralmente, sem alteração no seu comprimento de onda, podendo ser utilizada no processo de ablação.

[4] MATERIAL E MÉTODOS

[4.1] LASERS

[4.1.1] EQUIPAMENTO ODONTOLÓGICO E DISPOSITIVO MANUAL DE APLICAÇÃO DO LASER ER³⁺:YAG

Os testes de aplicação de radiação laser Er:YAG foram realizados com um equipamento Opus 20 fabricado pela OPUS DENT, Tel-Aviv, Israel. O equipamento é do tipo Q-Switched com emissão nos seguintes comprimentos de onda: 2940 nm e 10600 nm. Nesse trabalho está sendo analisado apenas a aplicação do laser Er:YAG em 2940 nm pois é a radiação transmitida através das pontas de safira.

A Tabela 5 apresenta as especificações do aparelho segundo catálogo de informações do fabricante e medidas feitas em laboratório.

Tabela 5 – Especificações técnicas do laser Er:YAG - OPUS 20

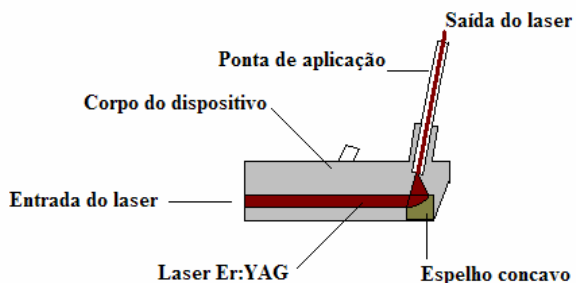
LASER	ER:YAG
Forma de transmissão do laser	Q - Switched
Comp. de onda = λ (μm)	2,94
Energia (mJ)	100 - 1000
Frequência de emissão (Hz)	7 - 20
Duração dos pulsos (μs)	200 - 500
Guia de transmissão do laser	Fibras ocas
Ponta de aplicação	Safira
Geometria da ponta de aplicação	Cilíndrica
Dimensões da ponta de aplicação	1,32 mm x 17,0 mm
Laser guia	Diodo laser –10 mW

Fonte: Opus Dent – Dialom.

Para uma frequência de 20 Hz a máxima energia transmitida é 500 mJ, para 15 Hz, 700 mJ e, para valores de 10 Hz ou menores é possível transmitir 1000 mJ.

O dispositivo manual utilizado pelo dentista para aplicação do laser (Figura 23) permite a colocação de pontas cilíndricas com diâmetro entre 1,2 e 1,5 mm. A ponta de aplicação é introduzida manualmente 9,0 mm no interior do dispositivo como mostra a Figura 24(a) e durante o procedimento odontológico o dispositivo manual permite a irrigação de água por um esguicho ao lado da ponta, como visto na Figura 23(b).

DISPOSITIVO MANUAL DE APLICAÇÃO



(a)



(b)

Figura 23 – (a) Corte longitudinal do dispositivo manual do dentista mostrando a forma de condução do laser Er:YAG e a ponta de safira encaixada. (b) Funcionamento do esguicho de água do dispositivo manual de aplicação.

[4.1.2] DIODO LASER

Os testes com laser de diodo foram feitos com um Laser-pointer de Diodo Laser com 5 mW e comprimento de onda 630/680 nm com uma lente convergente de distancia focal de 19 mm acoplada.

[4.2] METODOLOGIA

O desenvolvimento do presente trabalho se deu em três fases a partir do tipo de material utilizado, como mostra a Tabela 6.

Tabela 6 – Fases desenvolvidas no trabalho.

Fase	Material utilizado	Preparação para testes.	Laser utilizado para testes.
1ª Fase	Fibra óptica para comunicação.	a) Nenhuma. b) Tratamento químico. c) Tratamento térmico.	a) Er:YAG b) Diodo c) Diodo
2ª Fase	Vidro Germanato.	a) Soldagem b) Aspiração	a) Er:YAG b) Er:YAG
3ª Fase	Tubos capilares de vidro silicato.	Moldagem manual.	Er:YAG e diodo

As fotografias das pontas, antes e após os testes com laser, foram feitas em um Microscópio Nikon Eclipse E 600, com sistema de captura de imagem Adobe Premiere 5.1.

A forma utilizada para avaliar a energia transferida nos testes com laser Er:YAG foi utilizando papel térmico de fax, ao qual pode-se associar faixas de temperatura em função da tonalidade de cinza que apresenta após ser irradiado. Foi possível estimar, com o auxílio de um termopar, três faixas de temperatura conforme a Tabela 7.

Tabela 7 - Faixas de temperatura e tonalidade do papel térmico.

Tonalidade de cinza	Faixa de temperatura estimada (°C)
Nenhum	Abaixo de 80
Cinza	De 80 a 150
Cinza escuro	De 150 a 300
Carbonização do papel (Preto)	Em torno de 300

Para avaliar a distribuição da radiação do diodo laser pelas fibras, as mesmas foram fotografadas por câmera digital Sony DSC-P 43 sobre fundo branco durante a transmissão.

[4.2.1] 1ª. Fase -Testes preliminares e tratamentos em fibra óptica comercial.

a) Para os testes preliminares foram cortados trechos com comprimento entre 13 e 26 mm de uma amostra de fibra óptica flexível para comunicação telefônica de dimensões 120 µm para núcleo e casca e 215 µm com o revestimento polimérico. Os pedaços, sem qualquer tipo de tratamento ou adaptação foram inseridos no dispositivo manual de aplicação em substituição às pontas de safira. Aplicou-se três dosagens de radiação de 2940 nm de comprimento de onda, com dois valores de energia, 100 e 300 mJ e, três frequências diferentes, 7, 12 e 14 Hz.

b) Na segunda etapa da 1ª fase, foram cortados, com 20 cm de comprimento, trechos de uma amostra de fibra óptica para comunicação telefônica. A amostra apresentou diâmetro de 215 µm com o revestimento polimérico e o núcleo e casca a base de sílica com diâmetro de 120 µm, em medidas feitas com micrômetro. Os pedaços foram preparados com a extremidade cônica e a superfície rugosa utilizando soluções aquosas de HF, com concentrações variando entre 12 % e 100 % em volume. Suas extremidades ficaram

mergulhadas nessas soluções por um período de 1 h até próximo de 147 h em proporção inversa à concentração. Entre as fibras atacadas foi escolhida uma para ser fotografada com microscópio. Dela foram feitas duas imagens, uma sem incidência de laser e outra com laser de diodo incidindo na extremidade oposta à ponta tratada, que foi polida com lixas específicas para polimento de fibra óptica.

c) A terceira etapa da 1ª fase consistiu em testes de devitrificação de uma das extremidades de pedaços do mesmo tipo da fibra óptica comercial usada na segunda etapa. O tratamento das fibras foi realizado com base em resultados de análise térmica diferencial, DTA (TA – Thermal Analyst 3100). Para essa análise foram preparados aproximadamente 5 g da fibra óptica em pó sem o revestimento polimérico e obtido sua curva a uma velocidade de 10 °C/min. Definido a faixa de temperatura para o tratamento térmico foram cortados vários pedaços com comprimento 20 cm e deixados com uma das extremidades no interior do forno e a outra fora através de uma pequena abertura na porta do forno. Variou-se o tempo de aquecimento, na faixa de 600 °C, entre 1 h e 2 h para que o processo de nucleação tivesse início e a ponta não ficasse totalmente cristalizada. Durante os testes conseguiu-se obter fibras parcialmente cristalizadas das quais separou-se, para ser fotografada, a que apresentou melhor espalhamento. Foram feitas, em microscópio, duas fotos da fibra escolhida, uma sem incidência de laser e outra com incidência de laser de diodo na extremidade oposta à ponta tratada.

[4.2.2] 2ª. Fase – Confeção de pontas de fibra óptica com vidros germanatos.

Nessa fase foram confeccionadas cinco pontas utilizando quatro sistemas germanatos como mostra a Tabela 8. Fundiu-se 3,0 g de vidro óxido para cada sistema e, em seguida, antes do seu resfriamento, foram soldados ou aspirados em tubos capilares de vidro silicato.

Tabela 8 - Características das pontas preparadas com vidro germanato.

Ponta nº	Técnica	Composição (%)	Temperatura de fusão (°C)
01	Soldagem	55GeO ₂ -20PbO-10BaO-10ZnO-5K ₂ O	1200
02	Soldagem	55GeO ₂ -20PbO-10BaO-10ZnO-5K ₂ O	1200
03	Soldagem	70GeO ₂ – 20CaO – 10Al ₂ O ₃	1200
04	Aspiração	30Bi ₂ O ₃ -25CdO-45GeO ₂	1200
05	Aspiração	20GeO ₂ -80PbO	1100

As amostras 01 e 02 foram preparadas na UNESP (NASCIMENTO, 2005), as amostras 03 e 05 na UNAERP, segundo a literatura (HARRINGTON, 2000; RIBEIRO e SÁ, 1994) e, a amostra 04, foi preparada na UNICAMP (ARANHA et al., 1991).

A fusão dos vidros foi realizada em navículas de cerâmica utilizando um forno tubular Quimis Q320-2 como mostra a Figura 24.

Os procedimentos de solda e aspiração foram realizados em tubos capilares de vidro silicato com diâmetro externo de $(1,45 \pm 0,05)$ mm, diâmetro interno $(0,95 \pm 0,05)$ mm e comprimento 70 mm, de forma aleatória, para observar a possibilidade de trincas e a capacidade de transmitir o laser Er:YAG. O tubo capilar foi mantido com a amostra e utilizado como forma de encaixar as pontas no dispositivo manual de aplicação (Figura 23) do equipamento Opus 20.

Na técnica de aspiração foram fundidas as amostras de vidro germanato e antes do resfriamento foram aspiradas rapidamente para dentro dos tubos capilares. Puxando-se em seguida fibras em continuidade aos tubos. A altura de preenchimento e o comprimento da fibra dependeram da viscosidade da amostra.

Na técnica de soldagem, também manual, os tubos capilares tiveram suas extremidades mergulhadas nas amostras líquidas de vidro germanato e, sem aspirá-las, quando atingiram a viscosidade adequada, foram puxadas fibras presas aos tubos, em um processo típico de soldagem.



Figura 24 – Forno e sistema de aspiração dos vidros germanatos. Posicionamento vertical do capilar na mão do operador para aspirar o material fundido na navícula.

As cinco pontas foram submetidas a testes de transmissão de radiação laser $2,94 \mu\text{m}$ com as emissões registradas em papel térmico de fax.

Após os testes de transmissão as pontas foram mergulhadas em solução de hipoclorito de sódio a 2 % durante 40 minutos a 25 °C e resfriadas em solução semelhante após terem sido aquecidas a 100 °C. Na seqüência foram novamente submetidas a testes de transmissão com radiação do laser Er:YAG.

Outras soluções diluídas usadas na assepsia de canais dentários também foram testadas; solução de hipoclorito de sódio com cloreto de sódio (1 %), solução fisiológica de cloreto de sódio (0,9 %), solução aquosa de hidróxido de cálcio (0,2 %), solução aquosa de ácido cítrico (1 %) e água destilada, onde as amostras ficaram mergulhadas durante 20 minutos a temperatura ambiente e depois descartadas.

Testes com soluções concentradas de NaOH e HCl para avaliar a resistência química a ácidos e bases foram realizadas com todas elas.

[4.2.3] 3ª. Fase – Pontas de fibras ópticas a partir de tubos capilares.

Nessa fase foram feitos quatro estudos utilizando somente tubos capilares de vidro silicato sem revestimento refletor.

I – Estudo das transmissões de laser por três pontas com formatos geométricos diferentes.

II – Estudo do espalhamento do laser em função do diâmetro interno da extremidade das pontas.

III – Análise de propriedades físico-químicas dos tubos capilares.

IV – Testes “in vitro” com três pontas ocas e a de safira.

I - Estudo de diferentes formas de pontas e emissões características.

Nesse primeiro estudo da 3ª fase, foram preparadas três pontas de fibras ocas com perfis diferentes. Uma das pontas foi mantida cilíndrica, com as dimensões da seção transversal original, fibra n° 2. As outras duas, amolecidas em bicos de Bunsen à temperatura em torno de 700 °C foram confeccionadas manualmente, uma com ponta cônica, oca até a extremidade, fibra n° 1, e a outra com a extremidade na forma esférica, oca até próximo da esfera, fibra n° 3. As extremidades não moldadas foram polidas com lixas n° 1200, 2000 e lixas especiais para polimento de fibras ópticas.

Os testes de transmissão de radiação laser Er:YAG foram realizados comparativamente às pontas de safira que acompanham o equipamento Opus 20. As emissões frontais e laterais foram registradas em papel térmico de fax da mesma forma que na 2ª fase.

Para marcar o papel com emissões frontais, o mesmo foi estendido sobre a mesa de trabalho aproximando-se a ponta perpendicularmente à sua superfície até quase tocá-lo para acionar o laser (Figura 25(a)) e em seguida deslocando-a lateralmente como mostra a Figura 25(b).

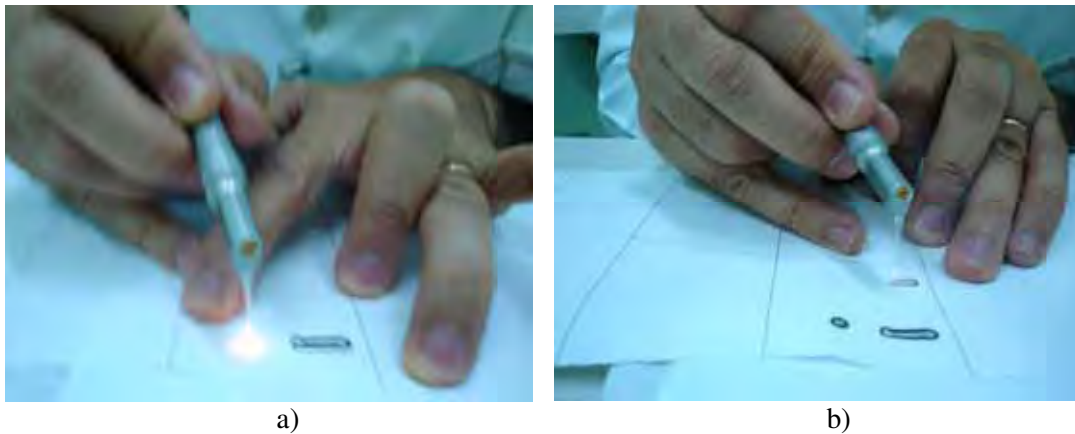


Figura 25 – Posicionamento das pontas para registrar emissões frontais em papel térmico. a) emissão com maior potência (20 Hz e 500 mJ) e b) com menor potencia (10 Hz e 200 mJ).

As marcas das emissões laterais foram conseguidas envolvendo as pontas com tubos de papel térmico de diâmetro interno igual ao maior diâmetro externo da ponta como mostra as Figuras 26(a) e 26(b).

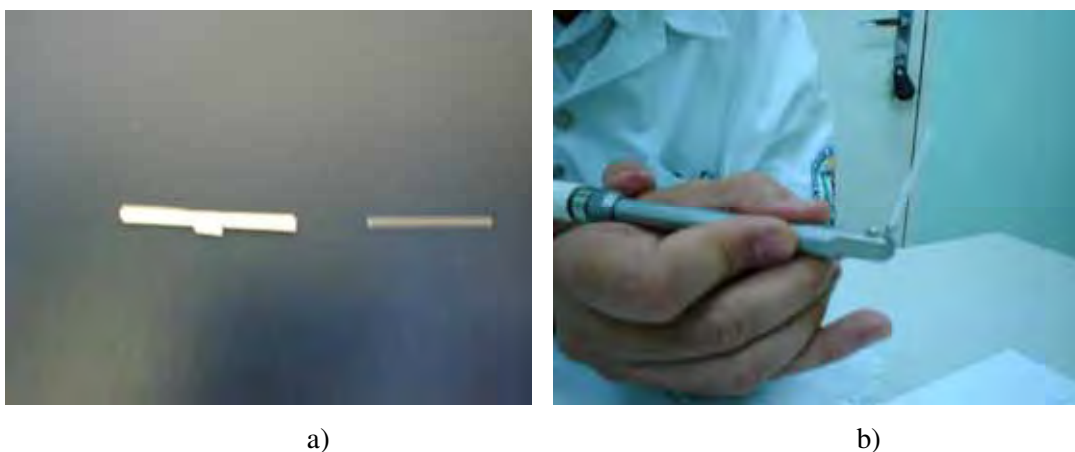


Figura 26 – a) Ponta cilíndrica de vidro e tubo de papel térmico antes da montagem. b) Ponta envolvida pelo tubo de papel térmico, montada no dispositivo manual no instante do teste.

Nestes testes aplicou-se às pontas de vidro e à de safira, duas dosimetrias diferentes; uma com pulsos de 10 Hz e 200 mJ de energia e outra mais alta com pulsos de 20 Hz e 500 mJ.

