

Universidade do Vale do Paraíba
Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento

MANOEL SIMÕES

**DESENVOLVIMENTO DE CATETER COM FIBRAS ÓPTICAS
COM CONTROLE DE CURVATURA DA EXTREMIDADE DISTAL
PARA ESPECTROSCOPIA E TRATAMENTO CLÍNICO
COM RAIOS LASER**

São José dos Campos – SP

2006

Livros Grátis

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

Manoel Simões

**Desenvolvimento de Cateter com Fibras Ópticas com controle
de curvatura da extremidade Distal para espectroscopia
e tratamento clínico com raios Laser**

**Optical Fiber Catheter development with Distal extremity bend
control for spectroscopy and clinic treatment with Lasers.**

Dissertação de Mestrado apresentada
no Programa de Pós Graduação em
Bioengenharia, como complementação
dos Créditos necessários para
obtenção do título de Mestre em
Engenharia Biomédica.

Orientador: Prof. Dr. Marcos Tadeu
Tavares Pacheco

São José dos Campos – SP

2006

S615d

Simões, Manoel

Desenvolvimento de Cateter com Fibras Ópticas com controle de curvatura da extremidade Distal para Espectroscopia e tratamento clínico com raios Laser. / Manoel Simões. São José dos Campos: UniVap, 2006.

1 disco laser

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós Graduação em Bioengenharia do Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento da Universidade do Vale da Paraíba, 2006.

1. Ablação por Cateter 2. Terapia a Laser de Baixa Intensidade
3. Fibras ópticas 4. Espectroscopia Raman 5. Equipamentos e provisões
I. Pacheco, Marcos Tadeu Tavares, Orient. II. Título

CDU: 681.7

Autorizo, exclusivamente para fins acadêmicos e científicos, a reprodução total ou parcial desta dissertação, por processo fotocopiador ou transmissão eletrônica.

Aluno:



Data: 28 de abril de 2006.

**“DESENVOLVIMENTO DE CATETER COM FIBRAS ÓPTICAS COM CONTROLE DE
CURVATURA DA EXTREMIDADE DISTAL PARA ESPECTROSCOPIA E TRATAMENTO
CLÍNICO COM RAIOS LASER”**

Manoel Simões

Banca Examinadora:

Prof. Dr. ANTONIO G. J. BALBIN VILLAVERDE (UNIVAP)

Prof. Dr. MARCOS TADEU TAVARES PACHECO (UNIVAP)

Prof. Dr. ROBERTO COSTA (FMUSP)

Prof. Dr. Marcos Tadeu Tavares Pacheco
Diretor do IP&D - UniVap

AGRADECIMENTOS

Ao Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento da Univap pela disponibilidade dos laboratórios e apoio técnico.

À empresa Biotronik Comercial Médica Ltda., pelo apoio financeiro e incentivo.

À Casa das Molas Ltda., pela ajuda na confecção das molas utilizadas neste projeto.

À empresa Zeus Industrial Products, Inc. pelo material cedido para realização deste projeto.

À empresa Dow Corning Corporation pelo material cedido para realização deste projeto.

Aos professores MSc. Carlos José de Lima, Dr. Marcos Tadeu T. Pacheco, Dr. Antonio G. J. Balbin Villaverde, pela orientação e apoio neste trabalho.

DEDICATÓRIA

À minha esposa Cláudia e meus filhos Isabela e Guilherme pelo apoio, incentivo e compreensão durante a realização deste trabalho, e a todos que contribuíram direta e indiretamente nesta realização.

RESUMO

O cateter óptico multifibras demonstra, com a utilização da espectroscopia Raman, ser uma ferramenta muito útil na aplicação de diagnóstico e tratamento clínico. Um fator limitante, até este momento, decorre na indisponibilidade de um cateter com fibras ópticas que permitisse uma aplicação isolada *in vivo*. Este trabalho propõe um sistema “probe” completo com sete fibras ópticas, dentro de um tubo de resina biocompatível ou outros materiais similares. O sistema é constituído de um dispositivo mecânico com manopla, que permite o encurvamento da extremidade Distal para obter o acesso ao local desejado obedecendo a anatomia do órgão, e que apresenta também uma extremidade adicional com uma fibra óptica, para permitir, quando necessário, a realização de tratamento clínico óptico, por exemplo, ablação via LASER de potência, ou ainda tratamento por PDT. O cateter se completa com uma fibra óptica para excitação laser de baixa potência, sendo que, as outras cinco fibras são utilizadas para coletar o retroespalhamento proveniente do tecido. O dispositivo, portanto, constitui um total de quatro extremidades: distal, proximal, excitação laser de baixa potência, e guiagem óptica para tratamento clínico. O mecanismo construído permite obter um encurvamento com diâmetro mínimo de 38 milímetros de raio sem danificar o cateter. Medidas de espectroscopia Raman com encurvamento da extremidade distal do cateter foram realizadas, tomando como referência para comparação, um outro cateter com fibras ópticas de espectroscopia Raman tradicional. Os resultados demonstraram que apesar do cateter proposto utilizar uma fibra óptica a menos na coleta do sinal, não há comprometimento significativo da relação sinal ruído do espectro Raman obtido na amostra, mesmo com encurvamento máximo aplicado à extremidade distal. Outras medidas foram realizadas utilizando-se o cateter desenvolvido, obtendo-se espectros Raman para diferentes diâmetros de curvatura na região intermediária do cateter. Os espectros revelaram que conforme se diminuía o diâmetro revolido ao dispositivo, a relação sinal/ruído também se reduzia. Foi achada uma redução na transmissão do cateter de 53% para o menor diâmetro do disco com 14mm, quando comparada com a transmissão para o disco maior de 120mm. Testes radiográficos revelaram a

suficiente radiopacidade do cateter para a visualização perante o sistema de raio X.

Palavras-Chave: Cateter; Espectroscopia Raman; Fibras ópticas; Diagnóstico e tratamento clínico.

ABSTRACT

The multifiber optic catheter shows that the utilization of Raman spectroscopy is a tool very useful for diagnoses and applications in clinic care. Nowadays, a limitation factor comes from the non availability of a catheter with optic fibers that allows an isolate application *in vivo*. This research proposes a full probe system with seven optic fibers inside a biocompatible plastic tube or other similar materials. The system consists of a mechanic dial, which permit a bent of the Distal extremity, to take access to the target place, following the organ anatomy, and that also has one additional extremity with an optic fiber that can allow to realize optical treatments; such as high power laser ablation or photodynamic therapy. This catheter was completed with another optic fiber for low power laser excitation of the tissue, being the other five fibers used to collect the backscattered light generated by the tissue. In fact; the device is constituted by four extremities: distal, proximal, low power laser excitation and the optic guide for clinic treatment. The built mechanism permit a maximum bent of the distal extremity with 38mm of diameter, without to injure the catheter. Measures of Raman spectroscopy were made with the distal extremity bent, using a traditional catheter for comparison. Results show that the proposed catheter, with one less optical fiber for backscattering signal collection, doesn't present a significant reduction of the Raman signal-noise ratio, even for the maximum bent of the distal extremity. Other set of measurements were carried on collecting the Raman scattering signal from the catheter, when its medium region was bent, rolling it around disks of different diameters, from 120mm to 14mm. Obtained spectra showed that the signal-noise ratio decreases for shorter bent diameters. It was found a 53% reduction of the catheter transmission for the maximum bent diameter of 14 mm, when compared to the larger diameter of 120 mm. X-Rays tests showed that the catheter was enough opaque to be seen it in a X Ray image.

Keywords: Catheter, Raman Spectroscopy, Optic Fibers, Diagnosis and Clinic Treatment.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Espectro eletromagnético; frequências e comprimentos de onda	03
Figura 2 – Espectro eletromagnético (campos B e E)	05
Figura 3 - Espectro visível da luz	06
Figura 4 – Ângulo de incidência da luz	08
Figura 5 – Reflexão interna total da luz	10
Figura 6 – Estrutura da fibra óptica	12
Figura 7 – Reflexão da luz no interior da fibra óptica	13
Figura 8 – Cone de aceitação de uma fibra óptica imersa no ar	15
Figura 9 - Fibra multimodo de índice gradual	16
Figura 10 - Fibra tipo multimodo de índice degrau	17
Figura 11 – Mecanismos de perdas intrínsecas em vidro de $\text{GeO}_2 - \text{SiO}_2$ puro	21
Figura 12 – Espectro de absorção de impurezas OH^- em sílica	23
Figura 13 – Atenuação por perdas intrínsecas e extrínsecas do material	24
Figura 14 - Efeito da curvatura em fibras ópticas	25
Figura 15 – Esquema representativo para diferenciar os tipos de espalhamento	29
Figura 16 – Cateter multifibras, mostrando o detalhe da fibra de excitação e das fibras de coleta	32
Figura 17 – Detalhe da vista frontal da extremidade distal	38
Figura 18 – Disposição interna das fibras, mola, fio de tracionamento, tubo PTFE e adesivo	41
Figura 19 – Detalhe da ponta do cateter com curvatura	42
Figura 20 – Diagrama geral do cateter	43
Figura 21 – Fixação do cabo de aço à ponta	43
Figura 22 – Montagem da extremidade distal concluída	44
Figura 23 – Detalhe da extremidade distal com diâmetro reduzido	44
Figura 24 – Raio X do cateter	45
Figura 25 – Diagrama de blocos do sistema Raman	46

Figura 26 - Espectro da efedrina com o cateter de 6 fibras de coleta sem curvatura (reto)	47
Figura 27 – Espectro da efedrina com o cateter de 5 fibras de coleta e sistema de curvatura (reto)	48
Figura 28 - Espectro da efedrina com o cateter de 6 fibras de coleta (curvatura de 180°)	49
Figura 29 - Espectro da efedrina com o cateter de 5 fibras de coleta e sistema de curvatura (curvatura de 180°)	49
Figura 30 – Espectro da Naftalina com o cateter em torno do disco de 14mm	52
Figura 31 - Espectro da Naftalina com o cateter em torno do disco de 16mm	52
Figura 32 - Espectro da Naftalina com o cateter em torno do disco de 19mm	53
Figura 33 - Espectro da Naftalina com o cateter em torno do disco de 25mm	53
Figura 34 - Espectro da Naftalina com o cateter em torno do disco de 30mm	54
Figura 35 - Espectro da Naftalina com o cateter em torno do disco de 38mm	54
Figura 36 - Espectro da Naftalina com o cateter em torno do disco de 41mm	55
Figura 37 - Espectro da Naftalina com o cateter em torno do disco de 56mm	55
Figura 38 - Espectro da Naftalina com o cateter em torno do disco de 70mm	56
Figura 39 - Espectro da Naftalina com o cateter em torno do disco de 76mm	56
Figura 40 - Espectro da Naftalina com o cateter em torno do disco de 120mm	57
Figura 41 – Gráfico do coeficiente de perda em função do diâmetro dos discos	60
Figura 42 – Desenho mostrando o raio de curvatura da extremidade distal do cateter em função do comprimento do arco de curvatura	61

Figura 43 – Gráfico do coeficiente de perda em função do ângulo de curvatura da ponta distal do cateter	65
Figura 44 – Gráfico da transmissão do cateter em função do ângulo de curvatura da ponta distal	65

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Freqüências e comprimentos de onda (λ) do espectro visível	07
Tabela 2 – Comparativo das perdas de potência utilizando efedrina nos cateteres (6x1) e (5x2)	50
Tabela 3 – Intensidade do pico principal do espectro da naftalina para os diferentes diâmetros de curvatura.....	58
Tabela 4 - Valores dos coeficientes de perda (α) e da transmissão (T) para os diferentes ângulos de curvatura (θ) da ponta distal	64

LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

AN - abertura numérica

B ou **H** - vetor Campo Magnético

c - velocidade da luz

dB - decibel

E - vetor Campo Elétrico

f – frequência

Fr - French

French = 1/3mm

giga - 10^9

GPa - giga Pascal (10^9 Pa)

Hz - Hertz

ID - índice degrau

IG - índice gradual

K - constante

km – quilometro (1000m)

Laser – light amplification by the stimulated emission of radiation

LED - Diodo Emissor de Luz

m – metro

micro - 10^{-6}

mili - 10^{-3}

mm - normal

N - número de modos

n_1 ou n_2 – índices de refração dos meios de propagação.

nano - 10^{-9}

nm – nanômetro (10^{-9} m)

OH⁻ - hidroxila

PDT - Terapia Fotodinâmica

Pf - potência final

Pi - potência inicial

ppb - parte por bilhão

PTFE – polytetrafluoretileno

r - raio de curvatura

RF - radiofrequência

s – segundo

Ti - titânio

V - frequência normalizada

α - coeficiente de absorção

β - coeficiente de espalhamento

Θ - ângulo

Θ_c - ângulo crítico

λ - comprimento de onda

μm – micrômetro (10^{-6} m)

σ - tensão mecânica

σ_t - módulo de resistência à tração da fibra

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	01
1.1 Teoria de propagação das ondas eletromagnéticas	02
1.2 Equações de Maxwell	07
1.3 Propriedades ondulatórias da luz	07
1.4 Reflexão e refração da luz	08
1.4.1 Lei de Descartes-Snell	09
1.4.2 Reflexão interna total da luz	09
1.5 Fibras ópticas	11
1.5.1 Estrutura da fibra óptica	12
1.5.2 Abertura Numérica (AN)	14
1.6 Tipos de fibras ópticas	15
1.6.1 Fibras de índice gradual	15
1.6.2 Fibras de índice degrau	16
1.7 Modos	18
1.8 Freqüência Normalizada ou Número V	18
1.9 Atenuação de sinais	19
1.10 Perdas por absorção	20
1.10.1 Absorção intrínseca	20
1.10.2 Absorção extrínseca	22
1.11 Perdas por curvatura	24
1.12 Influência da temperatura sobre a atenuação	26
1.13 Flexibilidade	26
1.14 Espalhamento da luz - efeito Raman	28
1.15. Cateter para diagnóstico com fibras ópticas para técnicas espectroscópicas ópticas	30
1.15.1 Propriedades dos cateteres ópticos	30
1.15.2 Configuração do cateter multifibras	31
1.16 Tipos de técnicas de ablação	33

2 OBJETIVOS	37
2.1 Objetivos específicos	37
3 METODOLOGIA	38
3.1 Cateter multifibras com mecanismo de curvatura	38
3.2 Diagrama de blocos do sistema Raman	46
4 RESULTADOS	47
4.1 Comparação entre os cateteres com seis e cinco fibras ópticas de coleta (retos).....	47
4.2 Perda na intensidade do pico do espectro da efedrina, com os cateteres curvados 180° (raio de curvatura de 19mm).....	48
4.3 Perdas na potência transmitida no cateter de 5 fibras de coleta em função dos diferentes raios de curvatura.....	51
4.4 Relação entre o ângulo subtendido e o raio de curvatura na flexão da extremidade distal do cateter.	61
4.5 Cálculo do coeficiente de perdas e da transmissão em função do ângulo de curvatura da extremidade distal do cateter	63
5 DISCUSSÃO	66
6 CONCLUSÃO	68
7 TRABALHOS FUTUROS	69
8 REFERÊNCIAS	70

1 INTRODUÇÃO

Este trabalho prevê a construção de um novo modelo de cateter para diagnóstico e terapia a LASER, com o objetivo de superar as dificuldades impostas pela guiagem e dificuldade de acesso dos cateteres convencionais. O processo de guiagem é a preparação previa através de um guia (tubo plástico) com fio de aço interno radiopaco para indicar o local onde o cateter de fibras ópticas deve ser conduzido para que se possa realizar o diagnóstico ou terapia, visto que as fibras ópticas são transparentes aos Raios X. Após a identificação o fio é retirado e o cateter é conduzido pelo tubo guia até o local. Outro inconveniente é que os guias precisam ter calibre suficiente para que o cateter seja conduzido através dele, o que torna o sistema inconveniente para vasos de pequeno calibre.

Essa foi a maior motivação para a realização e caracterização deste novo modelo, incorporando a característica de radiopacidade e possibilidade de mover a extremidade distal de forma que possa facilitar a introdução e o acesso dentro dos vasos; permitindo em um procedimento único levar a extremidade do cateter ao local onde se deseja fazer a análise espectrográfica ou mesmo a terapia por PDT ou ablação, além de diminuir consideravelmente o diâmetro do cateter para 5 French, aumentando bastante a possibilidade de utilização *in vivo*.

Para realização deste modelo tornou-se necessária a utilização de uma das fibras de coleta do sinal, que no modelo anterior era de seis fibras, para que fosse utilizada como o novo canal de excitação. Neste modelo, a coleta do sinal retroespalhado é feita por cinco fibras ópticas, enquanto as outras duas são utilizadas para excitação com radiação laser, sendo; uma para iluminação do tecido com laser de baixa potência para produzir sinal Raman retroespalhado, que é agora

coletado por 5 fibras ópticas e a outra disponível para aplicação de laser para tratamento optoclínico.

Este estudo caracteriza o cateter de fibras ópticas, radiopaco com diâmetro externo de 5 French ou 1,7mm , para permitir a sua introdução monitorado pela radioscopia e com a extremidade distal dotada de características que permitem o direcionamento lateral cobrindo um ângulo até 180 graus. Com esta característica de direcionamento, fica possível acessar diferentes regiões de interesse do órgão, adaptando-se à anatomia humana sem riscos de dano.

Além das características físicas favoráveis, outra vantagem evidente é a economia de tempo durante o procedimento pela dispensa da guiagem prévia, evitando o excesso de manipulação.

A região do infravermelho próximo foi escolhida porque é a região do espectro onde a fluorescência emitida pelos tecidos biológicos é menor, portanto (TANAKA et al. 1996) mais adequada para se obter o sinal RAMAN retroespalhado pelo tecido. Por esse motivo também a relação sinal ruído é maior nessa região do espectro. Com essa característica de direcionamento é oferecida uma nova possibilidade a uma das questões propostas (LIMA et al. 2004), que era o acesso da região tecidual do órgão via cateter de visada lateral.

1.1 - Teoria de propagação das ondas eletromagnéticas

O espectro eletromagnético inclui uma enorme variedade de radiações originadas de vários tipos de fontes (TIPLER, 1999), como mostrado na figura 1. Conclui-se a partir da teoria de Maxwell que, embora essas radiações difiram grandemente em suas propriedades na maneira como são produzidas e como podem ser observadas, elas mantêm características em comum; todas podem ser

descritas em termos de campos elétricos e magnéticos, e todas se propagam através do vácuo com a mesma velocidade (a velocidade da luz). De fato, de um ponto de vista fundamental, elas diferem somente em comprimento de onda ou frequência. Os nomes dados às diversas regiões do espectro, são relacionados apenas com o modo como essas ondas são produzidas ou observadas (TIPLER, 1999).

