



**AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE
DE SÃO PAULO**

**SISTEMA DE ENTREGA DE FEIXE PARA LASER DE Ho:YLF E
APLICAÇÕES EM ENDODONTIA**

LUCIANO BACHMANN

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

**Orientadora:
Dra. Denise Maria Zzell**

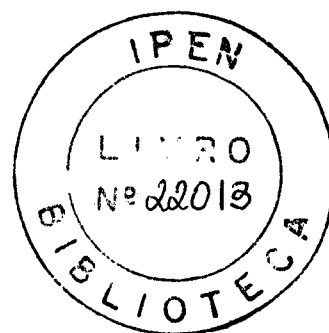
**São Paulo
2000**

INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES

Autarquia associada à Universidade de São Paulo

**SISTEMA DE ENTREGA DE FEIXE PARA LASER
DE Ho:YLF E APLICAÇÕES EM ENDODONTIA**

LUCIANO BACHMANN



Dissertação apresentada como parte dos requisitos para obtenção do grau de Mestre em Ciências na Área de Tecnologia Nuclear – Aplicações.

Orientadora: Dra. Denise Maria Zezell

SÃO PAULO

Março/2000

AOS MEUS PAIS

Que sempre me instruíram e
motivaram ao longo da minha
vida.

À Cíntia com muito amor.

AGRADECIMENTOS

À Profa. Dra. Denise Maria Zezell pela motivação desde a minha primeira visita no grupo e todo o apoio oferecido durante todos os trabalhos realizados o que resultou na conclusão desta etapa.

Ao Dr. Edson Puig Maldonado pela discussão e orientação nos trabalhos realizados.

Ao CNPq por conceder a bolsa de Mestrado.

Ao Prof. Dr. Carlos de Paula Eduardo por todo o apoio oferecido na realização deste trabalho em cooperação com a Faculdade de Odontologia da USP.

Ao Prof. Dr. Wagner de Rossi pelas instruções na utilização dos lasers de Hólmio.

Ao Prof. Dr. Gesse E. C. Nogueira e ao Sr. José Tort Vidal pelas instruções dos sistemas eletro-eletrônicos do laser de Hólmio e demais trabalhos.

À Dra. Cláudia Strefezza pelo trabalhos realizados com o laser de Neodímio e Érbio.

À Dra. Silvia C. M. Cecchini pelo trabalho realizado com o laser de Érbio.

Ao IPEN (Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares) pelo desenvolvimento do mestrado.

À FOUASP (Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo) pela utilização dos lasers Érbio e Neodímio.

À SOL (Serviço de Odontologia – Laser) pela utilização do laser de Érbio no início das irradiações.

Ao MSc. Sandro Fernando Stolf pelo apoio oferecido na minha primeira vinda para São Paulo, pelas discussões e sugestões ao longo do

tempo, pelas correções dos trabalhos e pelo apoio oferecido durante o andamento do Mestrado.

Ao MSc. Luiz V. G. Tarelho pelos esclarecimentos oferecidos.

À Izilda M. Ranieri pelo crescimento do cristal de Er:Tm:Ho:LiYF₄.

À Martha Simões e Daniela pelo companheirismo.

Ao Dr. Nilson Dias Vieira Jr. e à Dra. Sonia Baldochi.

Aos demais pesquisadores do departamento que ajudaram de alguma maneira na realização deste trabalho.

Aos demais colegas do grupo: Heloísa, Paulo, Patrícia, Ricardo, Walter, Tarso, Andréa.

Aos demais colegas do departamento: Manuel, Arthur, Augusto, Carmem, Lidia, André Felipe, Fábio, Holm, Paulo Sérgio, Marcelo, Luciane, Greg, Roberto, Eduardo, Marco, Solange, Paulinho, Valdir e Marcão.

Aos colegas da Odontologia: Eduardo, Edgar, Andréa, Sheila

À secretaria: Elsa, Edna e Alfredo (in memoriam).

À CPG e AIC: Ana, Vera, Elaine, Sandra e Fernando.

À Biblioteca do IPEN.

A todos as pessoas que ajudaram de alguma forma de maneira direta ou não em alguma parte no desenvolvimento deste trabalho.

O meu MUITO OBRIGADO!!!

SISTEMA DE ENTREGA DE FEIXE PARA LASER DE Ho:YLF E APLICAÇÕES EM ENDODONTIA

Luciano Bachmann

RESUMO

A entrega de feixe laser por meio de fibras ou braços articulados é de extrema importância para o desenvolvimento das aplicações de lasers na áreas de saúde. Um dos objetivos deste trabalho foi acoplar uma fibra óptica a um feixe laser com emissão em $2,065\mu\text{m}$ proveniente de um protótipo desenvolvido no IPEN/CNEN-SP de Er:Tm:Ho:LiYF₄ bombeado por lâmpadas. Para possibilitar o acoplamento da fibra ao laser de Ho:YLF foi estudado o perfil transversal do feixe através do fator de qualidade e da homogeneidade do feixe. A determinação do fator de qualidade utilizou a técnica borda-da-lâmina que relaciona a energia barrada pela lâmina com a posição transversal da mesma. Ajustou-se a cavidade ressonante para a obtenção de um feixe estável no tempo e homogêneo no perfil transversal para otimizar a injeção do feixe laser na fibra. A fibra utilizada para o acoplamento possui núcleo de sílica com baixo teor de OH com $365\mu\text{m}$ de diâmetro, revestimento também de sílica, 2 metros de comprimento e provida de um conector do tipo SMA-905 em uma das extremidades e face plana na outra. O fator de qualidade obtido para o protótipo de Ho:YLF permaneceu entre valores de 3 e 8, não sendo observado astigmatismo do feixe embora tenha sido observado uma assimetria na divergência do feixe nas duas seções transversais. A injeção do feixe foi obtida com eficiência de 96%. Em novos acoplamentos sem realizar qualquer ajuste fino a eficiência foi de 82% e 81%. Alguns lasers tem sido usados recentemente como importantes coadjuvantes em endodontia por seu grande potencial de redução de microorganismos, evitando reinfecção. O conhecimento do comportamento térmico nos procedimentos clínicos de endodontia é de grande importância pois assegura a utilização do laser em condições de irradiação que não danifiquem o periodonto. A partir do acoplamento com a fibra, o sistema laser de Ho:YLF e outros dois sistemas laser comerciais foram utilizados; um laser de érbio com emissão em $2,94\mu\text{m}$ e um laser de neodímio com emissão em $1,064\mu\text{m}$; para caracterizar o perfil térmico durante procedimentos endodônticos *in vitro*. A temperatura foi registrada através de um termopar na parede externa do terço apical, durante procedimentos de irradiação intracanal. O perfil térmico para os procedimentos adotados apresentou elevações máximas de temperatura de 7°C .

BEAM DELIVERY SYSTEM FOR Ho:YLF AND APPLICATIONS IN ENDODONTICS

Luciano Bachmann

ABSTRACT

The beam delivery systems, whether using fibers or articulated arms, are very important for the expansion of laser applications in to life sciences. This work aims to couple an optical fiber to a home-made Er:Tm:Ho:LiYF₄ laser. For this purpose the beam profile was studied using the beam quality factor M^2 to achieve an homogeneous beam. To determine the M^2 factor, the knife-edge technique was used, relating the laser energy eclipsed by the knife with its transversal position. The resonant cavity was made suitable in order to obtain a stable and homogeneous transversal beam profile, for the optical fiber coupling. It was used a 365 μ m diameter core low OH⁻ content fused silica optical fiber, with a proximal SMA-905 connection and a flat distal end. M^2 factors for the Ho:YLF were between 3 and 8, with a non astigmatic beam, although it was observed a divergence asymmetry in the transversal sections. The coupling efficiency was 96%, and in a repeated operation without any adjustment, the new coupling were 82% and 81%. Lasers have being recently used as an adjunct to conventional endodontic preparation to reduce intracanal microbial, preventing reinfection. The knowledge of thermal profile in endodontic procedures is important to determine laser irradiation conditions avoiding periodontal damages. In this sense, the second scope of this work was to use the Ho:YLF system to register the thermal profile *in vitro* and to compare the results with those obtained with Nd:YAG and Er:YAG commercial lasers. The temperature was recorded in real time through a thermocouple probe at the root apex, resulting in maximum increase of 7°C.

Sumário

1) Objetivos e justificativas.....	15
2) Introdução.....	17
2.1) Fundamentos da emissão laser.....	17
2.1.1) Propagação de ondas eletromagnéticas [].....	17
Equação paraxial.....	17
Propagação de ondas gaussianas esféricas.....	18
2.1.2) Amplificação da luz por emissão estimulada de radiação LASER.....	20
2.2) Sistemas de acoplamentos e entrega de feixe.....	21
2.2.1) Caracterização de feixes lasers.....	21
Qualidade de um feixe laser não gaussiano.....	22
Técnica da borda-da-lâmina.....	26
2.2.2) Fibras ópticas.....	27
2.2.3) Alterações do feixe através de sistemas de lentes.....	28
Abertura numérica.....	29
Focalização de feixes lasers.....	30
Compressão e expansão de feixes lasers.....	30
2.2.4) Perdas de energia por acoplamento.....	32
Alinhamento.....	32
Densidade de energia.....	32
Abertura numérica.....	33
Deformações na fibra.....	34
Absorção.....	34
Espalhamento.....	35
2.3) Propriedades de interação da luz laser com tecidos biológicos.....	35
2.3.1) Interação da luz laser com constituintes biológicos.....	35
2.3.2) Tipos de Efeitos.....	37
2.4) Aplicações de feixes lasers emissores no infravermelho.....	37
2.4.1) Lasers em aplicações endodônticas.....	38
Tratamento endodôntico.....	38
Selagem de Túbulos.....	40
Estudo de microorganismos em canais radiculares.....	41
3) Materiais e métodos.....	45
3.1) Sistema de acoplamento.....	45
3.1.1) Borda-da-lâmina.....	45

3.1.2)	Lasers de Er:Tm:Ho:LiYF ₄	45
3.1.3)	Fibra óptica	46
3.1.4)	Sistemas de lentes para acoplamento	47
3.1.5)	Determinação dos perfis transversais e o fator de qualidade do feixe.	48
3.2)	Aplicações odontológicas.....	50
3.2.1)	Sistema de detecção da temperatura	50
3.2.2)	Preparação das amostras	51
3.2.3)	Lasers de Er:YAG	51
3.2.4)	Lasers de Nd:YAG	52
3.2.5)	Técnicas de irradiação	53
4)	Resultados e discussões	55
4.1)	Sistema de acoplamento	55
4.1.1)	Caracterização do feixe de Ho:YLF com emissão em 2,64µm	55
4.1.2)	Acoplamento do feixe laser com a fibra óptica	60
4.2)	Aplicações odontológicas.....	64
4.2.1)	Perfil de temperatura durante aplicações do laser de Er:YAG	64
4.2.2)	Perfil de temperatura durante aplicações do Laser de Nd:YAG.....	67
4.2.3)	Perfil de temperatura durante aplicações do laser de Ho:YLF	72
4.2.4)	Discussão das aplicações odontológicas.....	75
5)	Conclusões e perspectivas.....	78
6)	Apêndice.....	80
6.1)	Estrutura dentária[]	80
	Principais Tecidos e suas Funções.....	80
	Propriedades físico-químicas dos tecidos dentais duros	80
	Propriedades fisiológicas e morfológicas dos tecidos dentais	83
7)	Bibliografia	87

Lista de Figuras

Figura 1 - Diagrama dos processos tecnológicos para aplicação de lasers em odontologia	16
Figura 2 - Componentes de um sistema laser	20
Figura 3 - Focalização de um feixe gaussiano e multimodo	21
Figura 4 - Em A determinação da largura do feixe por papel fotosensível e em B o perfil tridimensional determinado por um cubo de acrílico [].	24
Figura 5 - Perfil transversal de um feixe Gaussiano simétrico eclipsado	26
Figura 6 - Reflexão total do feixe incidente	28
Figura 7 - Perfis do índice de refração para o núcleo da fibra	29
Figura 8 - Determinação da abertura numérica em uma fibra	29
Figura 9 - Transformação de um feixe Gaussiano através de uma lente	30
Figura 10 - Telescópio de Kepler	31
Figura 12 - Telescópio de Galileu	31
Figura 13 - Possíveis desalinhamentos da fibra em relação ao eixo de propagação do feixe	32
Figura 14 - Posições do foco que podem deteriorar a fibra	33
Figura 15 - Posição correta onde a fibra sofre menos deterioração	33
Figura 16 - Injeção na fibra com abertura numérica do feixe maior (A) e menor (B) que a abertura numérica da fibra	33
Figura 17 - Perda de energia ocasionada por uma dobra	34
Figura 18 - Interação básica da luz com uma amostra	36
Figura 19 - Espectro de absorção da água e hidroxiapatita para a região do ultravioleta, visível e infravermelho	36
Figura 20 - Infecção bacteriana no ápice, a direita mostra a reincidência de um canal radicular já tratado uma vez	39
Figura 21 - Túbulos dentinários infectados por bactérias	39
Figura 22 - Espécimes com ramificações apicais e canais acessórios[.]	40
Figura 23 - Corte transversal do canal radicular, está indicado a região carbonizada em torno de uma parte que foi fundida e resolidificada [.]	41
Figura 24 - Infecção dos túbulos: em A EF são células de <i>E. faecalis</i> e em B UT túbulos não infectados	42
Figura 25 - Vista frontal do sistema experimental borda-da-lâmina	45
Figura 27 - Laser de Ho:YLF com emissão em $2,065\mu\text{m}$ e a fibra utilizada para realizar a injeção do feixe laser	46
Figura 28 - Espectro de absorção da fibra com alto e baixo teor de OH	47
Figura 30 - Sistema de lentes utilizado para o acoplamento	48
Figura 32 - A energia transmitida do feixe versus o deslocamento da borda da lâmina	49
Figura 34 - Perfil longitudinal do feixe laser com as representações dos cortes transversais	49

<i>Figura 35 - Sistema para determinação do perfil térmico no terço apical</i>	50
<i>Figura 37 O posicionamento do termopar na região do ápice.</i>	51
<i>Figura 39 - Laser de Er:YAG com emissão em 2,94μm do LELO/FOUSP e a ponta de fibra utilizada para realizar o acesso ao canal radicular.</i>	52
<i>Figura 41 Laser de Nd:YAG com emissão em 1,06μm do LELO/FOUSP e o visor de energia e, frequência e potência média.</i>	53
<i>Figura 42 - Variação da energia do Laser com seu respectivo desvio padrão</i>	56
<i>Figura 44 - Determinação da largura do feixe utilizando a técnica borda-da-lâmina.</i>	56
<i>Figura 46 - Determinação do fator de qualidade na direção x após os primeiros ajustes.</i>	58
<i>Figura 48 - Determinação do fator de qualidade na direção y após os primeiros ajustes.</i>	58
<i>Figura 50 - Determinação do fator de qualidade na direção x após o alinhamento do laser e diminuição da tensão aplicada nas lâmpadas de bombeio</i>	59
<i>Figura 52 - Determinação do fator de qualidade na direção y após o alinhamento do laser e diminuição da tensão aplicada nas lâmpadas de bombeio.</i>	59
<i>Figura 54 - Transmissão do feixe pela fibra para três medidas.</i>	62
<i>Figura 56 - Temperatura média durante a irradiação do laser de érbio com 80mJ/pulso para as duas técnicas de irradiação: estacionária durante 2s e helicoidal com 2mm/s.</i>	65
<i>Figura 58 – Variação da temperatura durante a irradiação no ápice com a fibra estacionária durante 3s com 80mJ/pulso e frequência de 4Hz, 10Hz e 15Hz.</i>	66
<i>Figura 60 – Variação da temperatura durante as duas técnicas de irradiação: estacionária durante 3s e helicoidal 2mm/s com 80mJ por pulso e 15Hz.</i>	66
<i>figura 61 – Variação da temperatura média da irradiação do laser de neodímio com 100mJ por pulso, 10 e 15Hz para as três técnicas de irradiação.</i>	68
<i>Figura 63 – Variação da temperatura durante a irradiação com o laser de neodímio utilizando a técnica helicoidal a 2mm/s e 10Hz para 100 e 60mJ.</i>	69
<i>Figura 64 – Variação da temperatura durante a irradiação com o laser de neodímio utilizando a técnica helicoidal a 2mm/s e 15Hz para 100 e 60mJ.</i>	69
<i>Figura 65 – Variação da temperatura durante a irradiação com o laser de neodímio utilizando a técnica estacionária durante 3 s 10Hz 100 e 60mJ.</i>	70
<i>Figura 66 – Variação da temperatura durante a irradiação com o laser de neodímio utilizando a técnica estacionária durante 3 s 15Hz e 100 e 60mJ.</i>	70
<i>Figura 67 – Variação da temperatura durante a irradiação com o laser de neodímio utilizando a técnica estacionária durante 3s seguido da helicoidal com velocidade de 2mm/s pulsos de 100mJ e frequência de 10Hz.</i>	71
<i>Figura 68 – Variação da temperatura durante a irradiação com o laser de neodímio utilizando a técnica estacionária durante 3s seguido da helicoidal com velocidade de 2mm/s, pulos de 100mJ e frequência de 15Hz.</i>	71

<i>Figura 51 – Variação da temperatura durante a irradiação com o laser de hólmio com 3 pulsos a 0,5Hz e 80mJ por pulso.</i>	73
<i>Figura 52 – Variação da temperatura durante a irradiação com o laser de hólmio com 5 pulsos a 0,5Hz e aproximadamente 80mJ por pulso.</i>	74
<i>Figura 53 – Variação da temperatura durante a irradiação com o laser de hólmio com 10 pulsos a 0,5Hz e aproximadamente 80mJ por pulso.</i>	74
<i>Figura 72 – Variação da elevação máxima da temperatura na dentina durante a irradiação com o laser de hólmio para 3, 5 e 10 pulsos à 0,5Hz e 80mJ por pulso.</i>	75
<i>Figura 55 - Representação estrutural do dente com os seus principais tecidos</i>	81
<i>Figura 57 - Direção dos prismas</i>	83
<i>Figura 58 - Superfície pulpar da dentina.</i>	83
<i>Figura 59 - Diminuição da cavidade pulpar em relação a idade do dente, do dente mais jovem em A para o mais adulto em D.</i>	84

LISTA DE ABREVIATURAS

IPEN/CNEN-SP	Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares/Comissão Nacional de Energia Nuclear - São Paulo
CLA	Centro de Lasers e Aplicações
FOUSP	Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo
LELO	Laboratório Experimental de Lasers em Odontologia
J	joule
T	temperatura
E	energia
P	potência
λ	comprimento de onda
f	frequência
M^2	fator de qualidade
TEM ₀₀	Modo Transversal Eletromagnético Gaussiano
LG	Modos de Languerre
μm	micrometro
W	watts
kW	kilowatts
J	joule
mJ	milijoule
s	segundo
μs	microsegundo
ms	milisegundos
mm/s	milímetros por segundo
°C	graus Celsius
mm	milímetro
nm	nanômetro
$\frac{\text{W}}{\text{cm}^2}$	watt por centímetro quadrado

$\frac{J}{cm^2}$	joule por centímetro quadrado
Hz	hertz
Nd:YAG	neôdímio:ítrio-alumínio-granada
Ho:YAG	hólmio:ítrio-alumínio-granada
Ho:YLF	hólmio:ítrio-lítio-flúor
Er:Tm:Ho:YLiF ₄	érbio-túlio-hólmio-ítrio-lítio-flúor
Er:YAG	érbio:ítrio-alumínio-granada
CO ₂	dióxido de carbono
Ca	cálcio
P	fósforo
O	Oxigênio
OH ⁻	Hidroxila

1) Objetivos e justificativas

O trabalho a ser realizado pode ser dividido em duas partes, na primeira o objetivo central é tornar o feixe de Er:Tm:Ho:LiYF₄ com emissão em 2,065µm hábil para aplicações nas áreas de saúde através do acoplamento de um sistema de entrega de feixe.. A segunda parte do trabalho tem como objetivo realizar *in vitro* a caracterização térmica na região do terço apical durante a irradiação do canal radicular com lasers emissores na região do infravermelho, para possibilitar uma redução bacteriana intracanal.

Para realizar o acoplamento do feixe de Ho:YLF será utilizado um sistema denominado borda-da-lâmina para a caracterização do feixe e paralelamente se usufruirá da possibilidade de ajustar o sistema laser para homogeneizar o perfil transversal do feixe. Neste parte o objetivo é obter um feixe homogêneo transversalmente e estável ao longo do tempo. Com o feixe nestas características o sistema de entrega será finalizado com a injeção do feixe em uma fibra de sílica de baixo teor de OH⁻. Para habilitação do feixe para realizar outras aplicações que necessitem de maior densidade de energia, o sistema de entrega de feixe será equipado para trabalhar com maior energia de saída.

O protótipo utilizado foi desenvolvido inteiramente no IPEN, desde o crescimento do cristal, caracterização e desenvolvimento da cavidade. Assim, com o acoplamento da fibra, esta tecnologia será viável para mais aplicações.

Na segunda parte do trabalho será feita a caracterização térmica do terço apical quando o canal radicular é irradiado com lasers de infravermelho. O objetivo é avaliar o perfil da elevação térmica na superfície externa do terço apical para procedimentos clínicos de irradiação já preconizados. Se utilizará dois sistemas comerciais, um laser de neodímio com emissão em 1,064µm e um laser de érbio com emissão em 2,94µm, do Laboratório Experimental de Laser em Odontologia (LELO) da FOUSP e o laser de hólmio com emissão em 2,065µm desenvolvido na Supervisão de Materiais Optoeletrônicos – Centro de Lasers e Aplicações do Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN/CNEN-SP).

A caracterização térmica durante um procedimento que utilize laser é justificada para assegurar a preservação de certos tecidos sensíveis ao calor. Neste trabalho o procedimento utilizado se concentra na irradiação do canal radicular, que nesta região poderá danificar os

ligamentos periodontais, que são responsáveis pela fixação do dente ao osso alveolar. Durante a irradiação será registrado dinamicamente a variação térmica sofrida na região externa do dente bem como a elevação máxima atingida.

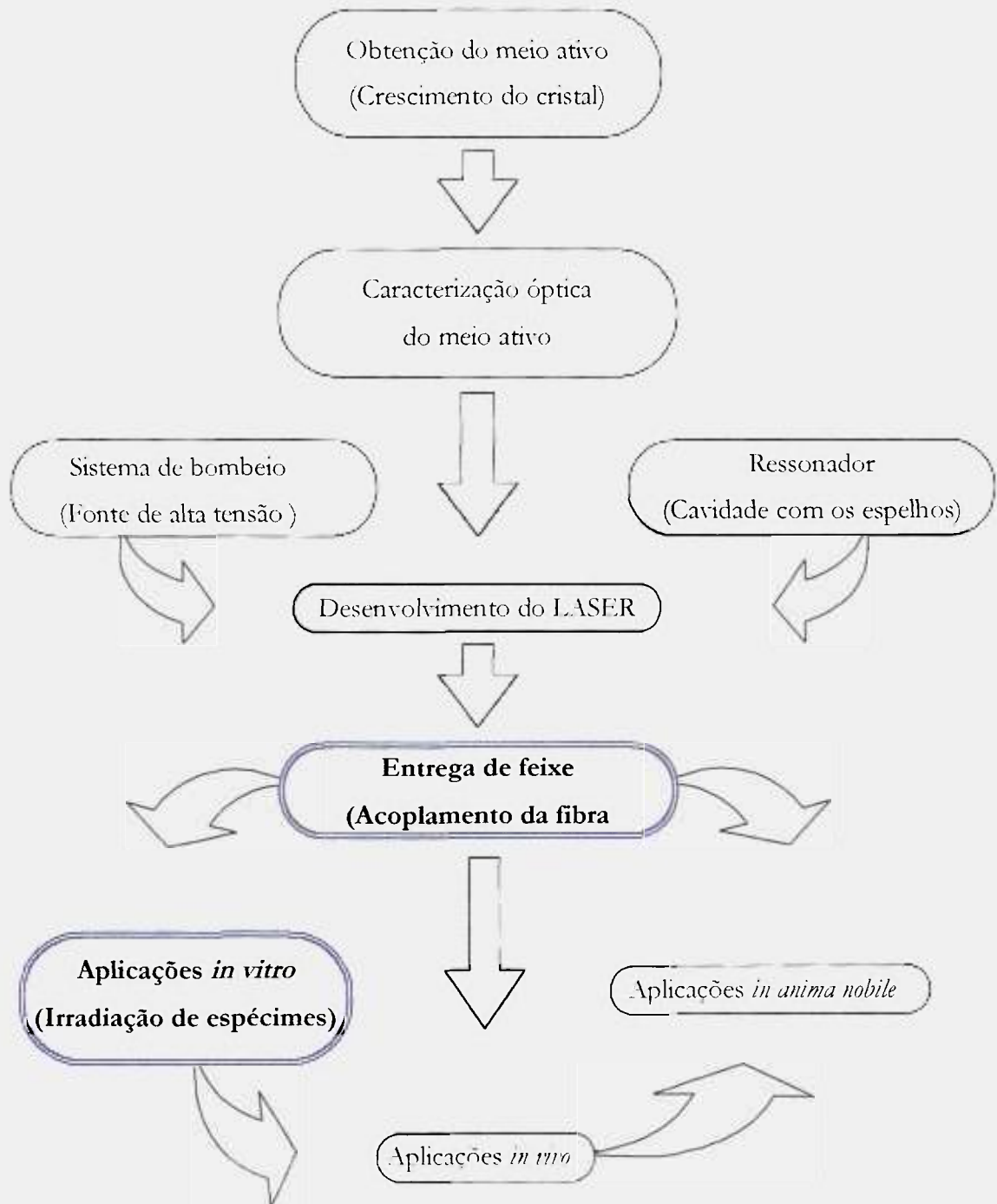


Figura 1 - Diagrama dos processos tecnológicos para aplicação de lasers em odontologia

2) Introdução

2.1) Fundamentos da emissão laser

2.1.1) Propagação de ondas eletromagnéticas [1]

Equação paraxial

A propagação de ondas eletromagnéticas em meios isotrópicos é governada pela equação escalar,

$$\left[\nabla^2 + \kappa^2 \right] \tilde{E}(x, y, z) = 0. \quad 1$$

onde κ é o vetor de onda e $\tilde{E}(x, y, z)$ a amplitude da distribuição espacial do campo. Se considerarmos um feixe óptico se propagando na direção \mathbf{z} , a função $\tilde{E}(x, y, z)$ pode ser representado por um termo $\exp(-j\kappa z)$ multiplicado por uma função $u(x, y, z)$. O termo exponencial representa a propagação do feixe na direção \mathbf{z} e a função $u(x, y, z)$ a amplitude escalar do feixe.