II - Estudo de emissão de fibras ocas com extremidade de diferentes diâmetros.

Nesse estudo procurou-se fazer uma avaliação entre o diâmetro da fibra e a sua capacidade de emissão lateral. Assim, utilizando tubos capilares do mesmo lote e fabricante e os mesmos procedimentos do estudo anterior, foram preparadas cinco pontas de fibras ocas sem revestimento refletor interno. Uma foi mantida cilíndrica, com as dimensões da seção transversal original, fibra n° 5 enquanto as outras quatro, fibras n° 1, 2, 3 e 4, amolecidas à temperatura na faixa de 700 °C, tiveram suas extremidades afuniladas com diferentes diâmetros, permanecendo ocas até a extremidade. As extremidades não moldadas foram polidas com lixas n° 1200, 2000 e lixas especiais para polimento de fibras ópticas.

As medidas de comprimento e diâmetro externo foram realizadas com paquímetro enquanto que as medidas de diâmetro interno das extremidades afuniladas foram feitas a partir das fotografias feitas em microscópio Nikon.

Os testes de transmissão de radiação laser Er:YAG foram realizados com equipamento Opus 20. Neste teste foi utilizada apenas uma dosimetria, a de maior potência, com pulsos de 20 Hz e 500 mJ, para que o papel térmico ficasse bem marcado.

Foram registradas marcas de emissões frontais e laterais em papel térmico de fac-símile da mesma forma que o estudo anterior.

Para os estudos I e II, foram feitos testes adicionais de emissões com Diodo Laser 630/680 nm. As emissões conseguidas foram fotografadas por máquina fotográfica digital sobre fundo de papel branco e por microscópio Nikon. Estes procedimentos adicionais foram realizados, pois em testes em que a temperatura ficou abaixo de 80 °C, devido a menor potencia do laser Er:YAG, o papel térmico não ficou marcado ou ficou mal marcado.

III – Análise das características físico-químicas dos tubos capilares.

As dimensões médias dos tubos capilares foram obtidas com paquímetro e micrômetro.

Para determinar a temperatura de transição vítrea e temperatura de cristalização foi realizado um DTA com velocidade de 10 °C/min, a partir de amostra em pó dos tubos do mesmo lote utilizado nos testes com laser Er:YAG .

A transmitância no infravermelho foi medida em espectrofotômetro FT-IR, Perkin Elmer 2000, utilizando uma amostra sólida e polida com 1,7mm de espessura, de material fundido dos tubos.

Para avaliar o processo de devitrificação das fibras, ou seja, verificar se houve início de cristalização dos vidros devido ao aumento de temperatura durante a transmissão de laser Er:YAG, foram separados três tubos capilares do mesmo fabricante e do mesmo lote. Dois deles foram submetidos às mesmas dosagens de laser dos testes enquanto o terceiro foi mantido intacto. Em seguida foram moídos separadamente em almofariz de ágata e analisados em um Difratorômetro de raios-x, Siemens D 5000.

A determinação da composição do vidro do capilar utilizado foi feita através de EDX e comparada à literatura técnica (ABRISA, 2004), (PAIÃO, 2001) e (PAUL, 1980).

Foi realizada a medição do índice de refração da amostra em um microscópio marca Olympus, com luz branca e objetiva de 10x, utilizando o método da profundidade aparente.

A densidade dos vidros foi obtida pelo método do picnômetro, utilizando água como líquido de referência e comparado com a densidade média das peças feita com micrometro e balança analítica.

O módulo de elasticidade, E , dos capilares, foi medido pelo método da flexão (em três pontos) indicado por Varshneya (1994).

IV - Testes “in vitro” de aplicação de laser Er:YAG em molares.

Dois testes “in vitro” foram realizados com laser Er:YAG, em molares. Em um deles aplicou-se dosimetrias de 500 mJ e 20 Hz através de três fibras, duas ocas e safira, na região externa do dente, coroa e raiz.

No outro, preparado com broca normal, utilizou-se a fibra 01 e aplicou-se dosimetria de 500 mJ e 20 Hz no seu interior. Após a aplicação, o dente foi serrado longitudinalmente para avaliação do espalhamento da radiação.

[5] RESULTADOS E DISCUSSÃO

[5.1] 1ª. Fase -Teste preliminar e tratamentos em fibra óptica comercial.

No teste preliminar de aplicação laser Er:YAG em fibras ópticas de comunicação telefônica, a análise microscópica mostrou que seus núcleos não sofreram alteração mas seus revestimentos poliméricos sofreram combustão após a utilização de dosagens a partir de 100 mJ e 12 Hz. As dosagens, em mJ; Hz, especificadas na metodologia estão descritas na Figura 27.



Figura 27 – 1. Ponta de safira. 2. Fibra óptica nova. 3. Fibra óptica após aplicação com combustão superficial do revestimento. 4. Fibra óptica após aplicação com combustão do revestimento. 5. Fibra óptica após aplicação e intacta..

As fibras ópticas 3 e 5 transmitiram a mesma energia e frequências diferentes, resultando no dobro a potência transmitida pela fibra 3. A fibra óptica 3 teve seu revestimento de proteção superficialmente afetado na extremidade de entrada do laser (extremidade esquerda da figura) enquanto que a fibra óptica 5 não apresentou manchas que pudessem ser visualizadas. Já a fibra óptica 4, na qual aplicou-se a maior potência do conjunto, teve seu revestimento queimado na entrada (extremidade esquerda da figura) e na extremidade de saída da fibra (Figura 27). As fibras transmitiram parte da energia incidente e mostrou-se a possibilidade de desenvolver pontas de fibra óptica de vidro silicato sem o revestimento polimérico.

Na segunda etapa, o ataque ácido com soluções aquosas de HF foi realizado e proporcionou os resultados apresentados na Figura 28. Em todos os casos a fibra foi deixada parcialmente mergulhada na posição vertical dentro das soluções, em recipientes plásticos.

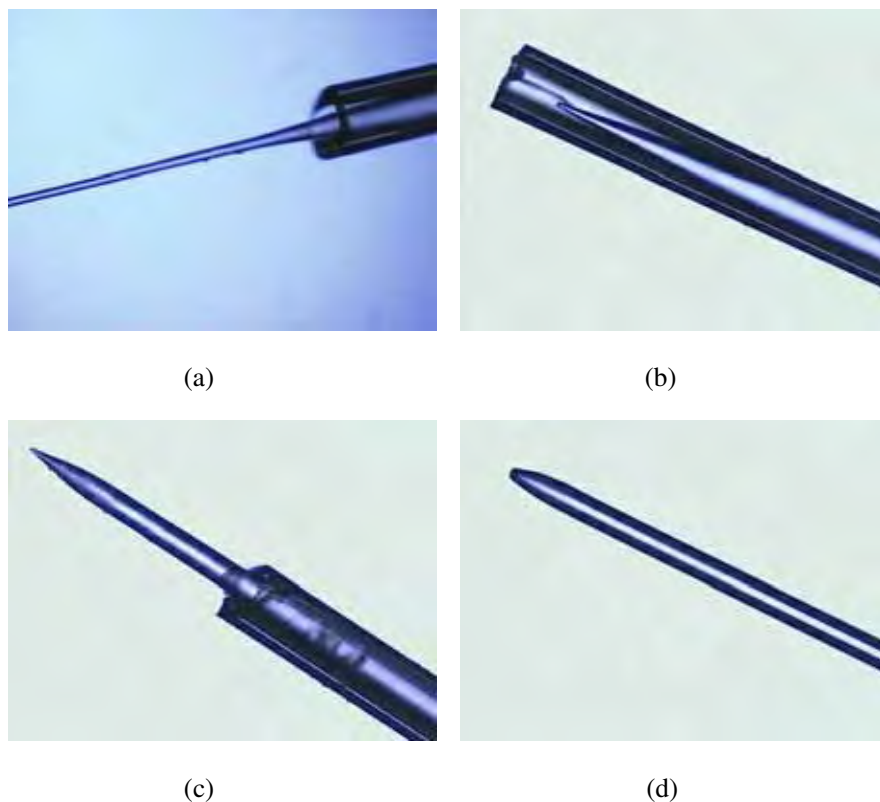


Figura 28 - Fotos obtidas em microscópio Nikon com ampliação de 4x, mostrando diferentes formatos obtidos nas extremidades das fibras ópticas após ataque das soluções de HF.

As fibras que foram descascadas e colocadas no banho ácido sofreram o ataque até pouco acima do nível da solução, conforme as Figuras 28c e d, enquanto as que foram colocadas com revestimento polimérico, a solução ácida ascendeu por capilaridade entre o revestimento e a casca e provocou ataques até alturas próximas de 8 cm acima do nível da solução. Em geral todas as soluções produziram extremidades cônicas. As soluções mais concentradas, entre 50 e 100 %, com menor tempo, na faixa de 4 horas, produziram pontas mais “rombudas” e rugosas como mostra a Figura 28d. Já as soluções de concentração mais baixa em torno de 25 %, durante 20 horas, produziram pontas mais finas e lisas, Figura 28c. Concentrações em torno de 50 % durante 24 horas, com a fibra revestida, produziram pontas e diminuíram o diâmetro da fibra em um longo trecho, terminando na parte superior em um cone até atingir o diâmetro original do núcleo, como mostra a Figura 28a, cujo revestimento polimérico foi retirado para melhor visualização. Em alguns casos, quando a fibra ficou mais tempo mergulhada na solução, a parte exposta do núcleo e um trecho dentro do revestimento

foram totalmente atacados, restando apenas um cone no interior do revestimento (Figura 28b). As dimensões do diâmetro final e a extensão do ataque dependeram do tempo de contato da fibra com a solução.

Após o ataque com ácido, procedeu-se aos testes de transmissão com o diodo laser. O melhor resultado está apresentado na Figura 29b, foto em que a fibra está na mesma posição da Figura 29a.

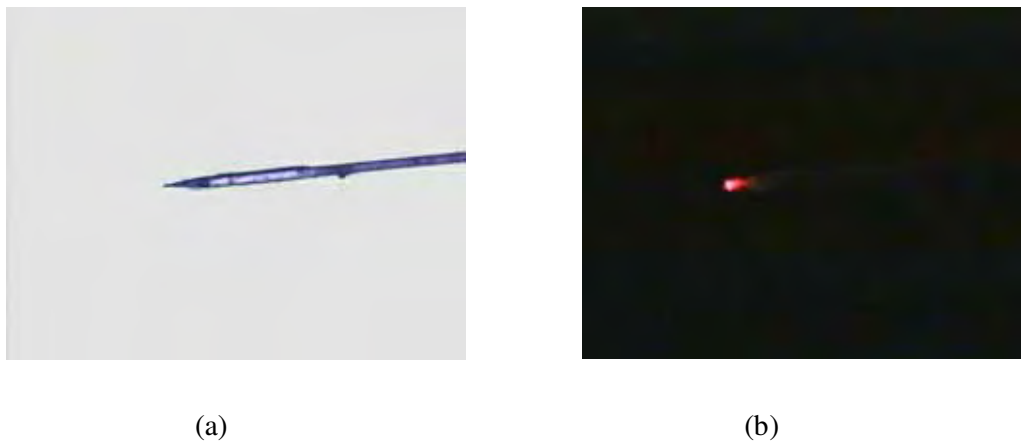


Figura 29 – Fotografias em microscópio Nikon com ampliação 2x. (a) Fibra sem revestimento polimérico com ponta cônica devido ao ataque ácido. (b) Espalhamento de laser 630/680 nm na extremidade cônica da fibra.

O teste mostrou que o espalhamento da radiação apesar de volumétrico ficou restrito à região da extremidade cônica da fibra como mostra a Figura 29b, em geral com comprimento na faixa de 0,5 mm. Essa conicidade, para uma fibra de 0,120 mm (120 μm) de diâmetro, fornece um ângulo de inclinação próximo de 7° . De acordo com a lei da refração de Snell-Descartes, a saída da radiação irá depender do ângulo de conicidade da ponta e dos índices de refração dos meios envolvidos. Nesse caso para ângulos abaixo de 6° e índice de refração em torno de 1,5, não houve distribuição lateral da radiação.



Figura 30 – Conicidade da fibra da Figura 29.

No caso da amostra da Figura 29a, as medições forneceram um trecho cônico com comprimento de 0,4 mm, formando um ângulo de 9° conforme desenho da Figura 30, possibilitando assim emissão lateral como mostra a Figura 29b.

Na terceira etapa da 1ª Fase, procedeu-se à cristalização parcial da fibra a partir do DTA obtido (Figura 31). Observa-se no gráfico que em torno de 600 °C começa o processo de devitrificação, apesar de não estar bem definido. Esse processo inicia com a formação de núcleos cristalinos seguido de posterior crescimento desses núcleos à temperaturas mais altas, até a cristalização da rede à temperatura em torno de 1150 °C. Um pico exotérmico no DTA representa este fenômeno físico pois a estrutura cristalina por ser mais estável que a vítrea possui menor energia. Do gráfico percebe-se que a estabilidade deste vidro frente a cristalização é pequena, pois a mesma inicia-se logo após a temperatura de transição vítrea (T_g) em torno de 400 °C.

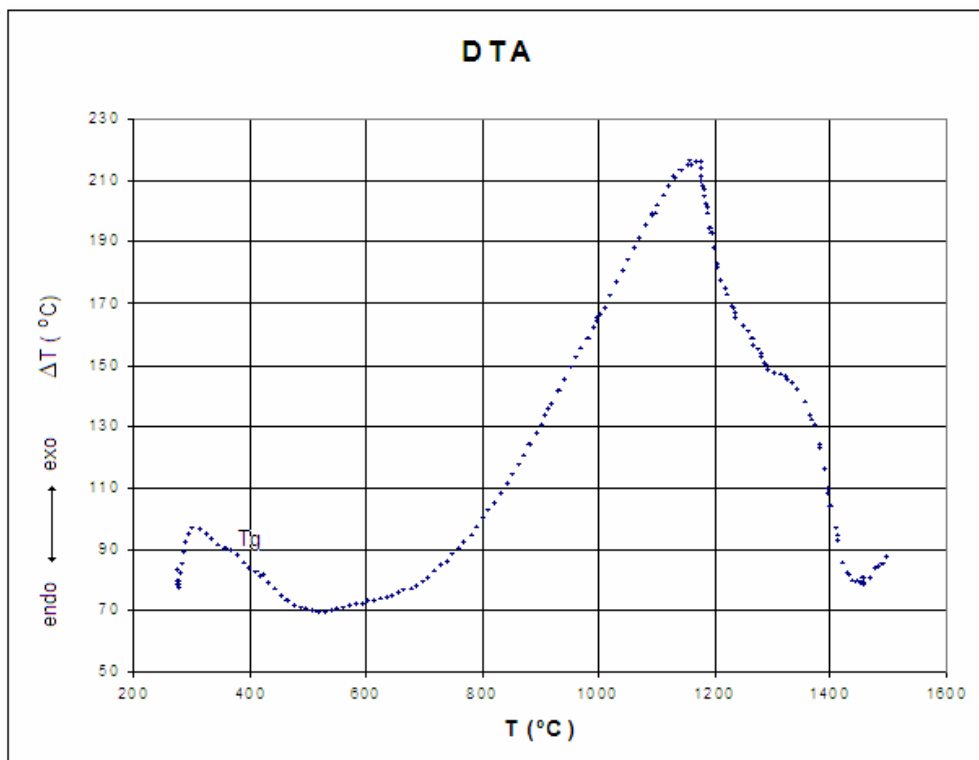
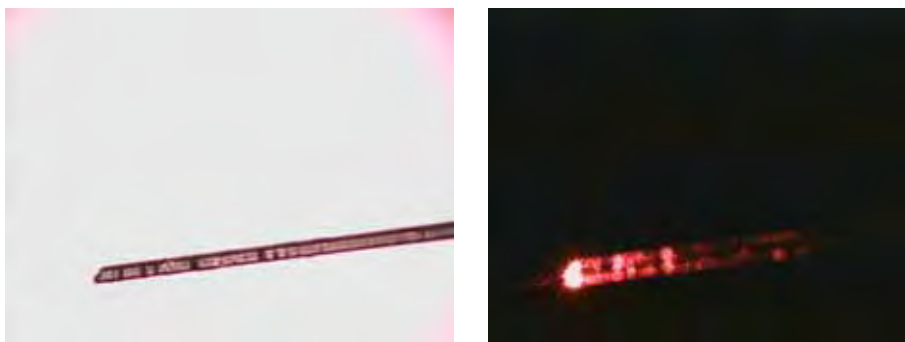


Figura 31 - DTA da fibra óptica utilizada nos testes de devitrificação e ataque ácido.