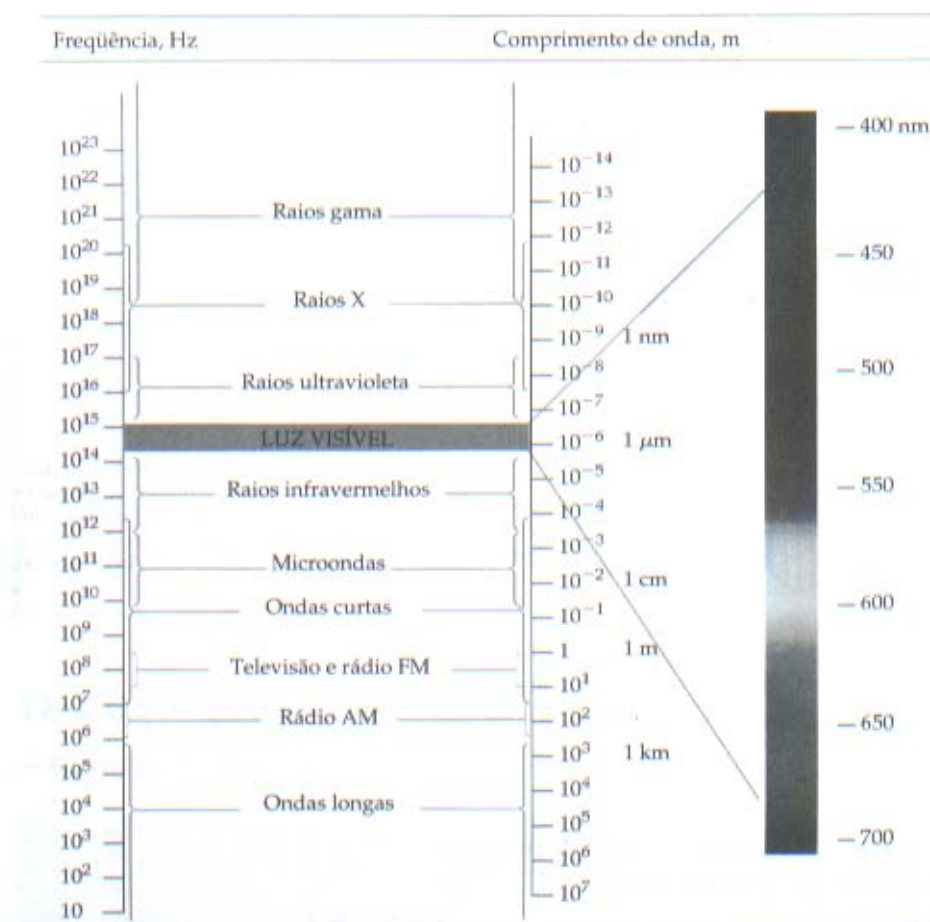


Figura 1 – Espectro eletromagnético; frequências e comprimentos de onda

Fonte: Tipler (1999).

A partir de estudos realizados anteriormente por Tomas Young e Augustin Fresnel, Maxwell formulou as equações diferenciais para os campos eletromagnéticos, que são conhecidas como equações de Maxwell. Maxwell escreveu sua teoria do eletromagnetismo em um extenso Tratado de Eletricidade e Eletromagnetismo, publicado em 1873, pouco antes de sua morte (HALLIDAY; RESNICK; KRANE, 1996).

Conforme a teoria eletromagnética, se uma carga elétrica for acelerada, ela irá produzir um campo elétrico caracterizado pelo vetor \mathbf{E} , e um campo magnético caracterizado pelo vetor \mathbf{B} . Esses campos são variáveis, e essa variação provoca uma perturbação que se propaga no espaço caracterizando uma onda eletromagnética.

Considerando que um campo magnético variável induz uma força eletromotriz, o que é uma característica de um campo elétrico, Maxwell apresentou as hipóteses:

- “Um campo magnético variável é equivalente nos seus efeitos a um campo elétrico”.
 - “Um campo elétrico variável é equivalente nos seus efeitos a um campo magnético”
- (FREIRE; DINIZ, 1973).

A verificação experimental de sua teoria foi possível através da consideração de um novo tipo de onda; as ondas eletromagnéticas. Dois efeitos fundamentais produzem essas ondas, um campo magnético variável produz um campo elétrico, e um campo elétrico variável produz um campo magnético conforme a figura 2 (MARTINS, 1993).

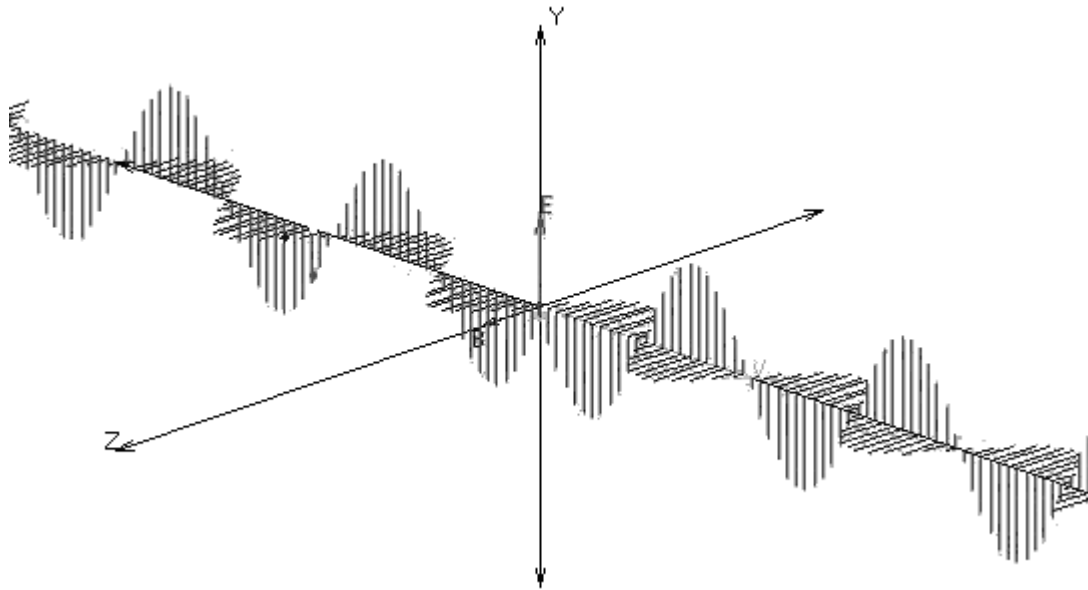


Figura 2 – Espectro eletromagnético (campos **B** e **E**).

Fonte: Martins (1993).

A partir dessas considerações Maxwell estabeleceu as equações que atualmente são conhecidas como Equações de Maxwell, que tratam da propagação das ondas eletromagnéticas. Através dessas equações ele mostrou que as perturbações eletromagnéticas apresentavam todas as características de uma onda: reflexão; refração; difração e interferência, denominando-a então onda, ou radiação eletromagnética. Maxwell demonstrou teoricamente que essas ondas deveriam se propagar no vácuo a uma velocidade de $3 \cdot 10^8$ m/s, o que foi posteriormente comprovado em laboratório por Hertz em 1888 (HAYT JR, 1987).

O espectro eletromagnético compreende comprimentos de onda correspondentes a 10^9 m a aproximadamente 10^{-15} m, compreendendo desde as ondas de rádio, microondas, infravermelho, luz visível, ultravioleta, raios x e radiação gama.

Dentro desse extenso espectro nos interessa a radiação visível e o infravermelho próximo, como mostrado nas figuras 1 e 3 e a tabela 1 que relaciona os comprimentos de onda com as respectivas cores, e objeto deste estudo que visa a aplicação de radiação LASER na faixa visível e no infravermelho próximo, através de cateteres utilizando como guia de onda as fibras ópticas.

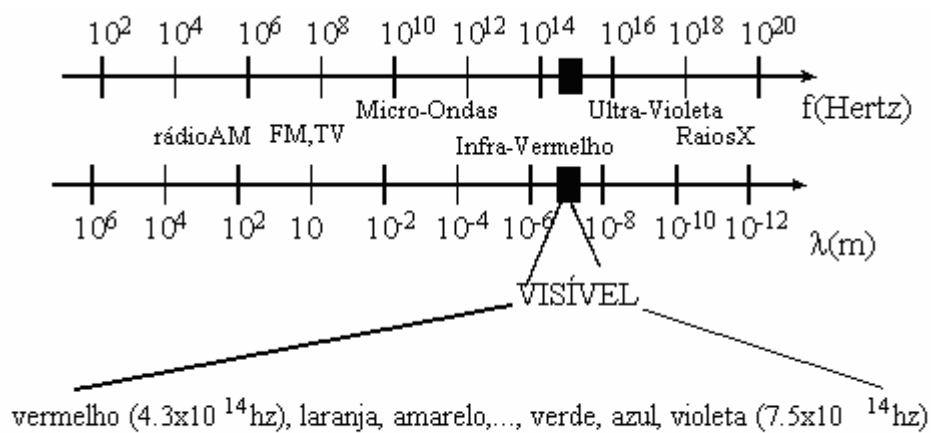


Figura 3 - Espectro visível da luz

Fonte: Alvarenga e Máximo (1987).

Pode-se relacionar através da tabela 1 o comprimento de onda e frequência da radiação visível com sua cor no espectro visível.

Tabela 1 – Freqüências e comprimentos de onda (λ) do espectro visível (HALLIDAY, RESNIK, KRANE, 1996).

Cor	Comprimento de onda (nm)	Freqüência (10^{12} Hz)
vermelho	780 - 622	384 - 482
laranja	622 - 597	482 - 503
amarelo	597 - 577	503 - 520
verde	577 - 492	520 - 610
azul	492 - 455	610 - 659
violeta	455 - 390	659 - 769

1.2 - Equações de Maxwell

As equações de Maxwell (HALLIDAY; RESNICK; KRANE, 1996) relacionando os campos elétrico e magnético dependentes do tempo, possibilitam descrever fenômenos de propagação de ondas eletromagnéticas. Embora as ondas eletromagnéticas sejam produzidas pelo movimento de cargas, uma vez iniciada a propagação, elas se tornam independentes da fonte que as produzem (princípio de Huyghens) (HALLIDAY; RESNICK; KRANE, 1996). As características de propagação das ondas eletromagnéticas são determinadas a partir das características elétricas dos meios nos quais se propagam.

1.3 - Propriedades ondulatórias da luz

A luz é formada (HALLIDAY; RESNICK; KRANE, 1996; YOUNG, 1998) por um campo elétrico e um campo magnético que variam com o tempo. Esses campos são vetores cuja direção quase sempre é perpendicular à direção de propagação da luz. O vetor campo magnético **H** é perpendicular à direção de propagação e ao vetor

do campo elétrico \mathbf{E} , e propagam-se juntos mantendo uma diferença de fase constante de 90° (HALLIDAY; RESNICK; KRANE, 1996), seguindo as leis de propagação das ondas eletromagnéticas, conforme mostrado na figura 2.

1.4 - Reflexão e refração da luz

Quando uma onda está se propagando em um meio n_1 e em determinado momento passa para outro meio n_2 de propagação com um índice de refração diferente, conforme figura 4, parte da energia luminosa será refletida e outra parte penetra no outro meio de propagação, isto é: sofre um desvio. Sendo θ_i o ângulo de incidência; θ_i' o ângulo refletido e θ_r o ângulo refratado. Os índices n_1 e n_2 representam os diferentes meios de propagação; conforme a Lei de Descartes-Snell (YOUNG, 1998).

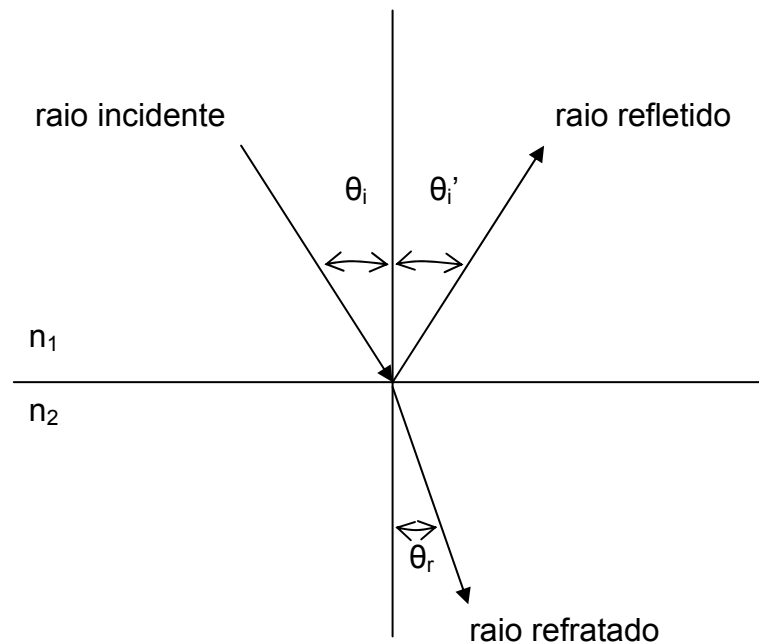


Figura 4 – Ângulo de incidência da luz

Fonte: Tipler (1999).

1.4.1 - Lei de Descartes-Snell

O índice de refração n é a relação entre a velocidade da luz no vácuo e a velocidade da luz no meio em questão. Seja qual for o raio incidente em relação à superfície, o índice de refração do primeiro meio é n_1 e o do segundo é n_2 . O ângulo de incidência é o ângulo formado entre o raio incidente e a normal à superfície.

$$n_1 \cdot \text{sen}\theta_i = n_2 \cdot \text{sen}\theta_r \quad (1)$$

Esta equação representa a lei da refração ou Lei de Snell.

1.4.2 - Reflexão interna total da luz

Uma onda eletromagnética, que pode ser visível ou não, quando incide sobre uma superfície de separação entre dois meios com índice de refração n_1 no meio 1 e n_2 no meio 2, irá gerar um ângulo refletido com o mesmo ângulo do raio incidente θ_i no meio 1 e um ângulo refratado θ_r no meio 2, conforme a figura 4.

Se o ângulo de incidência for maior que o ângulo crítico θ_c , isto é, o ângulo refratado maior que 90° ocorrerá o fenômeno da reflexão interna total.

$$n_i \cdot \text{sen } \theta_c = n_2 \quad (2)$$

$$\theta_i = \text{arc sen } (n_2/n_1) \text{ para } n_2 < n_1 \quad (3)$$

Assim para todos os ângulos de incidência maiores que θ_c , não haverá feixe refratado, ocorrendo o fenômeno da reflexão interna total conforme a figura 5.

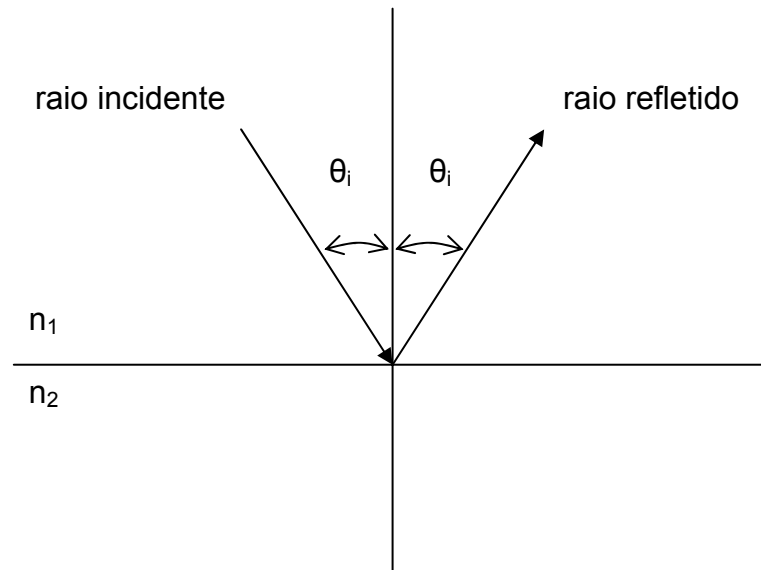


Figura 5 – Reflexão interna total da luz

Fonte: Tipler (1999).

No caso de uma interface típica formada entre vidro e ar temos dois meios distintos com índices de refração diferentes, sendo o meio 1 com índice de refração 1,5 ; isto é: $n_1=1,5$ e o meio 2 com índice de refração 1, isto é: $n_2=1$, ocorrerá a reflexão interna total da luz. Isto ocorre toda vez que um raio luminoso emerge de um meio mais denso para um meio menos denso (GIOZZA; CONFORT; WALDMAN, 1991; MENDONÇA, 1998; PACHECO, 1999; RIBEIRO, 2003).

$$\theta_c = \text{arc sen } n_2/n_1 \quad (4)$$

$$\theta_c = \text{arc sen } 1/1,5 \quad (5)$$

$\theta_c = 42^\circ$, o que significa que para todo raio incidente com ângulo superior a 42° teremos reflexão interna total.

$$\theta_i > \text{sen}^{-1}(n_2/n_1) \quad \text{para } n_2 < n_1 \quad (6)$$

1.5 - Fibras ópticas

Fibras ópticas são guias (GIOZZA; CONFORT; WALDMAN, 1991; LIMA, 1998) de luz confeccionados de material dielétrico sílica (material vítrio) ou plástico, com um núcleo de formato circular e diâmetro muito reduzido, da ordem de microns, e revestidos por um material também dielétrico denominado de casca, com índice de refração menor que o do núcleo o que fará com que o feixe luminoso seja refletido indefinidamente para o seu interior, propagando-o a grandes distâncias com perdas muito reduzidas, devido à qualidade do material utilizado e das técnicas construtivas da fibra óptica. O núcleo e casca da fibra são revestidos por camadas de materiais plásticos para manter a integridade mecânica da fibra óptica.

As fibras ópticas têm aplicação dentro do espectro de luz ultravioleta, visível e infravermelho próximo. Atualmente com o aumento do grau de pureza do material utilizado na fabricação das fibras e associado às boas técnicas de fabricação, constroem-se fibras ópticas capazes de conduzir um feixe luminoso por centenas de km sem a necessidade de regeneração do sinal, graças às perdas mínimas, além de não sofrerem interferências eletromagnéticas, seja qual for o trajeto percorrido pela fibra.

Existem diversos tipos de fibras ópticas, cada uma com características particulares e aplicações específicas.

O aspecto de interesse deste trabalho, esta relacionado com a aplicação de fibras ópticas na fabricação de cateteres para uso em medicina diagnóstica e terapêutica, área em que atualmente vem aumentando o desenvolvimento de produtos e técnicas, tais como: vídeo-endoscopia, espectroscopia óptica, terapia do

câncer por meio de técnicas fototerápicas, técnicas de ablação em áreas como cardiologia, urologia, tratamento de varizes, tratamentos dentários, etc.

1.5.1 - Estrutura da fibra óptica

Uma fibra óptica é composta por um núcleo (“core”), e uma casca (“cladding”), (GIOZZA; CONFORT; WALDMAN, 1991; RIBEIRO, 2003). Envolvendo a casca para dar proteção e resistência mecânica, existe uma ou várias camadas de material para manter a integridade mecânica da fibra óptica, que é denominada capa (“Buffer”), como indicado na figura 6.