Cada feixe óptico terá um perfil de intensidade característico. Esses perfis sofrerão pequenas variações ao longo do eixo de propagação devido a efeitos como o espalhamento no meio de propagação. Separando o campo nos dois termos apresentados anteriormente e introduzindo-os na equação 1 obtemos a equação 3 que contém somente a função $u(x, y, z)$,

$$\tilde{E}(x, y, z) = u(x, y, z) \cdot \exp(-j\kappa z), \quad 2$$

$$\frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial z^2} - 2jk \frac{\partial u}{\partial z} = 0. \quad 3$$

O termo $\partial^2 u / \partial z^2$ pode ser desprezado por ser muito pequeno comparando aos demais termos, a equação 4 é a resultante dessa aproximação e chamada de equação paraxial da onda,

$$\frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial y^2} - 2jk \frac{\partial u}{\partial z} = 0. \quad 4$$

Essa equação descreve adequadamente somente feixes lasers em regiões próximas ao ressonador, ou seja, para $z \leq \frac{\pi w_0^2}{\lambda}$, onde w_0 é a cintura do feixe e λ o comprimento de emissão. Regiões além deste valor o termo $\frac{\partial^2 u}{\partial z^2}$ não passa a ser mais desprezível.

Propagação de ondas gaussianas esféricas

Considere uma fonte Gaussiana uniforme localizada em r_0 . O campo eletromagnético a uma distância r da fonte terá a seguinte forma,

$$\tilde{E}(\mathbf{r}, r_0) = \frac{\exp(-jk\rho(\mathbf{r}, r_0))}{\rho(\mathbf{r}, r_0)}, \quad 5$$

onde $\rho(\mathbf{r}, r_0)$ é a distância da fonte. O termo exponencial representa a propagação da onda na direção $(\mathbf{r}-\mathbf{r}_0)$ e o termo $1/\rho(\mathbf{r}, r_0)$ o decaimento da intensidade da onda propagada. Fazendo um aproximação por séries de potência para $\rho(\mathbf{r}, r_0)$ tem-se,

$$\rho(\mathbf{r}, r_0) = (z - z_0) + \frac{(x - x_0)^2 + (y - y_0)^2}{2(z - z_0)} + \dots \quad 6$$

truncando-a no primeiro termo para $1/\rho(\mathbf{r}, r_0)$ e no segundo para $\exp(-jk\rho(\mathbf{r}, r_0))$, temos junto com a introdução do raio de curvatura da onda, $R(z) = z - z_0$:

$$\tilde{u}(x, y, z) = \frac{1}{R(z)} \exp \left[-jk \frac{(x - x_0)^2 + (y - y_0)^2}{2R(z)} \right] \quad 7$$

Essa equação analítica não retrata um feixe real, isto porque a amplitude da onda não cai com a distância transversal ao eixo de propagação. Segundo a equação acima a onda carrega determinada energia para uma distância infinita no plano transversal ao feixe. A solução para esse problema é descrita em seqüência.

As variáveis x_0 , y_0 e z_0 são apenas parâmetros, escolhas arbitrárias para a localização da fonte. Considera-se a possibilidade desses valores serem complexos, por exemplo $z_0 \rightarrow \mathbf{z}_0 - \mathbf{q}_0$, onde \mathbf{q}_0 é um número complexo puro. Introduzindo esses valores na equação 7 tem-se a equação 8 com um raio de curvatura complexo $\tilde{q}(z)$ definido como $\tilde{q}_0 + z - z_0$,

$$\tilde{u}(x, y, z) = \frac{1}{\tilde{q}(z)} \exp \left[-jk \frac{x^2 + y^2}{2\tilde{q}(z)} \right].$$

O próximo passo é separar a parte real da imaginária, assumindo $\tilde{q}(z)$ como uma parte real mais uma imaginária pura tem-se a seguinte equação para a função $\tilde{u}(x, y, z)$, onde q_r e q_i são os termos reais e imaginários do raio de curvatura $\tilde{q}(z)$,

$$\tilde{u}(x, y, z) = \frac{1}{\tilde{q}(z)} \exp \left[-jk \frac{x^2 + y^2}{2q_r(z)} - k \frac{x^2 + y^2}{2q_i(z)} \right]. \quad 9$$

A equação 9 apresenta tanto uma exponencial imaginária responsável pela propagação da onda na direção \mathbf{z} , como uma exponencial real negativa que caracteriza o decaimento da intensidade do feixe. Esta solução é apenas uma das soluções da equação 4 e corresponde ao modo de propagação de mais baixa ordem (modo fundamental).

Introduzindo o raio de curvatura da frente de onda que se propaga na direção \tilde{z} e o raio da cintura do feixe tem-se,

$$\frac{1}{\tilde{q}(z)} = \frac{1}{R} - j \frac{\lambda}{\pi w^2}, \quad 10$$

onde w é o raio do feixe e R o raio de curvatura. Para um feixe com raio de curvatura infinito, ou seja, frentes de ondas planas obtêm-se a seguinte expressão:

$$\tilde{q}_0 = j \left(\frac{\pi w_0^2}{\lambda} \right). \quad 11$$

Combinando as equações 10 e 11 obtêm-se duas equações que expressam o raio do feixe e o raio de curvatura da frente de onda em função da distância z ,

$$w^2 = w_0^2 \left[1 + \left(\frac{\lambda}{\pi w_0^2} \right)^2 z^2 \right], \quad 12$$

$$R = z \left[1 + \left(\frac{\pi w_0^2}{\lambda z} \right)^2 \right]. \quad 13$$

Também é possível calcular o ângulo de divergência do feixe, este ângulo é obtido a partir da inclinação da assíntota de $w(z)$ da seguinte maneira:

$$\frac{d}{dz} w(z) = \frac{d}{dz} w_0 \left[1 + \left(\frac{\lambda}{\pi w_0^2} \right)^2 z^2 \right]^{1/2} = \frac{\lambda}{\pi w_0} = \theta . \quad 14$$

2.1.2) *Amplificação da luz por emissão estimulada de radiação LASER*

Um sistema de emissão laser é composto basicamente por um meio ativo que possibilita a inversão de população através de um sistema de bombeio que injete energia no meio ativo e uma cavidade ressonante para que ocorra a amplificação da luz, vide Figura 2.

O meio ativo pode ser um cristal, líquido ou gás que tenha níveis de energia que possibilitem armazenar energia recebida do sistema de bombeio. Os meios ativos sólidos mais comuns para aplicações médicas são cristais de óxidos ou fluoretos dopados com terras raras.

O mecanismo de bombeio possibilita a população de níveis energéticos superiores para que os elétrons que foram excitados para aqueles níveis decaiam para um nível onde possuem um tempo de vida metaestável. Deste nível ocorre a emissão radioativa (laser) para um nível energético inferior. O mecanismo de bombeio usuais para lasers sólidos são lâmpadas *flash* ou através de diodos semicondutores. O ressonador é composto por um espelho 100% refletor e outro parcialmente para que permitem a realimentação da luz entre os dois espelhos.

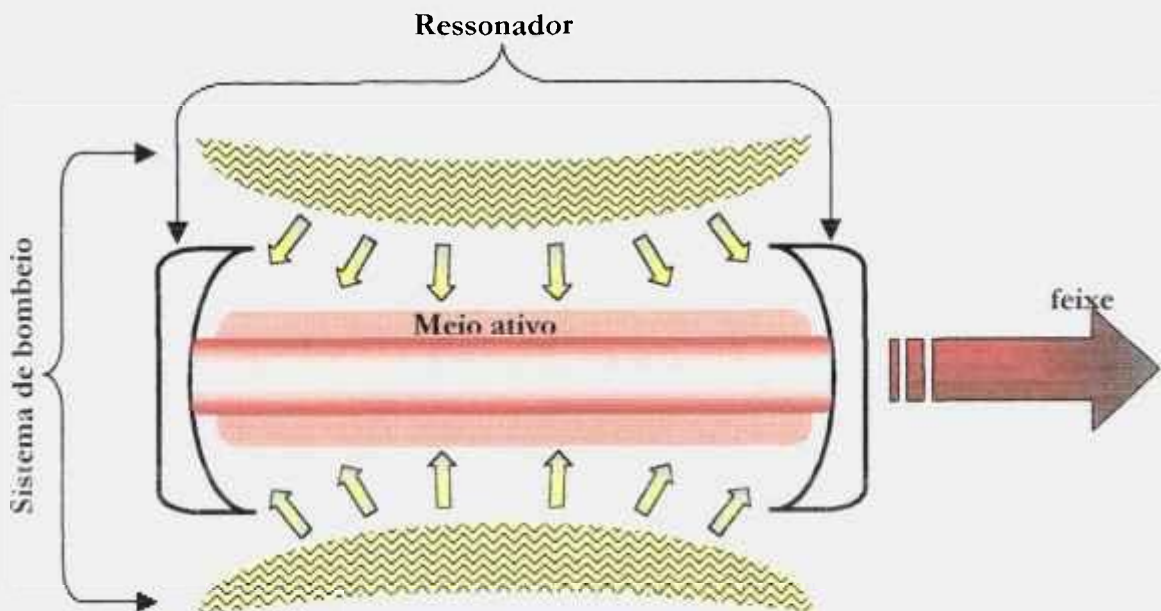


Figura 2 - Componentes de um sistema laser .

A luz laser se diferencia das demais fontes luminosas por possuir características particulares simultâneas como a monocromaticidade, coerência e direcionalidade. A monocromaticidade do feixe laser implica que a emissão laser se concentra em uma região muito pequena do espectro, o que acarreta aos lasers emitirem comprimentos de onda bem definidos, em geral a emissão laser tem pequena largura espectral. A coerência de um feixe laser é espacial e temporal, significa que os fótons com esta característica se propagam em fase no espaço e no tempo. A outra característica importante é a colimação da luz, o feixe apresenta uma pequena divergência originário da difração da luz.

2.2) Sistemas de acoplamentos e entrega de feixe

2.2.1) Caracterização de feixes lasers

O ressonador de um sistema laser pode emitir vários modos simultaneamente, gerando uma superposição dos modos no feixe de saída, chamado assim de feixe multimodo. Um feixe multimodo (não gaussiano) possui um alargamento no diâmetro do seu feixe quando comparado com um feixe gaussiano. Esta variação está descrita na equação 15 e apresentada na Figura 3,

$$w_0 = \frac{w_0^*}{M} \quad \text{onde} \quad w_0^* = M \frac{4\lambda f}{\pi D_{in}} \quad 15$$

Onde w_0 é a cintura (diâmetro mínimo na região do foco) do feixe gaussiano, w_0^* a cintura do feixe multimodo, λ o comprimento de onda do feixe, D_{in} o diâmetro inicial, f o foco da lente utilizada e M^2 o fator de qualidade do feixe.

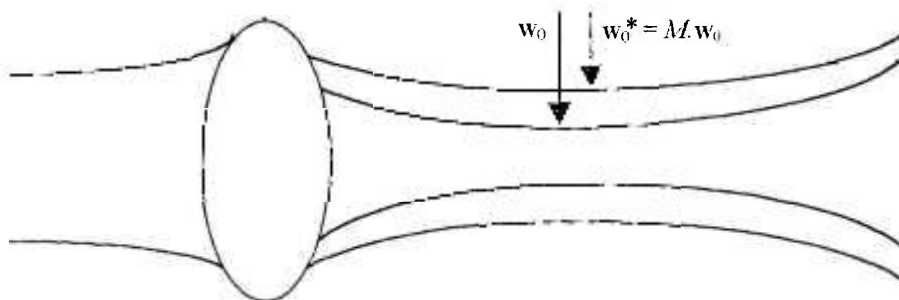


Figura 3 - Focalização de um feixe gaussiano e multimodo.

Qualidade de um feixe laser não gaussiano

A equação paraxial obtida na equação 12 determina para qualquer ponto z somente o comportamento para feixes gaussianos. Uma maneira para utilizar esta mesma equação para feixes que não sejam gaussianos é a incorporação de um fator de correção para o raio do feixe. Como visto na Figura 3 o raio de um feixe multimodo é M vezes maior que o de um gaussiano, dessa forma incorporando esta variável na equação 12 tem-se:

$$w^2 = w_0^2 \left[1 + \left(M^2 \frac{\lambda}{\pi w_0^2} \right)^2 (z - z_0)^2 \right], \quad 16$$

onde w_0 é o raio mínimo na região do foco e z_0 a posição desse raio.

O valor de M^2 é um número positivo maior que 1, e quanto mais próximo de 1 ele for mais similar será o seu perfil ao de um feixe gaussiano. Ao contrário a obtenção de M^2 próximo de 1 ao determinar o perfil de um feixe não representa necessariamente que este seja somente composto pelo modo TEM_{00} . Um trabalho publicado por A. E. Siegman[2] mostra um feixe com característica Gaussiana formado por uma superposição de cinco modos de alta ordem de Laguerre: 45% dos modos são LG_{01} , 17% de LG_{10} , 20% de LG_{11} , 11,5% de LG_{20} e 6% do modo LG_{21} . Com estas características este feixe possui um fator de qualidade igual a 3,1 e não possui nenhum modo gaussiano incorporado.

A divergência de um feixe multimodo comparado a de um feixe gaussiano varia de acordo com o valor de M^2 , onde um feixe Gaussiano diverge $\lambda/\pi w_0$, um feixe não Gaussiano diverge M^2 vezes este valor. Assim, a determinação do M^2 também é uma medida rigorosa que determina o limite de difração do feixe em questão.

Outra variável relacionada à qualidade do feixe é o comprimento de Rayleigh na equação 17:

$$z_{Rx} = \frac{\pi w_0^2}{M^2 \lambda} \quad 17$$

A determinação do M^2 não representa somente um valor relativo à qualidade e forma do feixe, mas fornece também informações precisas como a divergência e a real área transversal do feixe para um maior desempenho do mesmo em várias aplicações possíveis para um feixe laser.

Para focalizar o feixe em uma área menor possível é necessário ter uma lente com a maior abertura numérica (menor foco) e utilizar uma luz com o menor comprimento de onda possível. Dessa forma como é descrito na equação 18 o diâmetro desta área é proporcional ao comprimento de onda e inversamente proporcional ao ângulo de convergência[3].

$$\text{Diâmetro} \propto \text{Cte} \frac{\lambda}{\theta} \quad 18$$

Em ótica geométrica este diâmetro é um ponto infinitesimal, entretanto aqui ele é um valor finito resultante da difração da luz. A razão da propagação do feixe depende dos modos que o compõem, o modo fundamental (gaussiano) dá o menor produto para a incerteza e define assim o menor valor possível que um feixe poderá assumir para a cintura do feixe. Quando o laser é composto por modos de alta ordem com N picos e respectivos vales por exemplo, este feixe pode se comportar como N grupos com seus modos separados e cada um com 1/N de largura. Acompanhando a equação 18 estes modos resultam em uma divergência N vezes mais rápida que a divergência do modo fundamental. Esta equação relaciona a divergência do feixe com a sua cintura, descrevendo o comportamento do feixe para as diversas situações. Como o feixe pode ser compreendido por uma variedade de modos a constante especificada carrega esta informações, ou seja, esta determina a qualidade do feixe.

Introduzindo na equação 18 valores para o modo gaussiano, diâmetro igual w_0 e o ângulo divergência igual a $\lambda/\pi w_0$, tem-se que com estes valores, a constante que pode então ser denominada de M^2 fica igual a $1/\pi$. Assim tem-se para a equação 18 uma relação do fator de qualidade do feixe multimodo com a divergência e cintura do feixe:

$$M^2 = \frac{1}{4} \frac{\theta(2w_0)}{\lambda} \quad 19$$

O benefício na determinação da constante M^2 é a caracterização real de feixes que são formados por uma mistura de modos. O fator M^2 , como foi demonstrado, é igual ao produto da cintura do feixe com o ângulo de divergência do mesmo. Isto é uma medida de como estão localizados os fótons do feixe ao longo do perfil transversal de propagação. Pela teoria da incerteza, se o diâmetro de um feixe é comprimido, a incerteza na localização dos fótons do feixe ao longo do plano transversal diminui e conseqüentemente a componente transversal no momento dos fótons aumenta proporcionalmente.

A caracterização de feixes lasers é de grande importância para qualquer área que utiliza ou desenvolve um feixe laser além do acoplamento à fibras óticas.

Medidas não sofisticadas do perfil da intensidade do feixe como a identificação pela área queimada em um alvo ou a análise visual em cartões fotosensíveis são métodos inadequados para assegurar o diâmetro do feixe em aplicações que necessitem uma maior precisão. O outro extremo na análise da qualidade de feixes é através do auxílio de equipamentos eletrônicos que fornecem um perfil espacial do feixe em tempo real.

Como exemplo de um método simples, tem-se também a utilização de um papel termosensível onde o laser imprime o seu perfil transversal e também um bloco de acrílico que fornece o perfil tridimensional do feixe.

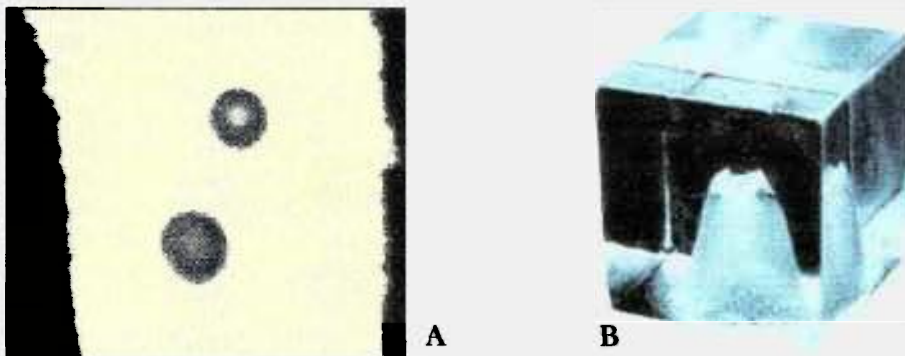


Figura 4 – Em A determinação da largura do feixe por papel fotosensível e em B o perfil tridimensional determinado por um cubo de acrílico [4].

Utilizou-se neste trabalho a técnica borda-da-lâmina, uma vez que não se desejava utilizar métodos menos sofisticados e tampouco possuir sistemas com câmaras digitalizadoras que fornecem o perfil em tempo real. A resolução da técnica borda-da-lâmina é ditada pela precisão do deslocamento transversal das lâminas, como exemplo deslocamentos micrométricos com erro de $5\mu\text{m}$, dão uma ótima precisão para perfis de feixes com $100\mu\text{m}$ de cintura.

Teoricamente é possível determinar o tamanho de um feixe utilizando qualquer um destes sistemas discutidos acima. A diferença entre eles é a precisão dos resultados e o custo. Se o objetivo é determinar o diâmetro do feixe com o intuito de calcular a densidade de energia ou potência, não seria tão necessário a utilização de uma câmara digitalizadora, talvez um papel termosensível seria suficiente. Mas se o objetivo é a determinação de parâmetros mais apurados como a divergência ou o fator de qualidade do feixe o método do papel termosensível, cubo de acrílico ou a luz espalhada pelo anteparo não seriam tão adequados. Para realizar a determinação do diâmetro utilizando filmes bidimensionais o feixe devem ser

provenientes de resonadores estáveis[5], essa característica foi observada pelos autores que necessitavam de uma maior precisão e repetibilidade das medidas.

A importância na medida do diâmetro é porque esta interfere em outros parâmetros que serão calculados a partir deste valor. Do diâmetro determina-se a densidade de energia, a divergência e o fator de qualidade do feixe.

Utilizando qualquer técnica de medida a determinação do tamanho do feixe sofre influências de certos fatores. Como o feixe não possui bem definido a localização de sua energia mas sim um decaimento exponencial ao longo das bordas, uma das dificuldades está em determinar até onde se estende o feixe. A determinação destas bordas está ligada ao valor máximo da energia do feixe, a outra dificuldade é a utilização de um referencial para a energia do feixe. Uma possibilidade é a utilização do valor máximo para a energia do feixe, estas técnicas definem o limite do feixe a partir de um percentual do máximo valor atingido para a energia ou potência. A FWHM (Full-width-half-maximum) é uma medida da largura do feixe a meia altura do valor máximo. Outra possibilidade é tomar o ponto onde o valor máximo cai a $ex(-1)$, onde x pode assumir valores inteiros como 1, 2 ou 3. A outra possibilidade é a utilização da energia total do feixe como referência e o limite do feixe é definido por uma porcentagem da energia total do feixe. A técnica borda-da-lâmina utiliza como referência a energia total do feixe, esta intercepta uma borda inicialmente e segue até a interceptação total do feixe, valores típicos para a determinação dos limites do feixe são tomados como o primeiro limite do feixe quando a lâmina intercepta 10% e o segundo quando a lâmina intercepta 90% do feixe.

Utilizando a técnica borda-da-lâmina é possível determinar a que nível de porcentagem da energia total quer se definir os limites do feixe. Este valor, denominado por ϵ , foi estudado por Siegman[6] para feixes lasers e determinaram valores compreendidos entre 8,5% e 11,6%. Um limite do feixe é determinado por ϵE_t e no outro extremo do feixe pelo valor $(1-\epsilon)E_t$, onde E_t é a energia total.

A observação de um perfil Gaussiano em um feixe laser nem sempre quer dizer que este feixe é compreendido em maior parte pelo modo fundamental. Considere o seguinte exemplo, um determinado feixe possui um fator de qualidade igual a 3,1 e não é compreendido por nenhum modo TEM₀₀, é formado pela superposição de modos de alta ordem das funções de Langerre da seguinte forma: 45% de LG01*, 17% de LG10, 20% de LG11*, 11,5% de LG20 e 6% de LG21*. Este exemplo mostra mais uma necessidade na determinação do fator

de qualidade do feixe. Mesmo quando o feixe é determinado por modos de alta ordem o comportamento final do feixe pode ser parecido com o de um feixe Gaussiano.

Técnica da borda-da-lâmina

A técnica denominada borda-da-lâmina^[a] é uma importante ferramenta para a determinação de perfis de feixes lasers de uma maneira simples e econômica. Essa técnica necessita de uma lâmina acoplada a um micrômetro e um detector de potência ou energia. A técnica consiste em relacionar o deslocamento da lâmina posicionada transversalmente ao feixe, com a energia transmitida. A sua validade para caracterização de feixes gaussianos já foi previamente estudada por outros autores^{[7][8]} e não será abordada aqui.

A intensidade de um feixe Gaussiano simétrico se propagando na direção z é dada por,

$$I(x, y) = I_0 \exp\left[-2 \frac{(x - x_0)^2 + (y - y_0)^2}{r_0^2}\right], \quad 20$$

onde r_0 é o raio do feixe e (x_0, y_0) a posição da intensidade máxima I_0 . A potência total do feixe é definida pela integral da intensidade em todo o espaço,

$$P_T = \int_{-\infty}^{+\infty} dx' \int_{-\infty}^{+\infty} dy' I(x', y') = \frac{\pi r_0^2 I_0}{2}, \quad 21$$

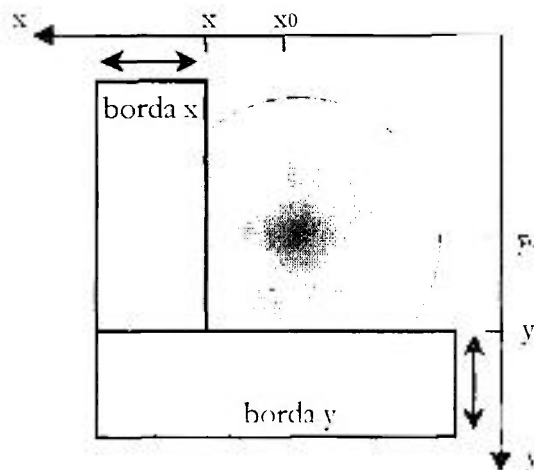


Figura 5 - Perfil transversal de um feixe Gaussiano simétrico eclipsado.

a Tradução livre feita da palavra inglesa "Knife-Edge"

A Figura 5 mostra um feixe com simetria circular eclipsado por duas lâminas com suas bordas posicionadas em x e y .

Para esta configuração a potência transmitida é expressa como:

$$P(x, y) = \int_x^{+\infty} dx' \int_y^{+\infty} dy' I(x', y'). \quad 22$$

Medindo a potência transmitida e relacionando-a com o deslocamento da borda da lâmina é possível determinar os parâmetros w_x , w_y e (x_0, y_0) . A integral da equação 22 não possui uma solução analítica. J. M. Khosrofian *et al.* [9] fizeram uma aproximação matemática em uma dimensão para esta equação. A função para a potência normalizada, encontrada pelo autor segue,

$$\bar{P}(x) = \frac{1}{1 + \exp[-(a_0 + a_1 t + a_2 t^2 + a_3 t^3)]}. \quad 23$$

Onde as constantes assumem os seguintes valores: $a_0 = -6,71387 \times 10^{-3}$, $a_1 = -1,55115$, $a_2 = -5,13306 \times 10^{-2}$, $a_3 = -5,49164 \times 10^{-3}$ e t a variável paramétrica, uma relação do raio com a posição, $t = (2/w_x)(x-x_0)$. Uma expressão similar pode ser obtida para $\bar{P}(y)$ sem maiores complicações. Com essa aproximação é possível facilmente ajustar a equação 23 aos valores experimentais da potência e posição da lâmina, determinando a cintura e a posição do feixe.

2.2.2) Fibras ópticas

A função das fibras ópticas é carregar energia da fonte ao receptor de maneira prática e ágil. Tanto em telecomunicações como em ciências biomédicas as fibras ópticas são uma importante e promissora ferramenta de trabalho. Os primeiros registros de transmissão de luz por um guia foi um sistema desenvolvido em 1870 por John Tyndall, ele mostrou que a luz pode ser guiada por um jato de água e em 1930 Willis Lamb Jr. realiza experimentos com luz guiada por fibras de vidro.

A princípio as fibras não se mostraram muito significantes até o início da década de 70 por apresentarem grande atenuação no sinal e pelo fato das fontes existentes na época serem muito fracas. A partir de 1970 tinha-se em mãos fontes luminosas intensas como o laser e materiais especiais que proporcionaram o desenvolvimento de fibras com baixa atenuação.

Essas duas características resultaram em um grande número de aplicações em telecomunicações, áreas biomédicas e o manuseio do feixe laser proporcionando as mais diversas aplicações.

Fibras ópticas são desenvolvidas à partir de cristal, vidro ou plásticos e basicamente são estruturadas por um núcleo onde a luz se propaga: um revestimento com propriedades ópticas diferentes para possibilitar a reflexão e propagação sem perdas, mais um revestimento adicional para segurança contra meios externos que poderiam dobrar ou trincar o núcleo.