Após o tratamento térmico de várias fibras por um período de 1 a 2 horas a 600 °C, foi escolhida uma delas e fotografada conforme mostram as Figuras 32a e 32b, sem e com incidência de laser diodo respectivamente. Na Figura 32b é possível visualizar a distribuição e

extensão da radiação espalhada lateralmente e axialmente na extremidade devitrificada. Esse espalhamento ainda que não homogêneo, mostra que a radiação dispersa em um longo trecho chegando em alguns casos a aproximadamente 10 mm na região tratada. Outras cristalizações ficaram mais homogêneas e menos extensas ou vice e versa, mas todas espalharam o mesmo comprimento de onda da radiação incidente. Acredita-se que a maior parte do espalhamento deve-se à reflexão interna e à refração e muito pouco ao espalhamento Rayleigh ou Mie, em função do tamanho dos cristais ($d > \lambda$) que chegaram a provocar regiões opacificadas na fibra (VOGEL, 1985). Observa-se na Figura 32b que nos trechos não cristalizados o espalhamento é nulo. Constatou-se também um aumento de fragilidade das fibras nas regiões em que houve a devitrificação.



a)

b)

Figura 32 – Fotografias obtidas em microscópio Nikon com a fibra na mesma posição em a e b.

a) Extremidade da fibra tratada e b) espalhamento obtido com diodo laser 630/680 nm.

Devido ao pequeno diâmetro das fibras utilizadas nesta 1ª Fase, não foi possível ajustá-las no dispositivo manual do dentista, optando-se nestes testes pelo uso do diodo laser.

[5.2] 2ª. Fase – Confecção de pontas de fibra óptica com vidros germanatos.

A seguir são mostrados os resultados obtidos dos processos utilizados para prender os vidros germanatos aos capilares de vidro silicato, dos testes de transmissão do laser Er:YAG e de resistência química.

No processo de aspiração, o vidro fundido é transferido a vácuo da navícula para o capilar de comprimento (A), formando um trecho preenchido (B), continuado por um trecho mais fino (C), vide Figura 33.

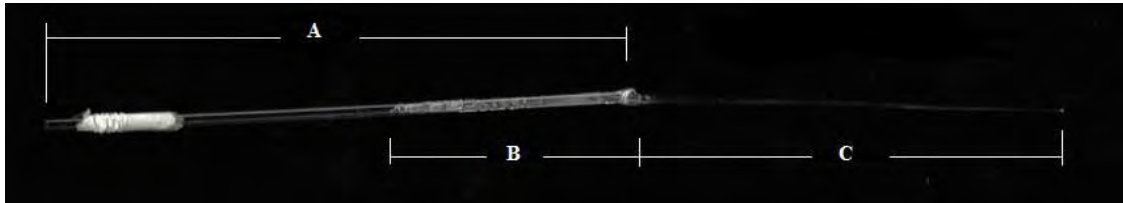


Figura 33 – Imagem obtida com scanner, de tubo capilar de 1,5 mm de diâmetro e comprimento 70 mm (trecho A), parcialmente preenchido com 32 mm de amostra de vidro fundido aspirada (trecho B), e fibra com 53 mm puxada manualmente (trecho C).

No caso da soldagem, a fibra é uma continuação do tubo capilar (A) que permanece oco até o seu final, em seguida tem-se a solda e a fibra prossegue em (B) como mostra a Figura 34.



Figura 34 – Imagem obtida com scanner, de tubo capilar de 1,5 mm de diâmetro e comprimento 41 mm (trecho A), e fibra com 38 mm puxada manualmente (trecho B).

A Tabela 9 mostra os diferentes sistemas de vidro germanato e as respectivas técnicas utilizadas para associá-las aos tubos capilares.

Tabela 9 – Técnica de preparação e respectivo sistema vítreo de cada ponta.

Ponta n°	Técnica	Sistema vítreo	Local
01	Soldagem	$\text{GeO}_2\text{-PbO-BaO-ZnO-K}_2\text{O}$	UNESP
02	Soldagem	$\text{GeO}_2\text{-PbO-BaO-ZnO-K}_2\text{O}$	UNESP
03	Soldagem	$\text{GeO}_2 - \text{CaO} - \text{Al}_2\text{O}_3$	UNAERP
04	Aspiração	$\text{Bi}_2\text{O}_3\text{-CdO-GeO}_2$	UNICAMP
05	Aspiração	$\text{GeO}_2\text{-PbO}$	UNAERP

A Figura 35 mostra uma imagem obtida, com scanner, das fibras preparadas através da técnica de aspiração e soldagem nos tubos capilares, com respectiva numeração. As diferentes formas das pontas no final dos capilares deveu-se à técnica e às condições de viscosidade no instante do contato do vidro germanato com o capilar.



Figura 35 – Fibras de vidro germanato preparadas por soldagem (1,2 e 3) e aspiração (4 e 5).

Testes de transmissão do laser Er:YAG.

Foram realizados testes de transmissão nas cinco fibras. Com exceção da fibra n° 4, as outras transmitiram o laser e marcaram o papel térmico de fax. No caso da fibra n°4, uma grande extensão do capilar ficou preenchido de material com grande quantidade de bolhas provocando assim a atenuação da radiação.

Neste procedimento foi utilizada a potência máxima do equipamento, correspondente a uma frequência de 20 Hz e energia de 500 mJ.

Os tubos capilares não interferiram na transmissão da radiação até a região com as amostras. Por serem ocos, a perda na entrada é mínima e, com um diâmetro interno de 0,95 mm apresentam abertura suficiente para transmitir a radiação concentrada pelo espelho côncavo existente no dispositivo manual do dentista.

As pontas n° 1 e 2, do sistema $\text{GeO}_2\text{-PbO-BaO-ZnO-K}_2\text{O}$, obtidas por soldagem e submetidas a ação do laser apresentaram emissões frontais e radiais na parte cônica da ponta conforme mostram as Figuras 36 e 37.



Figura 36 – Marcas deixadas pela ponta n°1. À esquerda devido a emissão frontal e à direita devido a emissão lateral da ponta. As linhas horizontais na figura da direita representam as bordas do papel.

As figuras das pontas, obtidas em scanner, foram colocadas nas posições de aplicação do laser no papel conforme metodologia mostrada nas Figuras 25 e 26 da seção material e métodos.

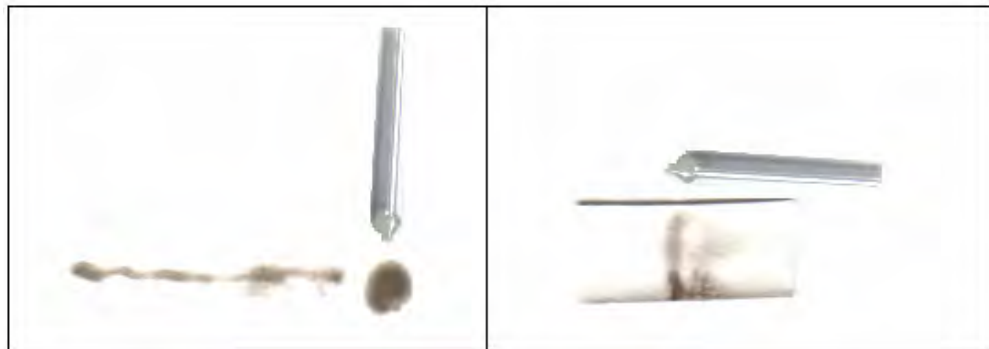


Figura 37 – Marcas deixadas pela ponta n°2. À esquerda devido a emissão frontal e à direita devido a emissão lateral da ponta. As linhas horizontais na figura da direita representam as bordas do papel.

As emissões registradas pelas pontas n° 1 e 2 apresentaram regiões de cinza e cinza escuro indicando temperaturas em torno de 100 °C e acima de 150 °C respectivamente.

A ponta n° 3, do sistema $\text{GeO}_2 - \text{CaO} - \text{Al}_2\text{O}_3$, obtida por soldagem e submetida a ação do laser apresentou emissão frontal e emissão radial que, em conjunto, deixaram uma marca larga, cinza escuro, bem definida no teste de emissão frontal. Na emissão lateral observou-se apenas uma pequena mancha cinza escuro no trecho final da fibra, devido a melhor transmissão do germanato soldado nessa extremidade, conforme mostra a Figura 38.

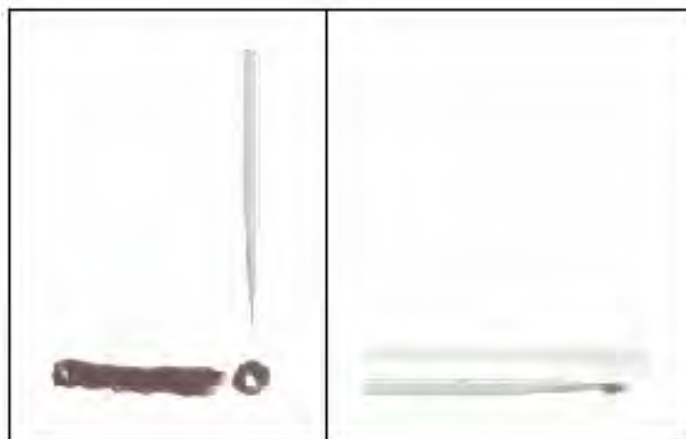


Figura 38 – Marcas deixadas pela ponta n°3. À esquerda devido a emissão frontal e à direita devido a emissão lateral da parte com vidro germanato da ponta.

Na Figura 38 as imagens das pontas, obtidas por scanner, foram colocadas nas posições de aplicação do laser no papel.

A ponta n° 5, do sistema GeO_2 - PbO , obtida por aspiração e submetida a ação da potencia máxima do laser apresentou emissão frontal conforme mostra a Figura 39 e nenhuma emissão radial. Na figura escaneada, a ponta foi colocada na posição de aplicação do laser no papel.

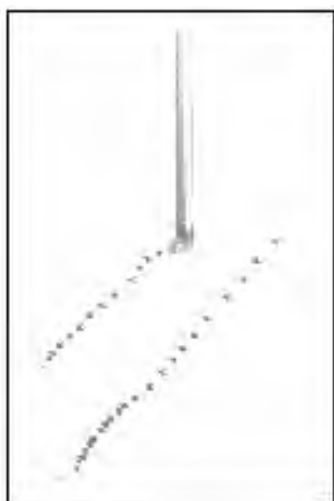


Figura 39 – Marcas deixadas pela ponta n° 5 devido a emissão frontal da ponta com vidro germanato.

Nenhuma das amostras sofreu amolecimento durante a aplicação do laser Er:YAG ou devitrificação visível sob microscópio.

Observou-se nesses procedimentos que as extremidades cônicas são responsáveis pela transmissão da radiação do laser promovendo um espalhamento fora da ponta devido à refração da radiação na interface vidro/ar, com potência suficiente para marcar o papel.

O processo de aspiração não se mostrou adequado devido à formação de bolhas e a ponta n° 5 só não apresentou problemas devido à pequena penetração do fundido no capilar e um resfriamento mais homogêneo.

No processo de solda, a fibra n° 3 fundiu-se muito bem formando uma extensão cônica de aparência igual ao capilar em um trecho de 3 mm aproximadamente, como se vê na Figura 35.

Teste de resistência química.

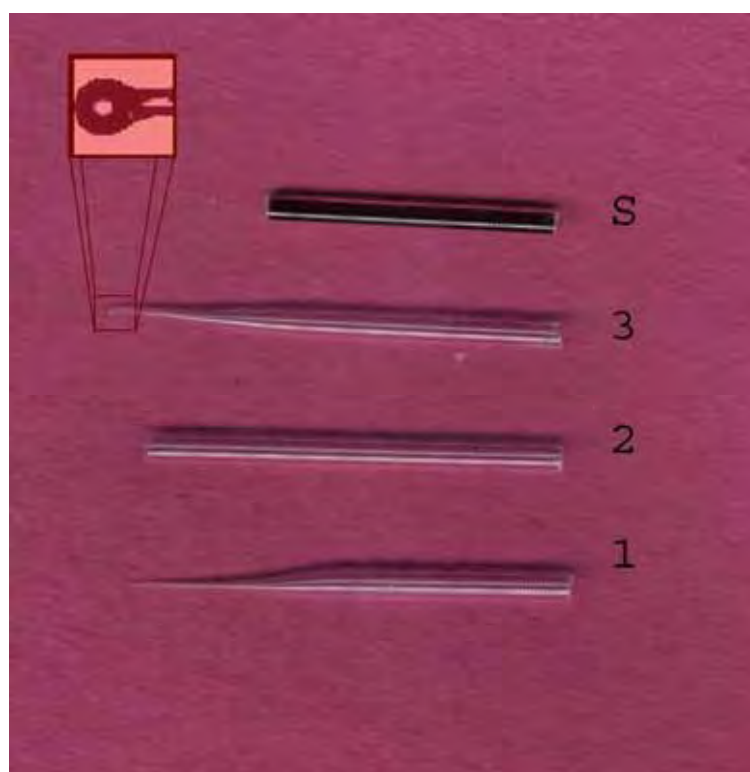
Para as cinco pontas que foram mergulhadas em solução de hipoclorito de sódio a 2 % a 25 °C durante 40 minutos não foi observada qualquer alteração visível na superfície do vidro germanato ou no tubo suporte de vidro silicato, bem como quando aquecidas a 100 °C e resfriadas em soluções equivalentes. Em teste posterior com laser Er:YAG essas cinco pontas apresentaram a mesma capacidade de transmitir a dosagem com energia 500 mJ e frequência 20 Hz, deixando claro que a principal solução irrigante utilizada no preparo dos canais radiculares não afetou a superfície do vidro germanato a ponto de interferir na emissão da radiação. Apesar das soluções de hipoclorito de sódio em água resultarem em íons Na^+ e ClO^- em equilíbrio com NaOH e HClO , elas ficam muito diluídas para atacar significativamente a superfície das amostras de vidro germanato. As outras soluções diluídas, usadas na assepsia de canais dentários, que foram testadas: solução de hipoclorito de sódio com cloreto de sódio (1 %), solução fisiológica de cloreto de sódio (0,9 %), solução aquosa de hidróxido de cálcio (0,2 %), solução aquosa de ácido cítrico (1 %) e água destilada, nas quais as amostras ficaram mergulhadas durante 20 minutos à temperatura ambiente não provocaram qualquer reação neste período de tempo, à exceção do ácido cítrico e da solução de hidróxido de cálcio que provocaram leve opacificação na superfície das amostras de $\text{GeO}_2\text{-PbO-BaO-ZnO-K}_2\text{O}$.

Das amostras preparadas com $\text{GeO}_2\text{-PbO-BaO-ZnO-K}_2\text{O}$, $\text{GeO}_2\text{-PbO}$, $\text{Bi}_2\text{O}_3\text{-CdO-GeO}_2$ e $\text{GeO}_2\text{-CaO-Al}_2\text{O}_3$ e submetidas às soluções fortes de NaOH e HCl , a que apresentou maior resistência química foi a última, resistência essa que acredita-se ser pela presença dos modificadores CaO e Al_2O_3 geralmente utilizados para aumentar a resistência química e propriedades mecânicas dos vidros silicatos. Em seguida, o sistema com óxidos de bismuto e cádmio, insolúveis em água mas pouco resistentes a ácidos, apresentou boa resistência. Os demais resistiram bem à solução de NaOH mas foram rapidamente atacados pela solução de HCl .

[5.3] 3ª. Fase – Confeção de pontas de fibras ópticas a partir de tubos capilares de vidro silicato.

I - Estudo de diferentes formas de pontas e emissões características.

Na Figura 40 são apresentados os perfis obtidos para as pontas moldadas manualmente em tubos capilares de vidro silicato e, na Tabela 10, suas dimensões comparadas à da safira.



*Figura 40 – Ponta de safira S e três pontas de vidro 1,2 e 3.
No detalhe a extremidade esférica da ponta 3.*

Tabela 10 – Dimensões externas das pontas utilizadas.

Tipo	Fibra n°01	Fibra n°02	Fibra n°03	Ponta Safira
Comprimento (mm)	25	23	25	17
Diâmetro maior (mm)	1,4	1,4	1,4	1,3
Diâmetro menor (mm)	0,08	1,4	0,33	1,3
Diâmetro da esfera (mm)	-	-	0,64	-

Resultados das transmissões das radiações IV obtidos com as fibras ocas comparadas a de safira.

A Figura 41 mostra os três modelos das fibras ocas de vidro e da safira (Fibra), detalhes de suas extremidades (Perfil da ponta), a dosagem aplicada e as respectivas marcações no papel térmico resultantes das emissões frontais conforme técnica descrita no item metodologia.













Fibra	Dosagem		Perfil da ponta
	20 Hz – 500mJ	10Hz – 200mJ	
Fibra n°3			
Fibra n°2			
Fibra n°1			
Safira			

Figura 41 – Características das emissões frontais.

As marcas alongadas representam as áreas atingidas pelo laser Er:YAG durante o deslocamento das pontas posicionadas verticalmente e próximas ao papel, enquanto que as marcas circulares foram feitas com as pontas paradas na posição vertical também próximas ao papel, como mostram as imagens das Figuras 25a e 25b da página 46. As marcas, devido às fibras n° 2 e de safira, mostram pontos bem escuros (pretos) no centro das emissões. Nestes pontos houve carbonização do papel devido a temperaturas em torno de 300 °C e que não são observados nas marcas deixadas pelas fibras n° 1 e 3. As manchas longas e alargadas e o

contorno dos círculos também alargados nas emissões frontais das fibras n° 1 e 3 são devidos à radiação transmitida lateralmente com ângulo de 10° e 14° em relação aos eixos longitudinais dessas fibras e que atingiram o papel. As marcas cinzas correspondem a temperaturas em torno de 100 °C e as partes cinza escuro em torno de 200 °C.