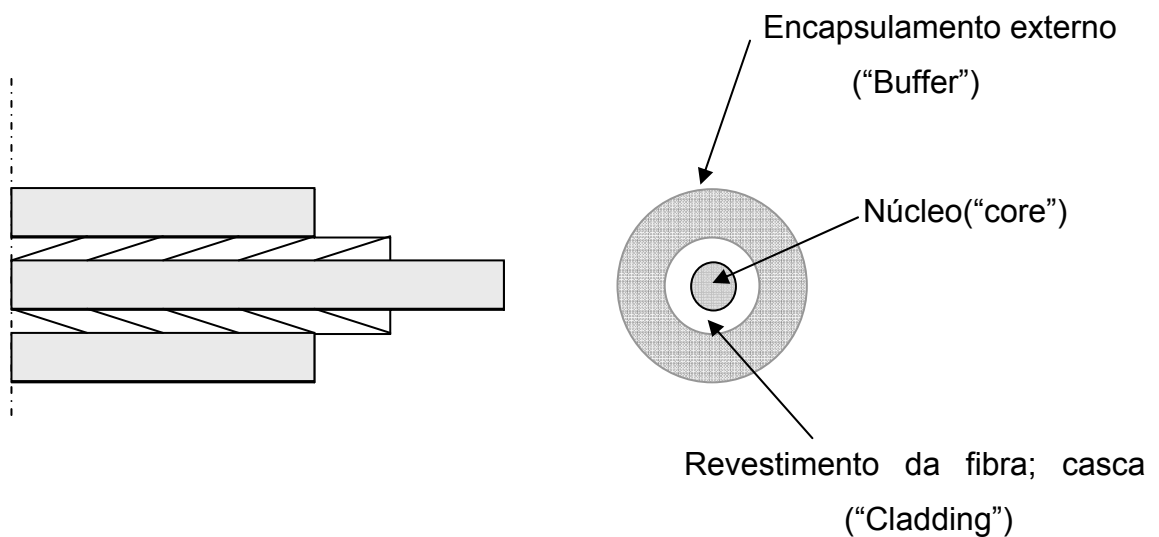


Figura 6 – Estrutura da fibra óptica

Fonte: Giozza; Confort e Waldman (1991).

A luz é guiada dentro das fibras ópticas com base na reflexão interna total das ondas eletromagnéticas segundo a Lei de Snell (GIOZZA; CONFORT; WALDMAN, 1991). A figura 7 mostra como as ondas se propagam dentro dos guias ópticos no meio externo ar.

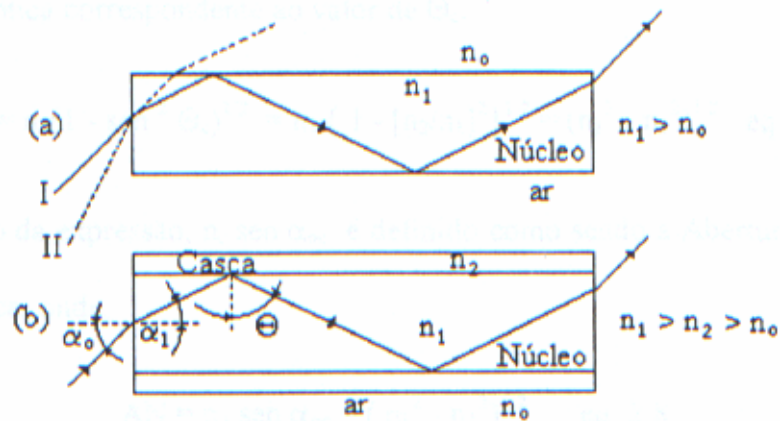


Figura 7 – Reflexão da luz no interior da fibra óptica

Fonte: Lima (1998).

O ângulo crítico é o ângulo máximo de incidência sobre a entrada da fibra que permite que os raios de luz sejam guiados por ela, ao invés de parte deles sofrerem refração através da interface núcleo/casca. Os meios n_1 e n_2 representam meios com índices de refração diferentes.

$$n_0 \operatorname{sen} \alpha_0 = n_1 \operatorname{sen} \alpha_1 = n_1 \cos \theta \quad (7)$$

$$\operatorname{sen} \alpha_1 = \cos(90^\circ - \alpha_1) \quad (90^\circ - \alpha_1) = \theta \quad (8)$$

$$n_0 \operatorname{sen} \alpha_0 = n_1 \operatorname{sen} \alpha_1 = n_1 \cos \theta = n_1 (1 - \operatorname{sen}^2 \theta)^{1/2} \quad (9)$$

α_0 é o ângulo de incidência na interface ar/vidro.

α_1 é o ângulo de refração no interior da fibra.

n_0 é o índice de refração do ar.

θ pode assumir qualquer valor, sendo que a reflexão total só é obtida para ângulos iguais ou maiores que o ângulo crítico θ_c .

1.5.2 - Abertura Numérica (AN)

A abertura numérica AN representa o quanto uma fonte de luz pode ser divergente, tal que seus raios sejam guiados pela fibra (GIOZZA; CONFORT; WALDMAN, 1991; RIBEIRO, 2003; VERDEYEN, 1995).

Existe um ângulo de incidência limite para que os raios entrem no núcleo de uma fibra óptica e satisfaçam as condições de reflexão total. Esse ângulo é conhecido como ângulo de aceitação θ_a da fibra, e é deduzido aplicando-se a Lei de Descartes-Snell nas condições de reflexão interna. Quando as trajetórias dos raios luminosos (RIBEIRO, 2003) estiverem dentro do cone de AN como indicado na figura 8, na sua trajetória de incidência, também estarão dentro de um cone de características geometricamente idênticas na saída do feixe, tendo-se então uma situação de simetria com relação à entrada do mesmo na fibra óptica.

$$\theta_a = \text{sen}^{-1} \left[\frac{(n_1^2 - n_2^2)^{1/2}}{n_0} \right] \quad (10)$$

θ_a é o ângulo de aceitação.

n_0 é o índice de refração do meio onde a fibra está imersa

n_1 é o índice de refração do núcleo

n_2 é o índice de refração da casca

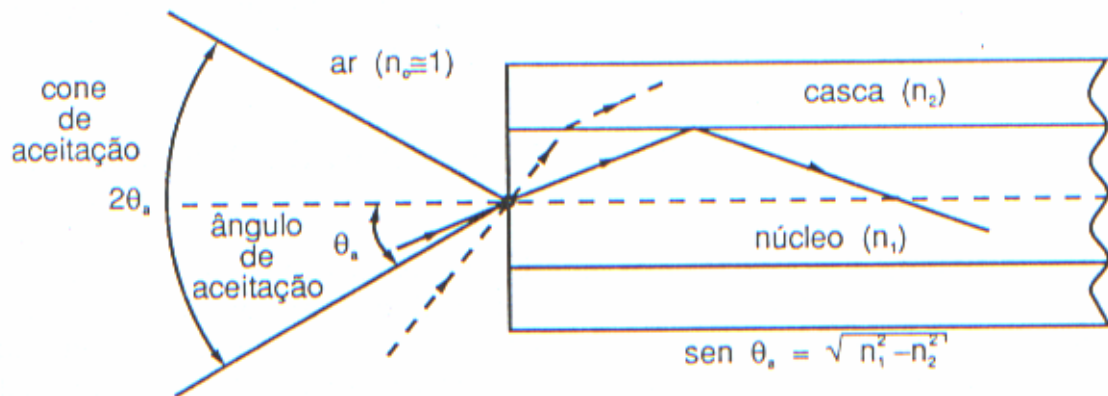


Figura 8 – Cone de aceitação de uma fibra óptica imersa no ar.

Fonte: Giozza; Confort e Waldman (1991).

A partir da noção de ângulo de aceitação é definido o parâmetro de uma fibra óptica que é a abertura numérica (AN). Expressa por:

$$AN = n_0 \text{sen} \theta_a = (n_1^2 - n_2^2)^{1/2} \quad (11)$$

No caso do ar n₀ é aproximadamente 1.

1.6 - Tipos de fibras ópticas

1.6.1 - Fibras de índice gradual

As fibras de índice gradual (**IG**) mostradas na figura 9, caracterizam-se pela sua maior capacidade de transmissão de modos se comparadas às fibras de índice degrau, mostradas na figura 10, além de apresentarem variação gradual do índice de refração do núcleo em relação à casca, dando origem ao perfil de índices tipo gradual e apresentam diâmetros menores que as de índice degrau, embora com

abertura numérica muito grandes para garantir a banda passante adequada às aplicações (GIOZZA; CONFORT; WALDMAN, 1991; RIBEIRO, 2003).

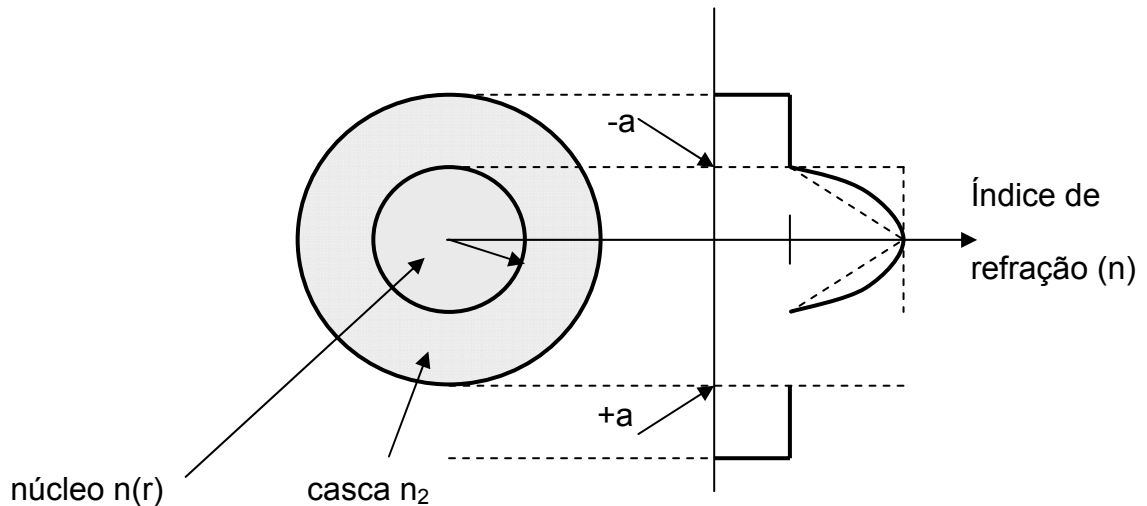


Figura - 9 Fibra multimodo de índice gradual.

Fonte: Giozza; Confort e Waldman (1991).

1.6.2 - Fibras de índice degrau

As fibras de índice degrau (ID) (GIOZZA; CONFORT; WALDMAN, 1991; RIBEIRO, 2003), mostradas na figura 10, por serem conceitualmente mais simples foram as primeiras em termos de aplicações práticas. Este tipo de fibra caracteriza-se por variação abrupta do índice de refração do núcleo em relação à casca, dando origem ao perfil de índices tipo degrau e pela diferença relativa de índices de refração implicando na existência de múltiplos modos de propagação (AGRAWAL, 1979; GIOZZA; CONFORT; WALDMAN, 1991).

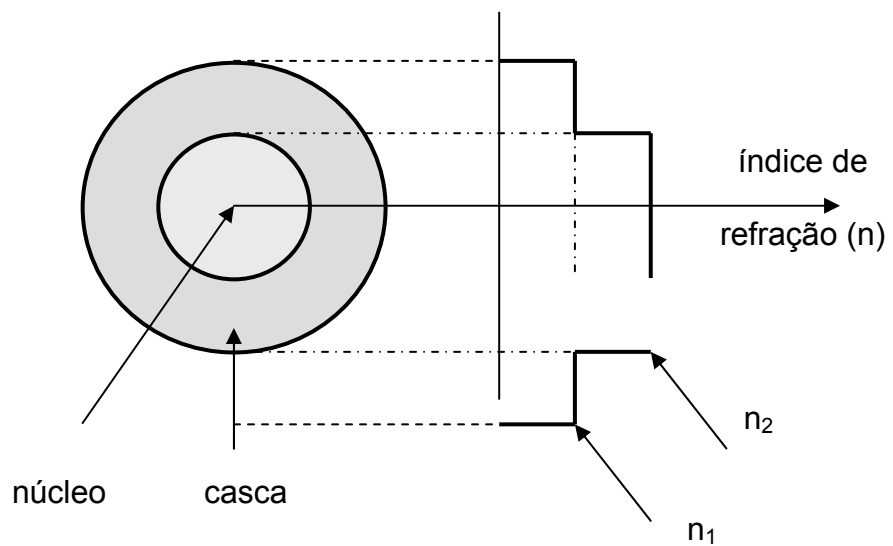


Figura 10 - Fibra tipo multimodo de índice degrau.

Fonte: Giozza; Confort e Waldman (1991).

As fibras multimodos de índice degrau caracterizam-se pela existência de milhares de modos de propagação. O número de modos neste tipo de fibra depende do número V , representativo de seus parâmetros físicos e do comprimento de onda da luz transmitida (AGRAWAL, 1979; GIOZZA; CONFORT; WALDMAN, 1991).

O diâmetro do núcleo de uma fibra multimodo índice degrau é tipicamente 0,1mm. Essa característica física permite a utilização de conectores de menor precisão e fontes luminosas menos diretivas; acarretando facilidades operacionais no acoplamento e nas emendas de fibras (LIMA, 1998). As fibras multimodo índice degrau oferecem para aplicações a curta distância e estreita banda passante as seguintes vantagens:

- Permitem o uso de fontes luminosas de baixa coerência, como diodos eletroluminescentes (LED's).

- Apresentam abertura numérica e diâmetro de núcleo relativamente grande, facilitando o acoplamento com fontes luminosas.

Os cateteres constituídos de fibras ópticas aplicados na área biomédica normalmente necessitam coletar o máximo de radiação retroespalhada pelo tecido, assim, as fibras utilizadas na sua confecção são do tipo multimodo (LIMA, 1998). Eventualmente, as fibras de excitação podem ser utilizadas do tipo monomodo, de forma a diminuir a região de excitação.

1.7 - Modos

Os conjuntos de raios de luz sofrem interferências no interior da fibra óptica, que são associados às características eletromagnéticas das radiações, e às formas construtivas da fibra óptica. Esses conjuntos de luz viajam a velocidades diferentes dentro da fibra e são responsáveis pelo fenômeno chamado Dispersão Intermodal, que ocasionam o alargamento temporal dos pulsos de luz propagados pela fibra óptica.

Um modo específico é caracterizado por uma configuração eletromagnética que se repete pelo guia de onda, a cada comprimento de onda (λ). Cada guia de onda ou fibra óptica admite um número limitado de modos propagando-se ao longo de seu comprimento (GIOZZA; CONFORT; WALDMAN, 1991; LIMA, 1998; RIBEIRO, 2003).

1.8 - Frequência Normalizada ou Número V

A frequência normalizada permite utilizar fibras ópticas para um único modo (monomodo), ou um grupo restrito de modos (multimodo). A diferença entre monomodo e multimodo depende das características construtivas da fibra.

Os diversos modos de propagação possíveis em uma fibra óptica, obedecem a uma determinada condição, a partir da qual os modos de propagação cessam de existir no guia de onda (GIOZZA; CONFORT; WALDMAN, 1991; VERDEYEN, 1995; YEAH, 1990).

As condições de corte, variáveis segundo o modo e dependentes do comprimento de onda da luz transmitida e das características geométricas e físicas do guia de onda, permitem determinar o número de modos de propagação em uma fibra óptica.

O número de modos possíveis de se propagarem em uma fibra óptica pode ser estabelecido a partir do parâmetro característico da fibra, denominado frequência normalizada ou número V .

$$V = (2 \pi a) / \lambda (n_1^2 - n_2^2)^{1/2} \quad (12)$$

$$\text{ou} \quad V = (2\pi a) / \lambda \cdot (AN) \quad (13)$$

Onde a é o raio do núcleo da fibra, λ é o comprimento da luz transmitida e AN a abertura numérica da fibra óptica.

O número de modos que viajam por uma fibra pode ser estimado pela relação:

$$N = V^2/2 \quad (14)$$

N – número de modos

V – frequência normalizada.

1.9 - Atenuação de sinais

A atenuação de sinais em fibras ópticas é devida a dois fatores importantes: absorção e espalhamento (GIOZZA; CONFORT; WALDMAN, 1991; RIBEIRO,

2003), que são fatores inerentes ao material, isto é, ao quartzo utilizado na confecção da fibra.

A absorção se deve à conversão de luz em calor pelas moléculas do vidro. A principal causa são o OH⁻ residual, e elementos dopantes utilizados para reduzir o índice de refração da fibra. A absorção ocorre em comprimentos de onda discretos, determinados pelos elementos absorvedores de luz.

A outra causa de atenuação nas fibras ópticas é o espalhamento (STOLEN, 1980), que pode ser:

Espalhamento Rayleigh que é causado por variações aleatórias na densidade do material que constitui a fibra óptica e ocorrem em distâncias muito pequenas quando comparadas com o diâmetro da fibra óptica.

Espalhamento de Mie que é causado na fibra óptica pela existência de não homogeneidades de dimensões comparáveis à do comprimento de onda da luz transmitida.

Espalhamento de Raman estimulado ocorre também a partir de um determinado limiar de potência luminosa, segundo um processo de geração similar ao espalhamento de Brillouin.

1.10 - Perdas por absorção

As perdas por absorção (BUCK, 1994; RIBEIRO, 2003; YEAH, 1990) são causadas pelos seguintes tipos de mecanismos:

1.10.1 - Absorção intrínseca

São mostrados na figura 11 os principais mecanismos de absorção intrínseca, sendo: banda de absorção eletrônica, originadas nas transições estimuladas de

elétrons na região ultravioleta (pico em $\lambda = 0,14 \mu\text{m}$ para sílica fundida), e banda de vibração atômica que ocorre na região do infravermelho ($\lambda = 2 \text{ a } 3 \mu\text{m}$).