Durante a propagação de um feixe de luz em uma fibra, o feixe refratado através da interface do núcleo com o revestimento corresponde à energia perdida no revestimento do núcleo. O ângulo máximo para a injeção na fibra θ_a , é ditado pelo ângulo θ_c da aplicação da lei de Snell na interface do núcleo com o revestimento. Fazendo θ_2 (ângulo do feixe refratado) igual a 90° ocorre a reflexão total do feixe incidente. Na Figura 6 está ilustrado o feixe incidente totalmente refletido, para esta condição se obtêm $\text{sen}\theta_c = n_2/n_1$.

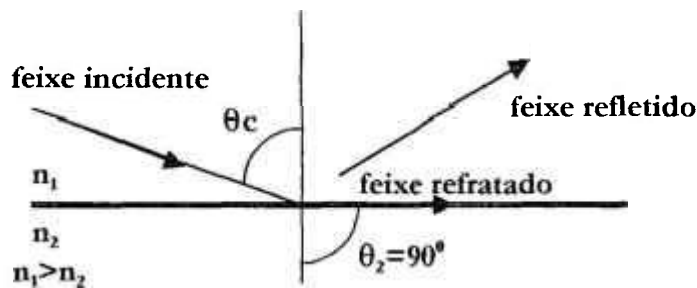


Figura 6 - Reflexão total do feixe incidente

2.2.3) Alterações do feixe através de sistemas de lentes

As fibras podem ter dois perfis de índice de refração dentro do núcleo, um perfil “step-index” onde o núcleo e o revestimento assumem valores constantes e outro perfil chamado de “graded-index” que assume um valor constante para o revestimento e um perfil variável ao longo do raio. Na Figura 7 estão os perfis para as duas situações descritas anteriormente.

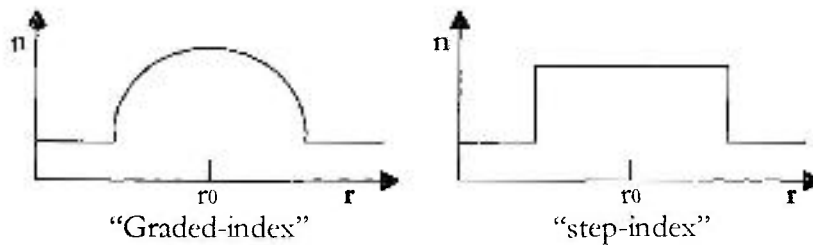


Figura 7 - Perfis do índice de refração para o núcleo da fibra.

Abertura numérica

Como visto anteriormente na Figura 6 o ângulo de propagação no interior da fibra está determinado pelo ângulo crítico, limite originário da lei de propagação de Snell sem feixe refratado. Acompanhando a Figura 8 observa-se um ângulo máximo aceitável pela fibra.

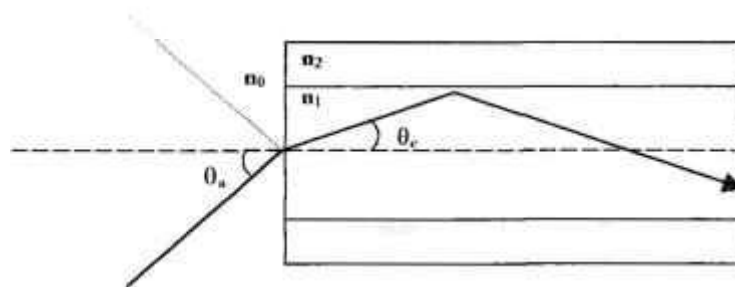


Figura 8 - Determinação da abertura numérica em uma fibra.

Considerando o índice de refração para o ar igual a 1, a aplicação da lei de Snell na interface ar/núcleo relaciona o ângulo crítico θ_c com o ângulo incidente θ_a da seguinte forma:

$$\text{sen } \theta_a = n_1 \text{sen } \theta_c . \quad 24$$

O termo $\text{sen } \theta_a$ é denominado como a abertura numérica da fibra. Se o meio externo a fibra não for o ar, a relação precisa ser refeita para o meio em questão.

Para um feixe laser com raio r atravessando uma lente com foco f a abertura numérica é proporcional ao seno da razão do raio do feixe pelo foco da lente:

$$NA_{\text{laser}} = n \text{sen} \left(\frac{r}{f} \right) . \quad 25$$

onde n é o índice de refração do meio de propagação.

Focalização de feixes lasers

A transformação da cintura de feixes Gaussianos através de uma lente e a posição da cintura mínima são descritas pelas equações 26 e 27 respectivamente e ilustradas na Figura 9.

$$z_2 = f + \frac{(z_1 - f)f^{-1}}{(z_1 - f)^2 + \left(\frac{\pi w_{01}^2}{\lambda}\right)^2} \quad 26$$

$$\frac{1}{w_{02}^2} = \frac{1}{w_{01}^2} \left(1 - \frac{z_1}{f} \right)^2 + \frac{1}{f^2} \left(\frac{\pi w_{01}}{\lambda} \right)^2 \quad 27$$

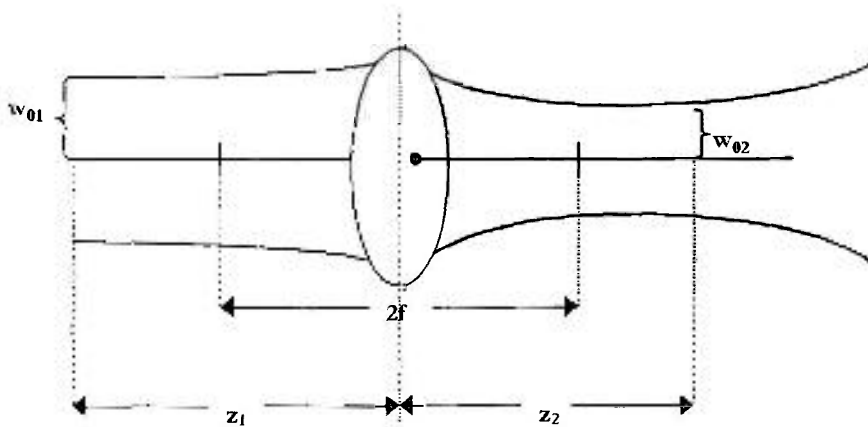


Figura 9 - Transformação de um feixe Gaussiano através de uma lente

Se fizermos $z_1=f$ ou seja, posicionarmos a cintura w_{01} no foco simplificaremos as equações para:

$$z_2 = f \text{ e } w_{02} = f \frac{\pi w_{01}}{\lambda} \quad 28$$

Compressão e expansão de feixes lasers

A alteração da cintura de feixes é realizada através de um conjunto formado por duas lentes, onde o conjunto é chamado de telescópio. O telescópio de Kepler, ilustrado na Figura 10 é composto por lentes positivas enquanto o telescópio de Galileu, ilustrado na Figura 11 é

formado por uma lente positiva e outra negativa. As relações que determinam as cinturas do feixe são apresentadas na equação 29.

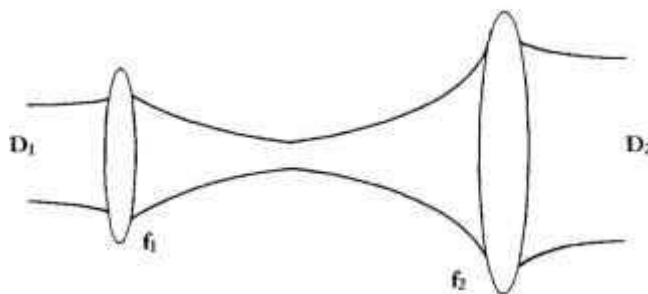


Figura 10 - Telescópio de Kepler

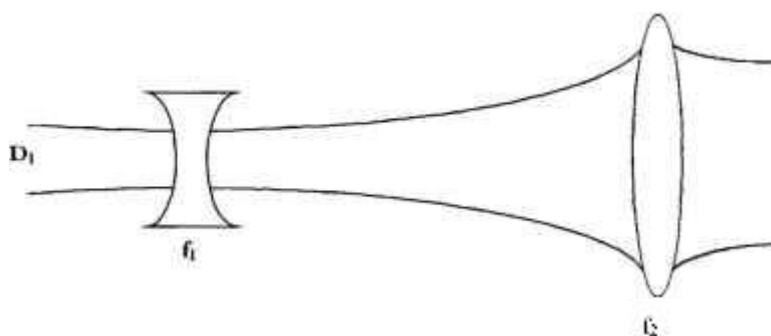


Figura 11 - Telescópio de Galileu

$$D_2 = \frac{f_2}{|f_1|} D_1 \text{ e } \theta_2 = \frac{f_1}{f_2} \theta_1$$

29

As variáveis D_1 e D_2 são os diâmetros do feixe e θ_1 e θ_2 são os respectivos ângulos de divergência.

Para feixes com baixa intensidade podemos utilizar tanto um como outro telescópio. Entretanto para feixes com alta intensidade precisamos utilizar exclusivamente o telescópio de Galileu, composto por uma lente positiva e uma negativa. Este telescópio não concentra o feixe em uma área muito pequena como acontece no foco do telescópio de Kepler. Quando um feixe com alta intensidade é transformado por um telescópio de Kepler, este por concentrar a energia em uma área pequena pode abrir uma descarga elétrica na região do foco.

2.2.4) *Perdas de energia por acoplamento*

Existem vários problemas no acoplamento de lasers a sistemas de entrega de feixe que podem resultar em perda de energia. A seguir estão listadas algumas dessas causas de perda e discutidas as suas implicações e soluções.

Alinhamento

O eixo z da fibra precisa estar alinhado com o eixo do feixe laser. Na Figura 12 estão ilustrados possíveis situações de desalinhamento.

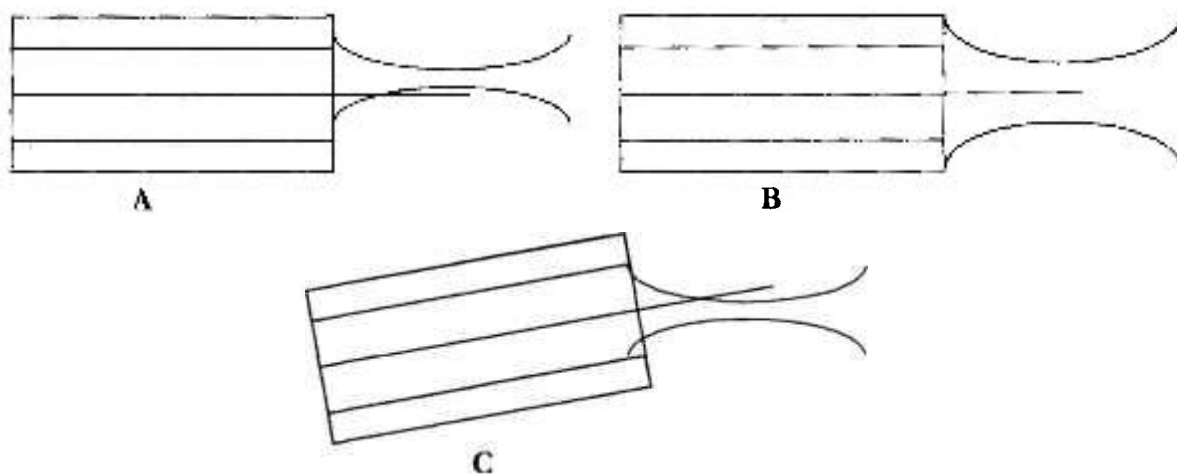


Figura 12 - Possíveis desalinhamentos da fibra em relação ao eixo de propagação do feixe.

Essas três formas são facilmente superadas com ajustes finos no suporte da fibra e alinhamento do sistema de acoplamento com o feixe laser.

Densidade de energia

Quando um feixe é focalizado na face da fibra ou na região interna, a energia por estar fortemente concentra no foco pode danificar esta região. A danificação ocorre pela formação de trincas, fissuras ou regiões carbonizadas que aumentam a absorção da luz de maneira progressiva. Na Figura 13 estão duas formas errôneas de acoplamento, na primeira o foco está na face da fibra e na segunda na parte interna da mesma. A forma mais adequada está ilustrada na Figura 14, com o foco da lente antes da face da fibra.

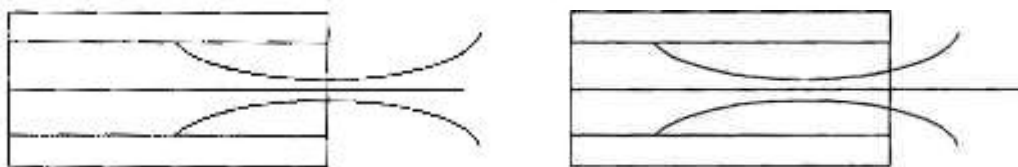


Figura 13 - Posições do foco que podem deteriorar a fibra.

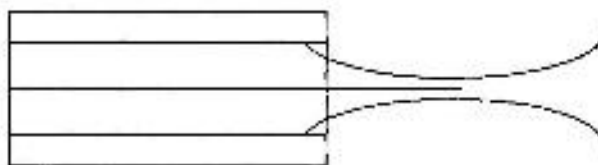


Figura 14 - Posição correta onde a fibra sofre menos deterioração.

Abertura numérica

Outros fatores que precisam ser analisados são as aberturas numéricas da lente e da fibra. Para um acoplamento eficiente a abertura numérica do feixe precisa ser igual ou ligeiramente menor que a abertura da fibra. Se a abertura do feixe estiver acima da abertura da fibra ou muito abaixo ocorre duas maneiras diferentes de atenuação.

Considere primeiramente a abertura numérica do feixe maior que a abertura aceitável pela fibra, como ilustrado na Figura 15A. Neste caso parte dos modos de maior ordem são atenuados na interface do núcleo com o revestimento. A segunda forma de atenuação ocorre quando a abertura numérica do feixe é menor que a da fibra, como visto na Figura 15B. Neste caso somente modos de ordem mais baixa são excitados e propagados no interior da fibra.



Figura 15 - Injeção na fibra com abertura numérica do feixe maior (A) e menor (B) que a abertura numérica da fibra

Deformações na fibra

Deformações nas faces, dobras do corpo da fibra, fissuras ou trincas, ou até impurezas ou outras falhas de fabricação podem alterar a propagação do feixe no interior da fibra. Na Figura 16 está uma ilustração de um dobra em uma fibra e como a energia pode se perder para o revestimento.

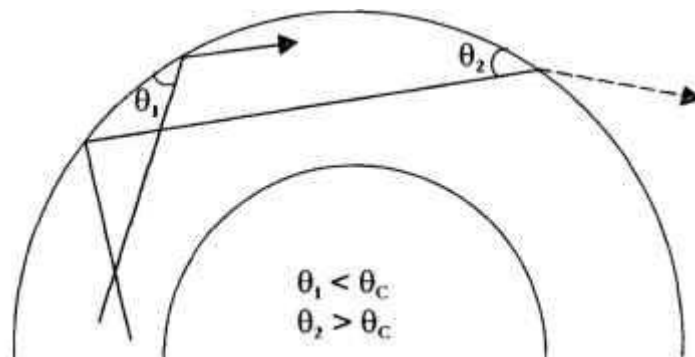


Figura 16 - Perda de energia ocasionada por uma dobra.

Para raios onde o ângulo de incidência na face interna da fibra supera o ângulo crítico a energia se perde para fora do núcleo, como exemplifica o raio tracejado da Figura 16.

Quando a face de saída da fibra não está corretamente clivada surgem alterações na superfície que podem espalhar o feixe transmitido. Estas reflexões podem ser absorvidas e gerarem a carbonização na região das faces e conseqüentemente uma maior absorção da energia dos pulsos subsequentes.

Absorção

Mesmo considerando um sistema com injeção perfeita perdas de energia sempre ocorrem por absorção pelo próprio meio de propagação. O material que compõem as fibras absorve a luz transmitida e o sinal decresce exponencialmente com a distância:

$$I(z) = I_0 \exp(-\alpha z),$$

30

onde I_0 é a intensidade inicial e α o coeficiente de absorção do meio.

As fibras ópticas possuem um espectro característico que depende do material usado para a fabricação do núcleo e da fibra. A partir desse espectro é possível determinar a atenuação para um comprimento de onda específico.

Espalhamento

O espalhamento dentro da fibra ocorre devido a inhomogeneidades do material, impurezas da matéria prima, variações no índice de refração produzidos durante a fabricação além de outras irregularidades estruturais que podem ocorrer ao longo da fibra. O espalhamento que ocorre geralmente no interior de fibras óticas é conhecido como espalhamento de Rayleigh e é inversamente proporcional ao comprimento de onda da luz propagada.

2.3) Propriedades de interação da luz laser com tecidos biológicos

2.3.1) Interação da luz laser com constituintes biológicas

A luz ao incidir em um tecido pode ser absorvida, transmitida, refletida ou espalhada pelo tecido, na Figura 17 pode ser visto estes diversos componentes. A luz transmitida traz uma relação como a profundidade e alcance que o laser possui: quanto maior é o coeficiente de transmissão do laser maior é o seu alcance em termos de profundidade. A luz espalhada pode afetar regiões vizinhas à região de interesse. O espalhamento é um fator de grande importância para analisar o efeito da temperatura nas regiões cirúrgicas, a condutividade térmica implica na probabilidade de danificar ou afetar tecidos e órgãos próximos à região de incidência do feixe laser. Já a luz refletida é a parte não útil do feixe, pois ela não interage com o alvo, simplesmente volta em alguma direção. A energia absorvida é a fração da energia incidente de maior interesse, pois esta é a maior responsável pelos efeitos provocados no tecido.

Na Figura 18 pode ser visto a absorção dos constituintes básicos dos tecidos biológicos duros, água e hidroxiapatita(que serão os tecidos de interesse ara este trabalho), na região do ultravioleta, visível e infravermelho.

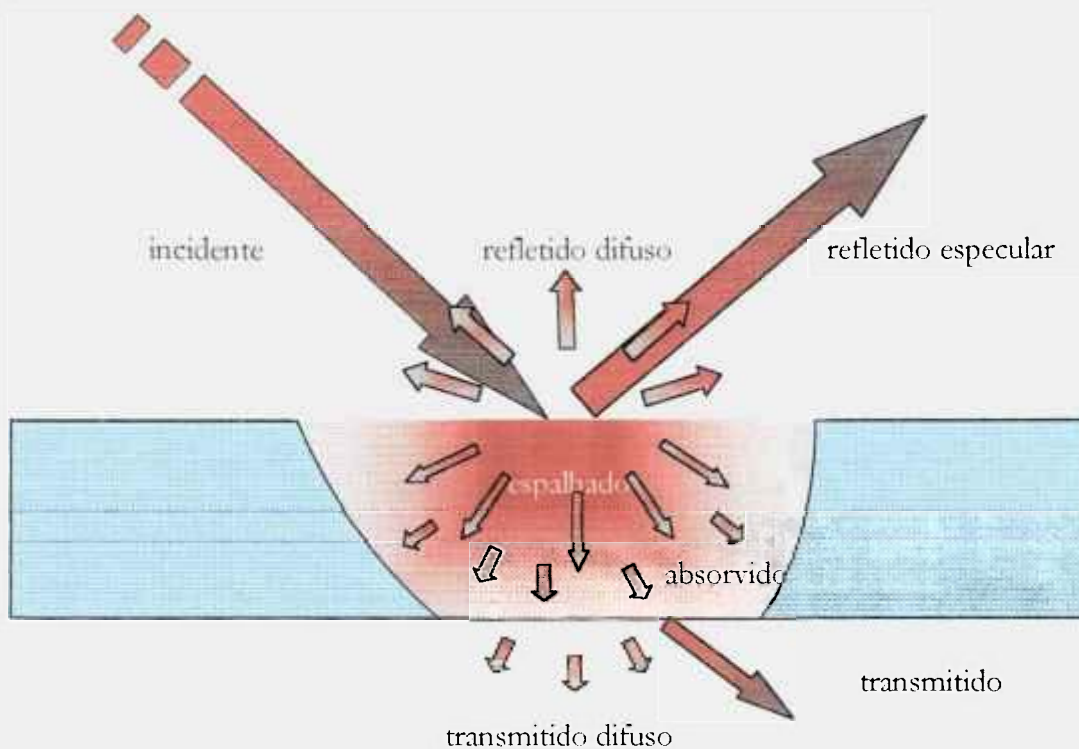


Figura 17 - Interação básica da luz com uma amostra.

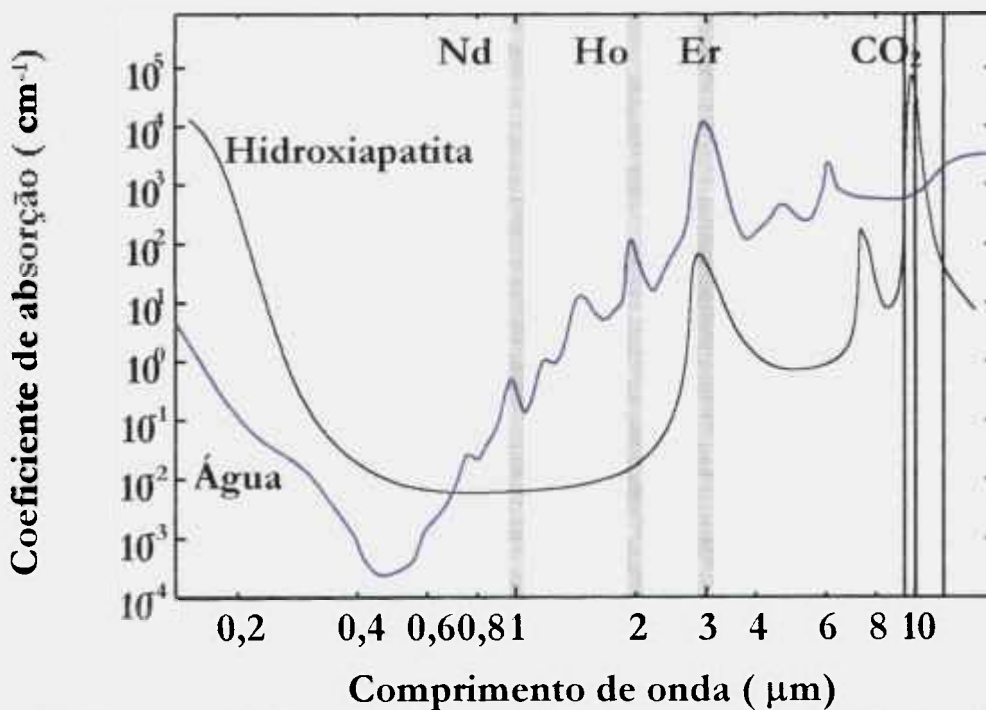


Figura 18 - Espectro de absorção da água e hidroxiapatita para a região do ultravioleta, visível e infravermelho.

2.3.2) Tipos de Efeitos

A extensão do efeito no tecido é função das características do feixe laser e do tecido irradiado. O coeficiente de absorção, espalhamento e transmissão representam as características ópticas, enquanto a condutividade, difusividade e capacidade determinam as características térmicas do tecido. As características do laser que interferem na absorção do tecido são o comprimento de onda utilizado, a densidade de energia ou potência, duração do pulso, frequência e tempo de exposição.

A extensão da interação do feixe com o tecido produz efeitos que podem ser divididos em térmicos, mecânicos e químicos. Os efeitos químicos são provenientes de rompimentos diretos das ligações químicas através de comprimentos de onda energéticos na faixa do ultravioleta. O efeito mecânico pode ser proveniente da formação de ondas de choque originárias da produção de fônons no tecido irradiado. O efeito térmico que é o mais presente nas aplicações de lasers em tecidos duros, pode ser simplesmente o aquecimento, carbonização, ablação ou fusão do material. É importante lembrar que estes efeitos, químicos, mecânicos ou térmicos, ocorrem simultaneamente como o caso da ablação do esmalte mediado pela explosão da água: um efeito térmico que provoca a elevação rápida da temperatura da água que resulta na ruptura da estrutura do dente, um efeito mecânico.

2.4) Aplicações de feixes lasers emissores no infravermelho

Entre as principais regiões que possuem a emissão laser no infravermelho com a emissão em torno de $1\mu\text{m}$ o laser de neodímio, a emissão em torno de 2μ do laser de hólmio, 3μ do laser de érbio e $9-10\mu\text{m}$ do laser de CO_2 , a região com emissão em torno de $2\mu\text{m}$ é o único comprimento de onda que não é aprovado pelo FDA ("Food and Drug Administration", órgão americano para regulamentação e normatização) para procedimentos odontológicos em tecidos duros. O laser de Hólmio está aprovado pelo FDA para cirurgias da próstata benigna, cálculos renais em urologia, cirurgias artroscópicas e estas técnicas apesar de já estarem aprovadas ainda estão sendo largamente estudadas[10][11][12][13],[14]. A utilização do laser de hólmio é observada em várias especialidades médicas como na ortopedia em cirurgias de hérnia de[15], na cardiologia em cirurgias de desobstrução de arteroma[16], em neurocirurgias pouco invasivas[17] e bem como em pesquisas odontológicas para realizar o

acesso endodôntico e preparo cavitário[18], desinfecção do canal radicular[19] e prevenção à cárie[18][20].

O laser de neodímio é utilizado em vários procedimentos odontológicos, na esterilização dos canais radiculares [21][26], remoção de debris[22], diminuição da hipersensibilidade dentinária [23], limpeza de sulcos[24] entre outros procedimentos. O laser de érbio está aprovado pelo FDA para remoção de tecido duro com o objetivo de realização de preparo cavitário[25]. Apesar disto outros países apontam a grande eficiência deste laser em outras aplicações odontológicas como esterilização de canais radiculares[26] e remoção de debris[27]. A utilização do laser de CO₂ em odontologia é maior em cirurgias de tecido mole[28], sendo a sua utilização em tecidos duros apontada em estudos se realizada com os comprimentos de onda de 9,3µm e 9,6µm, coincidentes com forte absorção dos radicais fosfato da hidroxiapatita.

2.4.1) Lasers em aplicações endodônticas

Serão apresentados a seguir os fundamentos de alguns tópicos de odontologia importantes para este trabalho, entretanto sem a pretensão de discutir e aprofundar o assunto.

Tratamento endodôntico

Como está descrito no apêndice Estrutura Dentária, o esmalte protege a polpa do meio externo (região bucal), onde podem ser encontradas colônias de bactérias. Quando essa barreira de esmalte for rompida por processos de desmineralização (cárie), a polpa ficará exposta e vulnerável. O não tratamento dessa cárie poderá resultar numa infiltração de bactérias na polpa e ao longo do canal radicular acentuando uma infecção, a Figura 19 exemplifica um caso onde ocorreu a infecção do ápice.

Os túbulos dentinários formam uma passagem para as bactérias invasoras que podem assim alcançar a polpa através de uma espessa camada dentinária, a Figura 20 mostra uma infecção dos túbulos dentinários.