A Figura 42 mostra a forma como as pontas de fibra óptica são encaixadas no dispositivo manual do dentista. Nessa fotografia a Fibra oca n° 2 aparece em posição paralela ao papel mostrando que sua emissão é apenas frontal.



Figura 42 – Teste de emissão com a Fibra oca n°2.

As emissões laterais colhidas em papel térmico restringiram-se às fibras n° 1 e 3, enquanto que as outras duas fibras, n° 2 e safira, forneceram somente emissões frontais.

A Figura 43 mostra uma montagem feita com os tubos de papel térmico desenrolados após os testes de emissão lateral das fibras n° 1 e n° 3 de acordo com as Figuras 26 a e b da página 46. O contorno retangular desenhado foi feito para definir os limites do papel enquanto que os desenhos das fibras embaixo mostram as suas posições dentro dos tubos durante os testes. Estão indicadas as fibras correspondentes e respectivas dosagens. As manchas indicam um espalhamento lateral significativamente maior para as maiores dosagens e nas regiões de mudança de diâmetro. As manchas não apresentam uniformidade devido à falta de uniformidade das fibras e ao papel enrolado. As marcas claras dentro das manchas escuras na 2ª dosagem da fibra n° 3 indicam regiões em que não houve emissão. Devido ao cinza das manchas observa-se que as temperaturas ficaram em torno de 100 °C.

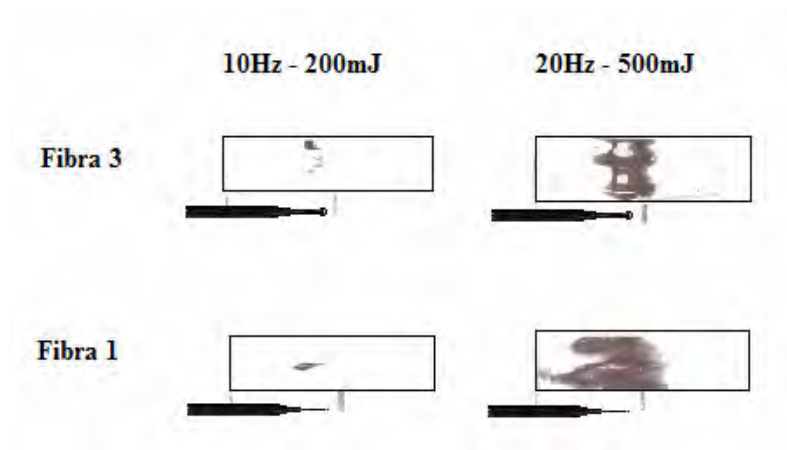


Figura 43 – Emissões laterais obtidas em papel térmico.

Nas Figuras 44 e 45 estão registradas emissões com diodo laser de 5 mW e comprimento de onda de 630 a 680 nm. As fotos permitem melhor visualização das emissões frontais e laterais das fibras e estão de acordo com as obtidas em papel térmico. A Figura 44 mostra os perfis em fotos obtidos com microscópio Nikon enquanto que a Figura 45 os mostra em fotos obtidas com fundo de papel branco e máquina fotográfica digital.

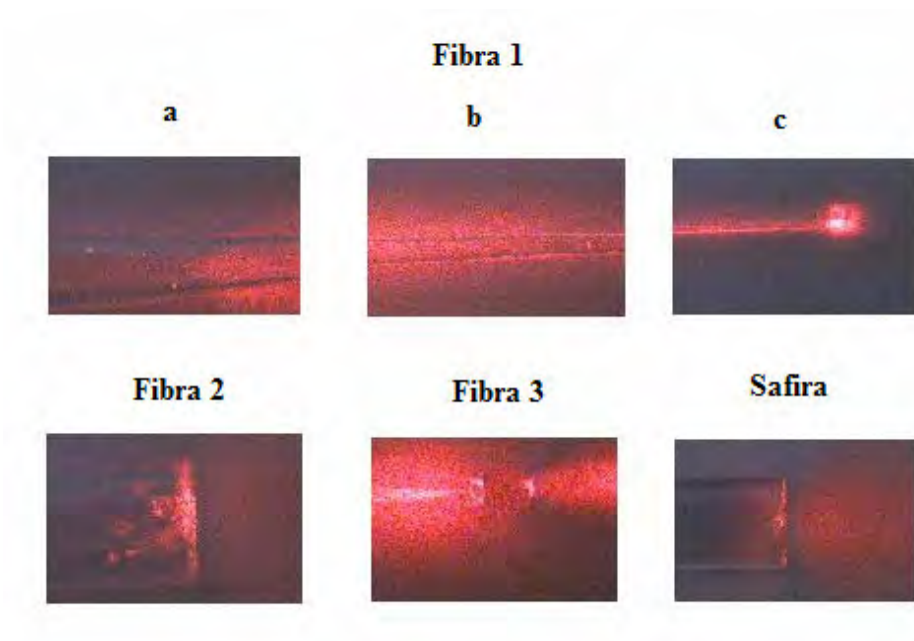


Figura 44 – Fotografias das fibras transmitindo radiação 630/680 nm, obtidas através de microscópio Nikon.

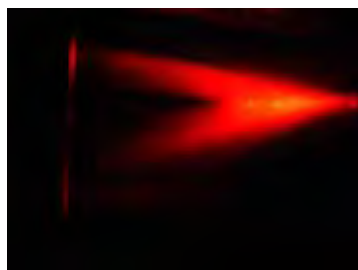
Conforme a Figura 44, foram realizadas três fotos da fibra n° 1, uma após o estreitamento do diâmetro (a), apresentando o início da transmissão de radiação lateral, a outra a meio caminho da extremidade final, (b) e, na extremidade final apresentando a emissão já bem atenuada, (c) em cuja ponta aparece uma pequena radiação emergente.

A fibra n° 2, não tem espalhamento lateral a não ser na saída onde as imperfeições provocam mais dispersões que a fibra de safira. Estes espalhamentos são devidos ao acabamento mais grosseiro, observado também na saída da fibra n° 1.

A fibra n° 3, com extremidade esférica, deixa bem caracterizada a emissão, parte frontal e convergente e, parte para trás devido às reflexões no interior da esfera. Nota-se também uma intensidade maior no final da parte oca devido ao estrangulamento. Apesar da parte esférica criar uma região em que não há emissão, essa geometria é bastante interessante, pois promove emissão tanto radial quanto axial e, ainda apresenta a vantagem de que a parte esférica não permite a entrada de debris na ponta, o que pode ocasionar problemas para a emissão.

A fibra de safira apresenta a emissão frontal mais concentrada, próximo da ponta.

FIBRA N° 1



FIBRA N° 2



FIBRA N° 3



SAFIRA

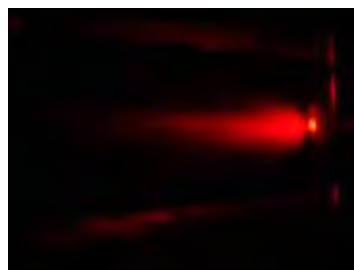


Figura 45 - Fotos das emissões realizadas pelas quatro pontas, com diodo laser 630/680 nm, refletidas em papel branco e fotografadas com máquina fotográfica digital.

As fotos feitas pela câmera digital registraram as regiões de maior intensidade luminosa em amarelo, diminuindo para o alaranjado, vermelho, vermelho escuro, de menor intensidade e, preto, sem registro, em função do perfil e da distância da radiação da fibra.

Na figura 45, observa-se para a fibra n° 1 a predominância na emissão lateral de baixa intensidade em função da distribuição da potência por uma área maior. Para a fibra n° 2 existe a predominância da emissão frontal pelo fato de ser cilíndrica e como o núcleo é oco não há mudança de meio de transmissão na saída, portanto a extensão da emissão é maior e com maior potência que a da fibra de safira. Para a fibra n° 3 uma composição das duas emissões anteriores pode ser notada mas com menor intensidade e menor ângulo que a fibra n° 1 e finalmente, a safira apenas com emissão frontal, pois devido a diferença de índice de refração com o meio apresenta perdas nas reflexões das interfaces de entrada e de saída.

Percebe-se que as emissões obtidas com o diodo laser e as marcas obtidas no papel térmico das Figuras 41, 42 e 43 podem ser associadas, possibilitando interpretar a distribuição da radiação infra-vermelha que queimou o papel. Os espalhamentos nestes testes não devem diferir de mais de 1° para os ângulos de refração devido à pequena diferença de 0,031 no índice de refração do vidro para uma variação entre 589 nm e 3000 nm no comprimento de onda da radiação incidente, conforme Tabela 4 da página 26.

Medidas feitas na Figura 45 forneceram ângulos de 14° e 13° para o lado de baixo e de cima da fibra n° 1 e, 9° e 11° para os lados de baixo e de cima da fibra n° 3. As medidas diferentes de ângulos para a mesma fibra devem-se à falta de uniformidade resultante do processo de moldagem.

II - Estudo de emissão de fibras ocas com extremidades de diferentes diâmetros.

Para analisar a relação entre o diâmetro da extremidade e o espalhamento lateral de laser, foram preparados os perfis com tubos capilares de vidro silicato mostrados na Figura 46, com as dimensões definidas na Tabela 11.

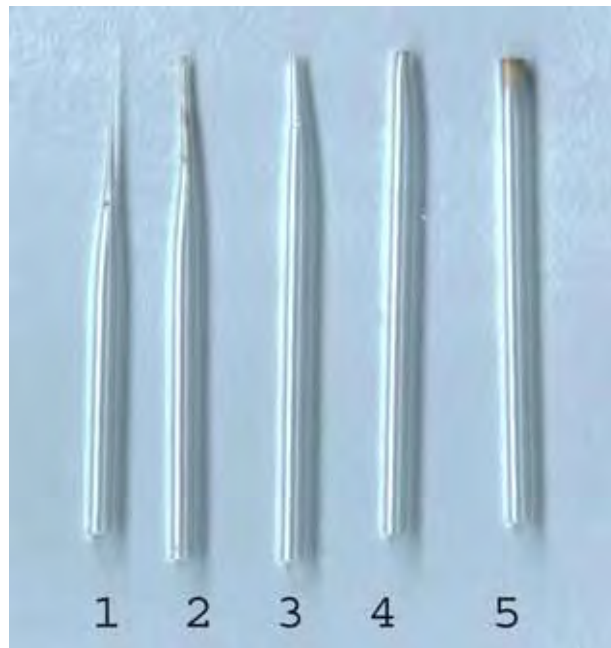


Figura 46 - Pontas de vidro silicato.

Tabela 11 – Dimensões das pontas preparadas

Tipo	Comprimento (mm)	Diâmetro maior externo/ interno (mm)	Diâmetro menor interno (mm)
Fibra nº 01	26	1,4/0,95	0,05
Fibra nº 02	27	1,4/0,95	0,23
Fibra nº 03	27	1,4/0,95	0,44
Fibra nº 04	26	1,4/0,95	0,49
Fibra nº 05	25	1,4/0,95	0,95

Radiação espalhada lateralmente em função do estreitamento da fibra.

Utilizando as técnicas mostradas nas Figuras 25 e 26 da página 46, foram obtidas marcas de emissão frontal e de espalhamento lateral das fibras de vidro silicato em papel

térmico de fac-símile. As marcas foram organizadas de acordo com o diâmetro de saída da fibra e montadas em linhas conforme a Figura 47.

Na 1ª Linha tem-se o número da fibra, na 2ª Linha o valor do diâmetro interno de saída do laser, na 3ª Linha a foto da ponta da fibra, na 4ª Linha as marcas de emissão frontal e na 5ª Linha as da emissão lateral.

Na 5ª linha, a distância entre **a** e **b**, determina o comprimento das fibras e sua posição no papel no instante da emissão do laser Er:YAG.

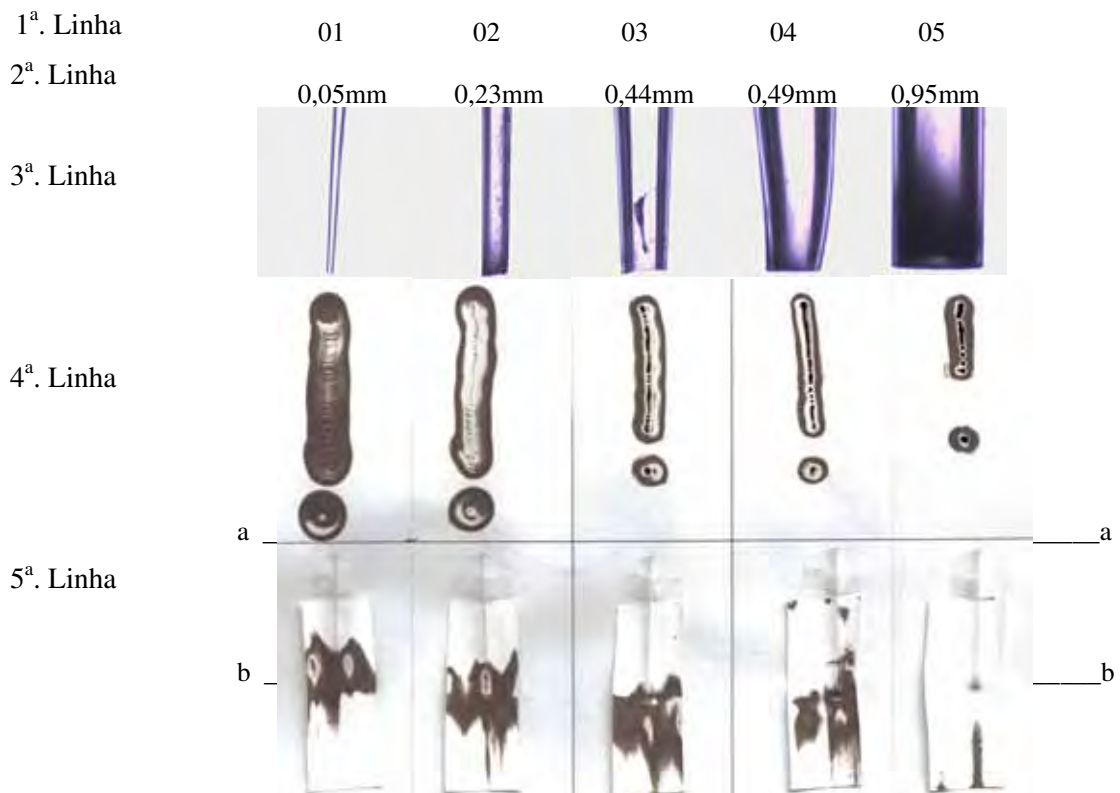


Figura 47 – Marcas de emissão de laser Er:YAG em função do diâmetro da fibra.

Observa-se na 4ª linha, da esquerda para a direita, que há diminuição na área de emissão frontal em função do aumento do diâmetro de saída da fibra (3ª Linha), ocasionando aumento da densidade de potência. Em função disso as emissões das fibras 03, 04 e 05 chegaram a carbonizar o papel, indicação dada pelos pontos e linhas pretas nos centros das manchas na 4ª Linha.

As manchas resultantes das demais emissões frontais e laterais podem ser associadas a temperaturas na faixa de 100 a 200 °C.

Verifica-se na 5ª linha da Figura 47, que o espalhamento lateral inicia-se na região do estreitamento da fibra e continua ao longo da mesma, em concordância com Harrington (2000), devido à diminuição do diâmetro do capilar. Observando-se a seqüência de desenhos da esquerda para a direita, esse espalhamento desloca-se para a extremidade da fibra com a aproximação do estreitamento da ponta e com o aumento do diâmetro, tornando-se mínimo apenas quando não há variação do diâmetro. Nesse último caso, um feixe cilíndrico extenso marca a emissão axial, mostrada na Figura 47, 5ª Linha, fibra nº 5.

Como o espalhamento lateral da fibra é em ângulo e atinge o papel, quando a mesma está na posição vertical, procurou-se obter uma relação entre o diâmetro externo da mancha circular da emissão frontal, na 4ª Linha, e o diâmetro interno da fibra (2ª Linha) ajustando-se uma curva do tipo potência que parece adequada ao fenômeno, conforme o gráfico da Figura 48. Acredita-se que a equação obtida pode fornecer uma estimativa do espalhamento lateral da fibra em função do seu diâmetro interno.