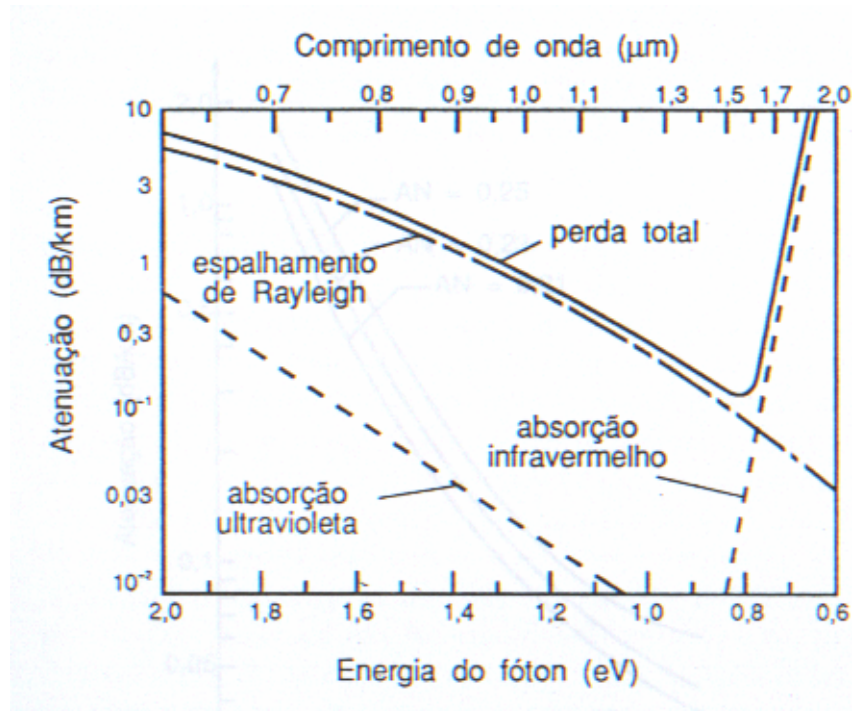


Figura 11 – Mecanismos de perdas intrínsecas em vidro de $\text{GeO}_2 - \text{SiO}_2$ puro

Fonte: Giozza; Confort e Waldman (1991).

Esse tipo de absorção depende do material utilizado na composição da fibra e constitui-se no principal fator físico, definindo a transparência de um material na região espectral especificada. Considerando-se um processo de fabricação perfeito; sem impurezas, sem variações de densidade e homogeneidade do material, a absorção intrínseca estabelece o limite mínimo fundamental na absorção de qualquer tipo de material utilizado.

As principais fontes de perda intrínseca na sílica pura (BUCK, 1994; GIOZZA, CONFORT; WALDMAN, 1991) que são importantes no espectro visível e infravermelho próximo são: a ressonância na região do ultravioleta (UV) e infravermelho (IR) e o mecanismo de espalhamento Rayleigh.

1.10.2 - Absorção extrínseca

A absorção extrínseca (GIOZZA, CONFORT; WALDMAN, 1991; RIBEIRO, 2003) é resultado da contaminação por impurezas durante o processo de fabricação. Nas fibras ópticas construídas através do processo convencional de fusão direta, a absorção dos íons metálicos (Cu^{2+} ; Fe^{2+} ; Cr^{3+} ; etc) que representam transições eletrônicas na região de $\lambda = 0,5$ a $1\mu\text{m}$, constituem-se no maior fator de perdas que podem chegar a 1dB/km para uma concentração de cobre ou cromo equivalente a 1ppb . Com a utilização de técnicas de fabricação de semicondutores, que oferecem um bom controle de impurezas, é possível eliminar-se os efeitos dos íons metálicos, mantendo a contaminação em níveis aceitáveis. Na figura 12 pode-se ver outra causa da absorção extrínseca, que é a presença de íons de OH^- (da molécula de H_2O) dissolvida no vidro, com absorção fundamental na sílica em 2730nm , e sobretons harmônicos em 720 ; 950 e 1390nm . Concentrações de H^- da ordem de 1ppm implicam em perdas de 1 dB/km em 950nm . As perdas por absorção extrínseca podem ainda ser causadas pela absorção de H_2 dissolvidas da rede cristalina do vidro ou pela reação entre hidrogênio e o óxido que compõem a fibra. O hidrogênio é geralmente gerado em fibras ópticas pela reação corrosiva de resinas orgânicas e metais, de forma que a seleção de materiais no projeto da fibra é fundamental para garantir mínimas perdas.

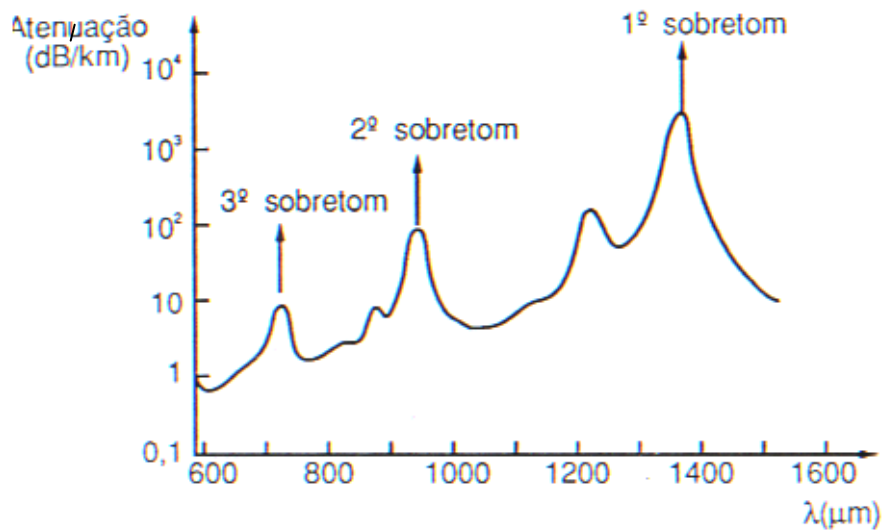


Figura 12 – Espectro de absorção de impurezas OH⁻ em sílica

Fonte: Giozza; Confort e Waldman (1991).

As perdas que não são associadas às propriedades fundamentais do material (BUCK, 1994; VERDEYEN, 1995), são consideradas perdas extrínsecas. Estas são geralmente associadas com a presença de substâncias adicionais presentes no vidro, que não são propriedades essenciais de guias de onda ópticos. Estas perdas podem em princípio ser removidas com o refinamento da técnica de produção das fibras ópticas (AGRAWAL, 1979; BUCK, 1994). O espectro de atenuação da figura 13 mostra a atenuação pelas perdas intrínsecas e extrínsecas da fibra óptica.

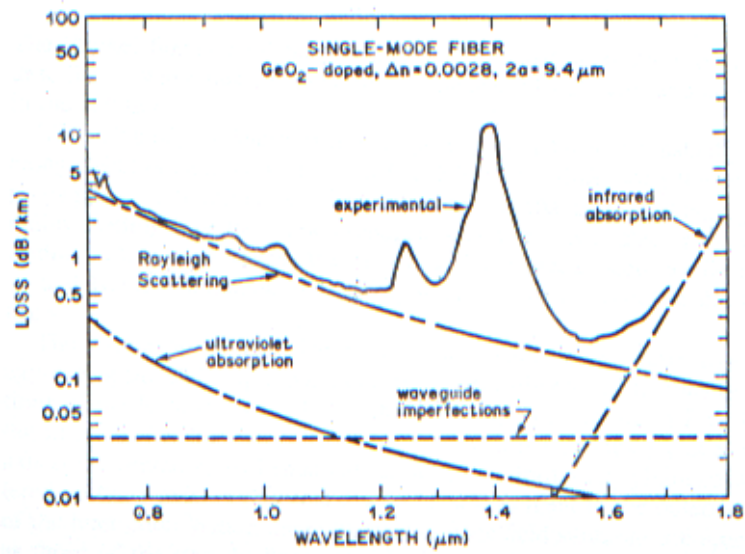


Figura 13 – Atenuação por perdas intrínsecas e extrínsecas do material.

Fonte: Giozza; Confort e Waldman (1991).

1.11 - Perdas por curvatura

As curvaturas em fibras ópticas podem ser consideradas como:

Macrocurvaturas: são as curvaturas cujos raios são grandes comparados com o diâmetro da fibra.

Microcurvaturas: são aquelas microscópicas, aleatórias e cujos raios de curvatura são próximos ao raio do núcleo da fibra.

As perdas por curvatura na casca podem ser explicadas examinando-se o campo evanescente que se propaga na casca da fibra, a partir de um determinado raio de curvatura. O campo evanescente na casca representado na figura 14 deveria ter uma velocidade maior que a da luz no núcleo para acompanhar o campo propagado, porém como isso não ocorre, a energia associada a esse campo perde-

se por irradiação (BUCK, 1994; GIOZZA; CONFORT; WALDMAN, 1991; HEIBLAN; HARRIS,1975; LIMA, 1998; MARCUSE, 1996; RIBEIRO, 2003).

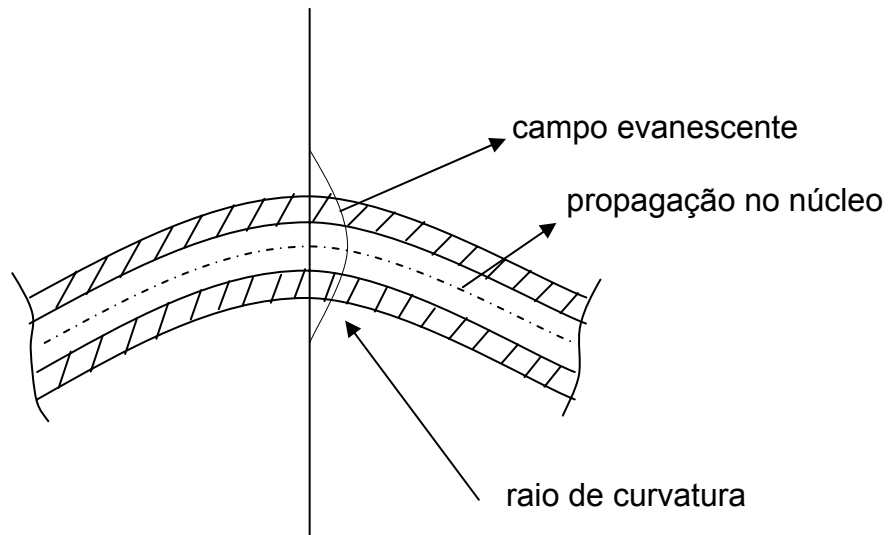


Figura 14 - Efeito da curvatura em fibras ópticas

Existe um raio de curvatura crítico a partir do qual as perdas por curvatura ganham importância, essa condição é dada por (BUCK, 1994; GIOZZA, CONFORT; WALDMAN, 1991; HEIBLAN; HARRIS,1975).

$$R_c = 3n_1^2 \lambda / 4\pi(n_1^2 - n_2^2)^{3/2} \quad (19)$$

R_c - raio crítico

Quanto menor o valor de r (raio de curvatura da fibra) (BUCK, 1994; HEIBLAN; HARRIS,1975), maior a perda de energia transmitida de uma onda que incide em uma interface curvada. Em conseqüência, maior energia é perdida dentro do núcleo se o raio de curvatura diminui.

As perdas por curvatura são também dependentes do modo, então para um dado comprimento de onda e raio de curvatura, ocorrem diferentes graus de confinamento no interior do núcleo da fibra.

A informação relevante é que em geral, raios de curvatura de poucos centímetros são indesejáveis. Além disso, as curvaturas tem a característica de diminuir o número de modos de transmissão, (GIOZZA, CONFORT; WALDMAN, 1991) pois os modos de propagação de maior ordem propagam-se mais próximos da casca.

1.12 - Influência da temperatura sobre a atenuação.

Com a variação da temperatura os materiais que envolvem as fibras, sofrem dilatações diferentes das apresentadas pelas fibras ópticas, causando tensões mecânicas no material da fibra. Estas interferências mecânicas dão origem a micro curvaturas, cuja influência no feixe guiado é a perda de potência. Esses efeitos, entretanto são expressivos em baixos valores de temperatura, enquanto na temperatura ambiente ou próximo desta essa influência é mínima, e pode ser desconsiderada (RIBEIRO, 2003).

1.13 - Flexibilidade

Relação do diâmetro da fibra com o raio de curvatura

A flexibilidade da fibra óptica é função de vários parâmetros (LIMA, 1998) sendo que um dos mais importantes a ser considerado é o raio de curvatura mínimo (r) antes da ruptura. Na prática o valor de resistência da sílica apresenta uma variação muito grande com várias ordens de grandeza, isso devido ao

comportamento elástico não linear desse material. Esta característica faz com que os fabricantes produzam a “preforma” de maneira a garantir um valor mínimo de resistência através de ensaio. Comercialmente há um grande número de fibras ópticas fabricadas por diferentes indústrias, no qual o limite de raio de curvatura é superior a valores de 100 a 1000 vezes o diâmetro da fibra (LIMA, 1998).

A fibra óptica apresenta características mecânicas muito interessantes para a sua aplicabilidade, como exemplo, a excelente flexibilidade e dureza, o que facilita o manuseio, a lapidação e o polimento. No caso da flexibilidade devido ao diâmetro ($2R$) ser muito reduzido em relação ao comprimento, e conhecendo-se previamente a tensão máxima de flexão da fibra, pode-se estimar o raio de curvatura mínimo com o auxílio da equação 21. Como em geral não se conhece a distribuição de resistência à tração da fibra que está sendo utilizada, considera-se a condição mais crítica, ou seja, quando a máxima tensão for igual a máxima tensão de tração ($\sigma_m = \sigma_t$), referenciada durante o processo de puxamento da fibra óptica.

Supondo o diâmetro da fibra muito menor que o seu raio de curvatura, teremos:

$$r = E.R / \sigma_t \quad (21)$$

Sendo que E é o módulo de elasticidade da sílica, com valores típicos para as fibras ópticas da ordem de 72GPa, r é o raio de curvatura da fibra em mm, σ_t é o módulo de resistência à tração da fibra em GPa e R como o valor do raio da fibra óptica em mm (núcleo e casca). Portanto para se conhecer o valor aproximado do máximo raio de curvatura da fibra, basta saber a tensão de resistência à tração σ_t da mesma. Em geral esse valor é completamente desconhecido e pode variar em várias

ordens de grandeza, uma vez que a fibra óptica apresenta características mecânicas não lineares.

A caracterização da fibra óptica no que diz respeito à resistência a tração é realizada através de testes experimentais, com tensões aplicadas da ordem de 0,5GPa a 0,7GPa. Alguns fabricantes adotam seu próprio valor, como exemplo a ABC-Xtal que utiliza aproximadamente 0,5GPa, o que corresponde a uma deformação em tração de 0,7%. Devido a problemas de fadiga a Corning Glass Inc., recomenda que a máxima tensão aplicada não seja superior a 0,4 da tensão de prova.

1.14 - Espalhamento da luz - efeito Raman

A radiação eletromagnética pode interagir com a molécula de duas formas: por processo de absorção ou por espalhamento, levando-a a um estado (virtual por não corresponder ao estado normal da molécula). Esse estado virtual pode ter sua energia relaxada de dois modos (TIPLER, 1999).

No primeiro modo a molécula retorna ao estado vibrônico original, e tem-se o espalhamento elástico da luz, ou espalhamento Rayleigh, figura 15a (ALCANTARA Jr., 2002; GUPTA, 2003; TIPLER, 1999) que é o responsável pela coloração azulada do céu.

No segundo modo a molécula retorna a um estado vibrônico diferente do estado original e tem-se o espalhamento inelástico da luz, onde o fóton espalhado tem energia diferente do fóton incidente.

O espalhamento inelástico da luz, também conhecido como espalhamento RAMAN, pode acontecer quando um fóton incidente tem energia suficiente para induzir uma transição da molécula com a qual colide, para um estado de maior

energia, nesse caso a energia do fóton espalhado é menor que a do fóton incidente (Figura 15b, Radiação Stokes), e essa diferença de energia é igual à diferença de energia entre o estado excitado e o estado fundamental desse átomo (VERDEYEN,1995; TIPLER,1999; YOUNG,1998).

Pela distribuição de Boltzman (ALCÂNTARA Jr, 2002) temos que, nas condições ambientais, existem moléculas que já estão vibracionalmente excitadas, assim, a molécula retorna ao estado vibracional a partir de um estado virtual, figura 15c, com energia maior que a do fóton incidente (Radiação Anti-Stockes).

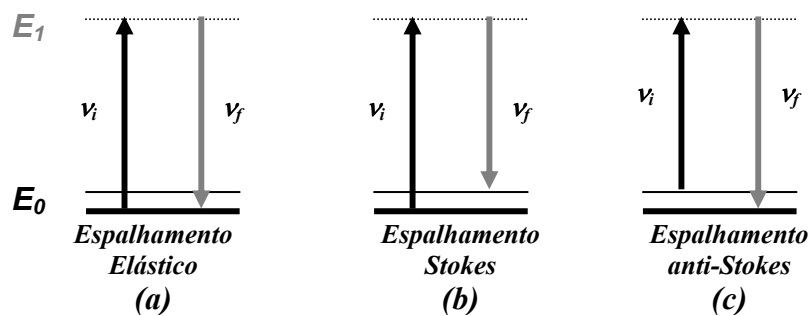


Figura 15 – Esquema representativo para diferenciar os tipos de espalhamento, sendo E_0 o estado fundamental, E_1 , o estado virtual excitado, e a frequência inicial do fóton incidente (ν_i) e frequência final do fóton espalhado (ν_f).

Fonte: Guimarães (2004).

A Espectroscopia Raman (CHASE; RABOLT, 1994) é uma importante técnica de investigação da estrutura microscópica da matéria. As técnicas espectroscópicas podem fornecer informações detalhadas sobre os níveis de energia dos materiais em estudo. No caso da espectroscopia vibracional, a vantagem está na riqueza de detalhes que é oferecida pelos níveis vibracionais de energia. “Enquanto os espectros eletrônicos são constituídos por bandas largas e usualmente sem

estrutura, os vibracionais representam a *impressão digital* da molécula” (ALCÂNTARA Jr, 2002; FARIA; SANTOS; TIPLER, 1999).

Chandrasekhara Venkata Raman, descobriu o efeito que leva seu nome em 1928, em consequência de outra descoberta, o Efeito Compton, por A.H.Compton em 1923, (FARIA; SANTOS; GUPTA, 2003; TIPLER, 1999) que é o espalhamento da radiação por colisão entre fótons e elétrons na região dos Raios X e Gama do espectro eletromagnético, o que levou Raman a refletir se isso também não ocorreria no espectro visível.

1.15.- Cateter para diagnóstico com fibras ópticas para técnicas espectroscópicas ópticas.

1.15.1 - Propriedades dos cateteres ópticos

Os cateteres ópticos utilizados para espectroscopia (Raman e Fluorescência) são construídos de fibras ópticas e materiais, os quais apresentam características biocompatíveis e mecânicas adequadas à introdução em ambiente biológico sem que estes sofram danos relevantes. A vantagem deste tipo de cateter é que a sua flexibilidade e seu pequeno diâmetro permitem que sejam utilizados no organismo humano empregando os diversos dispositivos endoscópicos clínicos existentes no mercado, tais como: laparoscópios, colonoscópios, angioscópios, endoscópios entre outros. Dessa forma, estes cateteres permitem que a radiação atinja os pontos de difícil acesso, possibilitando o diagnóstico.

Este dispositivo deve apresentar simultaneamente baixa perda no acoplamento da fonte de radiação de excitação LASER e uma eficiente coleta da radiação retroespalhada pelo tecido. Estas condições garantem normalmente boa

relação sinal/ruído, permitindo assim um diagnóstico preciso da patologia estudada (LIMA, 1998; TEARNEY, 1996).