Na radiografia verifica-se a infecção como sendo a região mais radiolúcida(escura), indicando a necessidade de um tratamento endodôntico. O acesso endodôntico consiste em se fazer a remoção do material intrapulpar e esvaziamento dos canais radiculares. O próximo

passo é a desinfecção e preenchimento do canal com um material sintético responsável pela vedação do local.

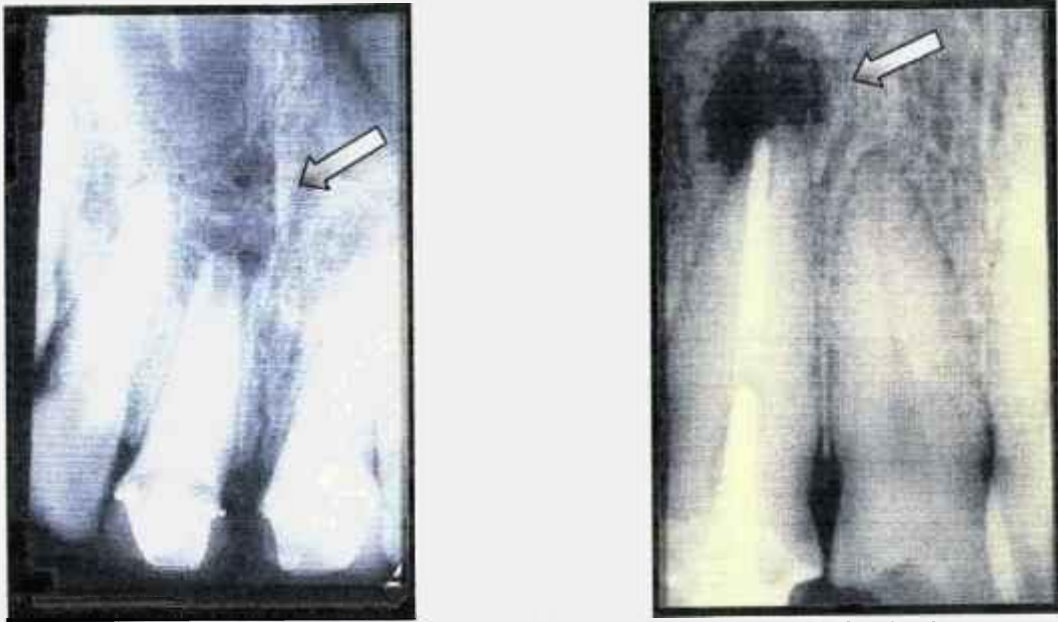


Figura 19 - Infecção bacteriana no ápice, a direita mostra a reincidência de um canal radicular já tratado uma vez.

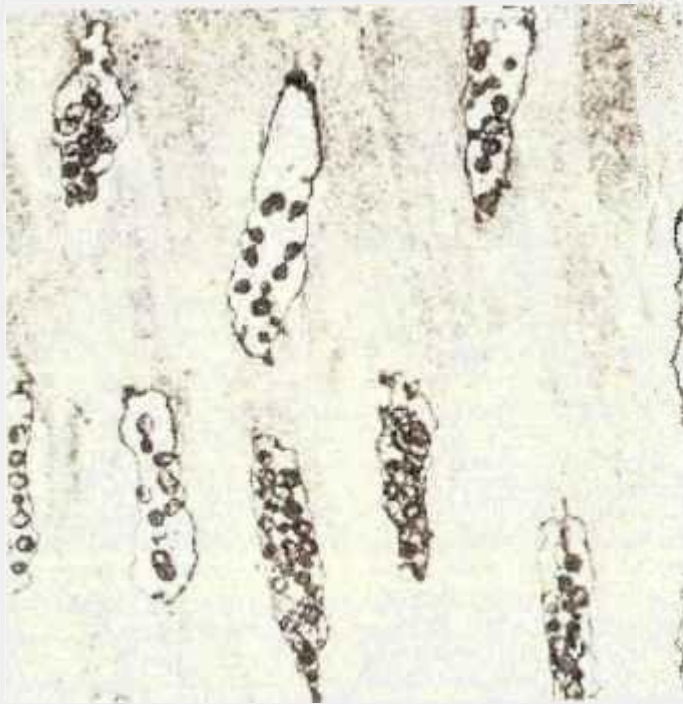


Figura 20 - Túbulos dentinários infectados por bactérias

Um tratamento endodôntico é eficaz quando a desinfecção, preenchimento e vedação do canal são eficientes, de maneira a impedir a recidiva. Existem situações clínicas onde a presença de microorganismos anaeróbios causa uma reinfecção. Para as situações mais severas a alternativa é a apicectomia, remoção do ápice infectado.

Casos clínicos onde ramificações apicais e canais acessórios se manifestam, a preparação do canal é dificultada. Na Figura 21 podem ser vistos estudos realizados com corantes em anomalias radiculares que podem facilmente ser invadido por várias bactérias e outros microrganismos.



Figura 21 - Espécimes com ramificações apicais e canais acessórios[29].

Selagem de Túbulos

Em 1971 foram realizados os primeiros estudos do uso de irradiação laser visando aplicações endodônticas[30], onde utilizou-se um laser de CO₂, com emissão em 10,6μm, potência média entre 5 e 200W, tendo como potência de pico 2kW. O diâmetro de foco ficou entre 0,127 e 2,032mm, duração do pulso de 0,1 a 100ms e frequência de 1 a 10 Hz. O objetivo deste trabalho foi estudar a interação do laser com a dentina, verificar o seu poder de fusão e a selagem dos orifícios formados pelo forame na região do terço apical quando irradiados pela parte externa do ápice. Para baixos valores de energia incidente observou-se visualmente a carbonização do local. Com o aumento da energia a carbonização foi mais intensa e a fusão da dentina passou a ocorrer, com eventual formação de um núcleo fundido e resolidificado. Esse núcleo pode ser facilmente removido, isto porque a fusão ocorreu de maneira localizada formando uma descontinuidade entre a dentina irradiada e a circunvizinha. Como pode ser vista na Figura 22 esta descontinuidade é evidenciada através de uma região de

dentina carbonizada. A selagem dos orifícios no terço apical não foi atingida, mas foram determinados parâmetros de referência para trabalhos posteriores.

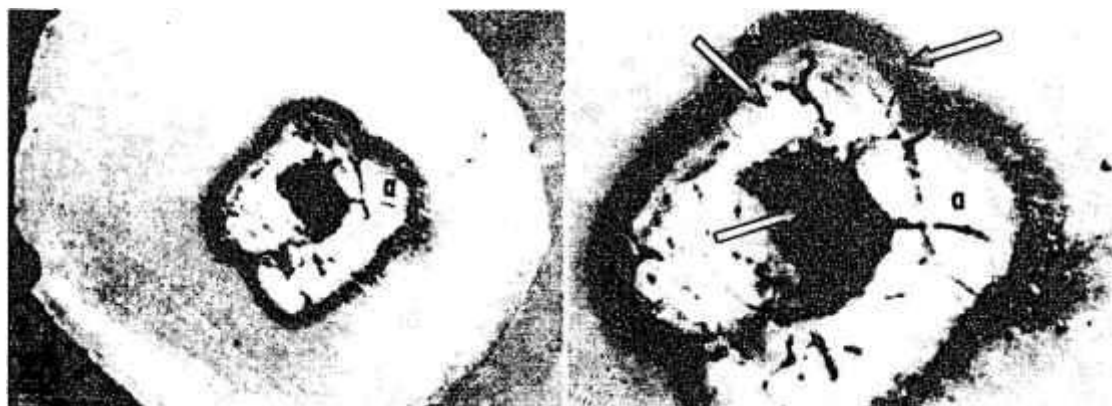


Figura 22 - Corte transversal do canal radicular, está indicado a região carbonizada em torno de uma parte que foi fundida e resolidificada [31].

Estudo de microorganismos em canais radiculares

Existem mais de 300 espécies de bactérias na flora oral, apesar de poucas delas conseguirem se proliferar dentro do canal radicular[32]. A preparação do canal radicular e sua desinfecção são as principais etapas em um procedimento endodôntico, uma vez que a infecção por bactérias é a mais importante causa na inflamação pulpar e periapical. Na desinfecção em canais radiculares, estudos *in vitro* mostram grande eficiência na utilização de soluções químicas, mesmo a baixas concentrações. Mas em certos casos a eficiência nunca é completa, até considerando soluções mais concentradas. Uma possível explicação para tal persistência na infecção é a evolução das bactérias para o interior dos túbulos dentinários[33].

Após a desinfecção e preenchimento do canal, podem acontecer três situações distintas com os microorganismos dentro dos túbulos[34]: permanecer inativos, morrer ou se proliferar consumindo material orgânico.

Estudos *in vitro* da infecção e desinfecção dos túbulos dentinários foram realizados com o objetivo de formular um modelo que possa testar e avaliar a eficiência das técnicas de desinfecção[33]. Nesse trabalho foram utilizados incisivos bovinos onde os espécimes foram cortados de maneira padrão, quatro milímetros de comprimento e a parte da coroa foi descartada. O canal foi preparado com diâmetro de dois milímetros e o cimento na face

externa do dente foi removido para expor os túbulos dentinários. Os túbulos bovinos apresentam tamanho e densidade similares aos existentes em dentes humanos[35]. As infecções foram realizadas utilizando a espécie de bactérias *Enterococcus faecalis* e a Figura 23 mostra os túbulos dentinários infectados. Usou-se este microorganismo por estar entre o grupo de bactérias que apresentam maior resistência intracanal[36]. A penetração das bactérias após o primeiro dia foi de 300 a 400 μm , mas não de maneira intensa. Após três semanas de incubação, os túbulos apresentaram-se intensamente infectados até 400 μm , moderadamente até 500 μm e a frente da infecção alcançou 1000 μm (1mm). Na face onde o cimento foi removido, a infecção alcançou em média 150 a 200 μm de penetração e ocasionalmente 280 μm . Nesta região os túbulos são mais estreitos e ramificados, sendo esse o motivo da baixa penetração. Nas regiões onde o cimento não foi removido (sem intenção) a infiltração de bactérias foi baixa comparada com os túbulos expostos.

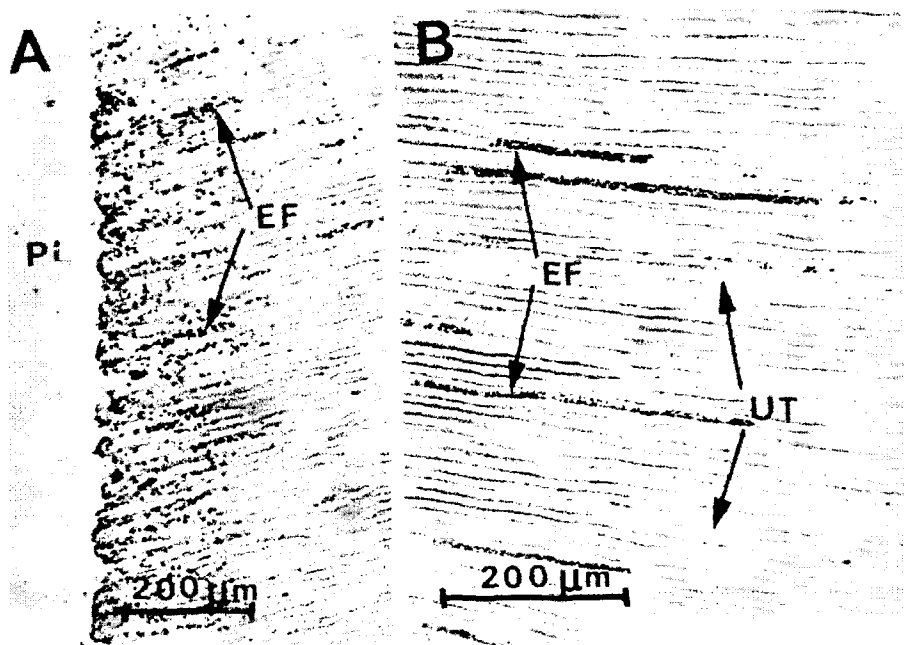


Figura 23 - Infecção dos túbulos: em **A** EF são células de *E. faecalis* e em **B** UT túbulos não infectados

Perez *et al.*[37], realizaram um trabalho usando a espécie *Streptococcus sanguis*. Segundo os autores, a penetração máxima observada foi de 792 μm e a migração das colônias dependem principalmente do tempo de incubação. Observou-se neste trabalho um progresso da infecção

somente após o décimo dia e foi realizado o acompanhamento até o vigésimo oitavo dia de incubação.

O potencial do laser na destruição de bactérias *S. mutans* está diretamente relacionado com o tempo de irradiação. Tal relação foi concluída utilizando laser de CO₂ [38]. A aplicação do laser produziu uma impressão no local, com a formação de uma borda circunferente à irradiação. Essa impressão ocorreu devido à alta densidade de energia incidente com a conseqüente ablação do material irradiado. Para a densidade 0,1 J/cm² não há a impressão do local, e como já foi visto anteriormente esta condição possui a inibição de formação de bactérias estatisticamente igual a de densidades de energia maiores.

Outro estudo realizado pelos mesmos autores determinou a fusão, resolidificação e fechamento dos túbulos dentinarios, para uma densidade de energia 0,7 J/cm²[39]. Um importante procedimento para o laser de Excimer e outros lasers[40] que são fortemente absorvidos por materiais orgânicos, é a remoção de material orgânico remanescente na parede do canal radicular. A remoção deste material se torna importante para a desinfecção pois diminui a quantidade de material orgânico no interior do canal, a diminuição do material orgânico levando à diminuição na proliferação dos microorganismos.

Hardre *et al.* [41] utilizaram o laser de Nd:YAG na desinfecção de canais radiculares infectados por germes *Bacillus stearothermophilus*. Esse germe escolhido não é encontrado em canais radiculares, mas foi selecionado porque possui grande resistência ao calor e pode ser incubado até 55°C. O trabalho foi realizado para determinar a eficiência na desinfecção do laser e comparando com o tratamento convencional e aplicações de hipoclorito de sódio (NaOCl). No grupo esterilizado por NaOCl a 0,5% de concentração mantendo três minutos de contato com o canal, a eficiência na redução de colônias foi de 88%. No segundo grupo foi utilizado o laser de Nd:YAG com um minuto de irradiação intracanal, potência de 3 watts e 20 Hz de frequência. Nestas condições a eficiência na redução das CFUs foi de 98%. No terceiro grupo foram aplicadas as condições do primeiro grupo, NaOCl com 0,5% de concentração por três minutos seguido pelas condições do segundo, aplicação do laser por um minuto. Obteve-se nestas condições uma eficiência de 98% na redução de colônias. O quarto grupo foi esterilizado nas mesmas condições do quarto, mais um acréscimo de um minuto no tempo de irradiação, obteve-se uma eficiência de 99%. Os autores concluíram que a aplicação do NaOCl junto com as condições de irradiação do laser acima especificados, não apresentaram

resultados estatisticamente diferentes. Eles utilizaram potências maiores e observaram um aumento de temperatura, carbonização e formação de fumaça no local irradiado.

Klinke *et al.*[42] avaliaram a redução na formação de colônias de *S. mutans* para várias espessuras de dentina. São utilizados lascas de dentina proveniente de cortes longitudinais dos dentes. Determinou-se seis espessuras entre 0 e 1000 μ m. A irradiação foi realizada por um laser de Nd:YAG, emissão 1,064 μ m, a uma potência de 1,5W e 15 pulsos por segundo. A fibra de 200 μ m foi mantida a 5° de inclinação para manter a similaridade com procedimentos clínicos. O tempo de irradiação permaneceu entre 10 e 20 segundos, dependendo da área da amostra. A inoculação do *S. mutans* ocorreu por uma das faces da amostra e a irradiação pela face oposta. Após a irradiação as amostras foram incubadas por quarenta minutos em ambiente anaeróbico e assim determinado a formação de colônias. A menor redução de microorganismos foi de 84,8% para uma espessura de 1000 μ m de dentina.

A redução de microorganismos na aplicação de lasers emissores na região do infravermelho próximo ocorre pelo aumento da temperatura do local infectado e ablação de material orgânico remanescente no canal, enquanto o NaOCl age produzindo um meio ácido. Quando a contaminação do canal é superficial, tanto o NaOCl como o laser se mostram eficientes. A diferença no processo de desinfecção favorece o laser quando as bactérias já se alojaram para o interior dos túbulos dentinários.

Um trabalho visando a determinação da temperatura utilizando o laser de Neodímio o canal radicular foi irradiado com movimento de subida e descida durante 30s, 50Hz e 60mJ[43]. A temperatura foi medida a 7mm acima do ápice e forneceu uma elevação de 33,5 à 43,2°C. Variando o tempo de irradiação de 30s para 14s a temperatura variou de 34,1 para 40,1°C. Neste mesmo trabalho a esterilização de *Enterococcus faecalis* e *Streptococcus mitis* foi obtida repetindo quatro vezes a irradiação de 15s utilizando os parâmetros acima especificados.

3) Materiais e métodos

3.1) Sistema de acoplamento

3.1.1) Borda-da-lâmina

Para obstruir o feixe e assim correlacionar a energia barrada com a área obstruída construiu-se no laboratório um sistema como descrito na Figura 24. Este sistema é constituído de duas lâminas delgadas de aço inóx[a] com as bordas posicionadas perpendicularmente entre si. Cada borda está acoplada a uma base com micrômetro que possibilita o seu deslocamento com erro de $5\mu\text{m}$. As bordas das lâminas correspondem ao limite de integração da energia ao longo dos eixos x e y .

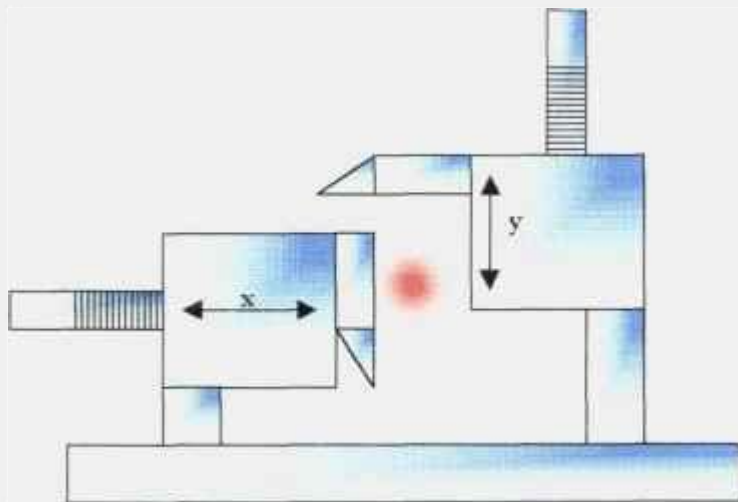


Figura 24 - Vista frontal do sistema experimental borda-da-lâmina.

3.1.2) Laser de Er:Tm:Ho:LiYF_4

O feixe laser é proveniente de um protótipo de Er:Tm:Ho:LiYF_4 desenvolvido na Superdivisão de Materiais Optoeletrônicos (MEO), Centro de Lasers e Aplicações do Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares IPEN/CNEN-SP. O protótipo é um laser de estado sólido bombeado por lâmpadas de xenônio que opera a uma frequência máxima de 1Hz. O cristal de Er:Tm:Ho:LiYF_4 foi crescido no Laboratório de Crescimento de Cristais[44] com 35mol% de Érbio, 6mol% de Túlio e 0,5mol% de Hólmio em uma matriz de LiYF_4 . A

a Lâminas de barbear.

refrigeração do laser é realizada por um sistema primário composto por água resfriada à 10° C. Esta água está em contato térmico com um circuito secundário de água deionizada que circula em regiões circunvizinhas ao cristal. Para que não ocorra a condensação de água nas faces do bastão existe um ambiente a base de nitrogênio que mantém um ambiente inerte e livre de umidade circunvizinho ao cristal. É utilizado um laser de He-Ne com emissão no vermelho como feixe guia para o laser de Hólmio.

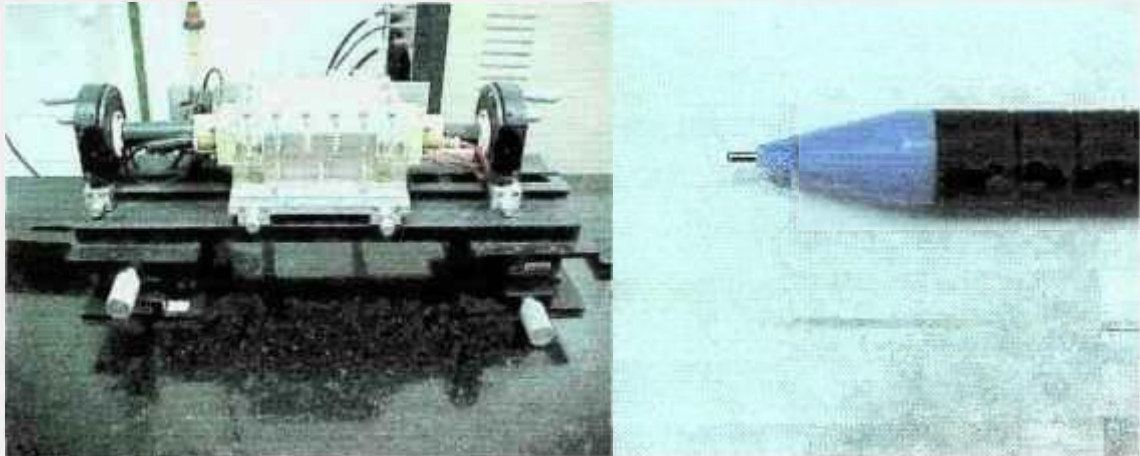


Figura 25 – Laser de Ho:YLF com emissão em 2,065 μ m e a fibra utilizada para realizar a injeção do feixe laser.

3.1.3) Fibra óptica

A fibra utilizada para o acoplamento é de sílica com baixo teor de hidroxilas e com o índice de refração do tipo “step-index”. Uma vez que comprimentos de onda na região do infravermelho são altamente absorvidos pela água, com maior intensidade em duas bandas em torno de 2 μ m e 3 μ m, o baixo teor de hidroxilas se torna muito importante para a transmissão dos feixes. Na Tabela 1 estão especificados algumas características técnicas da fibra.

A Figura 26 apresenta os espectros de absorção para fibras de sílica com alto e baixo teor de OH. Verifica-se uma nítida diferença entre as duas fibras na região do espectro entre 1,4 e 2,2 μ m. Para o comprimento de onda utilizado no nosso trabalho, 2,065 μ m, a fibra apresenta uma transmissão entre 97 e 98% por metro.

Tabela 1 Características da fibra fornecidas pelo fabricante

Número de especificação	FG-365-LER
Diâmetro do núcleo interno	365±14µm
Diâmetro do revestimento interno	400±8µm
Diâmetro do "Buffer" (proteção externa)	730±30µm
Atenuação máxima em 820nm	12dB/km
Abertura Numérica	0,22±0,02
Ângulo de aceitação	25 graus

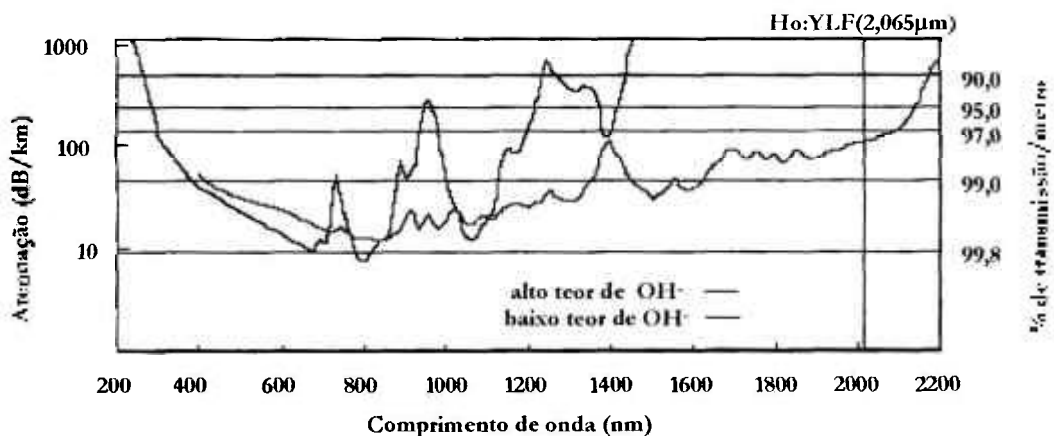


Figura 26 - Espectro de absorção da fibra com alto e baixo teor de OH.

3.1.4) Sistemas de lentes para acoplamento

Como visto na Figura 27, para realizar a injeção do feixe na fibra utilizou-se um conjunto de três lentes. O par de lentes mais próximo ao laser é um telescópio de Galileu que é responsável pela compressão do feixe, e em seqüência a terceira lente para realizar a injeção propriamente dita. A compressão do feixe foi realizada para obter uma cintura bem menor que o núcleo da fibra e assim quando ocorrer algum desalinhamento a transmissão não será afetada drasticamente.

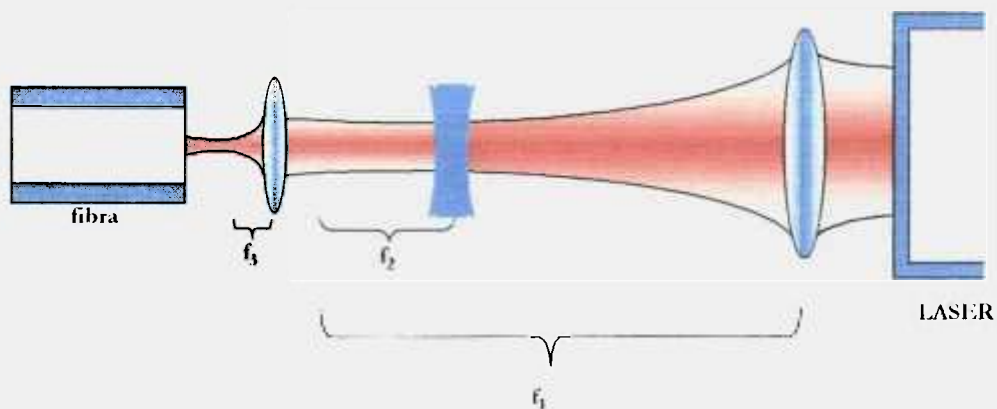


Figura 27 - Sistema de lentes utilizado para o acoplamento

3.1.5) Determinação dos perfis transversais e o fator de qualidade do feixe.

Para determinar o perfil do feixe em uma determinada posição ao longo do eixo de propagação, intercepta-se o feixe com a borda da lâmina progressivamente até que o feixe fique totalmente obstruído e para cada posição da borda é associado a energia transmitida do feixe. Assim obtêm-se a energia total do feixe E_t e a energia transmitida E_x associada a cada posição x correspondente ao deslocamento da borda ao longo do eixo x . Se for representado graficamente o comportamento da energia em relação a posição da borda da lâmina tem-se um comportamento como na Figura 28. Para cada deslocamento da lâmina foi realizado uma estatística de 10 pulsos do laser.