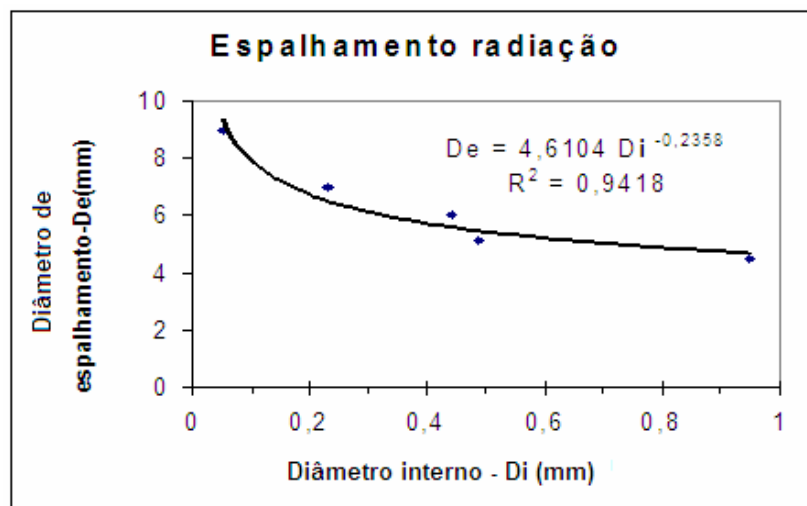


Figura 48 - Relação entre diâmetro da área de espalhamento frontal e diâmetro interno da saída da fibra.

Apesar da expectativa de se conseguir um resultado próximo da literatura, $1/Di^3$, correspondente às perdas devido ao estreitamento do diâmetro das fibras ocas de sílica com

cobertura reflexiva, a função obtida no gráfico da Figura 48 aponta este caminho, mas com expoente bem menor.

Os resultados apresentados na Figura 47 ficam evidenciados na Figura 49, montada com as mesmas pontas e espalhamentos obtidos com diodo laser.

A distancia **ab** indica o comprimento e a posição das cinco fibras no instante da emissão.

A graduação das cores do amarelo para o marrom, em níveis, ocorre devido a baixa resolução do programa em que foi montada as fotos, mas permite observar a perda de potência da radiação da fibra na região em sua volta.

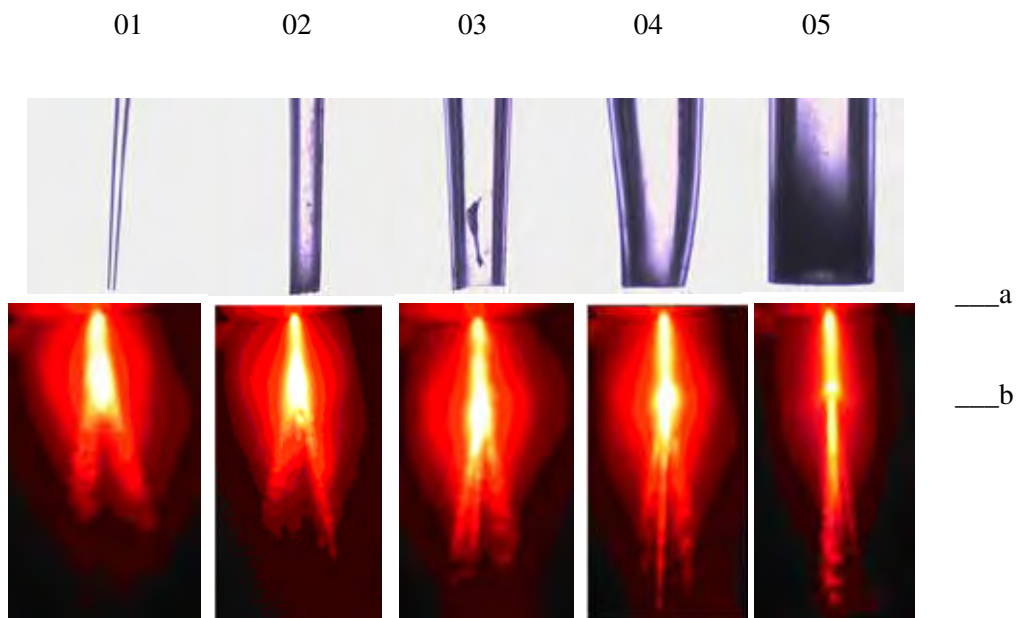


Figura 49 – Variação inversa de espalhamento com o aumento do diâmetro da fibra. Resultados obtidos com diodo laser 630/680 nm e fotografados com maquina fotográfica digital.

Da mesma forma que no estudo anterior, as fotos da Figura 49 podem ser comparadas com os registros de emissão do laser Er:YAG da Figura 47.

A existência de deformações e centros de absorção, ponta curva da fibra n° 04 e resíduo na fibra n° 03, alteram a uniformidade da emissão como se observa na Figura 49.

III - Análise das características físico-químicas das fibras ocas.

Dimensões dos capilares.

Os tubos capilares de vidro silicato apresentaram valores médios de diâmetro externo ($1,45 \pm 0,05$) mm, diâmetro interno ($0,95 \pm 0,05$) mm e comprimento 70,0 mm.

Composição do vidro dos capilares.

A composição química do vidro do capilar utilizado, obtida através de EDX, forneceu o resultado indicado na Tabela 12 que, comparativamente aos resultados encontrados na literatura técnica, permite caracterizar o material como vidro comercial do tipo cal-soda.

Tabela 12 – Composição química.

	1.Amostra capilar	2.Cal-soda	3.Sta.Marina	4.Vidro comercial
Composto	%	%	%	%
MgO	2,57	baixa	4	3,4
Na ₂ O	16,6	12-16	13	16,7
Fe ₂ O ₃	0,092		baixa	
TiO ₂	0,027		baixa	
BaO	1,14			
SiO ₂	70,6	71-75	72	70,5
SO ₃	0,16			
CaO	4,43	10-15	9	6,7
K ₂ O	1,41	baixa	baixa	0,8
Al ₂ O ₃	2,64	baixa	1	1,8
Cr ₂ O ₃	0,003			

Fonte: 1. EDX dos capilares da amostra; 2. Abrisa (2004); 3. Paião (2001); 4. Paul (1980).

Obs. A indicação baixa refere-se a um valor menor que 1 % e não especificado.

Índice de refração.

A partir dos índices de refração do vidro cal-soda e seus correspondentes comprimentos de onda, existentes na literatura técnica (ABRISA, 2004), foi construído o gráfico da Figura 50 usando planilha eletrônica. Ajustou-se uma curva e por extrapolação foi

determinado o índice de refração desse vidro para o comprimento de onda de 3000 nm. O resultado foi lançado na Tabela 4 da página 26.

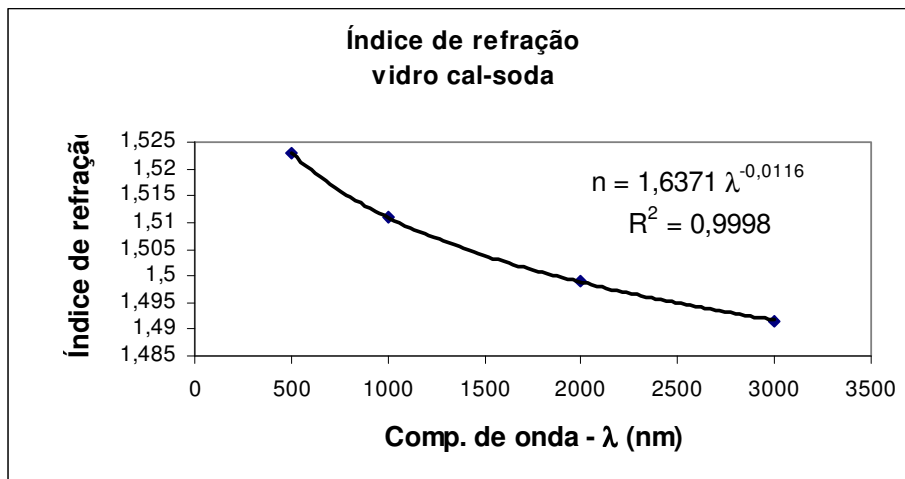


Figura 50 – Curva do índice de refração do vidro cal-soda da Abrisa.

O fato do índice de refração não se alterar significativamente entre 500 e 3000 nm permite avaliar o espalhamento da radiação do laser Er:YAG com fontes de luz de menor comprimento de onda.

A medição do índice de refração da amostra de vidro dos capilares, utilizando o método da profundidade, em microscópio marca Olympus, com luz branca e objetiva de 10x, forneceu um valor médio de 1,5.

Temperatura de transição vítrea e de cristalização.

Da amostra em pó do material dos capilares utilizados na confecção das fibras ocas obteve-se o DTA da Figura 51. Apesar desse termograma não estar bem caracterizado, é possível observar na figura, na faixa de 530 °C uma pequena mudança na direção da curva que pode indicar a temperatura de transição vítrea (Tg) e, a temperatura de cristalização em torno de 650 °C, que não fica bem configurada provavelmente devido à sua lenta perda de viscosidade em uma faixa extensa de temperatura característica dos vidros silicatos. O valor da Tg está próximo da temperatura de recozimento (546 °C) dos vidros cal-soda e o segundo pico de temperatura, próximo da temperatura de amolecimento (726 °C), ambas definidas em literatura (ABRISA, 2004), na Tabela 4 e também observado em Paul (1980), gráfico 3.20.

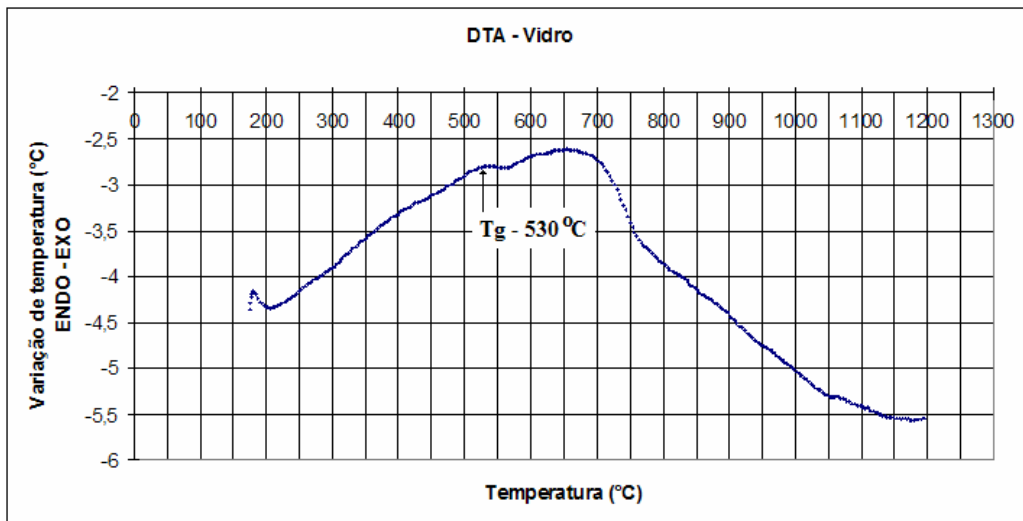


Figura 51 – DTA do vidro alcalino da amostra, obtido com velocidade de 10 °C/min.

A temperatura que a fibra foi submetida durante a transmissão da radiação do laser Er:YAG, atingindo valor em torno de 300 °C, está abaixo da temperatura de transição vítrea e, conseqüentemente, da temperatura de cristalização e amolecimento do material. Isto garante a utilização da fibra sem que ocorram alterações estruturais.

Curva de transmitância no infravermelho.

O gráfico da Figura 52 mostra a curva de transmitância do vidro dos capilares obtida de uma amostra polida com espessura de 1,7 mm.

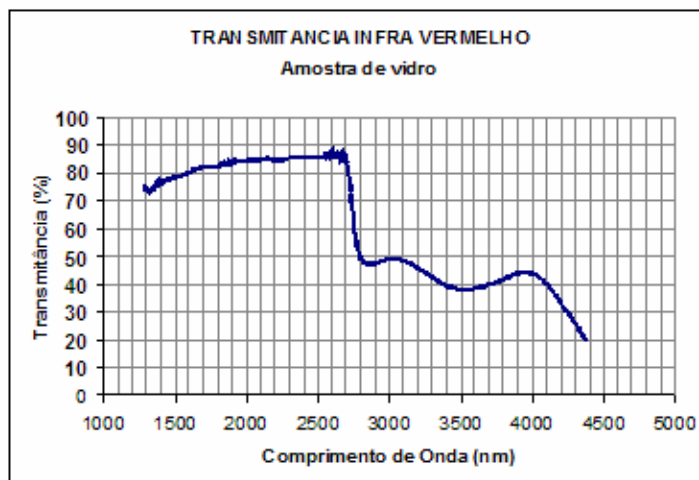


Figura 52 – Curva de transmitância no IV obtida para amostra de vidro dos capilares.

Sua curva apresentou forma parecida com a do vidro cal-soda da literatura (ABRISA, 2004), com transmitância de 50 % em 2,94 μm . Aplicando-se a equação de Beer-Lambert $T = P(x) / P_0 = e^{(\mu) \cdot x}$, com $T = 0,5$ e $x = 1,7$ mm, tem-se $\mu = 0,408 \text{ mm}^{-1}$, o que resulta para a espessura da parede do capilar, $x = 0,25$ mm, uma transmitância de 90 %.

Resultados dos testes de devitrificação em difratômetro de raios-x.

Com as amostras de capilares submetidas à ação do laser Er:YAG e a de referência, não, obteve-se para os testes no difratômetro de raios-x, os resultados mostrados na Figura 53.

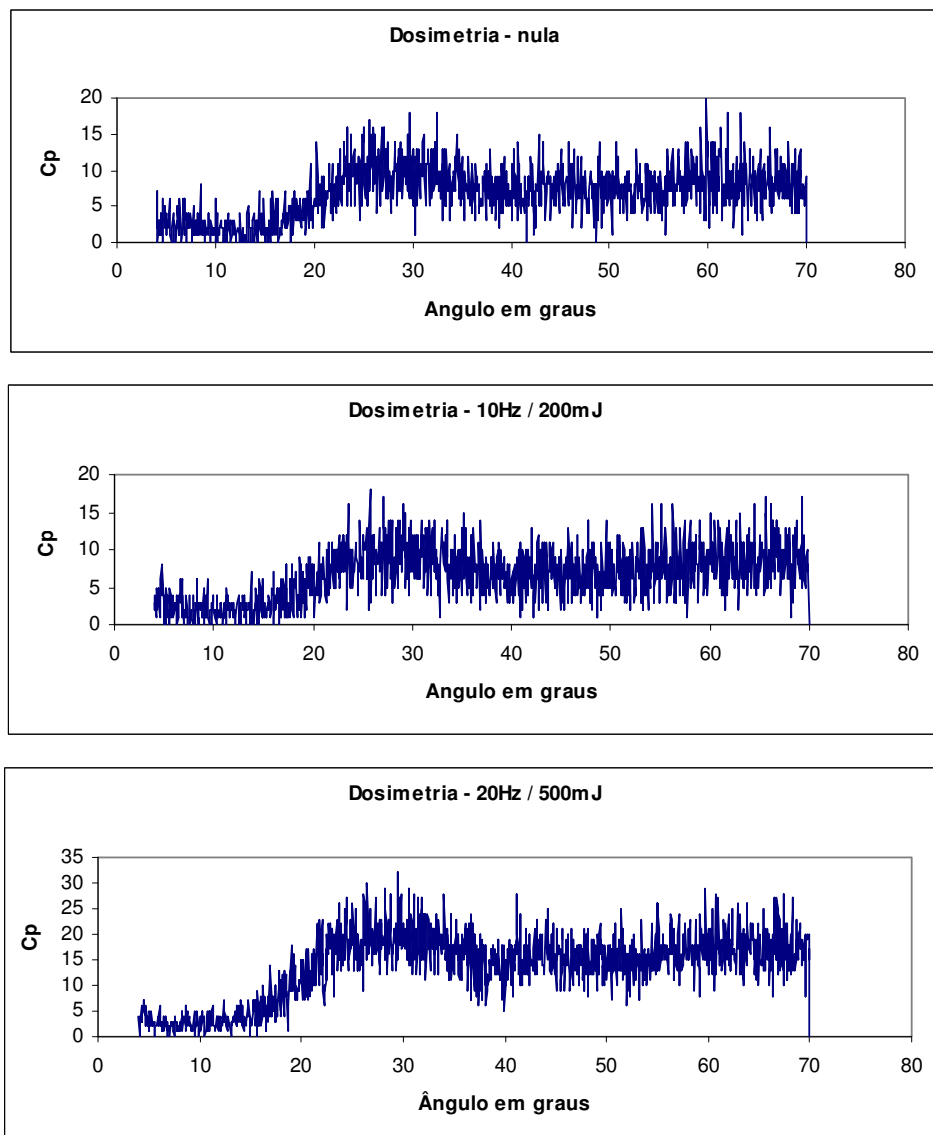


Figura 53 – Difratogramas das amostras dos capilares testados com as dosimetrias adotadas.

Os difratogramas mostraram distribuição característica de vidros sem indicação de existência de cristais, ou seja, apresentaram picos de baixa intensidade e distribuídos ao longo do ângulo de varredura tanto para as amostras submetidas a ação do laser quanto para a que não foi, o que indica sua resistência a devitrificação.