O tipo de cateter utilizado é considerado em função da região a ser observada e ou tratada, e da patologia considerada. O tipo de fibra óptica utilizada é geralmente a multimodo, pois é importante que a área de coleta disponível seja máxima. Para tal, utilizam-se fibras ópticas que apresentem relação de área núcleo/casca máxima. Um caso típico, por exemplo, utiliza uma fibra com diâmetro do núcleo de 200 μm e de casca de 220 μm .

1.15.2 - Configuração do cateter multifibras.

A geometria usual do cateter multifibras (LIMA, 1998) mostrado na figura 18, é a de uma fibra de excitação central circundada por seis fibras de coleta em torno desta, conhecida como configuração 6 em torno de 1.

Este cateter possui três extremidades denominadas:

- a- Distal - Extremidade do cateter em que há contato com a superfície em questão, onde ocorre a excitação e coleta do sinal.
- b- Proximal – Extremidade de cateter responsável pelo acoplamento do sinal ao espectrógrafo. As seis fibras de coleta estão agrupadas em linha seguindo o formato da fenda de entrada do espectrômetro e favorecendo dessa forma a eficiência do acoplamento.
- c- Excitação – Por esta extremidade a radiação laser de excitação é acoplada à fibra central e é guiada até a amostra.

Este cateter com seis fibras de coleta representa uma expectativa de ferramenta para um bom resultado espectral no diagnóstico de patologias

cardíacas, porém não tem recurso para realizar terapia, sendo necessária a sua remoção e introdução de outro cateter específico para terapia óptica.

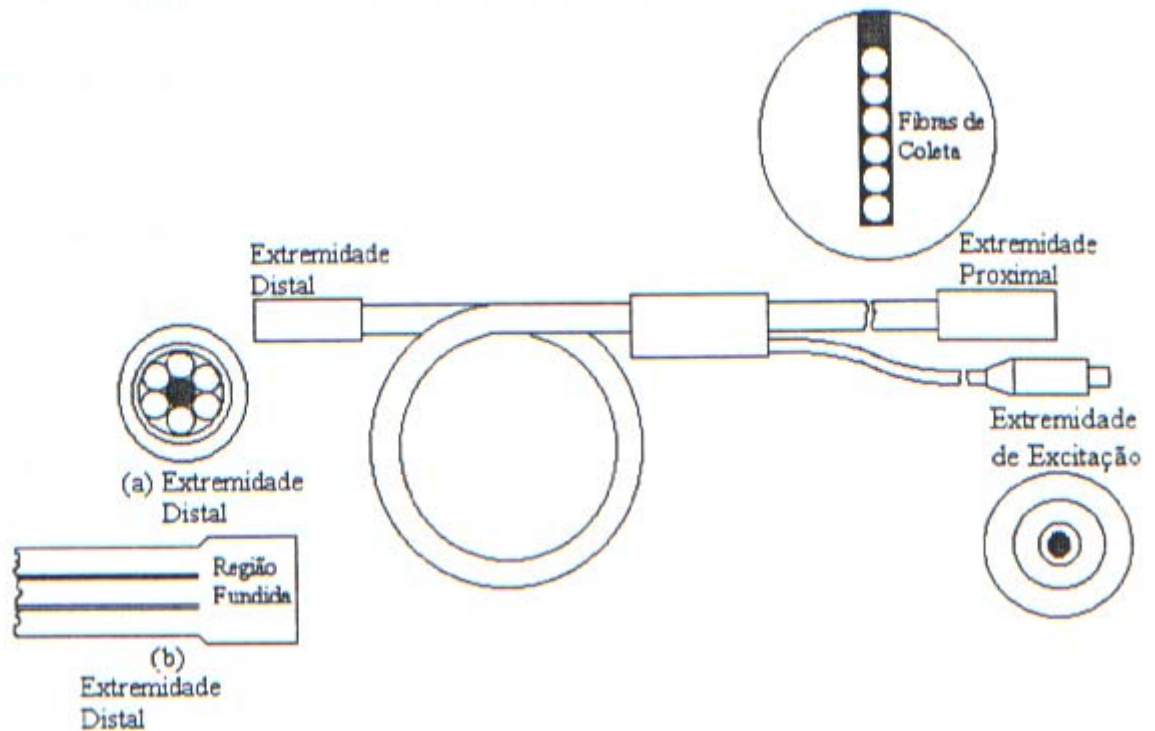


Figura 16 – Cateter multifibras, mostrando os detalhes da fibra de excitação e das fibras de coleta.

Torna-se importante aqui salientar que embora este cateter mostrado na figura 16 tenha trazido um grande avanço nas técnicas de diagnóstico e terapia utilizando radiação laser, apresenta ainda uma limitação importante quanto à sua utilização *in vivo* no que se refere a sua guiagem até o local de interesse para o procedimento de diagnóstico ou mesmo terapia com laser. Esses cateteres de fibra óptica não são radiopacos e não tem nenhuma forma de auto guiagem, tornando sempre necessário o preparo prévio de guiagem até a localização adequada, para em seguida se levar à extremidade distal do cateter de fibras ópticas até o local e

realizar o procedimento de análise ou terapia (SNAKARD et al, 2001), para poder realizar esta operação geralmente os guias utilizados são de calibre relativamente alto; entre (9,5 e 11,5) French, o correspondente a (3,5 e 3,8mm) que limita a possibilidade de realizar procedimentos em vasos com diâmetros menores.

1.16 - Tipos de técnicas de ablação

Existem várias técnicas de ablação, a saber: Laser, Radiofreqüência, Microondas, Crioablação, Ablação com etanol, Quimioembolização, Ultrasson.

As técnicas que utilizam Laser (KARU,1999; LIEM; DOWNER, 2001), Radiofreqüência e Microondas (MELO et al., 1998), produzem a morte tecidual através da lesão hipertérmica, produzindo lesões (necroses) localizadas e bem definidas de pequenas proporções (PANESCU et al., 1995; WELCH; VAN GEMERT, 1995). Além da lesão hipertérmica o laser pode também produzir ablação por efeito fotoacústico (DEUTSCH,1998; PARRISH; DEUTSCH,1984;), provocando a remoção de tecido biológico sob quantidade controlada.

A fotoablação Laser (HUANG; LIU, 2000; JANSEN et al., 1995; LIEM; DO; FACC, 2002; LIEM; DOWNER, 2001; SELLE et al., 1992; SNAKARD et al., 2001) é um modo efetivo no tratamento de arritmias complexas, tais como taquiarritmias ventriculares em doenças cardíacas. A ablação a laser tem vantagens sobre a ablação com radiofreqüência. A ablação a laser, particularmente utilizando laser de onda contínua no comprimento de onda compreendido entre 790 a 1064nm, gera fotoabsorção profunda no tecido biológico. Para aplicações de laser com cateter, é necessário contato da irradiação com o tecido para evitar o espalhamento e a absorção da energia pelo sangue. Ao contrário do que se supunha, a irradiação com alta energia (12 a 16kW/cm²) utilizando Nd:YAG laser, não produz vaporização

incontrolada do miocárdio, ao invés disso é criada uma lesão bem controlada com 1 a 3cm de profundidade com 40 a 60 segundos de aplicação. Essa lesão é ideal para o tratamento de taquicardia ventricular em doenças crônicas do miocárdio. Estudos mostraram, que miocárdios doentes (FRIED et al., 2000; SNAKARD et al., 2001) tem melhor distribuição da luz que miocárdios normais.

Aplicações clínicas de laser de ablação intravenosa requerem manipulação de cateteres. Os primeiros protótipos de cateteres a laser necessitavam de um introdutor e um guia com diâmetro maior que 10 a 11,5 French, para guiar o cateter ao local a se aplicar a energia do laser no tecido biológico. Com o desenvolvimento de cateteres com diâmetro menor, 9 a 9,5 French, mais flexíveis e mais efetivos na entrega de energia e controle de profundidade da lesão causada, a ablação a laser de tecidos localizados no miocárdio poderão ser realizadas.

Em outras aplicações, dependendo do modo de entrega da energia, por exemplo; uma aplicação epicárdica no átrio esquerdo poderá ser uma opção de tratamento de uma fibrilação atrial (SNAKARD et al., 2001).

A ablação por qualquer das técnicas citadas, tem por objetivo minimizar os procedimentos cirúrgicos, substituindo-os por procedimentos rápidos, seguros, minimamente invasivos e pouco traumáticos, com grande benefício para os pacientes, e grande redução de custo para o sistema de saúde.

Através desta técnica, podem-se obter excelentes resultados na área de cardiologia, onde os procedimentos convencionais são demorados, muito traumáticos para o paciente, e requerem longo tempo de recuperação, ao passo que a ablação é um procedimento de algumas horas e a recuperação do paciente é igualmente rápida. A utilização de cateteres em outras áreas de aplicação como urologia (HOFSTETTER, 1995), está trazendo vantagens para o paciente

semelhante as da cardiologia. Existem também em estudo e desenvolvimento, tratamentos de varizes utilizando cateteres e radiação laser. Outras possibilidades poderão ainda surgir com o estudo e desenvolvimento de dispositivos adequados, como este que está sendo proposto neste trabalho.

A ablação a laser apresenta uma vantagem sobre a técnica que se utiliza da lesão hipertérmica; a radiofrequência (RF), que é a ausência de emissão de interferências eletromagnéticas, a qual em muitos casos inviabiliza procedimentos pela sua magnitude, impedindo o monitoramento por meio de sinais intracardíacos, porém requer cuidados com relação à aplicação do laser por ser uma fonte de energia mais concentrada e pontual, o que pode causar danos maiores ao tecido se a quantidade de energia aplicada for super-dimensionada. Outra vantagem decorrente do cateter proposto é a eliminação do procedimento preparatório; isto é a utilização de um introdutor para guiagem prévia do cateter necessário na utilização dos cateteres de fibra convencionais que não são radiopacos (LIMA, et al., 2004) até o local de interesse, o que é muitas vezes complicado devido às características anatômicas do paciente, como o calibre do vaso, ou por causa de curvas no trajeto do cateter. As possibilidades de flexão da extremidade Distal e a radiopacidade permitem uma guiagem mais simples, segura, e rápida, pois está constantemente monitorada pela radioscopia, reduzindo assim o tempo do procedimento e aumentando o conforto e a segurança do paciente.

Outra possibilidade que vem sendo ampliada é a utilização do laser em terapia fotodinâmica ou PDT, graças ao desenvolvimento de agentes terapêuticos que apresentam uma alta especificidade, atuando exclusivamente nos sistemas biológicos alvos.

Uma modalidade terapêutica no tratamento de neoplasias que tem recebido especial atenção nas últimas décadas é a que utiliza compostos que adquirem atividade terapêutica somente quando ativados pela luz (DOUGHERTY et al., 1998). Esta técnica é chamada terapia fotodinâmica e baseia-se na combinação de corantes fotossensibilizáveis com luz monocromática Laser com comprimentos de onda específicos. Numa primeira etapa o corante é introduzido nos tecidos geralmente por administração intravenosa e apresenta um acúmulo maior nos tecidos cancerosos que nos tecidos normais (TAKEMURA et al., 1995). Numa segunda etapa os tecidos são submetidos a irradiações com luz monocromática (Laser) de comprimento de onda específico para o fotossensibilizador aplicado, conduzidas por cateteres de fibras ópticas, que irá reagir destruindo as células doentes.

2 OBJETIVOS

Desenvolver e caracterizar um cateter para diagnóstico e terapia por tratamento clínico óptico a laser com controle de curvatura da extremidade distal em técnicas espectroscópicas Raman.

2.1 - Objetivos específicos

Desenvolver e caracterizar um cateter com controle de curvatura da extremidade distal, com cinco fibras de coleta de sinal retroespalhado, e duas fibras de excitação a laser.

Realizar testes comparativos com cateter multifibras sem controle de curvatura com seis fibras de coleta e uma de excitação e quantificar o efeito da curvatura na coleta do sinal retroespalhado, utilizando a efedrina e a naftalina como materiais de teste.

3 METODOLOGIA

3.1 - Cateter multifibras com mecanismo de curvatura

O cateter proposto é constituído de sete fibras ópticas com diâmetro de 0,245mm cada, geometricamente empacotadas e inseridas em uma mola de tração com diâmetro interno de 1,1mm e diâmetro externo de 1,34mm, por onde passa também um fio de aço com diâmetro de bitola 0,18mm. Cinco destas fibras são destinadas à coleta do espalhamento Raman, enquanto as outras duas são utilizadas para aplicar o laser de excitação da amostra e o laser de tratamento clínico óptico, como mostrado na figura 17.

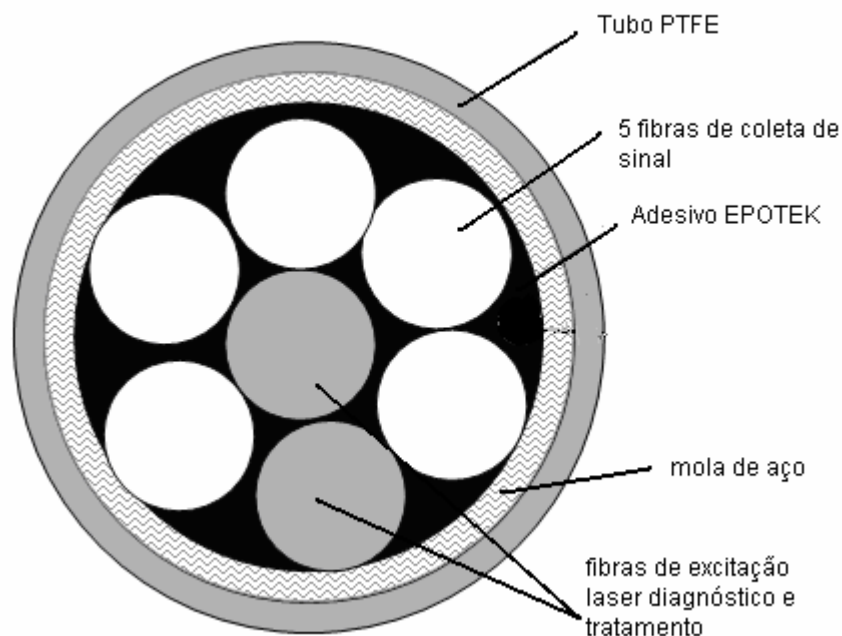


Figura 17 – Detalhe da vista frontal da extremidade distal

O cateter aqui desenvolvido possui quatro extremidades, que são denominadas:

a - **Distal** - Extremidade em que há o contato com a superfície do tecido biológico em questão, onde ocorrerá a excitação e coleta do sinal retroespalhado e aplicação de laser e procedimentos optoclínicos.

b - **Proximal** - Extremidade do cateter responsável pelo acoplamento do sinal ao espectrômetro, porém neste caso somente cinco fibras estarão posicionadas em linha, fornecendo sinal à entrada do espectrômetro.

c - **Excitação** - Por essa extremidade a radiação laser de excitação é aplicada à fibra central e guiada até a amostra para gerar o sinal retroespalhado.

d - **Tratamento clínico óptico** - Por essa extremidade será aplicado o laser para realizar os procedimentos optoclínicos desejados.

Integrado a esse conjunto óptico está um fino fio de aço que permite a movimentação da extremidade distal, tornando possível guiar o cateter obedecendo a anatomia dos órgãos a percorrer e também permitir que a extremidade do cateter acesse a região desejada do órgão.

Assim como nos cateteres retos de fibras ópticas, esta construção necessita além do tubo de polímero especial (LIMA, 1998), molas de aço e fio de aço, adesivos ópticos com características de biocompatibilidade, baixa geração de fluorescência e máxima absorção de radiação espalhada. Os espaços intersticiais entre fibras ópticas devem ser preenchidos com material que permitam a lapidação e o polimento sem o rompimento das fibras mantendo toda a superfície selada e livre de impurezas, evitando desta forma a geração de fluorescência por partículas estranhas ao cateter.

Na extremidade Distal a mola de tração tem diâmetro interno de 0,9mm e diâmetro externo de 1,1mm, nos primeiros 90mm do cateter, com a finalidade de facilitar a flexão da sua parte inicial. O cabo de aço para flexão é fixado em um anel de aço inox próximo à extremidade distal como mostra a figura 18. A colagem para fixação das fibras, anel e mola de aço foi realizada com o adesivo Epo Tek[®] (POLYTEC, 1997). Este adesivo transmite menos de 0,0001% da luz acima do comprimento de onda de 300nm até 1 μ m, apresentando um índice de refração de 1,5265, além de extraordinária adesão a polímeros entre outros materiais, apresenta baixo coeficiente de atrito em sua superfície. Por essas características é recomendado para aplicações ópticas, montagem de cateteres, e outras aplicações industriais.

Após a montagem das fibras dentro da mola, esse conjunto foi inserido em um tubo de PTFE (polytetrafluoretileno) (ZEUS, 2004), que é um polímero sintético de moléculas longas com uma coluna vertebral de átomos de carbono, cercada por átomos de flúor. Devido à sua característica química extremamente inerte, baixíssimo coeficiente de atrito, excelente isolamento dielétrica, resistência a extremas variações de temperatura, altíssima biocompatibilidade, o PTFE é indicado para aplicações em medicina, na fabricação de cateteres (ZEUS, 2004).

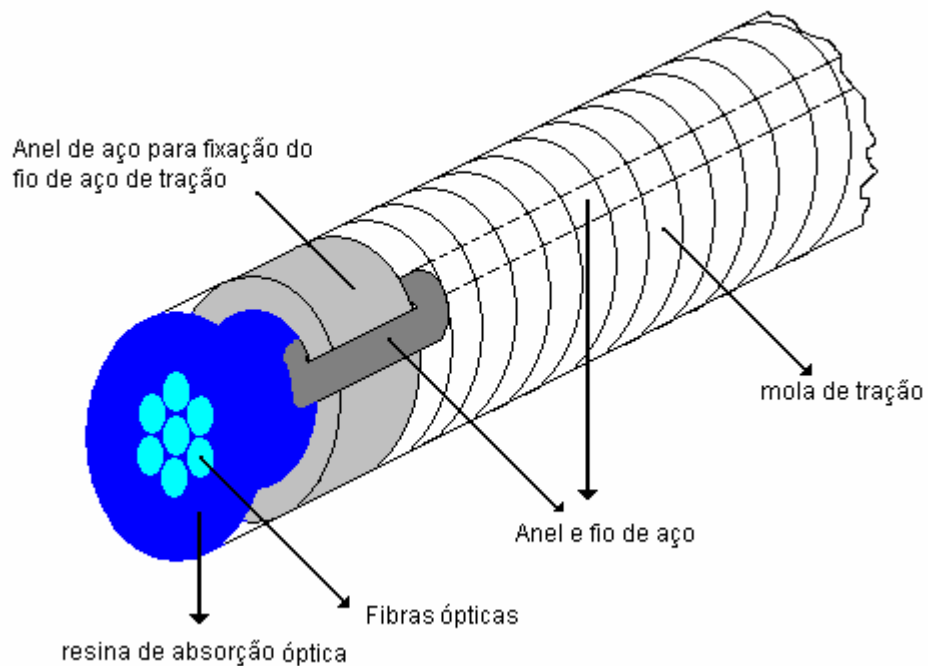


Figura 18 – Disposição interna das fibras, mola, fio de tração, tubo PTFE e adesivo.