Utilizando a aproximação de Khosrofian apresentado na introdução ajusta-se a função, representada em vermelho na Figura 28, aos valores experimentais para obter a posição do feixe x_0 e a sua largura w_{x_0} . Realizando essa seqüência de procedimentos descritos no parágrafo anterior, obtêm-se a largura e a posição do feixe.

Determinando estes valores em torno de um determinado foco obtêm-se o comportamento da largura do feixe em torno do mesmo a partir destes dados determina-se o fator M' do feixe.

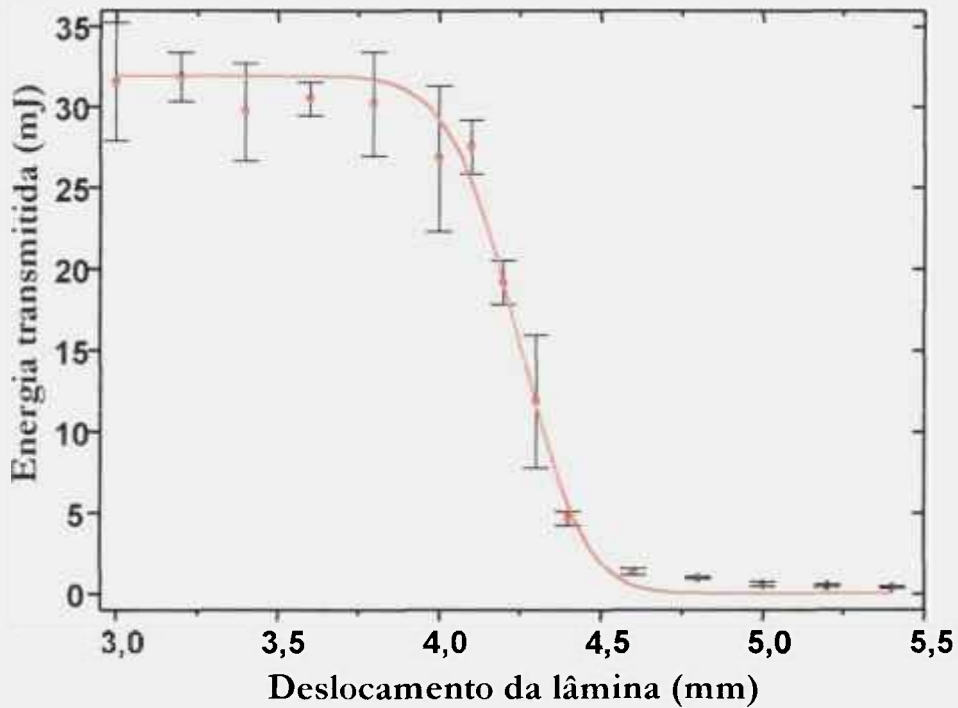


Figura 28 - A energia transmitida do feixe versus o deslocamento da borda da lâmina.

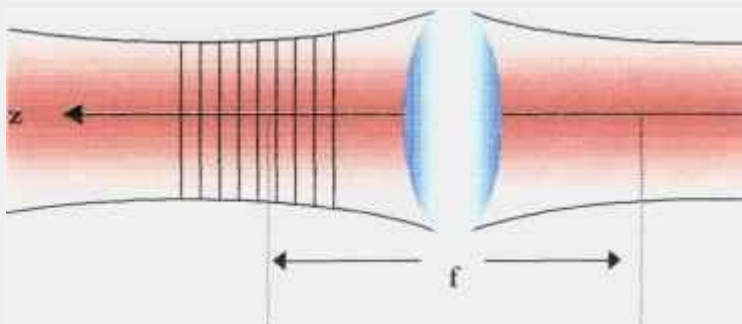


Figura 29 - Perfil longitudinal do feixe laser com as representações dos cortes transversais.

Em torno do foco foram determinados nove perfis transversais, tanto para direção x como para a y . Como representados na Figura 29 obtêm-se assim o comportamento da largura do feixe w_x com o eixo z , destes valores ajusta-se a equação paraxial discutida na introdução para obter o valor do M^2 (fator de qualidade) e a cintura do feixe w_{0x} .

3.2) Aplicações odontológicas

3.2.1) Sistema de detecção da temperatura

O controle e aquisição da temperatura foi realizado por um sistema composto por um termopar tipo T constituído pela liga de cobre-constantan com diâmetro de $130\mu\text{m}$ (Omega Engineering, Inc., Stanford, CA). Este permaneceu preso ao cimento sob tensão na superfície externa do dente saída do forame apical. Utilizou-se pasta térmica entre a superfície do dente e o termopar para produzir um maior contato térmico entre o cimento e a ponta do termopar. O aparato experimental utilizado está apresentado na Figura 30. A porção radicular dos espécimes foi mantida durante a irradiação em um banho térmico entre 36 e 37°C para simular as condições corpóreas. Após a colocação do termopar foi realizado um exame radiográfico a fim de checar o correto posicionamento deste sobre a superfície dental. Na Figura 31 está a visualização do posicionamento do termopar no cimento, a fibra e a espessura de 1mm na parede do canal. Para o registro da temperatura foi utilizado um sistema composto por um *lock-in* (5RS10 Stanford Research System) e com um software apropriado para realizar a integração da temperatura originária da variação na corrente do termopar.

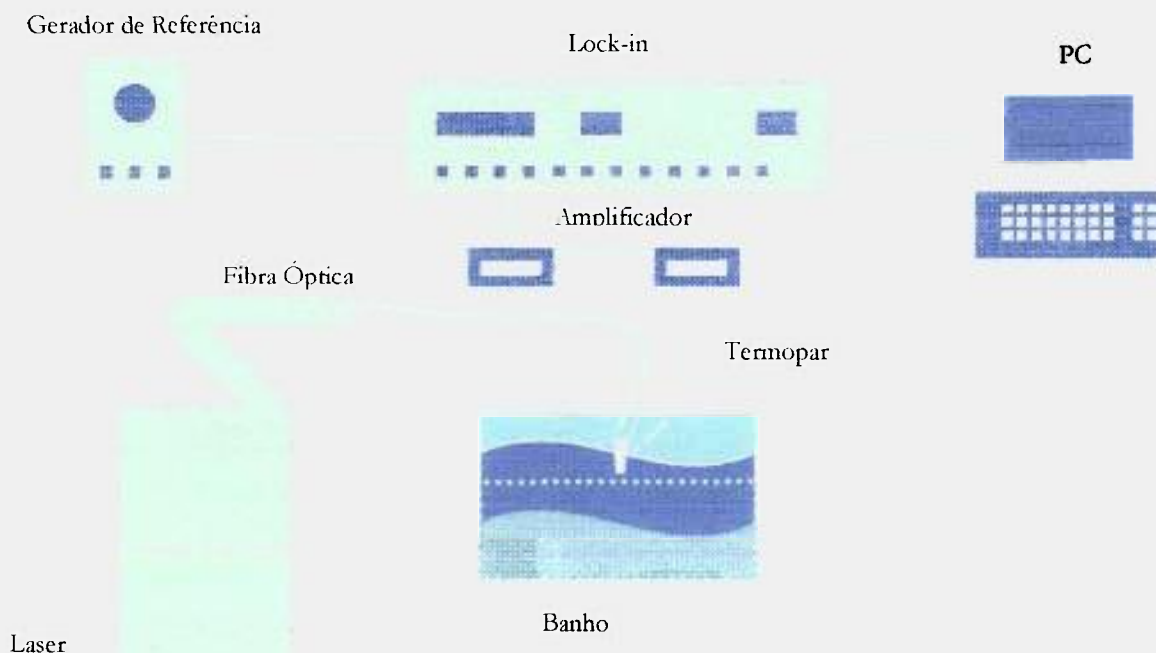


Figura 30 - Sistema para determinação do perfil térmico no terço apical

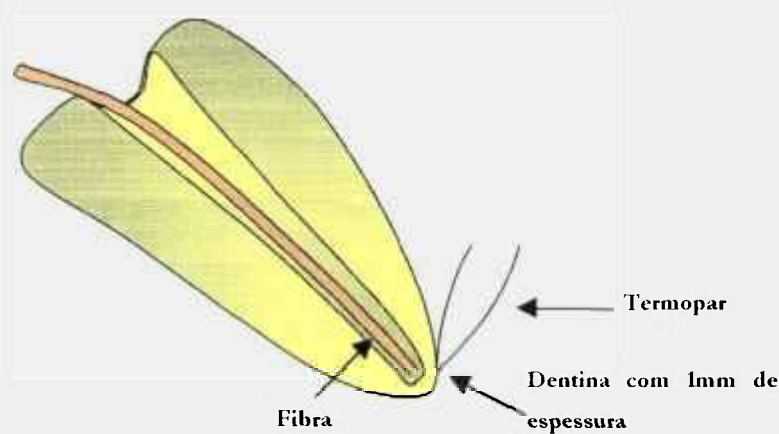


Figura 31 O posicionamento do termopar na região do ápice.

3.2.2) Preparação das amostras

Foram selecionados dentes unirradiculares humanos extraídos por motivos ortodônticos e mantidos em soro fisiológico. Os procedimentos odontológicos foram realizados em conjunto com cirurgiões dentistas. Após a cirurgia de acesso endodôntico e o esvaziamento foi realizado o preparo químico-mecânico dos condutos pela técnica escalonada com recuo anátomo-clínico, com instrumentos do tipo K Flexofile[45], retirando o material orgânico da câmara pulpar. O terço apical foi instrumentado à 1 mm aquém do forame apical até lima # 45. Durante a instrumentação foi utilizado o creme de endodontia PTC e irrigação com Líquido de Dakin (solução de hipoclorito de sódio a 0,5%).

As amostras para irradiação com o laser de Hólmio são fatias de dentina com 1mm de espessura, este valor foi utilizado para simular a parede de dentina remanescente na região do terço apical quando o canal é instrumentado. As amostras foram divididas em dois grupos, hidratadas em soro fisiológico e não hidratadas (mantidas em local seco).

3.2.3) Laser de Er:YAG

Para este trabalho foi utilizado o laser de Er:YAG (KEY[®] KAVO, Biberach, Alemanha) com emissão em 2,94µm e largura temporal por pulso de 250-500 µs. Foram utilizados dois lasers, a primeira parte do trabalho foi realizada com o laser cedido pelo SOL (Serviço de Odontologia – Laser) através de um projeto conjunto com o RHAE (Recursos Humanos em Áreas Estratégicas) e o segundo pelo LELO (Laboratório Experimental de Lasers em Odontologia) da Universidade de São Paulo. Na Figura 32 está uma foto deste laser

e em seqüência na mesma figura a fibra utilizada para realizar o acesso ao canal. Para realizar o acesso utilizou-se uma fibra óptica (número 2) com 375 μ m de diâmetro do núcleo composta por sílica e desta maneira altamente absorvedora em 2,94 μ m. Para corrigir as perdas pela fibra foi utilizado um fator de atenuação do fabricante.

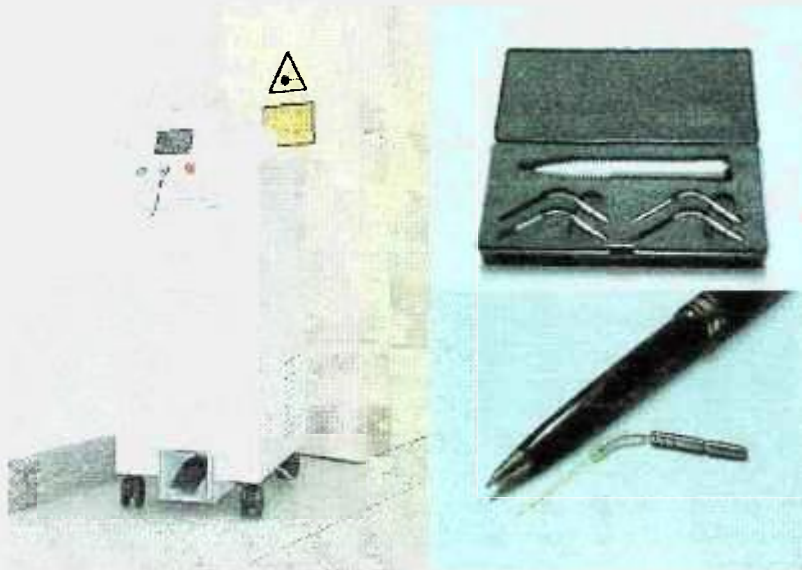


Figura 32 - Laser de Er:YAG com emissão em 2,94 μ m do LELO/FOUSP e a ponta de fibra utilizada para realizar o acesso ao canal radicular.

3.2.4) Laser de Nd:YAG

O laser de Nd:YAG (Pulse Master 1000, American Dental Technologies, USA) utilizado neste trabalho é proveniente do LELO/FOUSP. Este laser emite comprimento de onda de 1,064 μ m com largura temporal de 100 μ s. O acesso foi realizado por uma fibra de sílica com 300 μ m de diâmetro do núcleo.



Figura 33 Laser de Nd:YAG com emissão em $1,06\mu\text{m}$ do LELO/FOUSP e o visor de energia e, frequência e potência média.

3.2.5) Técnicas de irradiação

Para a irradiação dos canais radiculares foram realizadas três técnicas, duas já previamente preconizadas e a terceira desenvolvida no grupo como uma combinação das duas anteriores.

A primeira técnica foi preconizada pelo Prof. Matsumoto utilizando o laser de Neodímio, consiste em irradiar os condutos radiculares com a face terminal da fibra estacionada a menos de 1 mm do ápice durante 3 segundos. Como nesta região se encontra geralmente a maior concentração de colônias de bactérias[46], esta técnica se torna eficaz na esterilização deste local.

A segunda técnica foi preconizada pelo Prof. Gutknecht[47] para o laser de Neodímio e consiste na irradiação do canal radicular com a face da fibra partindo do ápice com movimentos helicoidais em direção a coroa com uma velocidade aproximada de 2mm/s, resultando em uma irradiação de cerca de 10s para um canal de aproximadamente 20mm.

As técnicas apresentadas atuam na desinfecção radicular de duas maneiras diferentes. A preconizada pelo Matsumoto (referida à partir deste ponto como técnica estacionária) se preocupa com a irradiação na região do ápice, por ser ali a região com maior concentração de bactérias, enquanto que a técnica de Gutknecht (referida à partir deste ponto como técnica

helicoidal) realiza a irradiação ao longo de todo o canal, onde a possível contaminação de bactérias também existe. Assim, outro procedimento foi desenvolvido neste trabalho consistindo em uma junção das duas anteriores: a irradiação da região do ápice com a fibra estacionária durante 3 segundos e em seguida percorrendo com a fibra ao longo de todo o canal radicular em movimentos helicoidais com velocidade de 2mm/s.

A irradiação com o laser de Hólmio foi realizada de maneira particular comparado com os procedimentos descritos anteriormente. Devido a sua baixa frequência de emissão, 0,5Hz, a irradiação foi realizada com a fibra em contato com as fâcias de dentina e a temperatura foi registrada na parte oposta da fâcia.

4) Resultados e discussões

4.1) Sistema de acoplamento

4.1.1) Caracterização do feixe de Ho:YLF com emissão em $2,64\mu\text{m}$

Para realizar o acoplamento do feixe de hólmio multimodo é de extrema importância otimizar a qualidade do feixe, para obter um feixe homogêneo e pouco divergente.

Como o laser de Ho:YLF se apresentava instável com variações na energia dos pulsos e não homogeneidade no perfil transversal do feixe, foram realizados ajustes nos espelhos do ressonador e diminuição na tensão aplicada nas lâmpadas de bombeio. Com essas alterações perdeu-se energia por não excitar modos de maior ordem. Mas nesta parte do trabalho objetiva-se um feixe homogêneo e estável para maximizar a eficiência do acoplamento.

Mesmo após a diminuição na tensão das lâmpadas há uma variação da energia dos pulsos do laser. Para exemplificar esta variação, temos na Figura 34 uma seqüência de medidas da energia do feixe. Cada medida do gráfico representa uma média de 10 pulsos tomados em seqüência, a medida destes conjuntos foi intercalado com um tempo de 10 minutos, sendo a frequência de emissão do laser de 0,5Hz e a tomada de dados de 0,3Hz.

Utilizando a técnica borda-da-lâmina determinou-se o diâmetro e a posição do feixe. A Figura 35 apresenta os valores experimentais com o respectivo ajuste da curva. Foi obtido um diâmetro de $1,94\pm 0,05\text{mm}$.

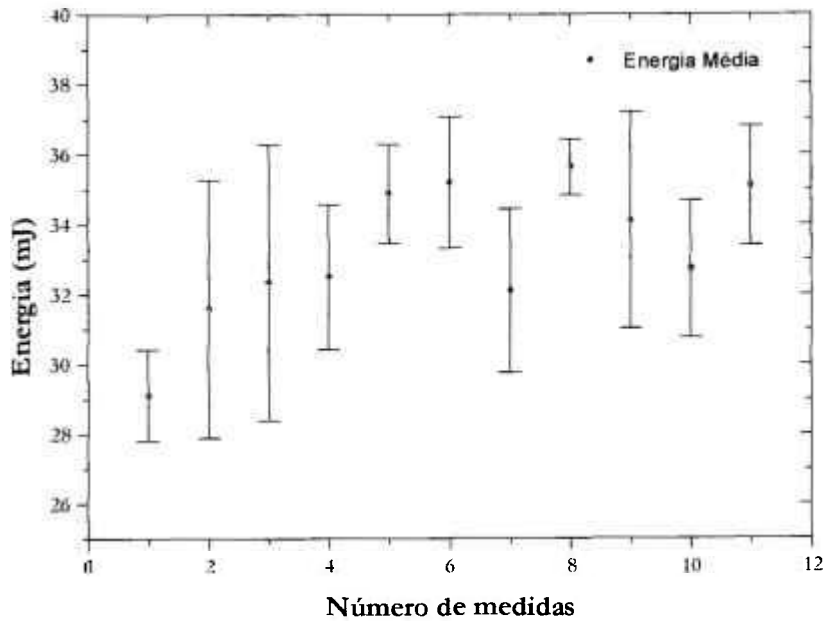


Figura 34 - Variação da energia do Laser com seu respectivo desvio padrão

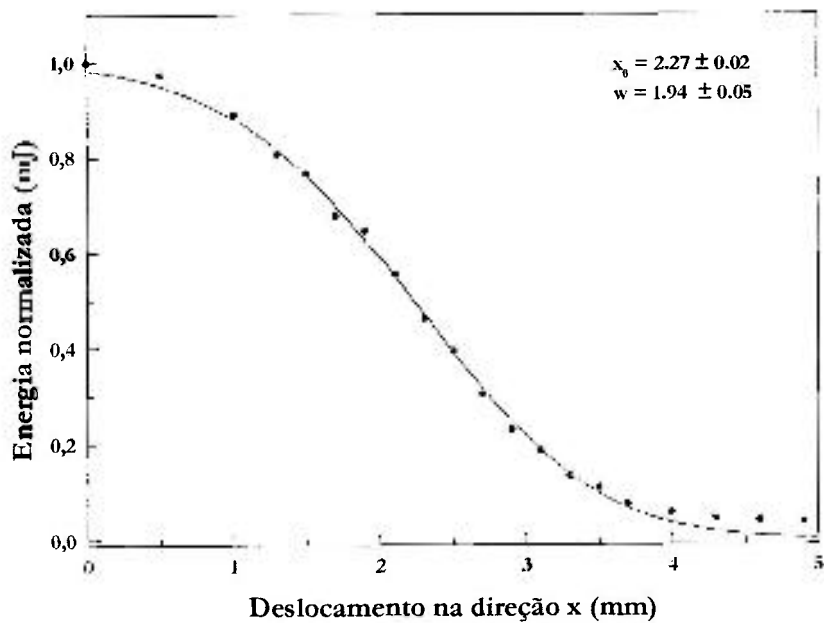


Figura 35 - Determinação da largura do feixe utilizando a técnica borda-da-lâmina.

Após os primeiros ajustes do feixe, onde obteve-se o mesmo visualmente homogêneo e determinou-se o seu M^2 . Os valores de M^2 estão representados na Figura 36 e Figura 37 para os eixos x e y . Para o eixo x obteve-se $M^2=6,8\pm0,2$ com uma cintura de $0,24\pm0,01$ mm em $33,0\pm0,4$ mm, enquanto que para o eixo y obteve-se um valor de 9 ± 1 e uma cintura de $0,23\pm0,04$ mm em 34 ± 1 mm, como mostrado na Tabela 2. Estes valores de z_0 são provenientes de referenciais arbitrários escolhidos apropriadamente durante o experimento.

Após a obtenção destes primeiros valores continuou-se a realizar alguns ajustes no alinhamento dos espelhos da cavidade para homogeneizar o perfil. O controle foi feito visualmente utilizando um papel carbono. Depois deste ajuste determinou-se novamente o fator de qualidade do feixe na direção x , representado na Figura 38 e na direção y representado na Figura 39.

Para a direção x obteve-se um fator igual a 4 ± 1 e uma cintura de $0,15\pm0,04$ mm em 27 ± 1 mm, enquanto que para a direção y um fator igual a $2,8\pm0,1$ e uma cintura de $0,13\pm0,01$ mm em $26,3\pm0,2$ mm. Entre os dois valores de M^2 médios determinados o segundo valor é muito menor[48].

Tabela 2 – Valores do fator de qualidade, diâmetro e posição do feixe.

Eixo	M^2	w_0 (mm)	z_0 (mm)
Primeira medida			
x	$6,8\pm0,2$	$0,24\pm0,01$	$33,0\pm0,4$
y	9 ± 1	$0,23\pm0,04$	34 ± 1
Segunda medida			
x	4 ± 1	$0,15\pm0,04$	27 ± 1
y	$2,8\pm0,1$	$0,13\pm0,01$	$26,3\pm0,2$

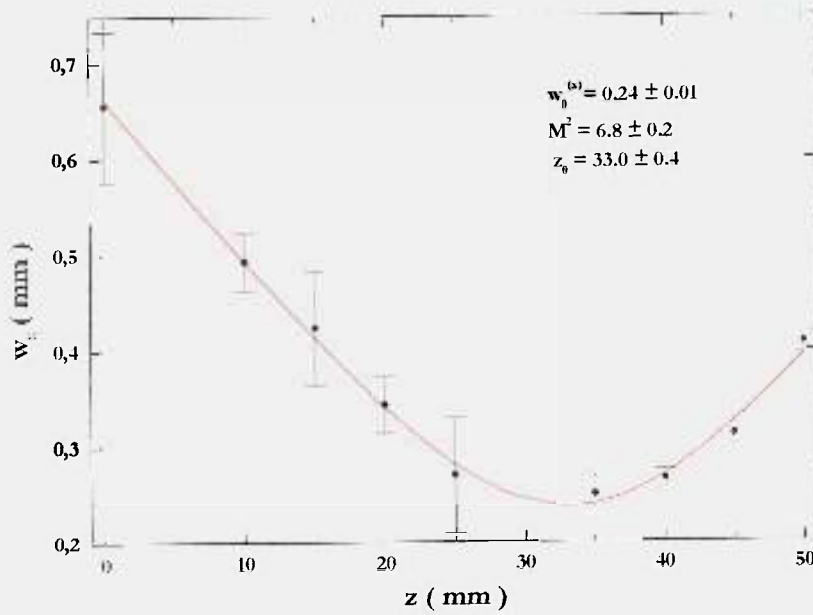


Figura 36 - Determinação do fator de qualidade na direção x após os primeiros ajustes.

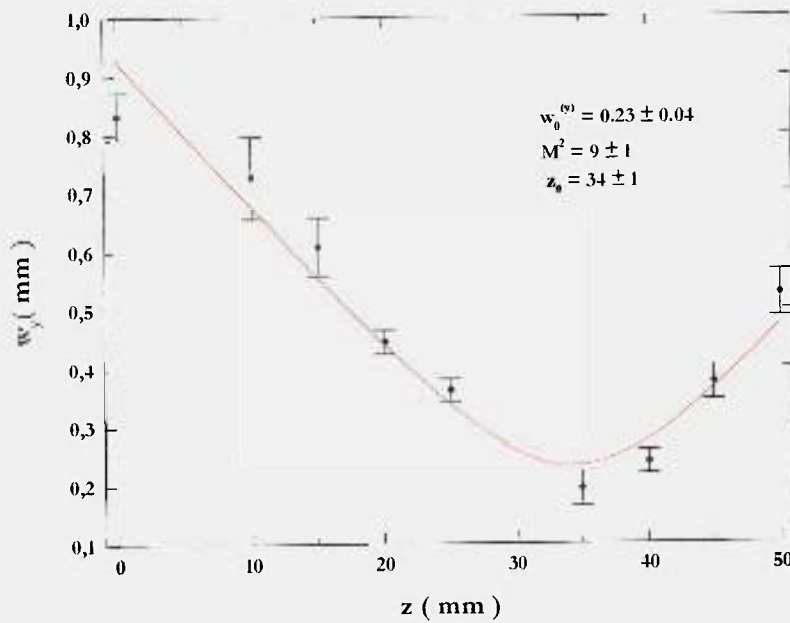


Figura 37 - Determinação do fator de qualidade na direção y após os primeiros ajustes.