Densidade e módulo de elasticidade.

Os resultados obtidos para a densidade e módulo de elasticidade do vidro dos capilares estão na Tabela 13.

Características do vidro dos capilares comparados à safira.

Tabela 13 – Vidro alcalino dos capilares e safira.

Características	(1)Vidro	(2)Safira
Módulo de Elasticidade (Young)	75 GPa	335 GPa
Módulo de Cisalhamento	-	148 GPa
Coefficiente de Poisson	-	0,25
Densidade	$2,5 \cdot 10^3 \text{ kg/m}^3$	$3,970 \cdot 10^3 \text{ kg/m}^3$
Condutividade Térmica	-	$27,21 \text{ W.m}^{-1} \cdot \text{K}^{-1}$
Coefficiente de Expansão térmica	-	$5,6 \cdot 10^{-6} \text{ K}^{-1}$ (paralelo) $5,0 \cdot 10^{-6} \text{ K}^{-1}$ (perpendicular)
Temperatura de fusão	-	2040 °C
Temperatura de cristalização	650°C	-
Temperatura de transição vítrea (Tg)	530°C	-
Índice de refração – 589,3 nm (D)	-	1,768 - 1,760
1000 nm	-	1,755 - 1,747
2000 nm	-	1,737 - 1,730
3000 nm	-	1,710 - 1,700
Luz branca	1,5	-
Transmissão em 3000nm	50% (1,7mm) 90%(0,25mm)*	90% (0,8mm)
Custo peça cilíndrica com comprimento 17mm.	Oca (De = 1,45 mm; Di = 0,95 mm) R\$ 0,14	Maciça (D = 1,3 mm) R\$ 20,00

Fonte: (1) Amostras de capilares e (2) Crystran, 2004.

*Valor obtido a partir de cálculos na página 72.

Da tabela 13 verifica-se que o módulo de Young do vidro das amostras é aproximadamente 4,5 vezes menor que a da safira, mas muito maior que a dos materiais

policristalinos, vidros calcogenetos e fluoretos (Tabela 3 da página 20). Esse fato lhe proporciona resistência mecânica considerada boa entre os vidros, que depende principalmente da sílica, do óxido de cálcio e do óxido de alumínio presentes na sua composição e que também lhe conferem boa resistência química de acordo com Pfaender (1996). O material dos tubos capilares se apresentou mais frágil que dúctil e exigiu mais cuidados durante a manipulação que a safira. O fato de serem ocos e apresentar regiões com paredes muito finas exigiu alguns cuidados adicionais durante os trabalhos de polimento e encaixe da fibra no dispositivo manual. O diâmetro original do capilar não favorece sua curvatura, mas a diminuição do diâmetro lhe garante maior flexibilidade.

Para sua utilização, as pontas confeccionadas devem estar limpas e livre de núcleos que possam absorver a energia do laser. Esses núcleos formam pontos carbonizados que durante a transmissão do laser atingem rapidamente a temperatura de amolecimento do vidro. Esse amolecimento pode modificar o perfil das fibras alterando a transmissão ou favorecendo sua ruptura durante os trabalhos.

Durante os trabalhos a ponta de safira apresentou a formação de uma pequena cavidade na sua superfície de saída exigindo, após 20 aplicações aproximadamente, um polimento com lixas especiais para fibra óptica.

No custo calculado para o vidro foi considerada uma composição de 100% de sílica sem considerar taxas de importação, assim como para as peças de safira.

IV - Testes “in vitro” de aplicação de laser Er:YAG em molares.

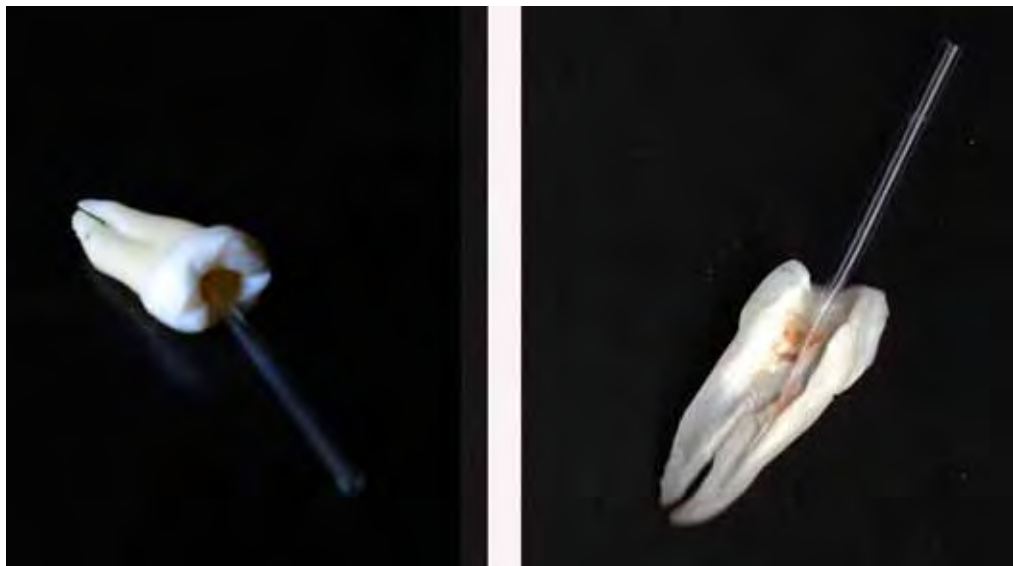
A Figura 54 mostra a ação de duas fibras ocas cilíndricas de vidro e da fibra de safira sobre a coroa e a raiz na área externa de um molar utilizando dosagem 500 mJ e 20 Hz. A fibra oca maior (25 mm), fibra nº 05 (página 65, Tabela 11) apresentou menor densidade de potência, seguida da fibra oca menor (18 mm) e da ponta de safira (17 mm), resultado do seu maior comprimento. A fibra oca menor deixou a região atacada com contornos mais bem definidos que a safira indicando maior precisão. Na região da raiz a ação do laser deixou uma coloração alaranjada que acredita-se ser devido ao material utilizado na conservação do molar, mais absorvido nessa região que na coroa.

A Figura 55a mostra a forma como foi introduzida a fibra nº 01 (página 65, Tabela 11) no interior do molar para aplicação do laser com dosagem 500 mJ e 20 Hz, enquanto a Figura 55b mostra, após a divisão do dente, uma das partes com a fibra no local da emissão. Observa-se nessa face uma região de cor alaranjada indicando o local afetado pela emissão,

perdida em parte devido ao corte. Nesse trabalho foi utilizada a fibra n° 01, por apresentar maior área de espalhamento lateral o que por outro lado, proporciona menor densidade de potência tanto pela área distribuída quanto pela transmissão através do vidro.



Figura 54 – Molar após aplicação de laser Er:YAG através das pontas indicadas na figura.



a)

b)

Figura 55 – a) Posição da fibra no dente durante a emissão; b) dente aberto mostrando as marcas, em cor alaranjada, devido a emissão lateral da fibra n°01.

V - Análise da propagação radial e axial da radiação nas pontas de fibras ocas sem revestimento reflexivo.

Como as fibras ocas utilizadas nesse trabalho não foram revestidas internamente com material reflexivo, a propagação da radiação no seu interior e sua transmissão através das paredes pode ser analisada segundo as leis de reflexão e refração das ondas eletromagnéticas nos limites de dois meios não condutores (página 31).

Quando a radiação laser incide no interior da fibra oca conforme ilustra a Figura 56 não há perdas na entrada e nem reflexão no final da fibra. No entanto, o semi-ângulo α máximo de incidência deve ser menor que $\pi/2 - \theta_B$ para maximizar a refletância na superfície interna conforme mostra a lei de Brewster para a interface ar/vidro, na Figura 18 da página 33.

Nos testes com os capilares este ângulo foi obedecido pelo menos a uma distancia de 9,0 mm da entrada em diante, pois é a profundidade do encaixe da fibra no dispositivo manual do dentista. A partir desse limite não foi detectada emissão lateral nas fibras desde que mantido o diâmetro uniforme, conforme mostra a foto da Figura 42 da página 61.

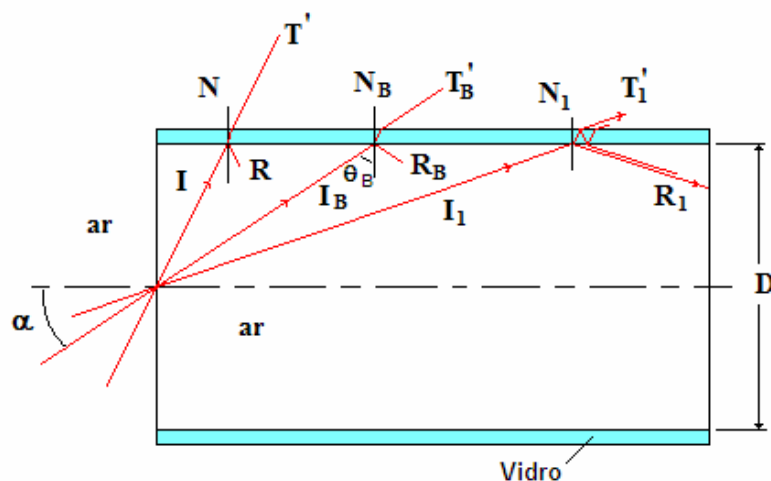


Figura 56 – Representação de fibra oca com perfil cilíndrico e espessuras das paredes constante. θ_B é o ângulo de Brewster entre o raio incidente I_B e a normal N_B tomada como referência para analisar o aumento da refletância das radiações s e p.

No estudo I, na Figura 41 da página 60, a intensidade da radiação na saída da fibra oca nº 2 é comparável a da safira, o que nos leva a crer que este tipo de fibra sem revestimento tem perdas equivalentes.

A fibra oca da Figura 57 apresenta perfil afunilado devido à tração exercida durante sua confecção, o que provoca o seu estreitamento e conseqüente diminuição da espessura das paredes. Nesse caso, quando se diminui o diâmetro do capilar, a parede de vidro inclina-se em direção ao eixo central e, a normal (N) à superfície de reflexão diminui o ângulo com esse eixo, tornando menor o ângulo entre o raio incidente e a normal e, por conseqüência, aumentando a transmitância através das paredes do capilar, processo auxiliado também pela diminuição da espessura da parede. Em seguida, as paredes estreitadas tornam-se novamente paralelas ao eixo central, com diâmetro e espessuras menores proporcionando um aumento das perdas e uma diminuição sensível da radiação frontal.

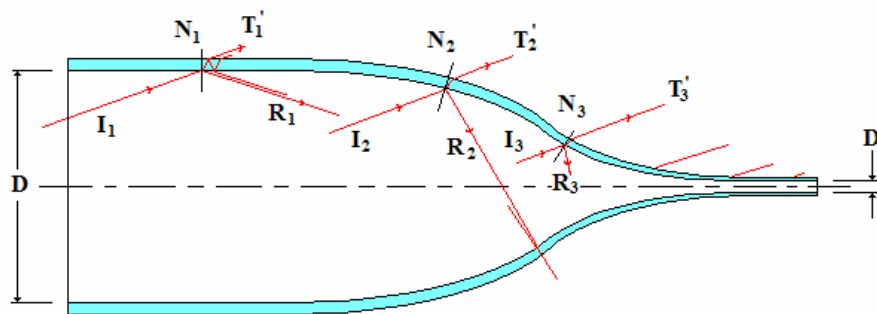


Figura 57 – Representação de fibra oca com perfil afunilado e espessura da parede diminuída com o estreitamento. O ângulo de incidência do raio I_3 é menor que o de I_1 aumentando a saída da radiação nessa região.

Sendo o índice de refração do vidro igual a 1,5 e o do ar, 1, no trecho inclinado a lei de Brewster explica bem a saída lateral da radiação entre ângulos de 0 a 56° em relação a normal. Mas à medida que acontece o afunilamento, em relação ao eixo longitudinal, a inclinação do vidro diminui e aumenta o ângulo de Brewster o que deveria ocasionar um aumento da refletância da radiação, independente da polarização, e conseqüente diminuição da intensidade emitida lateralmente. No entanto, mesmo neste trecho mais estreito, a emissão lateral é significativa como mostra a Figura 44 (Fibra 1), na página 62.

Para as fibras ocas revestidas internamente com filmes reflexivos metálicos, as perdas medidas ao longo do comprimento da fibra são inversamente proporcionais ao cubo do diâmetro (perdas $\approx 1/D_i^3$) de acordo com teoria de Marcatili e Schmeltzer. Pode-se considerar que essa perda é provocada por interferências devido a mudança de fase, rugosidade e absorção da camada refletora (condutora), apesar da prata possuir um valor muito alto de refletância tanto para polarização s quanto p conforme Reitz (1982). Entretanto não foi encontrada na literatura consultada qualquer referência às perdas devido ao estreitamento em fibras ocas ou guias de onda sem revestimento metálico, mas o gráfico da Figura 48 da página 67 mostra que existe uma relação inversa entre o diâmetro da fibra e sua emissão lateral. Considerando esta emissão como a perda devido ao estreitamento da fibra, pode-se explicar a emissão nos trechos mais estreitos e quase paralelos ao eixo longitudinal. No entanto não foi possível, com os dados obtidos, chegar a equação proposta pela teoria.

A fibra da Figura 58 é afunilada como a anterior até o final da parte oca, quando se fecha e termina logo após em uma esfera.

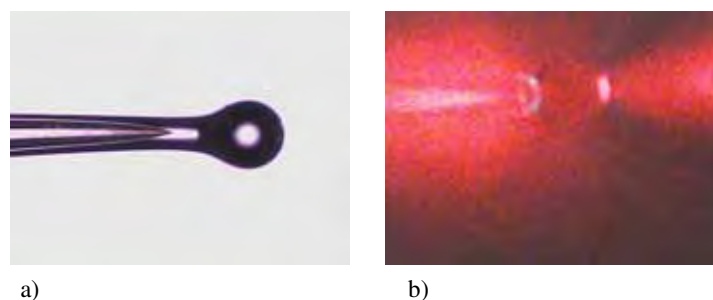


Figura 58 – Fotografia no microscópio Nikon da fibra nº 3, a) sem incidência de laser e, b) com incidência de laser 630/680 nm.

A Figura 58b mostra no final da parte oca uma acentuada emissão lateral junto com a emissão devido a reflexões internas na esfera ou retro-reflexões. A semi-esfera posterior funciona também como uma lente convergente para a radiação que incide frontalmente.

Entre estas duas emissões uma região escura entre a metade anterior da esfera e a emissão frontal mostra que os ângulos envolvidos não possibilitam a saída da radiação. A mesma condição é observada na Figura 43 (Fibra nº 3), na página 62, para a emissão lateral do laser Er:YAG registrada em papel térmico.

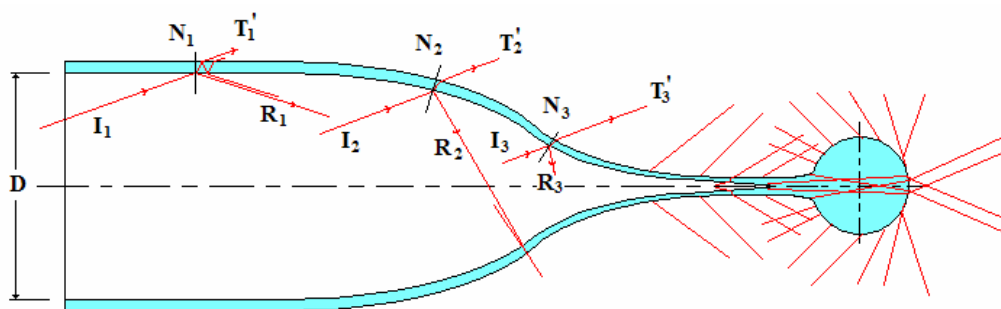


Figura 59 - Representação da fibra nº 3 confeccionada com uma esfera de vidro na ponta.

O desenho da Figura 59 foi baseado nas Figuras 58a e b, e nas análises feitas por Utzinger e Richards-Kortum (2003), para diferentes distribuições de iluminação em fibras ópticas como função da forma geométrica e da diferença de índice de refração entre os materiais.

Nas três fases em que se dividiu o trabalho, conseguiu-se resultados que se prestam em parte ao processo desejado de substituir as pontas de safira sólida por pontas de fibra óptica mais flexíveis com capacidade de transportar e espalhar lateralmente a radiação laser nos canais radiculares.