Devido a ter sido projetado e desenvolvido para que possa ser utilizado em diagnóstico e terapia para tratamento clínico óptico, sem a necessidade de troca do dispositivo, o cateter é totalmente radiopaco.

O comprimento da parte invasiva do cateter é de 1120mm, sendo que os primeiros 120mm tem o diâmetro externo menor e mais flexível, recoberta com silicone biocompatível para uso médico, da Dow Corning MDX4-4159 (DOW CORNING, 2000), para permitir uma melhor curvatura da extremidade Distal.

A figura 19 mostra o detalhe da extremidade Distal e a curvatura dos 120mm iniciais.

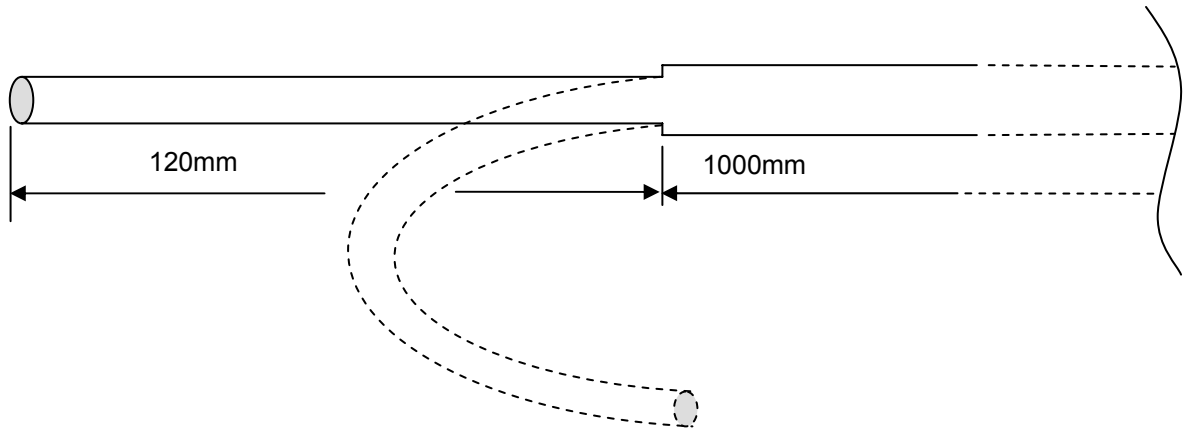


Figura 19 – Detalhe da ponta do cateter com curvatura

Na figura 20 é mostrado o diagrama geral do cateter proposto com manopla de acionamento da curvatura da extremidade distal, corpo e detalhes dos conectores para as fontes de LASER e espectrômetro.

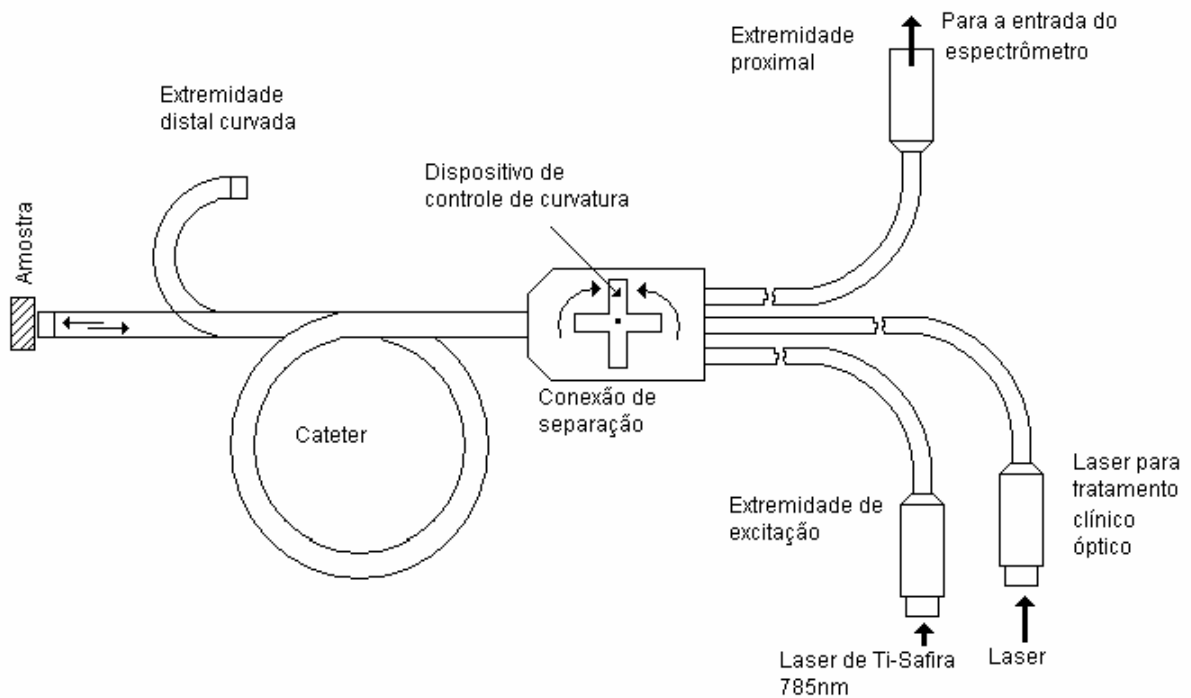


Figura 20 – Diagrama geral do cateter

A fixação do fio de aço à ponta é feita através de um laço em torno do anel como mostrado na figura 21, para que suporte a tração quando a ponta é puxada pela manopla.



Figura 21 – Fixação do cabo de aço à ponta

As figuras 22 e 23 mostram em detalhe as peças confeccionadas para a montagem do cateter, mola de aço tipo tração utilizada na parte invasiva e a ponta após a colagem com o adesivo EPO -TEK[®] (POLYTEC, 1997).

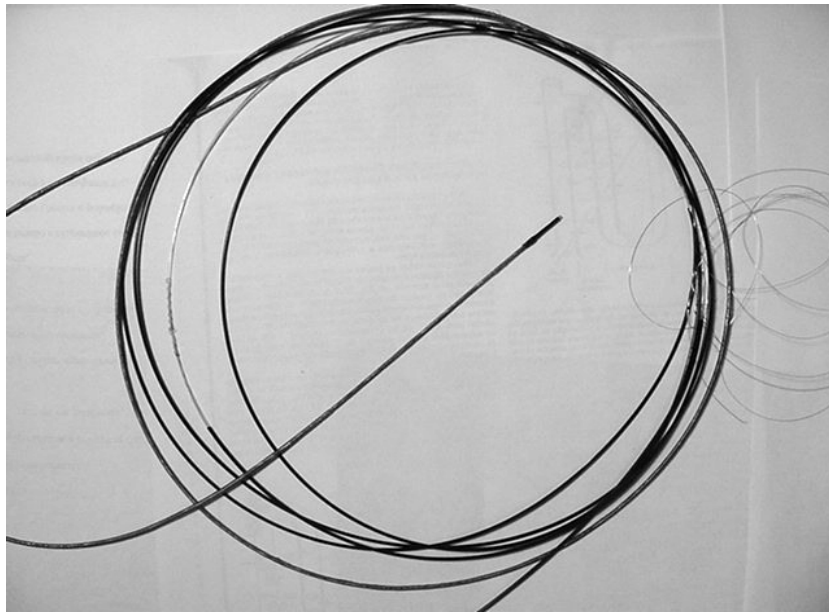


Figura 22 – Montagem da extremidade distal concluída

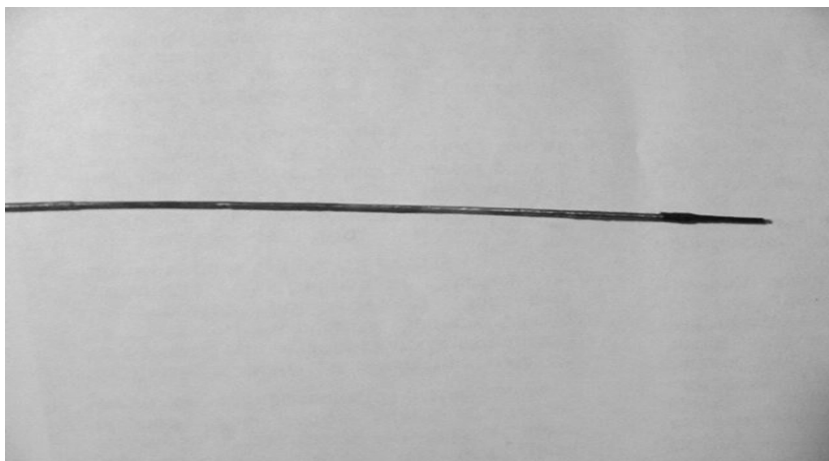


Figura 23 – Detalhe da extremidade distal com diâmetro reduzido, para facilitar a flexão.

O cateter desenvolvido é totalmente radiopaco, devido a presença da mola de aço em toda a sua extensão. Essa característica foi comprovada em radiografias realizadas conforme mostrado na figura 24.

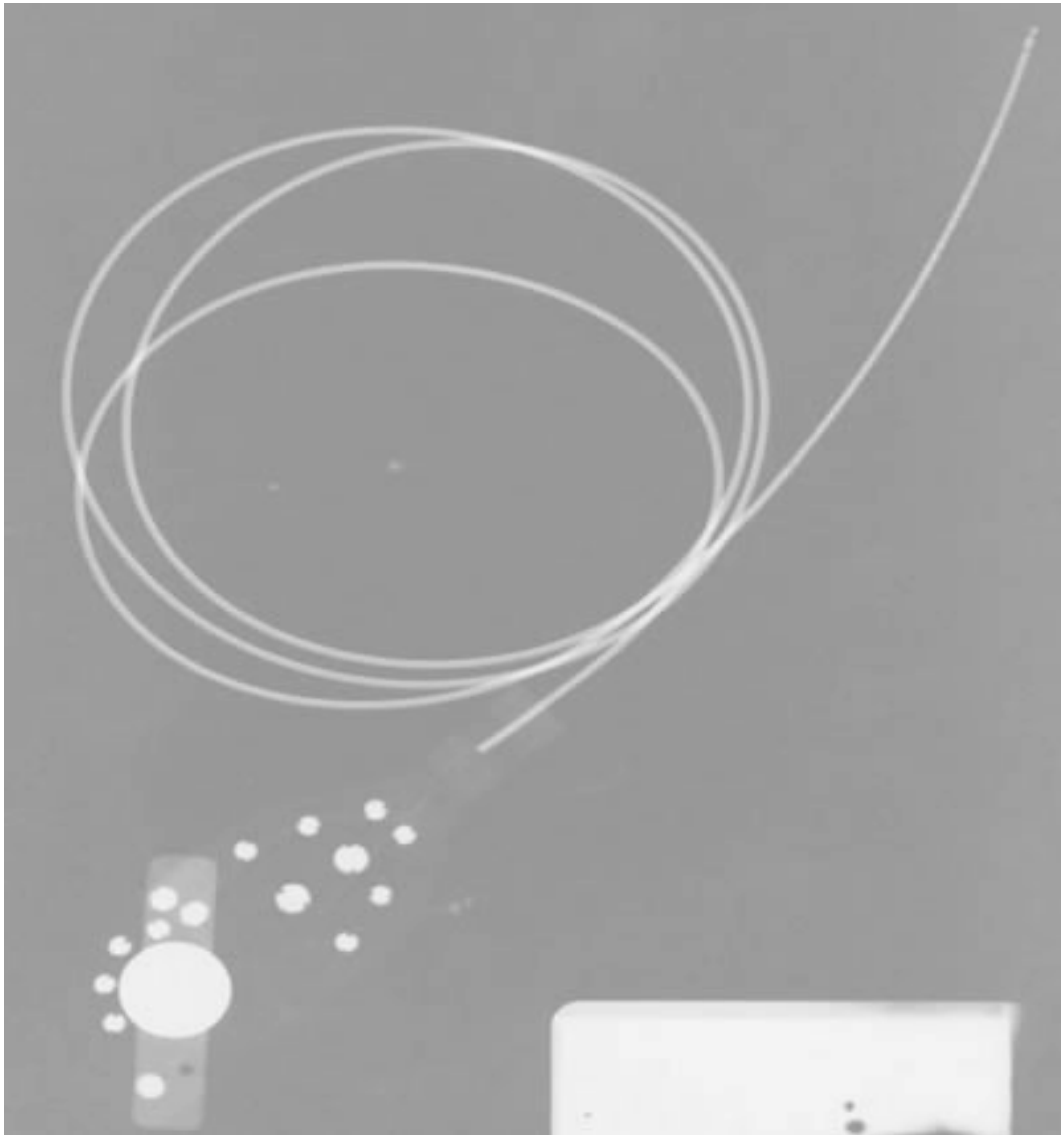


Figura 24 – Raio X do cateter

3.2 - Diagrama de blocos do sistema Raman.

Os testes com o cateter proposto foram realizados em um Sistema Raman conforme diagrama mostrado na figura 25.

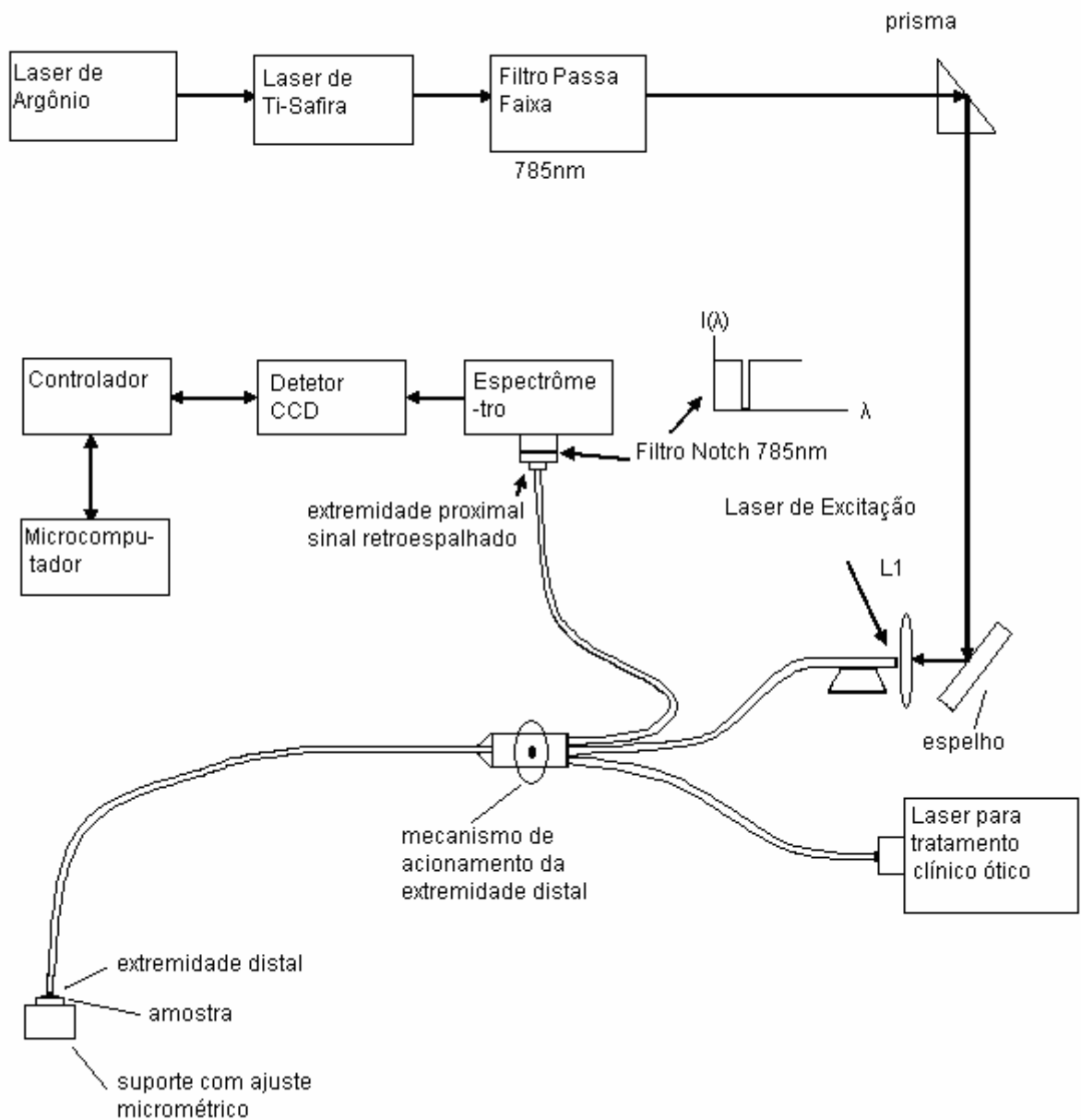


Figura 25 – Diagrama de blocos do sistema Raman

4 RESULTADOS

4.1 - Comparação entre os cateteres com seis e cinco fibras ópticas de coleta (retos)

Foram realizados inicialmente testes comparativos entre os cateteres com seis fibras ópticas de coleta de sinal retroespalhado sem o sistema de encurvamento, na posição reta, e o cateter de cinco fibras de coleta com o sistema de encurvamento na posição reta, utilizando como amostra a efedrina. Pode-se ver pelos resultados apresentados que a intensidade não foi significativamente comprometida, pela diminuição de uma fibra na coleta dos sinais retroespalhados.