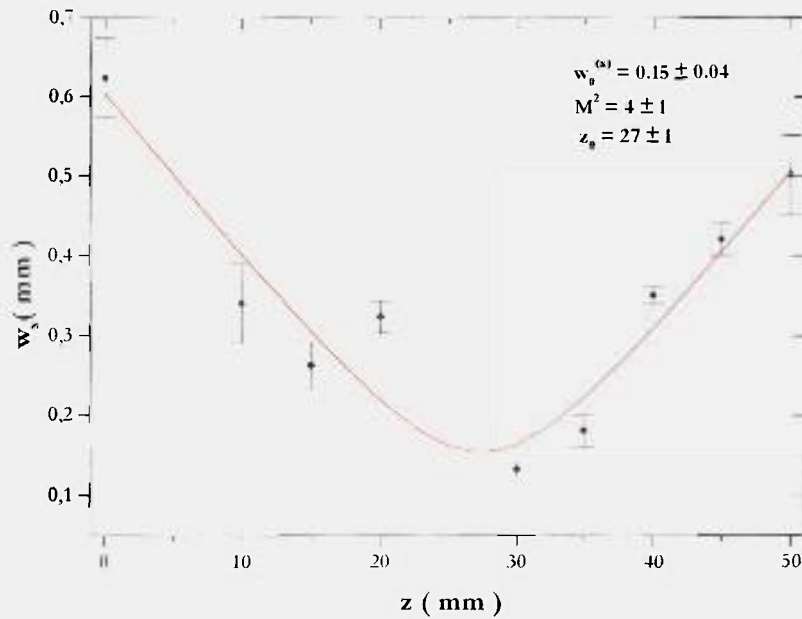


Figura 38 - Determinação do fator de qualidade na direção x após o alinhamento do laser e diminuição da tensão aplicada nas lâmpadas de bombeio

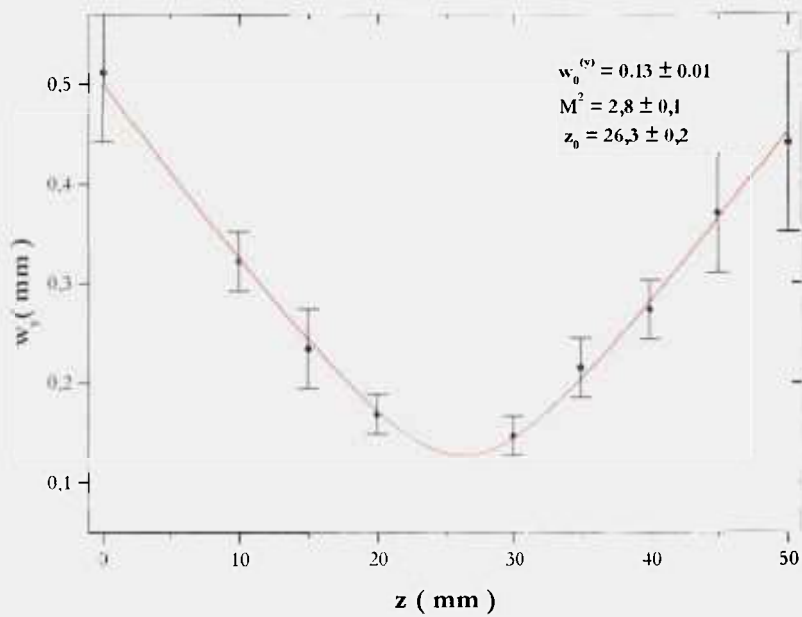


Figura 39 - Determinação do fator de qualidade na direção y após o alinhamento do laser e diminuição da tensão aplicada nas lâmpadas de bombeio.

Feixes lasers podem apresentar assimetrias nas características do seu perfil espacial, entretanto neste trabalho não foi detectada nenhuma assimetria na cintura do feixe. Na primeira determinação do fator de qualidade foram obtidos os seguintes valores para a cintura do feixe, $w_{0x}=0,24\pm0,01\text{mm}$ e $w_{0y}=0,23\pm0,04\text{mm}$, enquanto na segunda medida, $w_{0x}=0,15\pm0,04$ e $w_{0y}=0,13\pm0,01$ como descrito na Tabela 2. Apesar de existir uma pequena diferença entre os valores da cintura para os dois eixos, estas não são estatisticamente significativas.

Outra assimetria que pode ocorrer é uma variação na localização do foco ao longo do eixo de propagação. Os valores obtidos para a primeira medida são $z_{0x}=33,0\pm0,4\text{mm}$ e $z_{0y}=34\pm1\text{mm}$; para a segunda $z_{0x}=27\pm1\text{mm}$ e $z_{0y}=26,3\pm0,2\text{mm}$. Observa-se uma variação correspondendo a 1mm, também não é significativa uma vez que o erro associado ao ajuste da curva aos valores experimentais são da mesma ordem de grandeza.

Dividindo-se o fator de qualidade do feixe pela cintura obtêm-se um fator que fornece informações sobre a simetria na divergência do feixe. Obteve-se uma razão igual 28,33 para o eixo x e 39,13 para o eixo y na primeira medida enquanto na segunda 26,66 para o eixo x e 21,54 para o eixo y . Estes valores apresentam variações da ordem de 20%, com o valor maior para o eixo y na primeira medida e para o eixo x na segunda medida.

4.1.2) Acoplamento do feixe laser com a fibra óptica

Em aplicações de lasers em medicina e odontologia onde em geral feixes com alta intensidade são requeridos, utiliza-se preferencialmente fibras com núcleo grande para estas acomodarem o maior número de modos. A distribuição dos modos dentro das fibras multimodo pode ser dividida em dois grupos: os modos de menor ordem que se propagam na região central da fibra e os modos de maior ordem que se propagam nas extremidades da fibra.

Cada grupo de modos quando excitados na fibra produzem um perfil característico no feixe de saída da fibra[49]. Quando o diâmetro do feixe para a injeção é menor que o núcleo da fibra e o ângulo é muito menor que a abertura numérica da fibra os modos meridionais são excitados preferencialmente. Já a excitação dos modos alterados ocorre preferencialmente quando o ângulo de injeção é mais próximo ao ângulo máximo de aceitação determinado pela abertura numérica.

Quando o perfil de saída é dominado pelos modos meridionais, o diâmetro é menor que o do núcleo da fibra e possui um pico de intensidade central similar a de um feixe Gaussiano. Por outro lado, os modos alterados resultam em um perfil de saída com tamanho aproximadamente igual ao núcleo da fibra apresentando um mínimo no eixo central. As condições de injeção controlam a distribuição da intensidade do perfil de saída em feixes multimodos que estão compreendido entre dois perfis característicos, um feixe similar a um perfil gaussiano ou um perfil “toroidal”.

Analisando o perfil do feixe de Ho:YLF na saída da fibra observou-se a presença dos dois perfis anteriormente comentados. A medida deste perfil não foi realizada por ser extremamente sensível aos ajustes finos entre a cintura do feixe com a face de entrada da fibra. A análise do feixe de saída foi acompanhada através da luz espalhada pela luz guia e impressa pelo laser de hólmio no papel carbono.

Outro fator que pode influenciar o perfil final na saída da fibra é a geometria ao longo da fibra[50]. A própria movimentação da peça de mão da fibra altera a geometria e assim pode privilegiar certos modos para certas posições da fibra. Para evitar tais problemas pode-se realizar a injeção do feixe com diâmetro menor que o núcleo da fibra, excitando os modos meridionais, e usar um componente que misture os modos logo na entrada da fibra. Dessa forma o perfil de saída da fibra não dependerá da geometria da mesma e não será necessário realizar a injeção do feixe com a cintura no limite das dimensões do diâmetro do núcleo e o ângulo de injeção no limite da aceitação da abertura numérica, o que torna o acoplamento instável e mais susceptível aos desalinhamentos, como a instabilidade no ajuste dos componentes ópticos ou na lente térmica do bastão do laser.

Neste trabalho não se utilizou nenhum dispositivo para misturar os modos da fibra, realizou-se apenas a injeção e manteve-se o ajuste para um perfil visualmente gaussiano e de máxima transmissão de energia.

Como visto na Figura 35 o feixe possui um raio de aproximadamente 1mm. Teoricamente para realizar a injeção do feixe é possível utilizar apenas uma lente, desde que a cintura e a abertura numérica do feixe sejam menores do que o diâmetro do núcleo e a abertura numérica da fibra. Ao ter um sistema com o feixe com estas características (injetado na fibra com apenas uma lente) a instabilidade do sistema de acoplamento aumentará, porque a região axial onde a cintura do feixe é menor que o núcleo da fibra; é muito pequena.

Uma solução para este problema foi reduzir o diâmetro do feixe antes de realizar a injeção. Utilizou-se um telescópio de Galileu com duas lentes de focos igual a +250mm e -50mm. Assim, com o feixe já comprimido utilizou-se uma terceira lente para realizar a injeção do feixe.

O feixe de Ho:YLF foi alinhado com a luz guia proveniente de um laser de He-Ne e em seguida acionou-se a fonte do laser de Ho:YLF. Após esse acoplamento inicial foi feito um ajuste fino para maximizar a transmissão da energia pela fibra. Mediu-se a energia na face de saída da fibra, desconectando-se a mesma junto com o seu suporte e mediu-se a sua energia antes da face de entrada. Este procedimento foi realizado para testar a repetibilidade do sistema. Nesta primeira injeção houve uma transmissão de 96,75% de energia. Conectando-se novamente o suporte e sem fazer nenhum ajuste foi medida a sua transmissão, obtemos uma eficiência de 82,75%. Na terceira vez em que o procedimento foi repetido houve uma transmissão de 81,35%. Na Figura 40 está o gráfico representando essas três injeções e os valores médios das energias estão listados na Tabela 3.

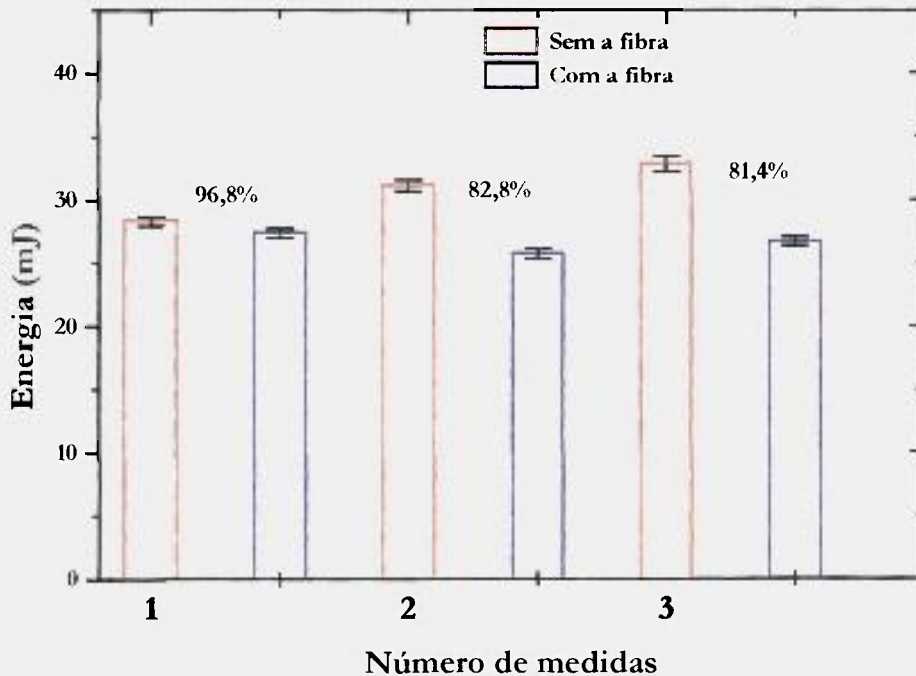


Figura 40 - Transmissão do feixe pela fibra para três medidas.

Estes dados foram obtidos com o feixe desviado parcialmente e com o perfil homogeneizado para um perfil Gaussiano, dessa forma as energias envolvidas foram pequenas, para não danificar as lentes e fibras utilizadas no acoplamento.

Tabela 3 - Transmissão do feixe pela fibra para três acoplamentos.

Energia sem a fibra (mJ)	Energia com a fibra (mJ)	Transmissão (%)
28,3±0,4	27,4±0,4	96,75
31,1±0,4	25,8±0,4	82,75
32,8±0,6	26,7±0,3	82,35

Comparando-se estes resultados com resultados em fibra semelhantes da literatura[53], os autores obtiveram uma transmissão de 85% em uma fibra de sílica *step-index* de 940µm de diâmetro do núcleo e abertura de 0,22, onde o laser utilizado foi um Neodímio *Q-switched* com 15ns de tempo de duração do pulso.

Utilizou-se um feixe desviado parcialmente por um espelho com apenas 25% de transmissão do feixe até este ponto dos experimentos. Para habilitar o sistema a realizar as aplicações em odontologia passou-se a trabalhar sem desvio. À partir de então, com aproximadamente 100mJ na saída da fibra realizou-se trabalhos de caracterização térmica da dentina. Os resultados são discutidos na próxima seção, junto com a utilização dos lasers de neodímio e érbio.

Como o objetivo deste trabalho é também viabilizar o feixe de hólmio para outras aplicações não apresentadas aqui necessitava-se aumentar a energia de saída da fibra. Nestas condições aumentou-se a tensão aplicada nas lâmpadas de bombeio e diminuiu-se ainda mais a temperatura de refrigeração da cavidade para favorecer a despopulação do nível laser terminal, que é muito próximo do nível fundamental.

Trabalhando com o sistema neste limite tinha-se um perfil inhomogêneo por se estar sendo excitados vários modos na cavidade. Além disto o sistema era instável, uma vez que a energia de saída apresentava grandes variações ao longo do tempo.

Após as alterações realizadas, a densidade de energia sobre os componentes ópticos aumentou drasticamente, iniciando os processo de danificação tanto da lâmina quanto das lentes e das faces da fibra. A danificação dos componentes ópticos se origina da grande ionização que ocorre no material composto basicamente por silício[51], que são originados de

processos como auto focalização ou desfocalização do feixe levando à processos de deterioração das fibras[52].

O início na danificação das fibras ocorre principalmente nas faces de entrada onde a densidade de energia é muito alta e não está ainda distribuída em toda a extensão transversal da fibra, seqüencialmente ocorre danos na face de saída por esta entrar em contato com os materiais irradiados ou por apresentar irregularidades na superfície. Outra região de grande deterioração é até 12mm além da face de entrada[53], onde ocorre geralmente o acomodamento e mistura dos modos da fibra. Nesta região parte da energia é perdida para o revestimento da fibra. Uma forte dependência nos processos de deterioração de fibras é a largura temporal dos pulsos[54]: quanto mais concentrada for a energia, maior é a danificação dos componentes com o decorrer do tempo.

O processo de danificação nas pontas de fibras ópticas (face de saída) acopladas à um laser de hólmio foi estudado para diversos tipos de fibra[55]. Entre estes estudos está especificada a fibra de sílica com diâmetro do núcleo da ordem de 300 μ m utilizada no acoplamento ao laser de Ho:YLF com emissão em 2,065 μ m. Foram analisadas as deteriorações da ponta da fibra quando imersa em diversos meios: ar, solução de água e sal, sangue e em contato com o osso. Em relação a energia por pulso, o limiar permaneceu similar para todas as fibras utilizadas em torno de 1J/pulso enquanto para a taxa de repetição e energia total houve uma grande variação entre os limiares de dano para cada fibra.

4.2) Aplicações odontológicas

4.2.1) Perfil de temperatura durante aplicações do laser de Er:YAG

Como o comprimento de onda do laser de érbio se encontra localizado em um forte pico de absorção da água ele é fortemente absorvido pela dentina por esta ter até 12% de água na sua constituição enquanto o esmalte possui 1% de água.

A irradiação dos canais radiculares ocorreu pelas duas técnicas descritas no item de materiais e métodos, helicoidal ao longo do canal e estacionária na região do ápice. O resultado das temperaturas máximas para cada aplicação e a média destes valores estão apresentado na Tabela 4, foram realizados quatro aplicações para cada grupo. Na Figura 41

estão as elevações das temperaturas para taxas de repetição de 10 e 15 Hz e procedimentos helicoidais e estacionário.

Tabela 4 - Valores da temperatura em do laser de érbio aplicado em canais radiculares.

Procedimento	T ₁ (°C)	T ₂ (°C)	T ₃ (°C)	T ₄ (°C)	T _{médio} (°C)
Estacionário 80mJ/15Hz	1,50	1,95	1,95	1,80	1,8 ± 0,2
Estacionário 80mJ/10Hz	1,6	1,1	0,9	1,2	1,2 ± 0,3
Estacionário 80mJ/4Hz	0,65	0,80	0,75	0,70	0,73 ± 0,06
Helicoidal 80mJ/15Hz	2,40	1,25	1,75	2,70	2,0 ± 0,6
Helicoidal 80mJ/10Hz	1,7	1,4	1,1	1,4	1,4 ± 0,2

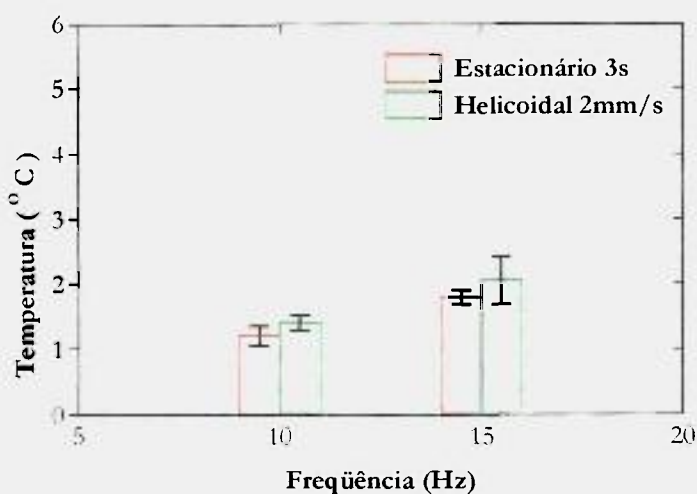


Figura 41 - Temperatura média durante a irradiação do laser de érbio com 80mJ/pulso para as duas técnicas de irradiação: estacionária durante 2s e helicoidal com 2mm/s.

O perfil da temperatura ao longo do tempo está apresentado na Figura 42 para a condição estacionária com 80mJ de energia e frequências de 4, 10 e 15 Hz. A Figura 43 apresenta o perfil da temperatura, 80mJ e 15Hz nas duas condições de irradiação, helicoidal e estacionária.

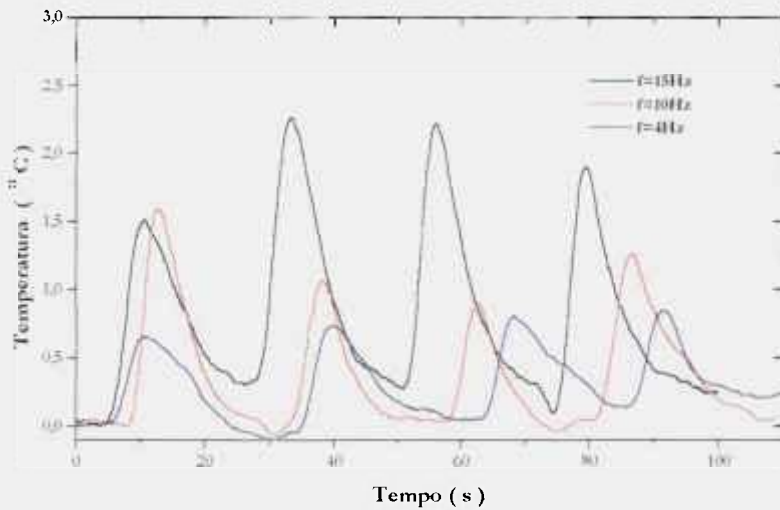


Figura 42 – Variação da temperatura durante a irradiação no ápice com a fibra estacionária durante 3s com 80mJ/pulso e frequência de 4Hz, 10Hz e 15Hz.

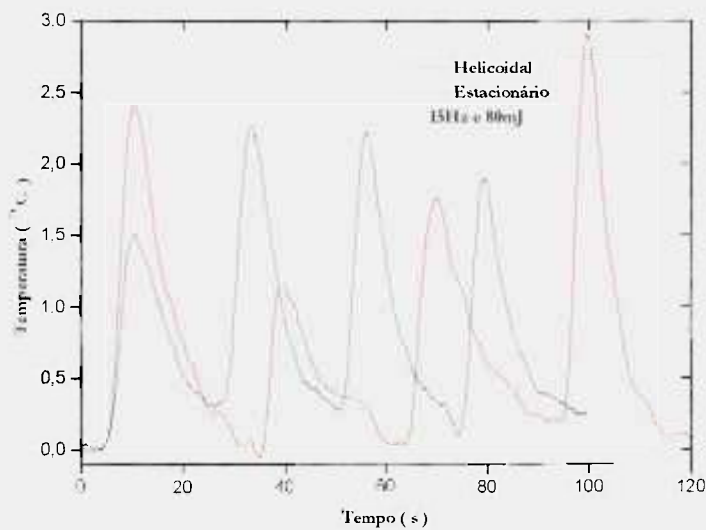


Figura 43 – Variação da temperatura durante as duas técnicas de irradiação: estacionária durante 3s e helicoidal 2mm/s com 80mJ por pulso e 15Hz.

4.2.2) Perfil de temperatura durante aplicações do Laser de Nd:YAG

O laser de neodímio com emissão em 1,064 μ m é muito pouco absorvido pela água assim como pela hidroxiapatita, o que assegura para a dentina uma baixa absorção deste comprimento de onda. Utilizando este laser realizou-se a irradiação dos canais radiculares fazendo-se uso das três técnicas descritas na seção materiais e métodos: com a fibra estacionária durante 3s, helicoidal com 2mm/s e estacionária durante 3s seguido da helicoidal com 2mm/s.

Os valores máximos para a temperatura durante a irradiação do laser de neodímio são mostrados na Tabela 5 e podem ser visualizados na figura 44 para os três procedimentos de irradiação. As energias utilizadas são 100 e 60mJ e as frequências 10 e 15Hz.

Tabela 5 – Variações das temperaturas em °C referentes a figura 44 e Figura 41.

f (Hz)	T ₁ (°C)	T ₂ (°C)	T ₃ (°C)	T ₄ (°C)	T _{médio} (°C)
Laser de Neodímio ; 100mJ com a fibra parada por 3s no ápice					
10	4.4	4.5	4.7	4.1	4.4 ± 0.1
15	3.0	4.8	3.6	4.3	4.3 ± 0.6
Laser de Neodímio ; 100mJ com a fibra circulando a 2mm/s no canal					
10	0.8	1.3	1.3	1.8	1.3 ± 0.2
15	2.6	2.4	2.3	2.4	2.4 ± 0.1
Laser de Neodímio; 100mJ com a fibra parada a 3s no ápice e circulando a 2mm/s no canal					
10	3.2	4.9	4.4	4.2	3.2 ± 0.4
10	1.5	1.9	2.3	3.5	
15	5.6	9.5	3.8	4.7	4.3 ± 0.8
15	2.2	2.9	2.9	2.7	

O perfil completo da temperatura durante a irradiação pode ser observado na Figura 45 e Figura 46 para o procedimento helicoidal e na Figura 47 e Figura 48 o perfil da temperatura pode ser observado o procedimento estacionário. Na Figura 49 e na Figura 50 o perfil da temperatura pode ser observado para o procedimento estacionário seguido da helicoidal.

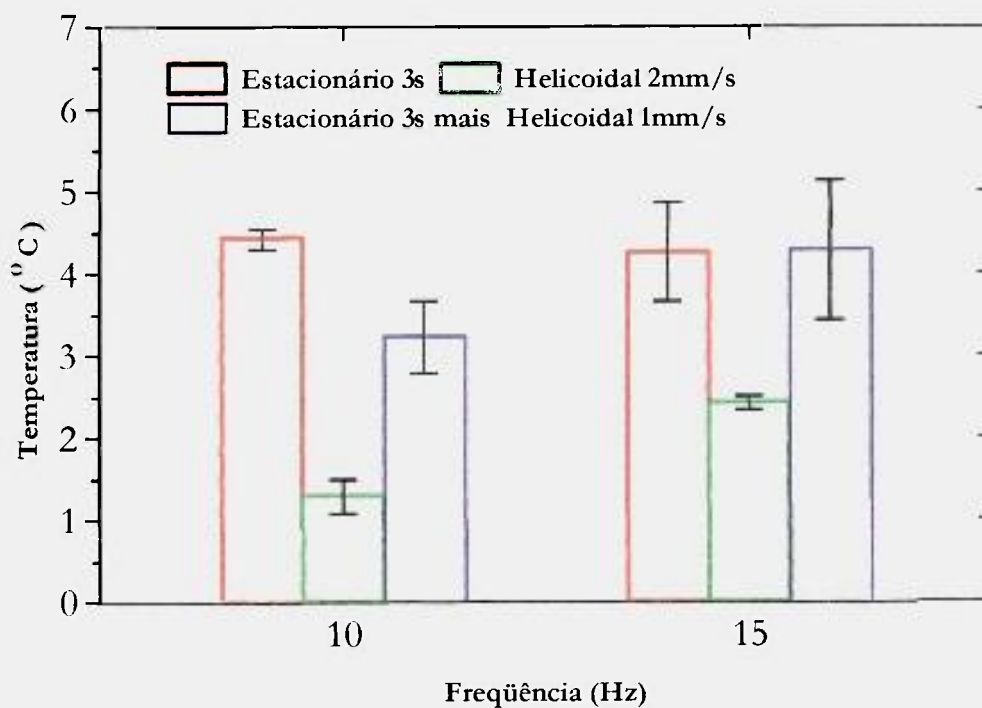


figura 44 – Variação da temperatura média da irradiação do laser de neodímio com 100mJ por pulso, 10 e 15Hz para as três técnicas de irradiação.

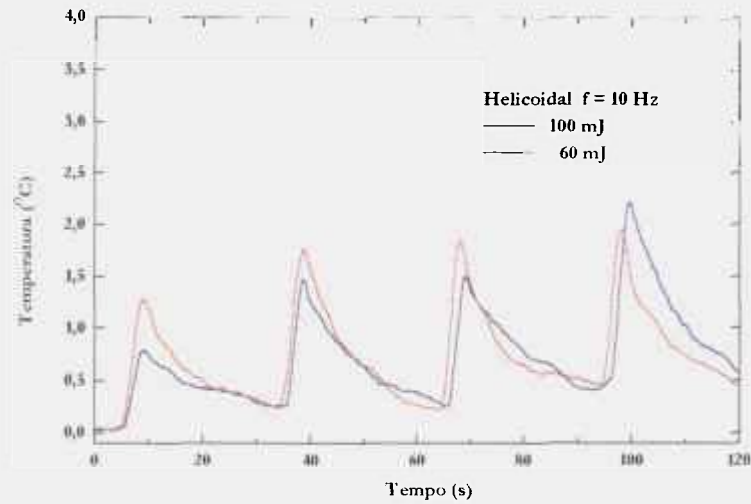


Figura 45 – Variação da temperatura durante a irradiação com o laser de neodímio utilizando a técnica helicoidal a 2mm/s e 10Hz para 100 e 60mJ.

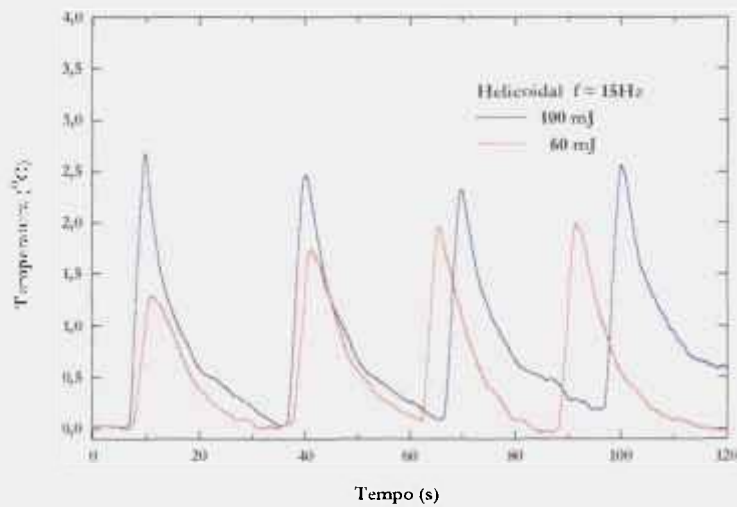


Figura 46 – Variação da temperatura durante a irradiação com o laser de neodímio utilizando a técnica helicoidal a 2mm/s e 15Hz para 100 e 60mJ.