Na primeira fase, após os testes preliminares, os resultados mostraram que a técnica do ataque ácido às pontas das fibras ópticas usadas comercialmente em comunicação produz uma ponta cônica capaz de espalhar uniformemente o laser aplicado, mas em um trecho muito curto. No entanto, tem-se as vantagens que se devem à sua flexibilidade e pequeno diâmetro (0,120mm). Existe a possibilidade de se produzir fibras com a capa polimérica até o início da conicidade da ponta e utilizá-las em canais radiculares estreitos e curvos. Sua aplicação estaria restrita apenas a um movimento axial da fibra permitindo que o laser fosse aplicado em toda extensão do canal. Um conjunto de fibras formando um conjunto cônico pode ser uma solução para aumentar o comprimento de espalhamento, mas esse procedimento implicaria no aumento do diâmetro da fibra. Como esse tipo de fibra tem a sílica como elemento principal na sua composição, a resistência química fica resguardada do fraco ataque produzido pelas soluções utilizadas nos procedimentos endodônticos. Um valor alto do módulo de elasticidade e uma cobertura polimérica, ajudam a protegê-la de sua fragilidade. Esta técnica apresenta-se como uma boa opção para confecção de pontas de aplicação odontológica e com baixo custo de produção.

Ainda nessa primeira fase, os resultados obtidos com a técnica de devitrificação de fibras ópticas não foram promissores. Apesar do espalhamento estender-se ao longo da fibra por uma distância da ordem de 1 cm utilizando-se laser de diodo, o espalhamento da radiação não ficou uniforme e constatou-se um aumento da fragilidade da fibra quando da formação das fases cristalinas no trecho tratado. Acredita-se que a técnica utilizada não foi apurada o suficiente para se conseguir um material heterogêneo que possibilite sua aplicação, principalmente para uso de laser com potência de ablação. Mas apresenta-se como opção, desde que se estude uma forma adequada de cristalizá-la para esta finalidade, em substituição às fibras que utilizam partículas refletoras embebidas em epóxi, citadas na literatura.

Na segunda fase foi escolhido o sistema germanato devido à sua capacidade de transmitir radiação infravermelha, pela possibilidade de produzir vidros óxidos a temperaturas de fusão mais baixas que os vidros silicatos e possuir resistência mecânica comparável. Dos quatro sistemas estudados, três deles transmitiram a radiação do laser Er:YAG, $\text{GeO}_2\text{-PbO-BaO-ZnO-K}_2\text{O}$, $\text{GeO}_2\text{-PbO}$ e $\text{GeO}_2\text{-CaO-Al}_2\text{O}_3$, sem terem sofrido devitrificação ou amolecimento. A quarta amostra, $\text{Bi}_2\text{O}_3\text{-CdO-GeO}_2$, não transmitiu devido à formação de bolhas durante a preparação. Todo o grupo mostrou boa resistência química às soluções utilizadas nos procedimentos endodônticos, mas apenas os sistemas $\text{GeO}_2\text{-CaO-Al}_2\text{O}_3$ e $\text{Bi}_2\text{O}_3\text{-CdO-GeO}_2$ mostraram boa resistência a soluções alcalinas e ácidas mais fortes. Como dois deles utilizam compostos inadequados ao contato com o tecido humano, um deles, o sistema $\text{GeO}_2\text{-PbO}$, com óxido de chumbo em um percentual bem alto (80%), e no outro, o sistema $\text{Bi}_2\text{O}_3\text{-CdO-GeO}_2$, com óxido de cádmio, a composição que parece ser mais adequada para a aplicação estudada é a $\text{GeO}_2\text{-CaO-Al}_2\text{O}_3$, inclusive por apresentar a maior temperatura de fusão e viscosidade do grupo. A ponta obtida com essa última composição formou uma extremidade de geometria cônica suave e boa soldagem ao capilar (Fibra nº 3, na Figura 35), o que proporcionou uma distribuição regular da radiação laser e serviu de base para o estudo das pontas moldadas em capilares de vidro silicato.

Observando na segunda fase que os capilares ocos sem revestimento transportaram perfeitamente bem a radiação do laser Er:YAG e que as partes cônicas as refletiram e refrataram, espalhando-as radialmente, foram moldadas na terceira fase diferentes pontas de fibra óptica a partir de capilares comerciais de vidro silicato do tipo cal-soda. De acordo com a Tabela 3 da página 20, seu composto principal, a sílica, tem custo 6 vezes menor que a dos vidros germanatos. Por possuir diâmetro interno de 0,95 mm esse capilar funciona como uma fibra multimodo e por ser oco, não ocasiona perda por reflexão na entrada. Este vidro apresenta resistência mecânica menor que da safira, mas equivalente resistência química às

soluções utilizadas nos processos de instrumentação endodôntica. Possui temperatura de devitrificação aproximadamente cinco vezes maior que a temperatura de ablação do tecido dentinário, temperatura relativamente baixa de moldagem e, diferente da safira apresenta boa isotropia óptica não necessitando de custosas técnicas para produzir pontas adequadas à condução de lasers infravermelhos. Nos testes de aplicação do laser Er:YAG, registrados em papel térmico e nos dentes, as pontas ocas de vidro silicato mostraram capacidade equivalente à safira de conduzir a radiação pretendida e espalhá-la radialmente a um custo aproximado de 140 vezes menor (Tabela 13, na página 73). Apesar da safira poder ser usada muitas vezes, sendo polida a cada 20 ou 30 aplicações, acredita-se que as fibras ocas de vidro silicato são boa opção para o processo de tratamento endodôntico, podendo ser descartáveis devido ao seu baixo custo e moldadas para distribuir a radiação axialmente, radialmente ou ambos.

Apesar das fibras terem sido desenvolvidas para aplicação na odontologia elas têm parte do seu conceito estrutural associado a cateteres e sondas biomédicas. Dessa forma sua aplicação poderá ser estendida para uso em LITT e RTU ou outros procedimentos de tratamento de câncer que necessitem de radiação espalhada.

[6] CONCLUSÃO

- As fibras ópticas comerciais tratadas quimicamente não apresentaram trechos com comprimento desejado de espalhamento, mas em função da sua flexibilidade e pequeno diâmetro poderão ser preparadas para aplicações específicas na Endodontia.
- As fibras ópticas comerciais tratadas termicamente apresentaram comprimentos de espalhamento dentro do desejado, mas tiveram sua fragilidade aumentada nos trechos tratados. Acredita-se que um estudo mais adequado da sua composição e devitrificação poderão melhorar suas qualidades para aplicação nos procedimentos endodônticos.
- As pontas de fibra óptica confeccionadas com vidros germanatos tiveram seus espalhamentos registrados em papel térmico devido a sua forma geométrica e apesar de apresentarem boa resistência química aos produtos utilizados na terapia endodôntica, sua substituição por tubos capilares de vidro cal-soda, torna a produção das pontas menos dispendiosa e mais adequada para a função desejada.
- As pontas de fibra oca, moldadas a partir de tubos capilares de vidro cal-soda, apresentaram trechos de espalhamento lateral dentro do comprimento desejado, em função do perfil moldado e não sofreram a ação de soluções utilizadas na instrumentação dos canais. Este vidro do sistema silicato, com resistência química conhecida, apresentou temperatura de transição vítrea maior que a temperatura de ablação do tecido dentário e não foram registrados sinais de cristalização após os testes com laser Er:YAG. Assim é possível seu uso para aplicação desse laser no modo contato com o tecido dentário. Em seu diâmetro original apresentou emissões frontais comparáveis às fibras de safira e, como ela não apresentou emissão lateral. Os demais perfis registraram pouca emissão frontal e emissões laterais atenuadas mas com potência suficiente para a ablação. O comportamento de seu espalhamento pode ser explicado pelas Leis da Reflexão, Refração e de Brewster. Por ser oca e possuir um diâmetro grande não há perdas por reflexão na entrada da fibra, tornando-a adequada ao transporte de laser infravermelho.
- Como trabalhos futuros deve-se procurar melhorar a flexibilidade das fibras ocas e analisar melhor seu espalhamento em função da diminuição do diâmetro.
- Deverão ser realizados estudos com a finalidade de utilizar as fibras na aplicação de laser em tumores.

[7] REFERÊNCIAS

- ABRISA. **Product information:** Soda-Lime Float Glass. Disponível em: <http://www.abrisa.com/downloads/soda_lime_float.pdf>. Acesso em: 20 ago. 2004.
- ALVES, P. R. V.; ARANHA, N.; ALFREDO, E.; MARCHESAN, M. A.; BRUGNERA JÚNIOR, A.; SOUSA-NETO, M. D. Evaluation of hollow fiberoptic tips for the conduction of Er:YAG laser. **Photomed. Laser Surg.**, v. 4, n. 23, p. 415-420, 2005.
- ANIC, I.; SEGOVIC, S.; KATANEC, D.; PRSCALO, K.; NAJZAR-FLEGER, D. Scanning electron microscopic study of dentin lased with Argon, CO₂ and Nd:YAG laser. **J. Endod.**, v. 24, n. 2, p. 77-81, 1998.
- AOKI, A.; ISHIKAWA, I.; YAMADA, T.; OTSUKI, M.; WATANABE, H.; TAGAMI, J.; ANDO, Y.; YAMAMOTO, H. Comparision between Er:YAG laser and conventional technique for root cáries treatment *in vitro*. **J. Dent. Res.**, v. 77, n. 6, p. 1404-1414, 1998.
- ARANHA, N.; BARBOSA, L. C.; ALVES, O. L.; GARRIDO, F. M. S. Vidros de metais pesados para dispositivos ópticos. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE CERÂMICA, 35.; IBEROAMERICANO DE CERÂMICA, VIDRO E REFRAATÁRIO, 3., 1991, Belo Horizonte. **Anais. . .** Belo Horizonte: Associação Brasileira de Cerâmica, 1991. p. 808-817.
- ARMENGOL, V.; JEAN, A.; MARION, D. Temperature rise during Er:YAG and Nd:YAG laser ablation of dentin. **J. Endod.**, v. 26, n. 3, p. 138-141, 2000.
- ARRUDA, M. P.; SOUSA, Y. T. C. S.; CRUZ-FILHO, A. M.; SOUSA-FILHO, F. J.; SOUSA-NETO, M. D. Análise histológica da capacidade de limpeza promovida pela instrumentação rotatória com limas de níquel-titânio, em canais radiculares com achatamento mésio-distal, utilizando diferentes soluções químicas auxiliares do preparo biomecânico. **J. Bras. Endod.**, v. 4, n. 13, p. 141-147, 2003.
- ADVANCED RESEARCH & TECHNOLOGY IN PHOTONICS. **NIR - silica fibers.** Disponível em: <[http:// www.artphotonics.de/SIF/003/index.php](http://www.artphotonics.de/SIF/003/index.php) > . Acesso em: 15 jul. 2006.
- ADVANCED RESEARCH & TECHNOLOGY IN PHOTONICS. **Fiber optic instruments for surgery.** Disponível em: <<http://www.artphotonics.de/FOT/003/index.php>>. Acesso em: 15 jul. 2006.

ATTRILL, D. **Evaluation of erbium:YAG and holmium:YAG laser radiation on dental hard tissue**. Disponível em: <http://www.lpg.man.ac.uk/web_page/Theses_abstracts/DAttrill/DAttrillabstract.htm>. Acesso em: 16 jul. 2003.

BARBIZAM, J. V. B.; FARINIUK, L. F.; MARCHESAN, M. A.; PECORA, J. D.; SOUSA-NETO, M. D. Effectiveness of manual and rotatory instrumentation techniques for cleaning flattened root canals. **J. Endod.**, v. 28, n. 5, p. 365-366, 2002.

BALL, K. A. **Lasers: the perioperative challenge**. 2nd ed. St. Louis: Mosby-Year Book, 1995. 113 p.

BARATTO-FILHO, F.; CARVALHO JR., J. R.; FARINIUK, L. F.; SOUSA-NETO, M. D.; PÉCOR, J. D.; CRUZ-FILHO, A. M. Morfometric analysis of the effectiveness of different concentration of sodium hypochlorite associated with rotary instrumentation for root canal cleaning. **Braz. Dent. J.**, v. 15, n. 1, p. 36-40, 2004.

BENEDICTO, S. H. S. **Estudo de métodos alternativos na obtenção de vidros calcogenetos**. 2001. 115 f. Dissertação (Mestrado em Química) - Instituto de Química, Universidade Estadual Paulista, Araraquara, 2001.

BIEDMA, B. M.; VARELA PATINO, P.; PARK, S. A.; BACIELA CASTRON, N.; MAGAN MUNOZ, F.; GONZALEZ BAHILLO, I. D.; CANTATORE, G. Comparative study of root canals instrumented manually and mechanically with and without Er:YAG laser. **Photomed. Laser Surg.**, v. 23, n. 5, p. 465-469, 2005.

BOMBANA, A. C.; GAVINI, G. Irrigação dos canais radiculares: avaliação comparativa entre a irrigação manual e um sistema pressurizado, quanto à liberação do fluxo líquido. **RBO**, v. 50, n. 3, p. 46-51, 1993.

BRAMANTE, C. M.; FERNANDEZ, M. C. Análise através de microscopia eletrônica de varredura de alguns dispositivos para irrigação de canais radiculares. **Rev. FOB**, v. 6, n. 4, p. 41-46, 1998.

BRUGNERA-JÚNIOR, A.; PINHEIRO, A. L. B. **Lasers na odontologia moderna**. São Paulo: Pancast, 1998. 356 p.

BRUGNERA-JÚNIOR, A.; ZANIN, F.; BARBIN, E. L.; SPANO, J. C.; SANTANA, R.; PÉCOR, J. D. Effects of Er:YAG and Nd:YAG laser irradiation on radicular dentin permeability using different irrigating solutions. **Lasers Surg. Med.**, v. 4, n. 33, p. 256-259, 2003.

CECCHINI, S. C. M. **Desinfecção da dentina radicular pela irradiação dos lasers de Nd:YAG, Ho:YAG e Er:YAG: um modelo in vitro.** 2001. 174 f. Tese (Doutorado em Odontologia) - Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2001. Disponível em: < <http://www.teses.usp.br/teses/disponiveis/23/2335/tde-30082001-094604/publico/TeseToda.pdf> >. Acesso em: 28 nov. 2004.

COLUZZI, D. J. An overview of laser wavelentgths use in dentistry. **Dental Clinics of North America**, v. 44, n. 4, p. 753-765, 2000.

CRYSTRAN. **Data sheet:** saphire. Disponível em: <<http://www.crystran.co.uk/login.asp>>. Acesso em: 15 jul. 2004.

DE DEUS, Q. D. Frequency, location, and direction of the lateral, secondary, and accessory canals. **J. Endod.**, v. 1 , n. 11, p. 361-366, 1975.

DELLASERRA, O.; FERREIRA, F. V. **Anatomia dental.** 3. ed. São Paulo: Livraria Editora Artes Médicas, 1981. 334 p.

DIALOM. **Catálogo produto OPUS-DENT.** São Paulo, 2002. Equipamento Opus 20.

DOREMUS, R. **Glass science.** 2nd ed. New York: John Wiley & Sons, 1994. 339 p.

EDUARDO, P. L. P.; RAMOS, A. C. B.; EDUARDO, C. P. The use of the Er:YAG laser in cavity preparation clínical cases. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 6th, 1998, Maui. **Proceedings...** Maui: ISLD, 1998. p. 202-205.

EISBERG, R.; RESNICK, R. **Física quântica:** átomos, moléculas, sólidos, núcleos e partículas. 4. ed. Rio de Janeiro: Campus, 1986. 928 p.

ESTRELA, C.; PIMENTA, F. C.; ITO, I. Y.; BAMMANN, L. L. In vitro determination of direct antimicrobial effect of calcium hydroxide. **J. Endod.**, v. 24, n. 1, p. 15-17, 1998.

EVANS, D. J. P.; MATTHEWS, S.; PITTS, N. B.; LONGBOTTOM, C.; NUGENT, Z. J. A clínical evaluation of an Erbium:YAG laser for dental cavity preparation. **Brit. Dent. J.**, v. 188, n. 12, p. 677-679, 2000.

FARINIUK, L. F.; BARATTO-FILHO, F.; GUERISOLI, D. M. Z.; BARBIZAM, J. V. B.; PÉCORA, J. D.; SOUSA-NETO, M. D. Modeling capacity of ENDOflash files in simulated root canals. **Braz. Dent. J.**, v. 12, n. 1, p. 39-42, 2001.

FARINIUK, L. F.; BARATTO-FILHO, F.; CRUZ-FILHO, A. M.; SOUSA-NETO, M. D. Histologic analysis of the cleaning of mechanical endodontic instruments activated by the ENDOflash system. **J. Endod.**, v. 29, n. 10, p. 651-653, 2003.

FITZGIBBON, J. J.; COLLINS, J. M. High volume production of low loss sapphire optical fibers by saphikon EFG (Edge defined, film-fed growth method). **Proceedings SPIE**, v. 3262, p. 135-141, 1998.

GOERIG, A. C.; MICHELICH, R. J.; SCHULTZ, H. H. Instrumentation of root canals in molars using the step down technique. **J. Endod.**, v. 8, n. 12, p. 550-554, 1982.

GOWDA, A.; MCNICHOLS, R.; GELNETT, M.; FOX, M. **Light diffusing tip**. US 2006 104593, 18 May 2006. Disponível em: <<http://www.freshpatents.com/Light-diffusing-tip-dt20060518ptan20060104593.php>>. Acesso em: 02 ago. 2006.