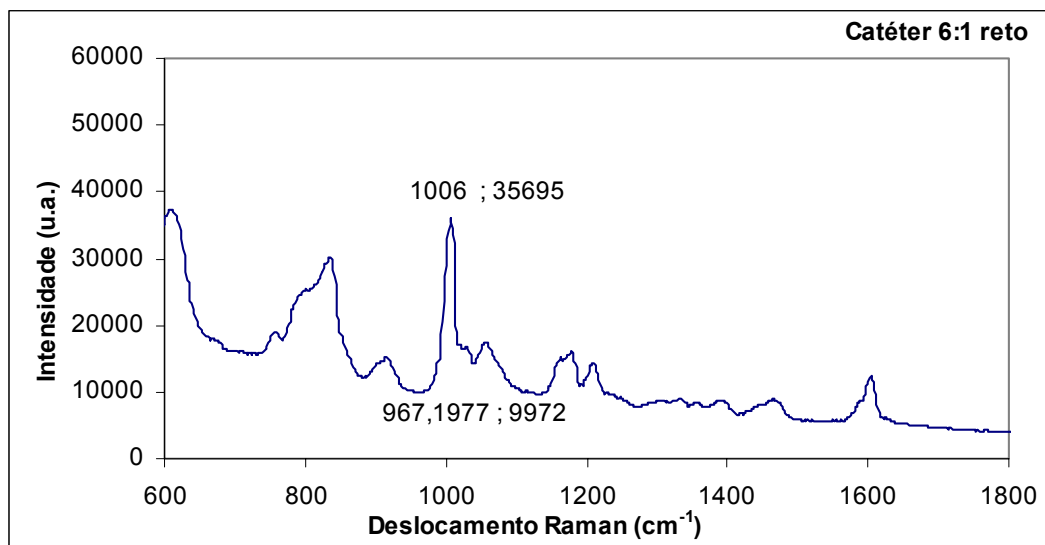


Figura 26 – Espectro da efedrina com o cateter de 6 fibras de coleta sem curvatura (reto)

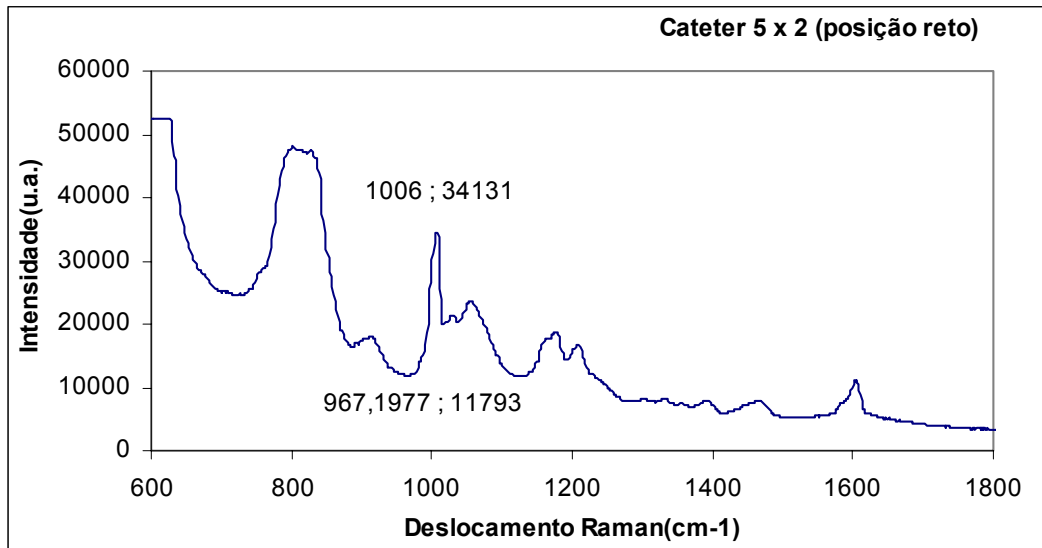


Figura 27 – Espectro da efedrina com o cateter de 5 fibras de coleta e sistema de curvatura (reto)

4.2 - Perda na intensidade do pico do espectro da efedrina, com os cateteres curvados 180° (raio de curvatura de 19mm).

Os mesmos testes da secção anterior foram realizados com os dois cateteres curvados em 180°, que corresponde a um raio de curvatura de 19mm. As figuras 28 e 29 mostram os espectros obtidos para os dois cateteres.

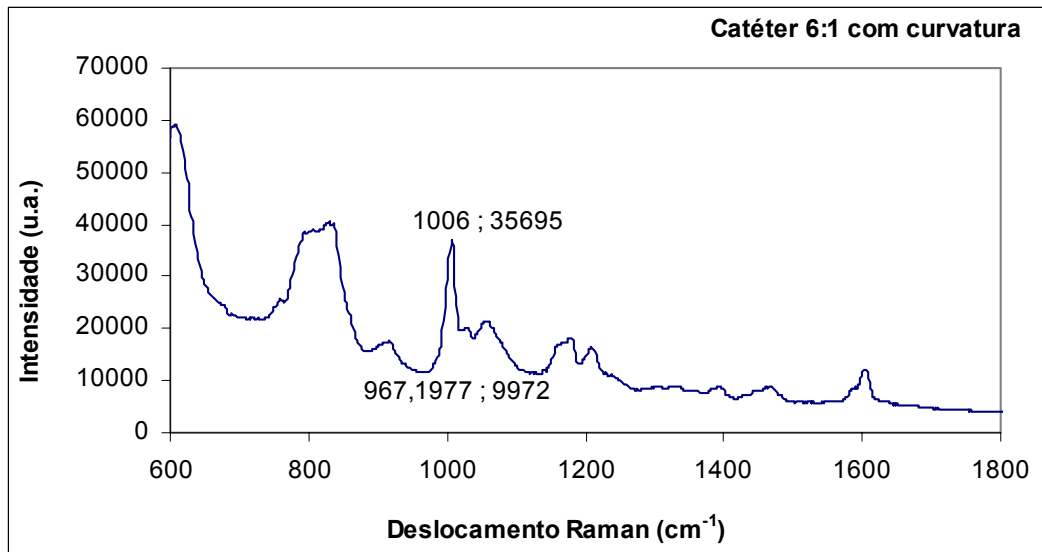


Figura 28 – Espectro da efedrina com o cateter de 6 fibras de coleta (curvatura de 180°)

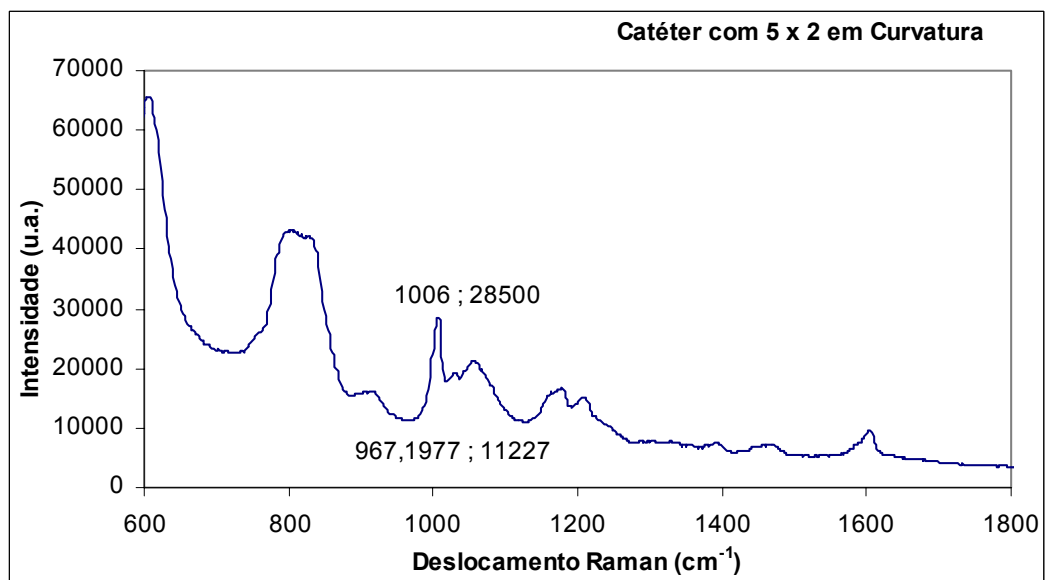


Figura 29 – Espectro da efedrina com o cateter de 5 fibras de coleta e sistema de curvatura (curvatura de 180°)

Na Tabela 2 são comparadas às perdas de potência dos dois cateteres, na posição-reto (curvatura de 0°) e na posição-curvado (curvatura de 180°).

Tabela 2 – Comparativo das perdas de potência utilizando efedrina nos cateteres (6x1) e (5x2)

Cateter “6 x 1”		Cateter “5 x 2”	
Intensidade do pico (posição-reto)	Intensidade do pico (posição-curvado)	Intensidade do pico (posição-reto)	Intensidade do pico (posição-curvado)
25723 (u.a.)	22704 (u.a.)	22338 (u.a.)	17273 (u.a.)
Perda de intensidade em função da curvatura		Perda de intensidade em função da curvatura	
11,7%		22,67%	

Os testes realizados *in vitro* com efedrina mostram o desempenho bom do cateter proposto quando reto e com a curvatura no ângulo de 180° (raio de curvatura de 19mm). Pode-se observar comparando os resultados com o cateter de seis fibras de coleta em condições semelhantes que essa redução não impôs uma perda expressiva na coleta de informações pelo retroespalhamento no material da amostra. Enquanto no cateter com seis fibras de coleta houve uma perda de sinal da ordem de 11,7%, no cateter com 5 fibras essa perda aumentou para 22,67%, mas ainda com intensidade suficiente para se fazer a análise espectrográfica, conforme demonstrado na tabela.

4.3 - Perdas na potência transmitida no cateter de 5 fibras de coleta em função dos diferentes raios de curvatura

Para avaliar a perda de potência em função dos diferentes raios de curvatura foram realizados testes utilizando uma amostra de naftalina tendo o cateter sempre realizado uma volta completa na região intermediária do cateter mantendo-se sempre as extremidades nos seus respectivos acoplamentos, isto é, sempre com 360 graus em torno de discos com diferentes diâmetros para todos os espectros. Estabeleceu-se o mesmo valor de potência de excitação Raman com o Laser na saída da extremidade distal do cateter, e mesmo tempo de exposição do fotodetector CCD, utilizando laser de Ti-Safira, bombeado por um laser de argônio de 6W.

Espectros Raman foram obtidos utilizando naftalina como amostra, com o cateter realizando uma curvatura de 360° em torno de diferentes discos com diâmetros de 14;16;19; 25; 30; 38; 41; 56; 70; 76 e 120mm, ou seja; com raios de curvatura bastante severos: 7; 8; 9,5; 12,5; 15; 19; 20,5; 28; 35; 38 e 60mm na sua região intermediária. Os correspondentes espectros são mostrados nas Figuras 30 a 40.