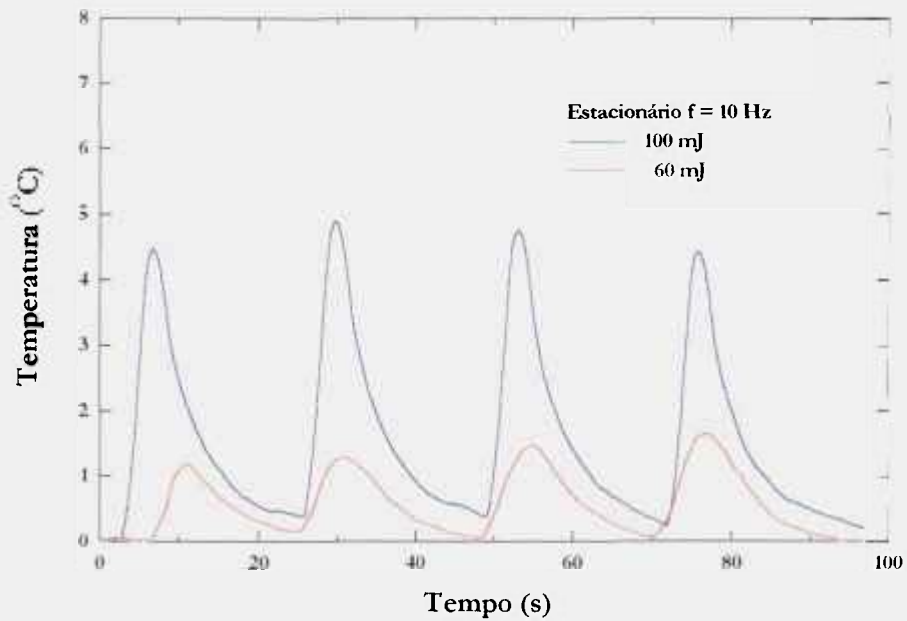


Figura 47 – Variação da temperatura durante a irradiação com o laser de neodímio utilizando a técnica estacionária durante 3 s 10Hz 100 e 60mJ.

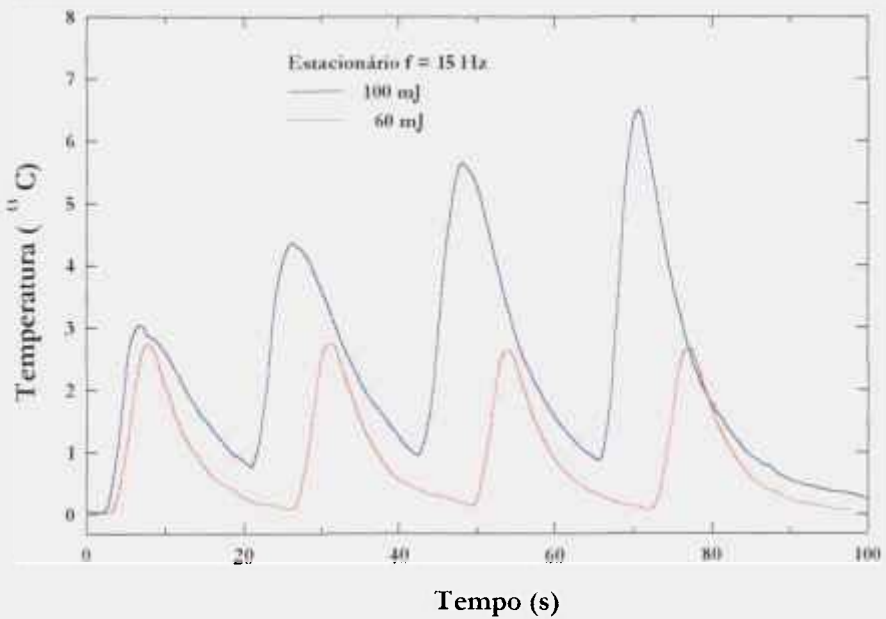


Figura 48 – Variação da temperatura durante a irradiação com o laser de neodímio utilizando a técnica estacionária durante 3 s 15Hz e 100 e 60mJ.

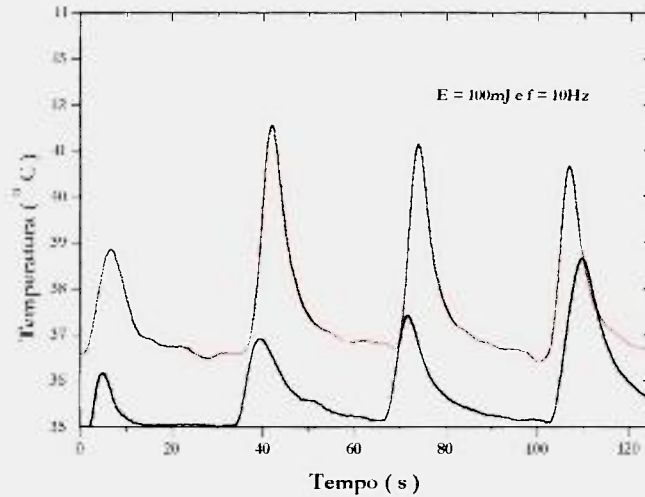


Figura 49 – Variação da temperatura durante a irradiação com o laser de neodímio utilizando a técnica estacionária durante 3s seguido da helicoidal com velocidade de 2mm/s pulsos de 100mJ e frequência de 10Hz.

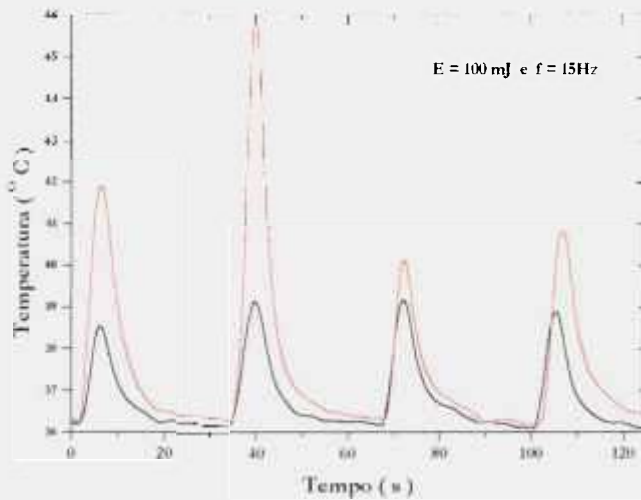


Figura 50 – Variação da temperatura durante a irradiação com o laser de neodímio utilizando a técnica estacionária durante 3s seguido da helicoidal com velocidade de 2mm/s, pulsos de 100mJ e frequência de 15Hz.

4.2.3) Perfil de temperatura durante aplicações do laser de Ho:YLF

Para complementar o trabalho realizado com os lasers de érbio e neodímio foram irradiamos com o laser de Hólmio lâminas de dentina. A espessura foi mantida em torno de 1mm para simular a parede remanescente na região dos ápices dos espécimes usados nos trabalhos anteriormente apresentados.

As fatias foram irradiadas com a fibra em contato com a dentina, simulando a técnica estacionária, ou seja irradiação do ápice durante 3 segundos. Este procedimento foi utilizado um vez que o sistema laser opera à frequência de 0,5Hz, sendo este parâmetro mantido fixo e os grupos divididos de acordo com o tempo de irradiação: três aplicações com 3, 5 e 10 pulsos com intervalos entre cada aplicação de aproximadamente de 20 segundos.

Para verificar o comportamento da temperatura em amostras hidratadas e desidratadas, em cada grupo foram introduzidas amostras com mesma espessura mantidas em soro fisiológico (hidratadas) e mantidas em local seco em contato apenas com a umidade do ambiente (desidratadas). Na Tabela 6 e Figura 54 estão apresentadas as elevações máximas do perfil de temperatura com as suas respectivas médias para cada grupo.

Tabela 6 - Temperatura devido a irradiação do laser de Hólmio em dentina.

Pulsos	Elevação da temperatura em cada pulso (dentina desidratada) (°C)						Média (°C)
3	5.0	4.7	4.8	3.2	3.0	3.3	4.0 +/- 0.4
5	6.5	5.4	6.6	5.1	4.9	4.3	5.5 +/- 0.4
10	7.2	6.8	7.5	6.5	6.1	6.9	6.8 +/- 0.2
Elevação da temperatura em cada pulso (dentina hidratada) (°C)							
3	4.0	3.7	3.8	5.0	4.8	4.3	4.3 +/- 0.2
5	6.4	6.4	6.2	5.8	5.7	5.0	5.9 +/- 0.2
10	8.0	7.9	5.7	6.4	6.2	6.0	6.7 +/- 0.4

Para melhor visualizar a elevação da temperatura durante a irradiação, o perfil ao longo do tempo para 3 pulsos pode ser visto na Figura 51, para 5 pulsos na Figura 52 e para 10 pulsos na Figura 53.

O laser de hólmio com comprimento de onda de emissão de $2\mu\text{m}$ é compreendido entre as emissões dos laser de neodímio e érbio possui um valor para absorção na dentina também compreendido entre estes dois lasers. A absorção da água para este comprimento de onda é relativamente alta mas não superior à absorção na região do érbio e a absorção da hidroxiapatita baixa mas também não inferior a absorção na região do neodímio, vide espectro de absorção dos constituintes básicos dos tecidos duros.

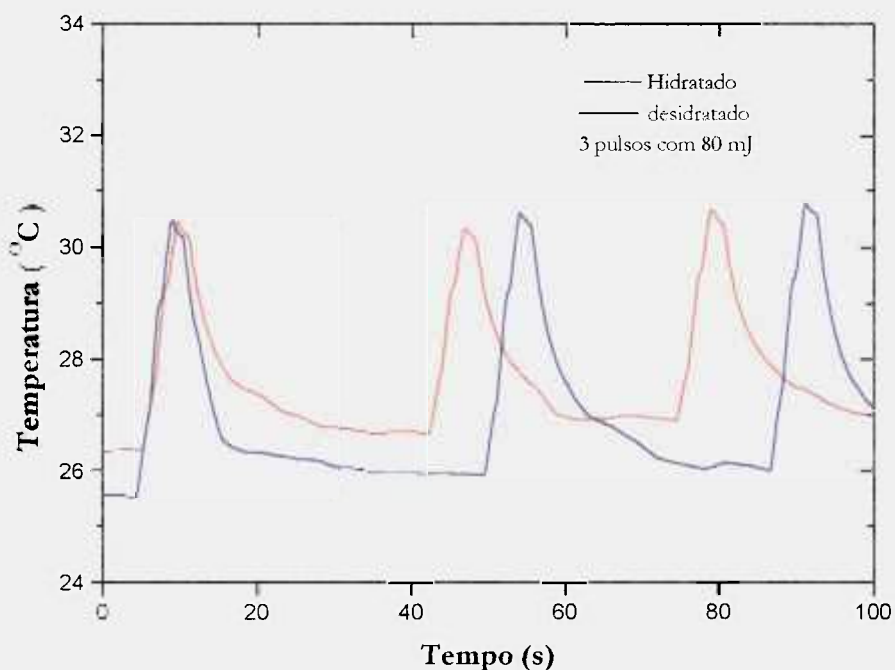


Figura 51 – Variação da temperatura durante a irradiação com o laser de hólmio com 3 pulsos a 0,5Hz e 80mJ por pulso.

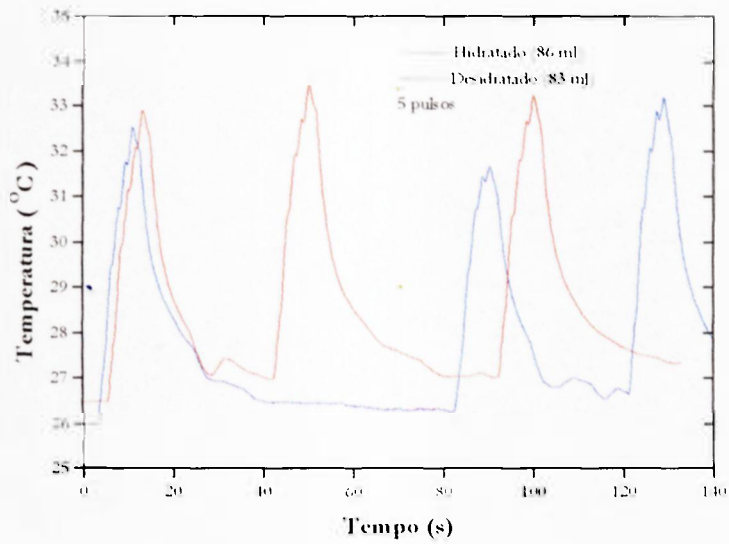


Figura 52 – Variação da temperatura durante a irradiação com o laser de hólmio com 5 pulsos a 0,5Hz e aproximadamente 80mJ por pulso.

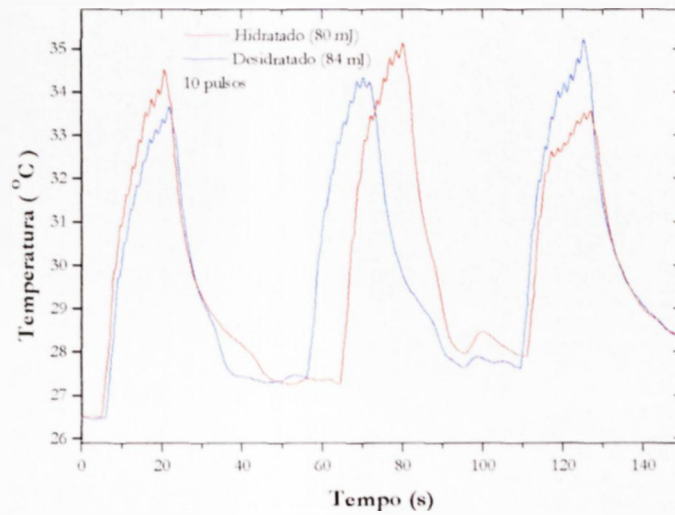


Figura 53 – Variação da temperatura durante a irradiação com o laser de hólmio com 10 pulsos a 0,5Hz e aproximadamente 80mJ por pulso.

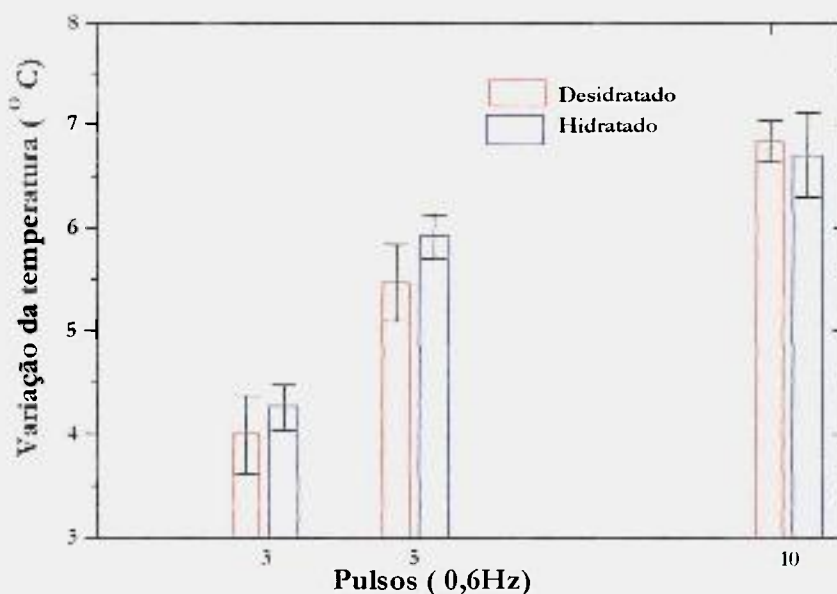


Figura 54 – Variação da elevação máxima da temperatura na dentina durante a irradiação com o laser de hólmio para 3, 5 e 10 pulsos à 0,5Hz e 80mJ por pulso.

4.2.4) *Discussão das aplicações odontológicas*

Quanto maior o tempo de exposição das bactérias nos canais radiculares, maior a densidade de bactérias e maior será a penetração destas bactérias para o interior dos túbulos dentinários[56]. O sucesso do tratamento endodôntico está em manter o canal livre de bactérias ou de material orgânico de maneira que elas não possam se proliferar. Soluções químicas associadas a instrumentos removem apenas bactérias do canal e de pouca profundidade nos túbulos dentinários, não conseguindo atingir aquelas que penetraram para o interior dos túbulos[57].

A utilização da luz laser possibilita a redução bacteriana além da parede interna do canal, atingindo as colônias de bactérias no interior dos túbulos dentinários. Como a sua ação na redução bacteriana ocorre por processos térmicos este processo atinge regiões onde as soluções químicas não acessariam.

Os procedimentos a serem utilizados com os lasers com os parâmetros de energia utilizados neste trabalho podem ser utilizados na redução bacteriana do canal[58][27], remoção

de material orgânico e debris[59] ou ainda a oclusão dos túbulos dentinários[60]. Sabe-se que a hidroxiapatita e a água, os dois constituintes básicos da dentina, absorvem fortemente o comprimento de onda de emissão do laser de érbio, absorve pouco o comprimento de onda de emissão do neodímio e absorve relativamente o comprimento de onda de emissão do laser de hólmio.

A descontaminação dos canais radiculares pode ocorrer de diversas maneiras. Um dos mecanismos é a vaporização de material orgânico ou debris remanescente no canal, diminuindo a possibilidade das bactérias se proliferarem. Para que ocorra este processo o material a ser removido precisa absorver fortemente o comprimento de onda a ser irradiado para possibilitar a vaporização do mesmo.

Outro mecanismo a ser utilizado no processo de descontaminação é o de ação térmica. Este mecanismo possibilita o acesso no canal além da região superficial da parede da dentina, interagindo até o interior dos túbulos dentinários. A princípio qualquer laser que provoque um aquecimento controlado pode agir como tal ferramenta. A necessidade está em definir procedimentos que cubram toda a região do canal que possa estar infectada e cuja elevação da temperatura provocada pela irradiação não danifique os ligamentos periodontais. Vale ressaltar que ao irradiar um canal radicular, com lasers emissores no infravermelho por exemplo, os processos de remoção de debris e aquecimento da região circunvizinha ocorre simultaneamente na maioria dos casos.

Como as substâncias químicas também podem apresentar efeitos citotóxicos quando utilizado em esterilização dos canais radiculares, o aquecimento provocado pelo laser também pode provocar a danificação dos tecidos periodontais. Os valores de temperatura para o limiar de dano dos tecidos periodontais são estabelecidos na literatura por vários autores[61][62], estando compreendido entre 5 e 10°C.

A irradiação dos canais com o laser de érbio apresentou uma elevação entre 1 e 2°C para os dois procedimentos adotados, fibra com o movimento helicoidal e estacionário utilizando 80mJ de energia e 10 e 15 Hz de frequência dos pulsos. Para a irradiação do canal com 4 Hz e a fibra estacionária na região do ápice a elevação foi menor que 1°C. Todos os grupos apresentaram elevações de temperatura dentro dos níveis de segurança clínica[63].

Com o laser de neodímio a irradiação dos canais radiculares foi realizada utilizando-se os três procedimentos, helicoidal, estacionário e a técnica mista, estacionário mais helicoidal. Para a irradiação helicoidal a elevação da temperatura máxima atingida na superfície do

cimento esteve entre 1 e 3°C sendo o grupo com a menor elevação. Os grupos onde a irradiação do canal foi através da fibra com a técnica estacionária e o grupo com a técnica mista a elevação permaneceu entre 3 e 5°C. Todos os grupos apresentaram elevações de temperatura dentro dos níveis de segurança clínica[64].

No início do trabalho foi proposto que a irradiação dos canais radiculares fosse realizada de maneira manual, simulando *in vitro* procedimentos clínicos levando-se em conta algumas dificuldades e imprecisões existentes na prática clínica. Como poder ser observado houve grandes variações nas elevações térmicas dentro de determinados grupos com os mesmo parâmetros de energia e frequência. Uma das dificuldades existentes neste trabalho e na prática clínica é a baixa aferição da parede da dentina na região do ápice (via raio-x) e a variação na velocidade e tempo de exposição da fibra no interior do canal.

Para o laser de hólmio, depois de acoplado à fibra realizou-se a irradiação de fatias de dentina com espessura de 1mm para se aproximar do procedimento adotado com os outros lasers, com a fibra estacionária na região do ápice. A elevação da temperatura permaneceu entre 4 e 4,5°C para o grupo com 3 pulsos; entre 5,5 e 6°C para o grupo de 5 pulsos e 6,7 e 7°C para o grupo com 10 pulsos. Dentro de cada grupo foram irradiados amostras hidratadas e não hidratadas, sendo que a elevação térmica entre estes dois grupos não apresentou uma variação estatisticamente significativa.

A elevação da temperatura na dentina irradiada com laser de hólmio não pode ser comparada diretamente com os grupos irradiados com os lasers de érbio e neodímio, uma vez que a incidência da fibra do laser de hólmio foi normal à superfície da dentina aquecendo mais a região perto da ponta do termopar e a frequência de repetição dos pulsos foi diferente.

A eficiência na esterilização dos canais radiculares foi obtida *in vitro* utilizando o laser de neodímio[65], érbio[65] e hólmio[65][66][67] e diodo[68]. Neste trabalho os autores utilizaram frequência de 10Hz e energia entre 80 e 140mJ por pulso, a esterilização foi observada para os dois valores de energia e uma maior eficiência no grupo com 140mJ por pulso.

Durante um procedimento que envolve a repetição de várias irradiações é importante avaliar o tempo necessário entre cada aplicação, para evitar iniciar uma nova irradiação quando a região irradiada ainda estiver aquecida pela irradiação anterior. As irradiações aqui realizadas são separados por um tempo de aproximadamente 20s. Este intervalo de tempo foi estipulado no início do trabalho a partir dos primeiros resultados experimentais e assegura que o tecido irradiado já retornou à sua temperatura inicial.

5) Conclusões e perspectivas

Foi possível obter o feixe do laser de hólmio com fator de qualidade médio de 3,4, o que assegura para o feixe um perfil muito próximo ao gaussiano. Após a análise do feixe obteve-se um acoplamento a uma fibra de sílica com eficiência entre 96 e 81% de transmissão do feixe. Estes fatores de qualidade e transmissão foram obtidos com o feixe emitindo pulsos de aproximadamente 100mJ na face de saída da fibra e operando com frequência de 0,5Hz.

A caracterização térmica na superfície externa do terço apical revelou, para os parâmetros utilizados, uma elevação de temperatura máxima inferior ao limiar de dano dos ligamentos periodontais. Assim, estes valores asseguram a preservação dos tecidos durante a irradiação dos canais.

Como perspectiva de trabalhos futuros este sistema de feixe pode ser aprimorado para possibilitar novas aplicações. O aumento da frequência e energia por pulso possibilitará a realização de experimentos que melhor simulem práticas clínicas, com frequências de aproximadamente 10Hz e pulsos com energia de 500mJ. Como ocorre uma grande absorção da luz pelos componentes óticos a utilização de componentes com baixa absorção possibilitará aumentar ainda mais a energia de saída, prolongando a vida útil dos componentes. Para possibilitar as aplicações em outros procedimentos, a utilização de fibras com terminações específicas que possibilite a focalização do feixe para obter uma maior densidade de energia ou a incidência perpendicular à ponta da fibra para realizar o aceso à certas regiões se torna de grande interesse.

A utilização deste sistema de registro da temperatura pode ser utilizado para determinar a máxima elevação da temperatura, o perfil de subida e bem como o resfriamento entre as irradiações se elas forem sucessivas. Como a perspectiva da utilização do laser está em crescimento com um número cada vez maior de procedimentos, a caracterização térmica destes procedimentos possui grande importância pois à partir dela poderão ser estabelecidos condições de irradiação que asseguram clinicamente a integridade dos tecidos sensíveis ao calor. Para que o sistema utilizado no registro da temperatura composto pelos termopares, amplificadores, referência, “lock-in” e computador seja utilizado em trabalhos futuros ele precisa ser otimizado para que fique mais prática a sua utilização e seu transporte. A aquisição temperatura é realizada em tempo real e a análise da variação térmica pode ser verificada durante um determinado procedimento. Com esta característica outra possibilidade é a sua

utilização durante algumas aplicações clínicas permitindo ao profissional verificar a temperatura durante a irradiação.

A viabilização do feixe de hólmio deu possibilidade de realizar dois trabalhos já **inicializados**: irradiações em dentes de coelho tendo como o objetivo a análise histológica da polpa após a irradiação e a alteração do esmalte dentário visando a prevenção à cárie.

6) Apêndice

6.1) Estrutura dentária[69]

Principais Tecidos e suas Funções

Como pode ser visualizado na Figura 55, a forma de cada tipo de dente é reproduzida aproximadamente pela forma da **dentina**, esta recoberta pelo **esmalte**. A **polpa dental** ocupa toda a cavidade central do dente vivo, a cavidade pulpar se comunica com os tecidos periodontais através do forame apical. O **periodonto** é a unidade funcional que compreende a **gengiva**, o **cemento**, o **ligamento periodontal** e o **osso alveolar**. Estas estruturas são encarregados de assegurar a **inserção** do dente na maxila ou mandíbula. O **cemento** reveste a dentina na sua porção radicular e em vários aspectos é um tecido semelhante ao tecido ósseo. O **ligamento periodontal** é constituído por tecido conjuntivo fibroso, suas fibras colágenas orientam-se de forma ordenada em grupos funcionais para assegurar a **fixação** do dente ao **osso alveolar**. Este osso é composto de cavidades onde estão inseridos os dentes e estas são chamadas de cavidades alveolares.

Propriedades físico-químicas dos tecidos dentais duros

Devido ao alto conteúdo de sais minerais e o seu arranjo cristalino o **esmalte** é o tecido calcificado mais duro do corpo humano. Sem uma base de sustentação como a dentina, o esmalte devido a sua estrutura e dureza se torna frágil e quebradiço. Com traçadores radioativos e corantes, verifica-se que o esmalte atua como uma **membrana**, permitindo a passagem de certas substâncias. A cor do esmalte está relacionada com sua translucidez, isto é, quanto mais fino e translúcido é a camada de esmalte, mais luz chega na dentina que possui um cor amarelada, esta reflete a luz tornando a superfície do esmalte mais amarelada. O esmalte é composto principalmente por material inorgânico, um total de 96%, a quantidade de material orgânico mais água somam 4%.