GUTARTS, R.; NUSSTEIN, J.; READER, A.; BECK, M. In vivo debridament efficacy of ultrasonic irrigation following hand-rotary instrumentation in human mandibular molars. **J. Endod.**, v. 31, n. 3, p. 166-170, 2005.

HAN, G. Y.; PARK, S.; YOON, T. C. Antimicrobial activity of Ca(OH)₂ containing pastes with *Enterococcus faecalis* in vitro. **J. Endod.**, v. 27, n. 5, p. 328-332, 2001.

HARRINGTON, J. A. **Infrared fiber optics**. Disponível em: <http://irfibers.rutgers.edu/pdf_files/ir_fiber_review.pdf>. Acesso em: 20 maio 2004.

HIBST, R.; KELLER, U. Experimental studies of the application of the Er:Yag laser on dental hard substances: I Measurement of the ablation rate. **Lasers Surg. Med.**, v. 9, n. 4, p. 338-344, 1989.

HIBST, R.; KELLER, U. Effect of the water spray and repetition rate on the temperature elevation during Er:YAG laser ablation of dentine. **Proceedings SPIE**, v. 2623, p. 139-144, 1993.

HOKE, J.; BURKES, E.; GOMES, E.; WOLBARSH, M. L. Erbium: YAG (2,94 μm) lasers effects on dental tissues. **J. Laser Appl.**, v. 6, n. 1, p. 61-65, 1990.

HONGO, A.; KOIKE, T.; SUZUKI, T. Infrared hollow fibers for medical applications. **Hitachi Cable Rev.**, n. 23, p. 01-05, 2004.

IMBUSCH, G. F. Inorganic luminescence. In: DI BARTOLO, B. **Luminescence of inorganic solids**. New York: Plenum, 1978. p. 135-154.

IVANENKO, M. M.; HERING, P.; KLEIN, M.; GAMS, E. M. M. Transmyocardial laser revascularization: are new approaches with new lasers possible? In: _____. **TMLR: management of coronary artery disease**. Heidelberg: Springer Verlag, 1998. p. 153-164.

JENNY, R. **Fundamental of fiber optics**: an introduction for beginners. Disponível em: <http://www.machinevisiononline.org/public/articles/Volpi_FiberOpticsRevAa.PDF>. Acesso em: 15 maio 2004.

JESSE, J. Complete root canal therapy using de Waterlase YSGG all-tissue dental laser. **Dental Products Net**. <http://www.biolase.com/clinicalarticles/Jesse_endo_DPR_6-2003.pdf>. Acesso em: 22 abr. 2003.

KATO, J.; MORIYA, K.; JAYAWARDENA, J. A.; WIJEYEWEERA, R. L. Clinical application of Er:YAG laser for cavity preparation in children. **J. Clin. Laser Med. Surg.**, v. 21, n. 3, p. 151-155, 2003.

KELLER, U.; HIBST, R. Experimental studies of the application of the Er:YAG laser on dental hard substances: II. Light microscop and SEM investigations. **Lasers Surg. Med.**, v. 9, n. 4, p. 345-351, 1989.

KELLER, U.; HIBST, R.; GEURTSSEN, W.; SCHILKE, R.; HEIDEMANN, D.; KLAIBER, B. Er:YAG laser application in cáries therapy. Evaluation of patient perception and acceptance. **J Dent.**, v. 26, n. 6, p. 649-656, 1998.

KUMAZAKI, M. Removal of hard dental tissue (cavity preparation) with the Er:YAG laser. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASER IN DENTISTRY, 6th, 1998, Maui. **Proceedings...** Maui: ISLD, 1998. p. 12-16.

LEE, B. S.; JENG, J. H.; LIN, C. P.; SHOJI, S.; LAN, W. H. Thermal effect and morphological changes induced by Er:YAG laser with two kinds of fiber tips to enlarge root canals. **Photomed. Laser Surg.**, v. 22, n. 3, p. 191-197, 2004.

LIZARELLI, R. F. Z.; BAGNATO, V. S. Estudo comparativo de superfícies de esmalte e de dentina irradiadas pelos lasers de Nd:YAG e Er:YAG – avaliação micromorfológica e química. **Revista Dentística On Line**, v. 5, n. 11, jan./jun. 2005. Disponível em: <<http://www.ufsm.br/dentisticaonline>>. Acesso em: 23 dez. 2005.

MARSHAL, F. J.; PAPPIN, J. **A crown down pressureless preparation root canal enlargement technique**. Portland: Oregon Health Science University, 1980.

MARGARYAN, A. **Chemical bonds in vitreous materials**. Singapore: World Scientific, 1999. Disponível em: < <http://www.aforesearch.com/cbivm.html>>. Acesso em: 27 jun. 2006.

MASTERTON, W. L.; SLOWINSKI, E. J.; STANITSKI, C. L. **Princípios de química**. 6. ed. Rio de Janeiro: LTC, 1990. 681 p.

MATSUMOTO, K.; NAKAMURA, Y.; MAZEKI, K.; KIMURA, Y. Clinical dental application of Er:YAG laser for class V cavity preparation. **J. Clin. Laser Med. Surg.**, v. 14, n. 3, p. 123-127, 1996.

McCOMB, D.; SMITH, D. C. A preliminary scanning electron microscopic study of root canals after endodontic procedures. **J. Endod.**, v. 1, n. 7, p. 238-242, 1975.

MEHL, A.; FOLWACZNY, M.; HAFFNER, C.; HICKEL, R. Bactericidal effects of 2.94 μm Er: YAG-laser radiation in dental roots canals. **J. Endod.**, v. 25, n. 7, p. 490-493, 1999.

MILNE, P. J.; PAREL, J. M.; MANNS, F.; DENHAN, D. B.; GONZALES-CIRRE, X.; ROBINSON, D. S. Development of stereotactically guided laser interstitial thermotherapy of breast cancer: in situ measurement and analysis of the temperature field in ex vivo and in vivo adipose tissue. **Lasers in Surg. Med.**, v. 26, n. 1, p. 67-75, 2000.

MOODNIK, R. M.; DORN, S. O.; FELDMAN, M. J.; LEVEY, M.; BORDEN, B.G. Efficacy of biomechanical instrumentation: a scanning electron microscopic study. **J. Endod.**, v. 2, n. 9, p. 261-266, 1976.

MORITZ, A.; SCHOOP, U.; GOHARKHAY, K.; JAKOLITSCH, S.; KLUGER, W.; WERNISCH, J.; SPERR, W. The bacterial effect of Nd:YAG, Ho:YAG and Er:YAG laser irradiation in the root canal: an in vitro comparison. **J. Clin. Laser Med. Surg.**, v. 4, n. 17, p. 161-164, 1999.

NASCIMENTO, E. M. **Desenvolvimento de fibra óptica para operação na região da banda "S"(1450-1510nm)**. 2005. 181 f. Tese (Doutorado em Química) - Instituto de Química, Universidade Estadual Paulista, Araraquara, 2005.

PAIÃO, J. R. B.; PEREIRA, F.; WATANABE, S. Soda-Lime glass with gradient of refraction index (GRIN). **Braz. J. Phys.**, v. 31, n. 1, p. 77-79, 2001.

PAUL, A. **Chemistry of glasses**. London: Chapman and Hall, 1980. 293 p.

PAVIA, D. L.; LAMPMAN, G. M.; KRIZ, G. S. **Introduction to spectroscopy**: a guide for students of organic chemistry. 3rd ed. Victoria: Brooks/Cole: Thomson Learning, 2001. 511 p.

PÉCORA, J. D.; BRUGNERA-JÚNIOR, A.; CUSSIOLI, A.; ZANIN, F.; SILVA, R. Evaluation of dentin root permeability after instrumentation and Er:YAG laser application. **Lasers Surg. Med.**, v. 3, n. 26, p. 277-281, 2000.

PECORA, J. D.; CUSSIOLI, A. L.; GUERISOLI, D. M. Z.; MARCHESAN, M. A.; SOUSA-NETO, M. D.; BRUGNERA-JUNIOR, A. Evaluation of Er:YAG laser and EDTAC on dentin adhesion of six endodontic sealers. **Braz. Dent. J.**, v. 12, n. 1, p. 27-30, 2001.

PELAGALLI, J.; GIMBEL, C.; HANSEN, R.; SWEETT, A.; WINN, D. Investigation study of the use of Er:YAG laser versus dental drill for cáries removal and cavity preparation – Phase I. **J. Clin. Laser Med. Surg.**, v. 15, n. 3, p. 109-115, 1997.

PERIN, F. M.; FRANCA, S. C.; SILVA-SOUSA, Y. T.; ALFREDO, E.; SAQUY, P. C.; ESTRELA, C.; SOUSA-NETO, M. D. Evaluation of the antimicrobial effect of Er:YAG laser irradiation versus 1% sodium hypochlorite irrigation for root canal disinfection. **Aust. Endod. J.**, v. 1, n. 30, p. 20-22, 2004.

PFAENDER, H. G. **Schott guide to glass**. London: Chapman & Hall, 1996. 207 p.

PRYSHLAK, A. P.; DUGAN, J. R.; FITZGIBBON, J. J. Advancements in sapphire optical fibers for the delivery of erbium laser energy and IR sensor applications. **Proceedings of SPIE**, v. 2677, p. 35-42, 1996.

REITZ, J. R.; MILFORD, F. J.; CHRISTY, R. W. **Fundamentos de teoria eletromagnética**. Rio de Janeiro: Campus, 1982. 516 p.

RIBEIRO, S. J. L.; SÁ, G. F. Eu^{3+} and Pb^{2+} spectroscopy in lead germanate glasses. **J. Braz. Chem. Soc.**, v. 5, n. 2, p. 77-81, 1994.

RIBEIRO-SOBRINHO, A. P.; LANNA, M. A.; FARIAS, L. M.; ROQUE DE CARVALHO, M. A.; NICOLI, J. R.; UZEDA, M.; VIEIRA, L. Q. Implantation of bacteria from human pulpal necrosis and translocation from root canals in gnotobiotic mice. **J. Endod.**, v. 27, n. 10, p. 605-609, 2001.

SAINT-GOBAIN. **Er:YAG**: Erbium-doped YAG, laser crystals. Disponível em: <http://www.photonic.saint-gobain.com/Media/Documents/S0000000000000001020/Er_YAG.pdf>. Acesso em: 25 jul. 2004.

SAINT-GOBAIN; SAPHIKON. **Properties and benefits of sapphire**: a quick reference guide. Disponível em: http://www.photonic.saint-gobain.com/media/documents/S0000000000000001020/efg_properties.pdf>. Acesso em: 30 jul. 2004.

SCHILDER, H. Cleaning and shaping the root canal. **Dent. Clin. Nor. Am.**, v. 18, n. 2, p. 269-296, 1974.

SEKA, W.; FEATHERSTONE, J. D. B.; FRIED, D.; VISURI, S. R.; WALSH, J. T. Laser ablation of dental hard tissue: from explosive ablation to plasma-mediated ablation. **Proceedings SPIE**, v. 2672, p. 144-158, 1996.

SILVA, D. V.; RIBEIRO, C. A.; CRESPI, M. S. Crystallization kinetic of fluorzirconate glasses by non-isothermal analysis. **J. Therm. Anal. Calorim.**, v. 72, p. 151-157, 2003.

SIQUEIRA-JÚNIOR, J. F.; ARAÚJO, M. C. P.; GARCIA, P. F.; FRAGA, R. C.; DANTAS, C. J. S. Histological evaluation of the effectiveness of five instrumentation techniques for cleaning the apical third of root canals. **J. Endod.**, v. 23, n. 8, p. 499-502, 1997.

SOUSA-NETO, M. D.; MARCHESAN, M. A.; PÉCOR, J. D.; BRUGNERA-JÚNIOR, A.; SILVA-SOUSA, Y. T. C.; SAQUY, P. C. Effect of Er:YAG laser on adhesion of root canal sealers. **J. Endod.**, v. 28, n. 3, p. 185-187, 2002.

SOUSA-NETO, M. D.; SILVA COELHO, F. I.; MARCHESAN, M. A.; ALFREDO, E.; SILVA-SOUSA, Y. T. *Ex vivo* study of the adhesion of an epoxy based sealer to human dentin submitted to irradiation with Er:YAG and Nd:YAG lasers. **Int. End. J.**, v. 38, n. 12, p. 866-870, 2005.

SPANÓ, J. C. E.; BARBIN, E. L.; SANTOS, T. C.; GUIMARÃES, L. F.; PÉCOR, J. D. Solvent action of sodium hypochlorite on bovine pulp and physico-chemical properties of resulting liquid. **Braz Dent. J.**, v. 12, n. 3, p. 154-179, 2002.

TAKEDA, F. H.; HARASHIMA, T.; KIMURA, Y.; MATSUMOTO, K. Efficacy of Er:YAG laser irradiation in removing debris and smear layer on root canal walls. **J. Endod.**, v. 24, n. 8, p. 548-551, 1998.

TAKEDA, F. H.; HARASHIMA, T.; KIMURA, Y.; MATSUMOTO, K. A comparative study of the removal of smear layer by three endodontics irrigants and two types of laser. **Int. Endod. J.**, v. 32, n. 1, p. 32-39, 1999.

TANABE, K.; YOSHIBA, K.; YOSHIBA, N.; IWAKU, M.; OZAWA, H. Immunohistochemical study on pulpal response in rat molars after cavity preparation by Er:YAG laser. **Eur. J. Oral Sci.**, v. 110, n. 3, p. 237-245, 2002.

TANJI, E. Y.; MATSUMOTO, K.; EDUARDO, C. P. Scanning electron microscope observations of dentin surface conditioned with Er:YAG laser. In: INTERNATIONAL CONGRESS OF THE GERMAN SOCIETY OF LASER DENTISTRY, 6th, Frankfurt, 1997. **Abstracts**. Frankfurt: DGL, 1997. p. 6.

TARASOV, L. V. **Laser age in optics**. Moscow: Mir, 1981. 206 p.

TURKMEN, C.; MAHIR, G.; MURAT, K.; BULENT, B. Effect of CO₂, Nd:YAG, and ArF Excimer lasers on dentin morphology and pulp chamber temperature: an *in vitro* study. **J. Endod.**, v. 26, n. 11, p. 644-648, 2000.

UHLHORN, S. R. **Free electron laser ablation of soft tissue**: the effects of chromophore and pulse characteristics on ablation mechanics. 2002. 103 f. Dissertation (Doctor of Philosophy in Biomedical Engineering) - Graduate School of Vanderbilt University, Nashville, 2002. Disponível em: <<http://etd.library.vanderbilt.edu/ETD-db/theses/available/etd-0726102-143232/unrestricted/etd.pdf>>. Acesso em: 10 jul. 2003.

UTZINGER, U.; RICHARDS-KORTUM, R. R. Fiber optic probes for biomedical optical spectroscopy. **J. Biomed. Optics**, v. 8, n. 1, p. 121-147, 2003.

VARSHNEYA, A. K. **Fundamentals of inorganic glasses**. San Diego: Academic Press, 1994. 569 p.

VISURI, S. R.; GILBERT, J. L.; WRIGHT, D. D.; WIGDOR, H. A.; WALSH JR., J. T. Shear strength of composite bonded to Er:YAG laser prepared dentin. **J. Dent. Res.**, v. 75, n. 1, p. 599-605, 1996.

VOGEL, W. **Chemistry of glass**. Columbus: The American Ceramic Society, 1985. 312 p.

WALTERS, M. J.; BAUMGARTNER, J. C.; MARSCHALL, G. Efficacy of irrigation with rotary instrumentation. **J. Endod.**, v. 28, n. 12, p. 837-839, 2002.

WATANABE, H.; POURARANDIAN, A.; OKAGAMI, Y. A novel laser contact probe: broom type probe for periodontal treatment. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 7th, 2000, Brussels. **Abstracts**. Disponível em: <<http://www.fo.usp.br/lelo/congress/abstracts.htm> > Acesso em: 15 jul. 2003.

WEINE, F. S. **Endodontic therapy**. Saint Louis: Mosby, 1982. 692 p.

WIGDOR, H.; ABT, E.; ASHRAFI, S.; WALSH, J. T. Efecto del rayo láser sobre los tejidos duros del diente. **J. Am. Dent. Assoc.**, v. 11, n. 6, p. 63-70, 1995.

WIRTH, A. **Tudo sobre fibras ópticas: teoria e prática**. Rio de Janeiro: AltaBooks, 2002. 329 p.

YOUNG, M. **Óptica e lasers**. São Paulo: Edusp, 1998. 439 p.

ZANIN, F.; BRUGNERA-JÚNIOR, A.; PÉCORÁ, J. D.; PINHEIRO, A. L. B.; SPANÓ, J. C. E.; BARBIN, E. L.; MARCHESAN, M. A. Heat generated by Er:YAG laser in the pulp chamber of teeth submitted to removal of dental tissue and composite resin. **Laser Dent.**, v. 5, n. 2, p. 109-113, 2004.