Os principais elementos presentes na composição química do esmalte são apresentados na Tabela 7:

Tabela 7 – Composição química do esmalte.

Elemento Químico	Concentração(%)
Cálcio	36,1
Fósforo	17,3
Anídrido carbônico	3,0
Magnésio	1,0
Sódio	1,0
Flúor	0,016

O espaço relativo ocupado pela armação orgânica e o esmalte completo é aproximadamente igual, apesar do material orgânico possuir apenas 1% da massa do inorgânico.

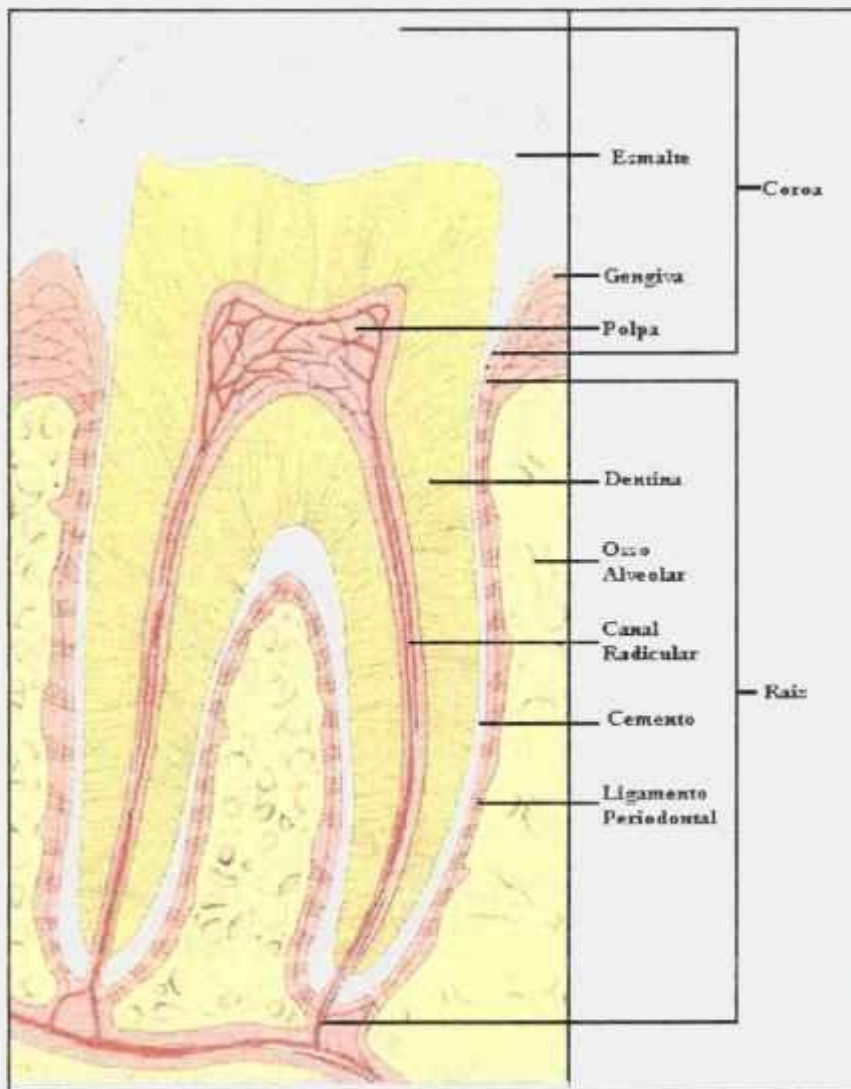


Figura 55 - Representação estrutural do dente com os seus principais tecidos

A dureza e elasticidade da dentina são da mesma ordem de grandeza que as do cimento e do osso ou ligeiramente superior. É constituída aproximadamente por 70% de material inorgânico, 18% de orgânico mais 12% de água. Os elementos presentes na composição química são apresentados na Tabela 8:

Tabela 8 – Concentração química da dentina.

Elemento Químico	Concentração(%)
Cálcio	35,3
Fósforo	17,1
Anídrido carbônico	4,0
Magnésio	1,2
Flúor	0,01

A dureza do cimento quando está totalmente mineralizado é menor que a dureza da dentina. Sob condições experimentais, o cimento é permeável a uma variedade de materiais. Possui 65% de material inorgânico, 23% de orgânico e 12% de água. Os elementos presentes na composição química do cimento são apresentados na Tabela 9:

Tabela 9 – Concentração química do cimento.

Elemento Químico	Concentração(%)
Cálcio	32,0
Fósforo	17,1
Anídrido carbônico	4,0
Magnésio	0,9
Sódio	1,1
Flúor	0,015

A mineralização dos tecidos dentários é progressiva, os tecidos se mineralizam mesmo na fase adulta dos dentes, principalmente quando ocorre um ação agressiva à polpa dental. Além destes elementos acima citados, encontram-se outros em baixas quantidades: enxofre, potássio, cloreto, prata, cobre, estrôncio, bário, cromo, zinco, manganês, níquel e vanádio. O material inorgânico dos tecidos duros é composto principalmente por cristais de hidroxiapatita $Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$, e a parte orgânica composta principalmente por fibras colágenas.

Propriedades fisiológicas e morfológicas dos tecidos dentais

A função do esmalte é formar uma capa resistente que protege a polpa de microorganismos e torne os dentes adequados para a mastigação. Nas cúspides[a] da coroa de dentes molares e pré-molares, o esmalte alcança uma espessura de até 2,5 mm, enquanto na altura do colo[b] fica na ordem de micra de espessura. O esmalte é formado por bastões ou prismas, estes partem da junção dentina-esmalte e seguem em direção a superfície externa do esmalte. Como pode ser observado na Figura 56 estes prismas formam ângulos retos em relação a interface dentina-esmalte.

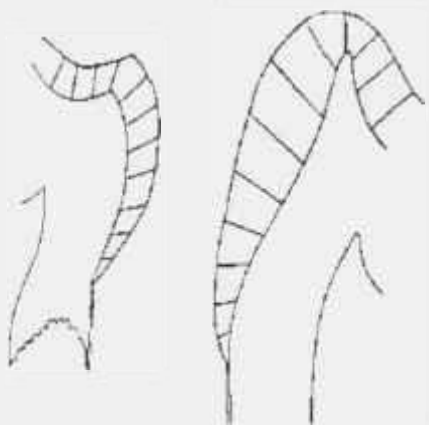


Figura 56 - Direção dos prismas



Figura 57 - Superfície pulpar da dentina.

A dentina compreende a maior parte do dente, é constituída pelos odontoblastos, e uma substância intercelular que é responsável pelo preenchimento do tecido. Os corpos dos odontoblastos estão situados em uma camada na superfície pulpar da dentina, a Figura 57 ilustra esta superfície. As suas extensões citoplasmáticas são conhecidas como túbulos dentinários. Esses túbulos partem da junção polpa-dentina, seguem perpendicularmente em direção a junção dentina-esmalte ou dentina-cemento, onde se dividem em ramificações terminais.

a Extremidade mais aguda.

b Linha limítrofe dentre a coroa e a raiz do dente.

O cemento é o tecido dentário mineralizado que reveste a porção radicular da dentina, a sua formação parte do depósito de uma camada de cementóide[a] sobre a superfície da dentina. Esta é mineralizada por íons de cálcio e fosfato presentes nos fluidos tissulares[b].

Uma função do cemento é fornecer um meio para a inserção das fibras colágenas do ligamento periodontal que unem o dente ao osso alveolar. A inserção das fibras se torna impossível sem o cemento. Assim a deposição de cemento é de considerável importância funcional para a fixação do dente.

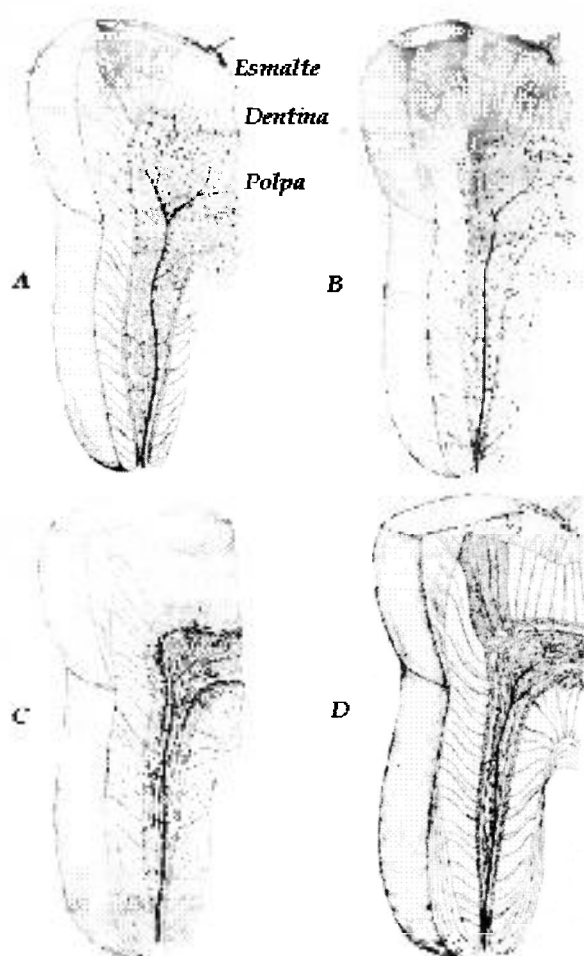


Figura 58 - Diminuição da cavidade pulpar em relação a idade do dente, do dente mais jovem em A para o mais adulto em D.

a Matriz onde os íons de cálcio e fosfato irão se depositar.

b Fluido presente entre os tecidos, participa no transporte de compostos químicos e outras funções, extracelulares.

O órgão pulpar ocupa uma câmara circundada por dentina, contendo extensões periféricas das células que a formam. É composto por uma polpa coronária localizada centralmente na coroa dos dentes, e a raiz ou polpa radicular que se estende da região cervical da coroa até o ápice da raiz. As porções radiculares dos órgãos pulpares são contínuas com os tecidos conjuntivos periapicais, através do forame apical, durante a formação da raiz, a sua extremidade apical é uma ampla abertura limitada por um diafragma epitelial. Enquanto o crescimento progride, mais dentina é formada, de tal modo que quando a raiz do dente está madura, a polpa radicular está mais estreita. A diminuição do canal pulpar apical pode ocorrer pelo excesso de deposição do cimento apical. Analisando de uma maneira geral, a polpa diminui de tamanho com o avanço da idade do dente, o que pode ser observado na Figura 58. A região central da polpa contém muitos troncos nervosos e vasos sanguíneos, ela é composta também por vasos linfáticos, fibroblastos, fibras e substância intercelular.

A polpa tem várias funções, *indutiva*, primeiramente ela induz a diferenciação do epitélio[a] oral, formando a dentina, esmalte e determinando também a identidade do dente formado. *Formativa*, o órgão pulpar produz a dentina que o envolve. *Nutritiva*, ela nutre a dentina através dos odontoblastos e seus prolongamentos. *Protetora*, os nervos sensoriais no dente respondem com dor a todos os estímulos, calor frio, pressão, agentes químicos entre outros procedimentos invasores. *Reparadora*, ela responde a irritação com a produção de dentina reparadora, e mineralizando todos os túbulos dentinários expostos, esses procedimentos são tentativas para proteger a polpa da fonte de irritação.

O periodonto é um órgão de tecido conjuntivo coberto por epitélio, une os dentes ao osso maxilar proporcionando um aparelho de suporte para os dentes. É compreendido por quatro tecidos conjuntivos, dois mineralizados e dois fibrosos. Os dois tecidos conjuntivos mineralizados são o cimento e o osso alveolar e os dois fibrosos, o ligamento periodontal e o tecido da gengiva. O periodonto está ligado a dentina radicular do dente pelo cimento, e ao osso maxilar pelo osso alveolar. Fornece assim uma continuidade entre os dois tecidos mineralizados, cimento e osso alveolar.

a Tecido que reveste as superfícies externas e internas, exercendo em certos órgãos, funções secretórias e sensoriais.

Quando um dente é movido em seu alvéolo, devido as forças que atua sobre ele durante a mastigação ou através de uma aplicação ortodôntica^a, parte do espaço periodontal é estreitado e outra parte alargada. As fibras colágenas no ligamento periodontal comprimido atuam como um amortecedor para o dente deslocado. Os ligamentos periodontais fornecem, através do seu sistema nervoso, um mecanismo que permite detectar a aplicação de forças relativamente suaves sobre os dentes e os seus possíveis deslocamentos.

^a Aplicação em que consiste corrigir deformações dos dentes.

7) Bibliografia

- 1 Siegman A. E. Lasers University Science Books CA/USA (1986).
- 2 Siegman, A. E. Defining, measuring and optimizing laser beam quality SPIE Proceedings Laser resonators and coherent optics **1868**:2-12 (1993).
- 3 Johnston, T. F. M^2 concept characterizes beam quality Laser Focus World **26**(5):173-183 (1990).
- 4 Laser beam quality characterization <http://www.spiricon.com>
- 5 Kiang, Y. C. e Lang, R. W. Measuring focused Gaussian beam spot sizes: a practical method Applied Optics **22**(9):1296-1297 (1983).
- 6 Siegman, A. E., Sasnett, M. W. e Jonston, T. F. Choice of clip levels for beam with measurements using knife-edge techniques IEEE of Quantum Electronics **27**(4):1098-1103 (1991).
- 7 Arnaud J. A. *et al.* Technique for Fast Measurement of Gaussian Laser Beam Parameters Applied Optics. **10**(12):2275 (1971).
- 8 Skinner D. R., Whitcher R. E. Measurement of Radius of a High-Power Laser-Beam Near Focus of a Lens J. of Physics E **5**(3):273 (1972).
- 9 Khosrofian J. M., Garetz B. A. Measurement of a Gaussian laser beam diameter through the direct inversion of "knife-edge" data Applied Optics **22**(21):3406 (1983).
- 10 Kim, H.L. e Gerber, G.S. Use of ureteroscopy and holmium:yttrium-aluminum-garnet laser in the treatment of an infundibular stenosis Urology **55**(1):129-31 (2000).
- 11 Monga, M.; Gabal-Shehab, L.L.; Kamarei, M. e D'Agostino, H. Holmium laser lithotripsy of a complicated biliary calculus J. Endourol **13**(7):505-6 (1999).
- 12 Kabalin, J.N.; Gilling, P.J. e Fraundorfer, M.R. J. Application of the holmium:YAG laser for prostatectomy Clin Laser Med Surg **16**(1):21-7 (1998).
- 13 Kabalin, J.N. Holmium: YAG laser prostatectomy canine feasibility study Lasers Surg Med. **18**(3):221-4 (1996).
- 14 Zezell, D.M.; Bonk, P.A.; Salvador, V.L.R.; Rossi, W.; Ranieri, I.M.; Bachmann, L.; Eduardo, C.P.; Júnior, N.D.V.; Morato, S.P Combined Effect of Holmium Laser and Fluoride

in Prevention of Dental Caries in vitro” Rev. Física Aplicada e Instrumentação; **13**(2):21-23, 1998

15 Anders, J.O.; Pietsch, S. e Staupendahl G. Critical evaluation of indications for the holmium:YAG laser and the neodymium:YAG laser in orthopedic surgery based on an in vitro study Biomed Tech. **44**(4):83-6 (1999).

16 Topaz, O. Holmium laser coronary thrombolysis--a new treatment modality for revascularization in acute myocardial infarction J Clin Laser Med Surg. **10**(6):427-31 (1992).

17 Buki, A.; Doczi, T.; Veto, F.; Horvath, Z. e Gallyas, F. Initial clinical experience with a combined pulsed holmium-neodymium-YAG laser in minimally invasive neurosurgery. Minim Invasive Neurosurg **42**(1):35-40 (1999).

18 Zezell, D.M.; Cecchini, S.C.; Eduardo, C.P.; Matsumoto, K.; De Rossi, W. Nogueira, G.E.; Berretta, J.R.; Vieira Junior, N.D. e Morato, S.P. Experimental studies of the applications of the holmium laser in dentistry. J. Clin Laser Med Surg. **13**(4):283-9 (1995).

19 Gutknecht, N.; Nuebler-Moritz, M.; Burghardt, S.F. e Lampert F. The efficiency of root canal disinfection using a holmium:yttrium-aluminum-garnet laser in vitro. J Clin Laser Med Surg. **15**(2):75-8 (1997).

20 Holt, R.A. e Nordquist, R.E. Effect of resin/fluoride and holmium:YAG laser irradiation on the resistance to the formation of caries-like lesions. J Prosthodont. **6**(1):11-9 (1997).

21 Gutknecht N., Kaiser F., Hassan A. e Lampert F. Long-term clinical evaluation of endodontically treated teeth by Nd:YAG lasers. J Clin Laser Med Surg. **14**(1):7-11 (1996).

22 Saunders W. P., Whitters C. J., Strang R., Moseley H., Payne A. P., McGadey J. The effect of an Nd-YAG pulsed laser on the cleaning of the root canal and the formation of a fused apical plug. Endod J. **28**(4):213-20 (1995).

23 Lan W. H., Liu H.C. Treatment of dentin hypersensitivity by Nd:YAG laser. J Clin Laser Med Surg. **14**(2):89-92 (1996).

24 Bahar A, Tagomori S. The effect of normal pulsed Nd-YAG laser irradiation on pits and fissures in human teeth. Caries Res. **28**(6):460-7 (1994).

25 Dostalova, T.; Jelinkova, H.; Kucerova, H.; Krejsa, O.; Hamal, K.; Kubelka, J. e Prochazka S. Noncontact Er:YAG laser ablation: clinical evaluation. J Clin Laser Med Surg. **16**(5):273-82. (1998).

-
- 26 Silvia C. M. Cecchini, Denise M. Zezell, Luciano Bachmann, Marcos Pinotti, Gessé E. Nogueira, Carlos P. Eduardo Evaluation of two laser systems for intracanal irradiation SPIE Proceedings Lasers in Dentistry V **3593**:31-35 USA.(1999).
- 27 Matsuoka E, Kimura Y, Matsumoto K. Studies on the removal of debris near the apical seats by Er:YAG laser and assessment with a fiberscope. J. Clin Laser Med Surg. **16**(5):255-61 (1998).
- 28 Wilder-Smith P, Arrastia A. M., Liaw L. H., Berns M. Incision properties and thermal effects of three CO2 lasers in soft tissue. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. **79**(6):685-91 (1995).
- 29 Kasahara E., Yasuda E., Yamamoto A., Anzai M. Root Canal System of the Maxillary Central Incisor J. of Endodontics **16**(4):158 (1990).
- 30 Weichmann J. A., Jonson F. M. Laser use in Endodontics (A preliminary investigation) O. Surgery **31**(3):416 (1971).
- 31 Weichmann J. A., Jonson F. M. Nitta L. K. Laser use in Endodontics, part II O. Surgery **34**(5):828 (1972).
- 32 Torabinejad M., Hong, C. U., Pitt Ford T. R., Kettering J. D. Antibacterial Effects of Some Root End Filling Materials J. of Endodontics **21** (8):403 (1995).
- 33 Haapasalo M., Orstavik D. In vitro infection and disinfection of dentinal tubules. J. Dent. Res. **66**:1375 (1987).
- 34 Morse R. D. The endodontic culture technique: an impractical and unnecessary procedure. Dent. Clin. North. Am **15**:793 (1971)
- 35 Hals E. and Olsen H. C. Scanning Electron and Incident Light Microscopy of Giant Tubules in Red Deer Dentin Scad. J. Dent. Res. **92**:269 (1984).
- 36 Egström B. The significance of *Enterococci* in root canal treatment Odont Revy **15**:87 (1964).
- 37 Perez F., Calas P., Falguerolles A., Maurette A. Migration of a *Streptococcus sanguis* strain through the root dentinal tubules J. of Endodontics **19**(6):297 (1993).
- 38 Dederich D. N., Pickard M. A., Vaughn A. S., Tulip J., Zakariasen K. L. Comparative bactericidal exposure for selected oral bacteria using carbon dioxide laser radiation Lasers Surg. Med **10**:591 (1990).
- 39 Stabholz *et al.* Sealing of Human Dentinal Tubules by XeCl 308nm Excimer Laser J. of Endodontics **19**(6):267 (1993).

-
- 40 Moshonov J., Sion A., Kasirer J., Rotstein I., Stabholz A. Efficacy of Argon laser irradiation in removing intracanal debris Oral S. O. M. O. P. **79**(2):221 (1995).
- 41 Hardee M. W., Miserendino L. J., Kos W., Walia H. Evaluation of the antibacterial effects of intracanal Nd:YAG laser irradiation. **20**(8):377 (1994).
- 42 Klinke T., Klimm W., Gutknecht N. Antibacterial effects of Nd:YAG laser irradiation within root canal dentin. J. of C. L. Medicine & Surgery **15**(1):29 (1997).
- 43 Ramsköld, L. O. *et. al.* Thermal effects and antibacterial properties of energy levels required to sterilize stained root canals with an Nd:YAG laser. J. of Endodontics **23**(2) 96-100 (1997).
- 44 Ranieri, I.M.; Baldochi, S.L.; Santo, A.M.E.; Gomes, L.; Courrol, L.C.; Tarelho, L.V.G.; Rossi, W.; Berretta, J.R.; Costa, F.E.; Nogueira, G.E.C.; Wetter, N.U.; Zezell, D.M.; Vieira, N.D. e Morato, S.P. Growth of LiYF₄ crystals doped with holmium, erbium and thulium Journal of Crystal Growth **166**(1-4):423-428 (1996).
- 45 Paiva J. G. Endontia Aplicada. Editora São Paulo 1979
- 46 Fabricius, L.; Dahlén, G.; Öhman, A. E. e Möller, A. J. R. Predominant indigenous oral bacteria isolated from infected root canals after varied times of closure. Scand. J. Dent. Res. **90**(2):134-144 (1982).
- 47 Gutknecht N., Kaiser F., Hassan A., Lampert F. Long-term clinical evaluation of endodontically treated teeth by Nd:YAG Lasers. J. Clin Laser Med Surg. **14**(1):7 (1996).
- 48 Bachmann, L., Zezell D. M., Maldonado, E. P. Determination of the M² factor of a Home-Made Er:Tm:Ho:YLF Laser beam using the Knife-Edge technique XXII Encontro Nacional de Física da Matéria Condensada, São Lourenço – MG 11/05 a 15/05 1999.
- 49 Su, D.; Boechat, A. A. P. e Jones, J. D. C. Beam delivery by large-core fibers: effect of launching conditions on near-field output profile Applied Optics **31**(27):5816-5821 (1992).
- 50 Boechat, A. A. P. Su, D.; Hall, D. R. e Jones, J. D. C. Bend loss in large core multimode optical fiber beam delivery systems Applied Optics **30**:321-327 (1991).
- 51 Gorshkov, B. G. *et. al.* Studies of laser produced damage to transparent optical material in the UV region and in crossed UV-IR beams in Proceedings, 13^o A. Symposium on Opt. Mat. for high power lasers, Boulder p. 76 (1981).
- 52 Bennett, H. A. *et. al.* Laser induced damage in optical materials Appl. Opt. **20**:3003 (1981).
- 53 Richou, B.; Schertz, I.; Gobin, I. e Richou J. Delivery of 10MW Nd:YAG laser pulses by large-core optical fibers: dependence of the laser-intensity profile on beam propagation Applied Optics **36**(7):1610-1614 (1997).

- 54 Buzhinskii, I. M. *et. al.* Laser radiation damage of fiber-optic elements Sov. J. Opt. Technol. **46**(12):726-728 (1979).
- 55 Marolda, D. M. *et. al.* Damage Thresholds of silica fibers in Holmium:YAG laser energy delivery for medical applications SPIE **1876**:59-63 (1993).
- 56 Orstavik, D. e Haapasalo, M. Desinfection by endodontic irrigants and dressings of experimentally infected dentinal tubules Endod. Dent. Traumatol, **6**(4):142-149 (1990).
- 57 Vanhdaty, A.; Pitt-ford, T. R. e Wilson, R. F. Efficacy of chlorhexidine in desinfecting dentinal tubules *in vitro*. Endod. Dent. Traumatol. **9**:243-248 (1993).
- 58 Ramskold, L.O.; Fong, C.D. e Stromberg, T. Thermal effects and antibacterial properties of energy levels required to sterilize stained root canals with an Nd:YAG laser. Endod **23**(2):96-100 (1997).
- 59 Takeda, F.H.; Harashima, T.; Kimura, Y. e Matsumoto, K. A comparative study of the removal of smear layer by three endodontic irrigants and two types of laser. Int Endod J. **32**(1):32-9 (1999).
- 60 Lan, W.H.; Liu, H.C. e Lin, C.P. The combined occluding effect of sodium fluoride varnish and Nd:YAG laser irradiation on human dentinal tubules. J Endod **25**(6):424-6 (1999).
- 61 Eriksson, A. e Albrektsson, T. Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury: a vital-microscopic study in the rabbit J. Prosth. detn. **50**:101-107 (1983).
- 62 Machida, T. *et. al.* Root canal preparation using the second harmonic KPT:YAG laser a thermographic and scanning electron microscopic study J. Endodon. **21**:88-91 (1995).
- 63 Cecchini S. C. M., Zezell D.M., Bachmann L, Pinotti M, Nogueira G. E. C., Eduardo C. P. Thermal Effects During *In Vitro* Intracanal Application of Er:YAG Laser.; 6th International Congress on Lasers in Dentistry, 28/07/98 à 31/07/98 Westin Maui Resort Maui, Hawaii. Presented by International Society for Lasers in Dentistry ISLD.
- 64 Strefezza, C.; Zezell, D.M.; Bachmann, L.; Cecchini, S.C.M.; Pinotti, M.; Eduardo, C.P. Nd:YAG Laser Parameters for Safe Endodontical Procedures DGL Alemanha (1999).
- 65 Moritz, A. *et. al.* the bactericidal effects of Nd:YAG, Ho:YAG e Er:YAG laser irradiation in the root canal: An *in vitro* comparison. J. of C. laser Medicine & Surgery **17**(4):161-164 (1999).
- 66 Gutknecht, N. *et. al.* The efficiency of root canal disinfection using a Holmium:YAG laser *in vitro* J. of C. Laser Medicine & Surgery **15**(2):75-78 (1997).

67 Bouw-Soares, S. C. Avaliação da redução bacteriana em dentina radicular contaminada irradiada com laser de Ho:YAG, estudo in vitro Dissertação de Mestrado Fac. de Odont. da USP (1998).

68 Gutknecht, N. *et. al.* Effect of diode laser radiation in root canal wall dentin: a microbiological study International Symposium on Biomedical Optics Proceedings of SPIE **3910** CA/USA (2000)

69 Orban B. J. Histologia e Embriologia Oral 8ª edição (1978).