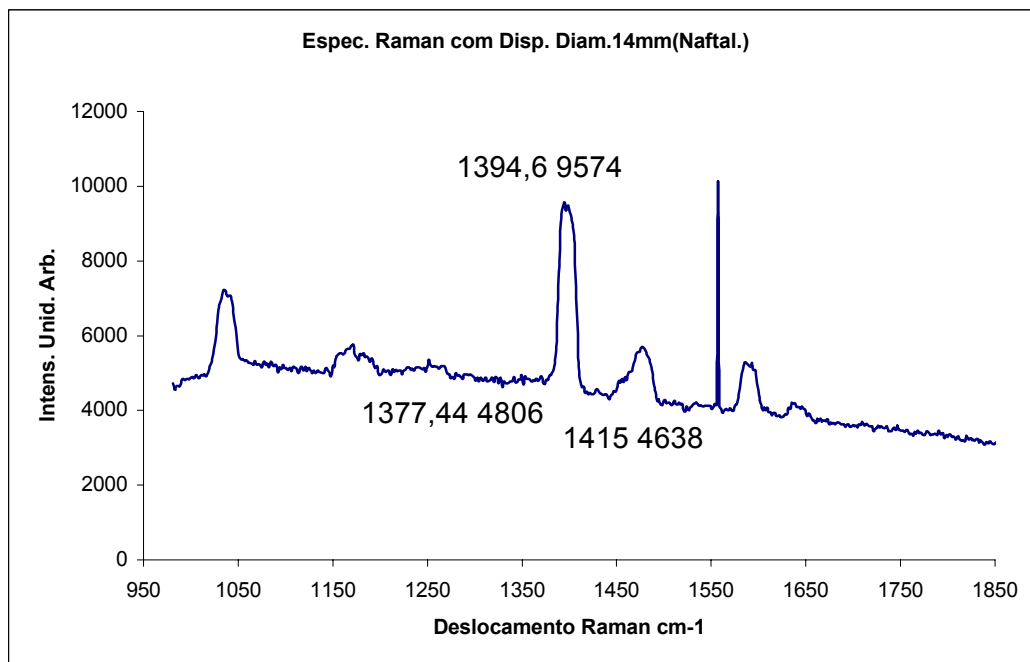


Figura 30 – Espectro da Naftalina com o cateter em torno do disco de 14mm

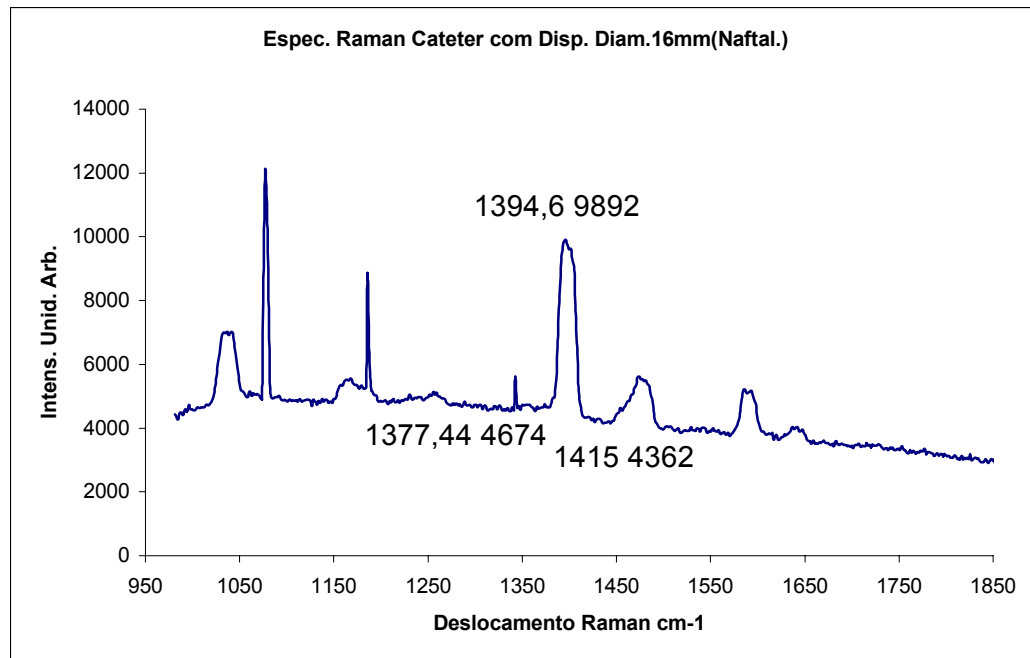


Figura 31 - Espectro da Naftalina com o cateter em torno do disco de 16mm

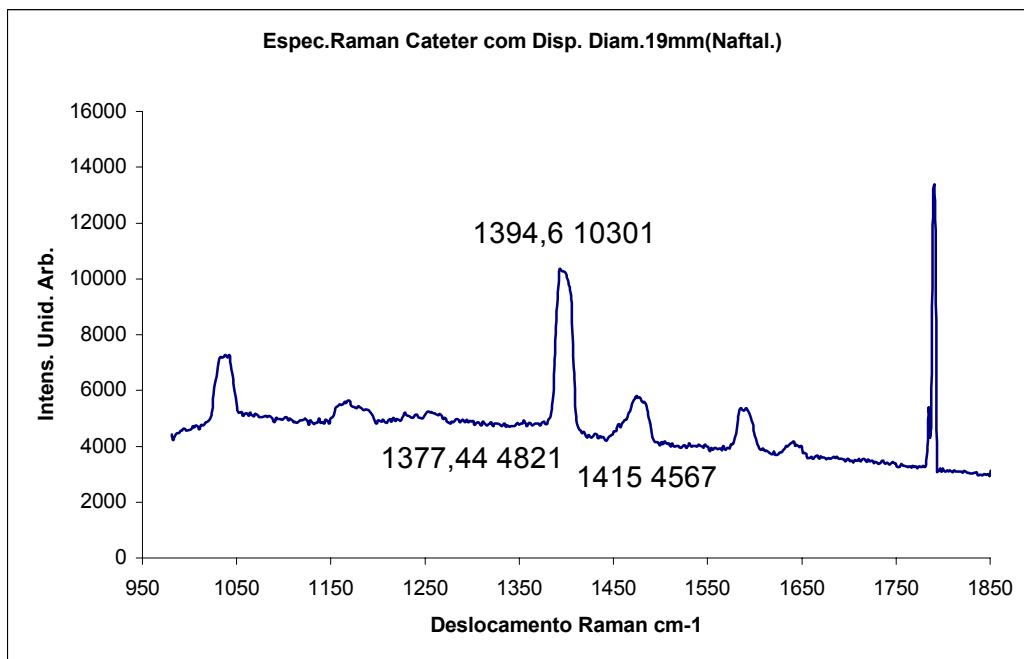


Figura 32 - Espectro da Naftalina com o cateter em torno do disco de 19mm

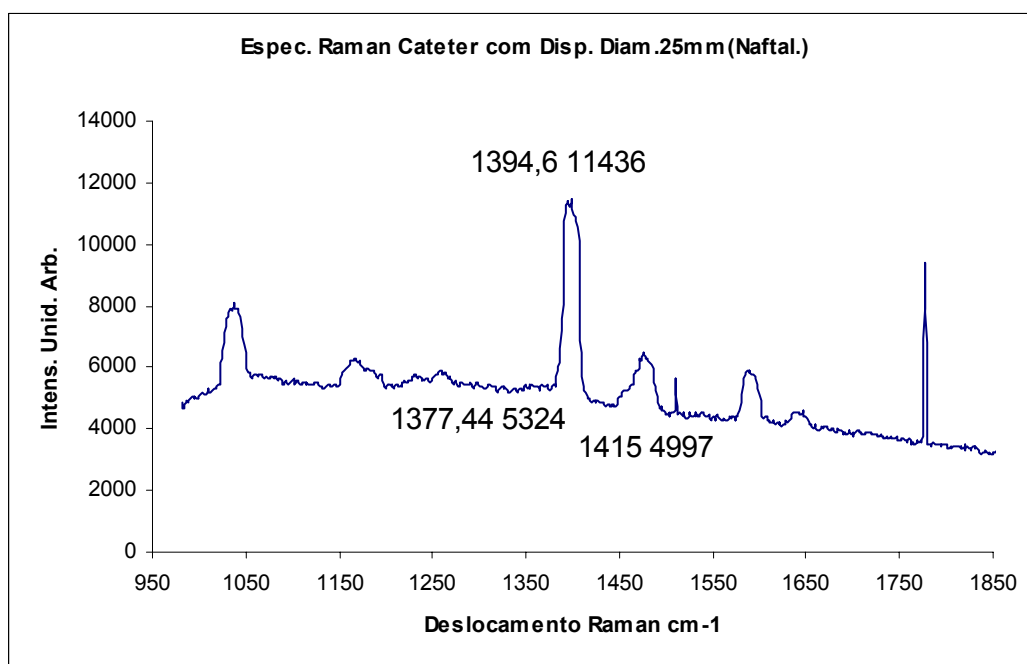


Figura 33 - Espectro da Naftalina com o cateter em torno do disco de 25mm

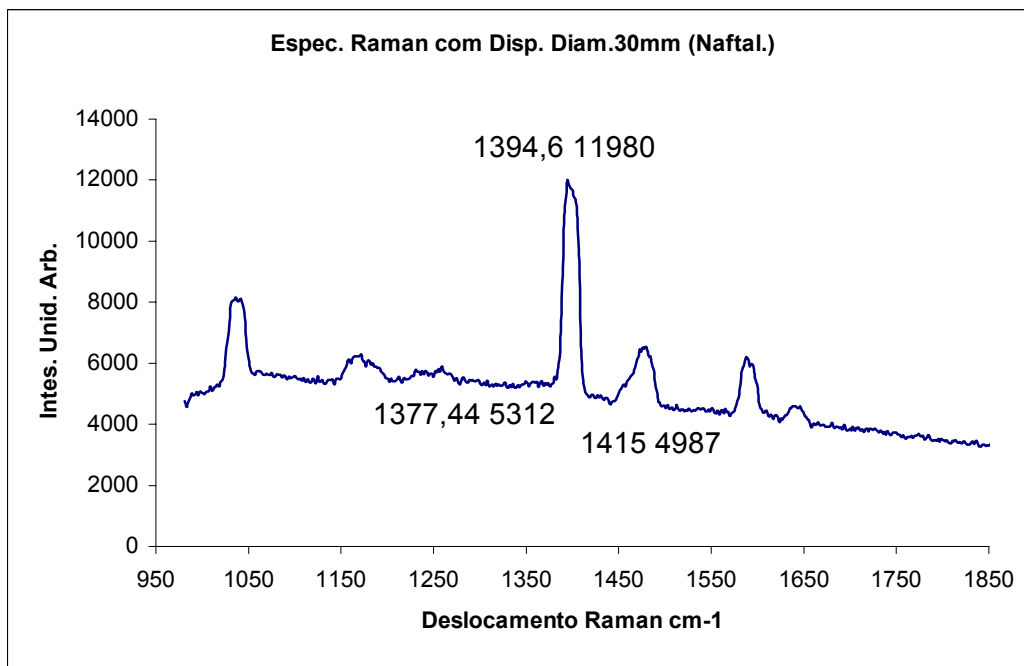


Figura 34 - Espectro da Naftalina com o cateter em torno do disco de 30mm

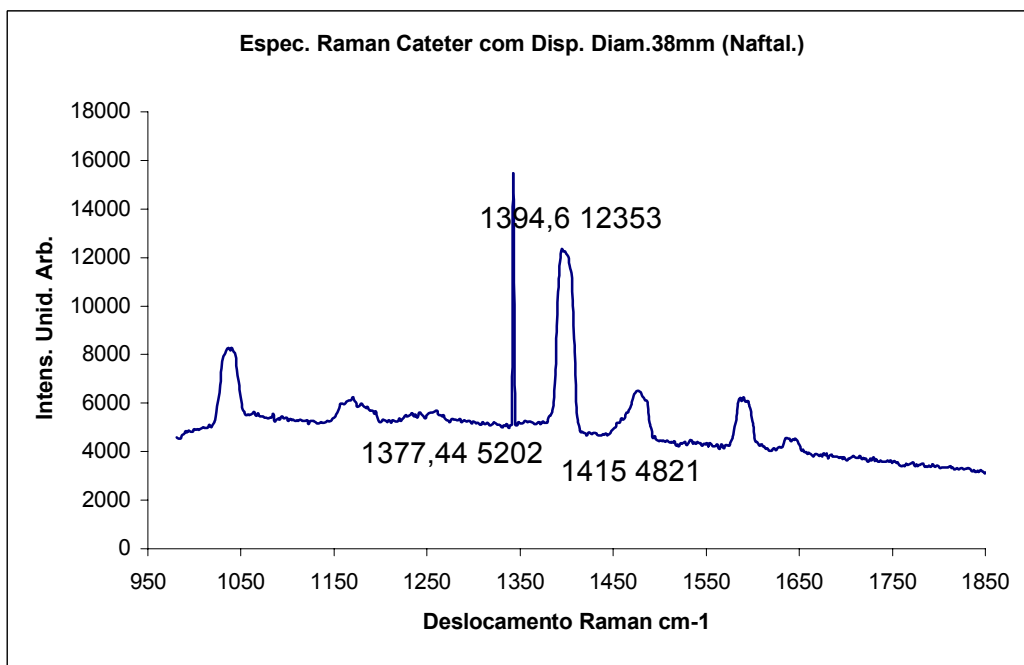


Figura 35 - Espectro da Naftalina com o cateter em torno do disco de 38mm

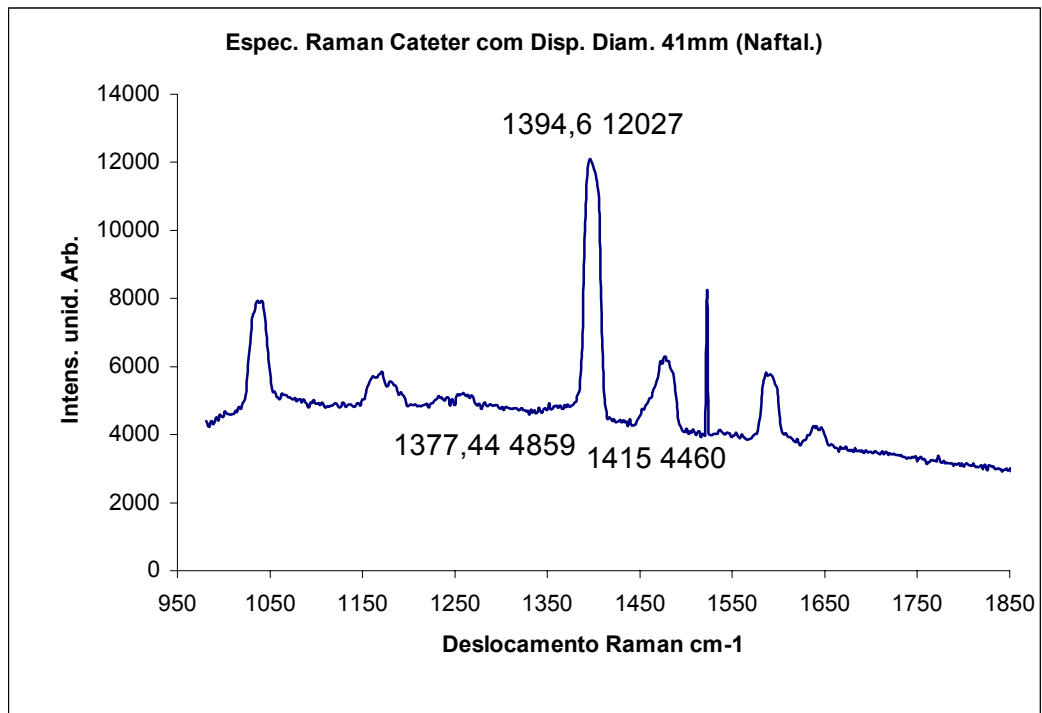


Figura 36 - Espectro da Naftalina com o cateter em torno do disco de 41mm

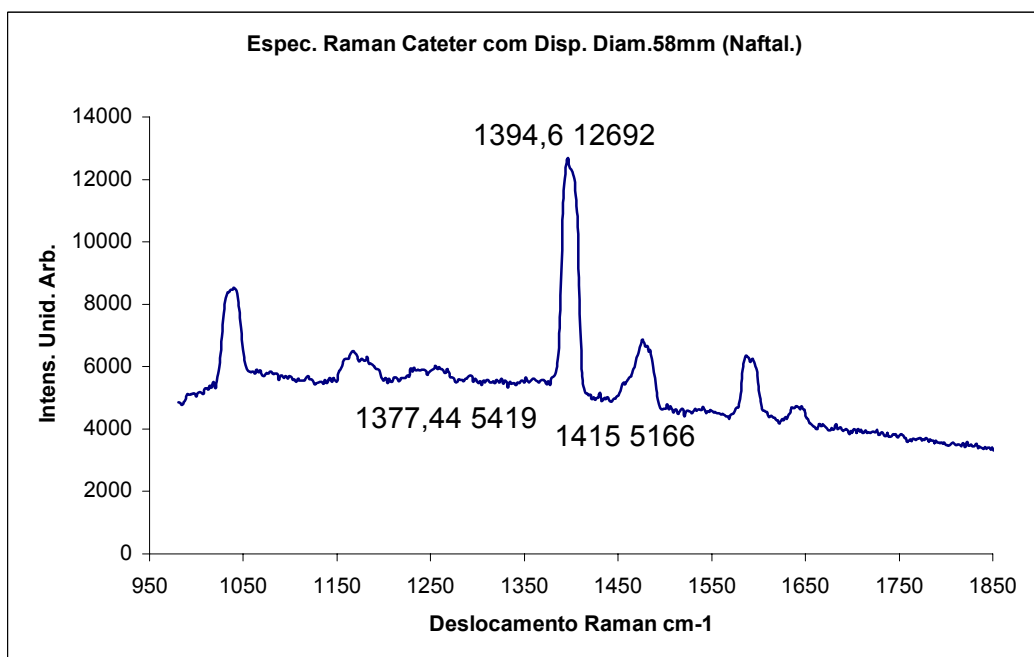


Figura 37 - Espectro da Naftalina com o cateter em torno do disco de 56mm

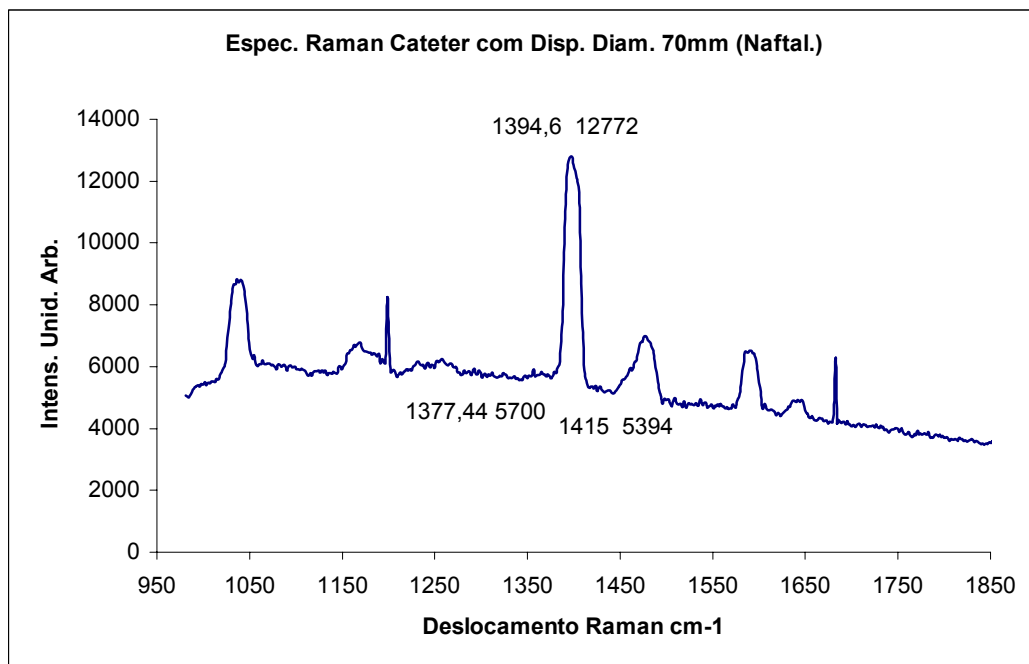


Figura 38 - Espectro da Naftalina com o cateter em torno do disco de 70mm

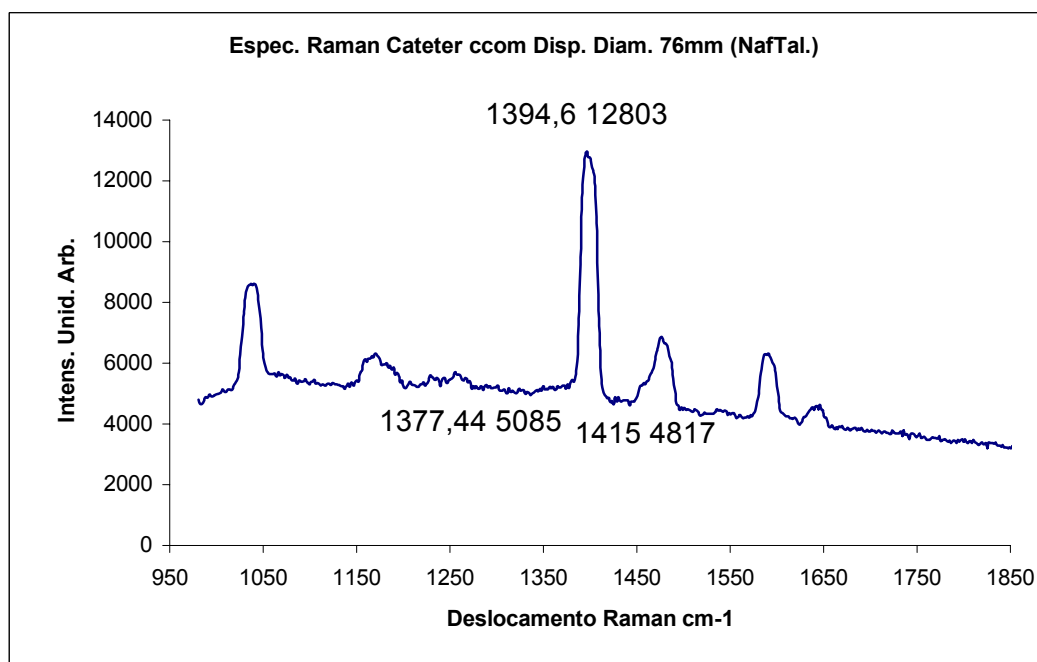


Figura 39 - Espectro da Naftalina com o cateter em torno do disco de 76mm

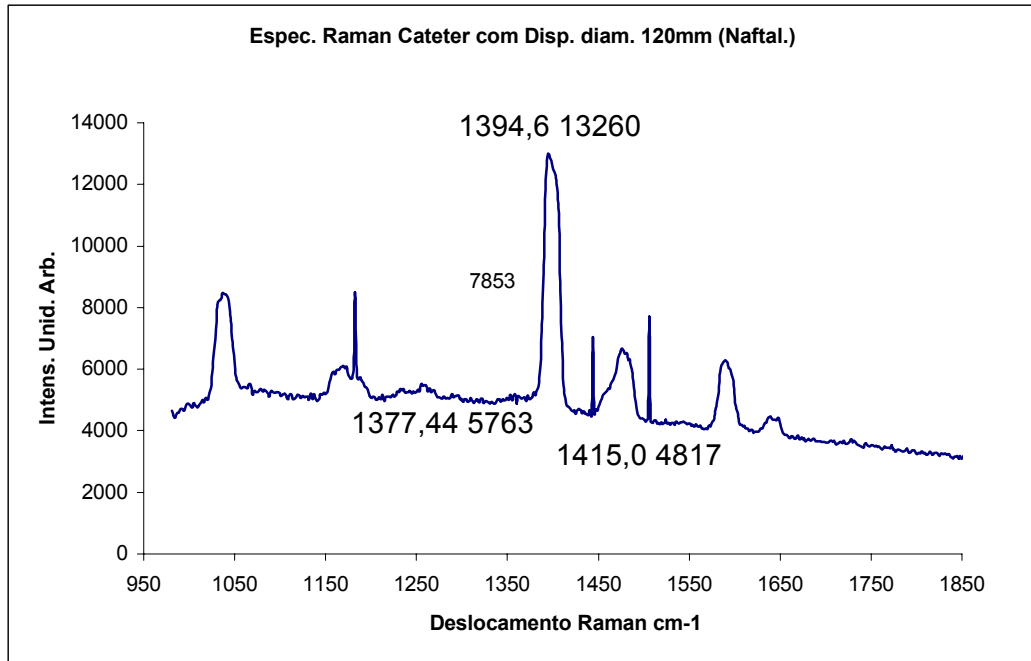


Figura 40 - Espectro da Naftalina com o cateter em torno do disco de 120mm

A intensidade do pico principal da naftalina em $1394,6 \text{ cm}^{-1}$, para cada diâmetro de curvatura é mostrada na Tabela 3, juntamente com as intensidades normalizadas (divididas pela intensidade para 120 mm de diâmetro).

Tabela 3 – Intensidade do pico principal do espectro da naftalina para os diferentes diâmetros de curvatura.

Diâmetro de curvatura do cateter (mm))	Intensidade do pico principal da naftalina (unidades arbitrárias)	Intensidade normalizada
120	7853	1
76	7756	0,987
70	7015	0,893
58	7107	0,905
41	7230	0,921
38	7045	0,897
30	6567	0,836
25	5844	0,744
19	5451	0,694
16	5259	0,669
14	4499	0,573

O estudo das perdas em função da curvatura foi realizado na região intermediária do cateter, por causa da dificuldade de trabalhar junto à região distal; já que esta tem que estar sempre à mesma distância da amostra e porque não existe diferença entre a curvatura na fibra ser realizada na extremidade distal ou na região intermediária do cateter no aspecto de perdas de potência por curvatura da fibra.

Dessa forma devido à curvatura imposta ao cateter em função dos diferentes diâmetros aplicados, temos para cada diâmetro (D) um perímetro (P) diferente, assim como um coeficiente de perda (α) também diferente.

Obtém-se então:

$$D_1 \longrightarrow P_1 \longrightarrow \alpha_1$$

$$D_2 \longrightarrow P_2 \longrightarrow \alpha_2$$

$$D_3 \longrightarrow P_3 \longrightarrow \alpha_3$$

$$D_n \longrightarrow P_n \longrightarrow \alpha_n$$

Onde:

D_1, D_2, D_3, D_n – diâmetros dos discos

P_1, P_2, P_3, P_n – perímetros dos discos

$\alpha_1, \alpha_2, \alpha_3, \alpha_n$ - coeficientes de perda na fibra

Nos diâmetros menores a perda em função do parâmetro (αP) é muito significativa, isto é; quanto menor o perímetro (menor diâmetro) teremos uma perda menor em função do comprimento da fibra e uma perda muito maior devido à curvatura mais acentuada. Quanto menor o raio de curvatura, mas o ângulo de incidência dentro da região de núcleo ultrapassa o ângulo crítico, o que acarreta maiores perdas por refração através da casca da fibra óptica.

O coeficiente de perda α pode ser calculado por meio da seguinte relação:

$$I_N = \exp(-\alpha P) \quad (22)$$

$$\alpha = -(\ln(I_N))/P \quad (23)$$

onde I_N é a intensidade normalizada, $\ln(I_N)$ é o logaritmo neperiano da intensidade normalizada e P é o perímetro $P = \pi D$

O gráfico da figura 41 mostra o coeficiente de perda em função do diâmetro do disco, α versus D. Pelo gráfico podemos verificar que nos diâmetros menores a perda é muito grande e que tende a ser zero para grandes diâmetros.

Como utilizamos fibras multimodos, os modos que tem ângulos de incidência próximos do ângulo crítico sofrem maiores perdas para uma pequena curvatura do cateter, já os modos mais baixos mantêm a guiagem sem perdas.

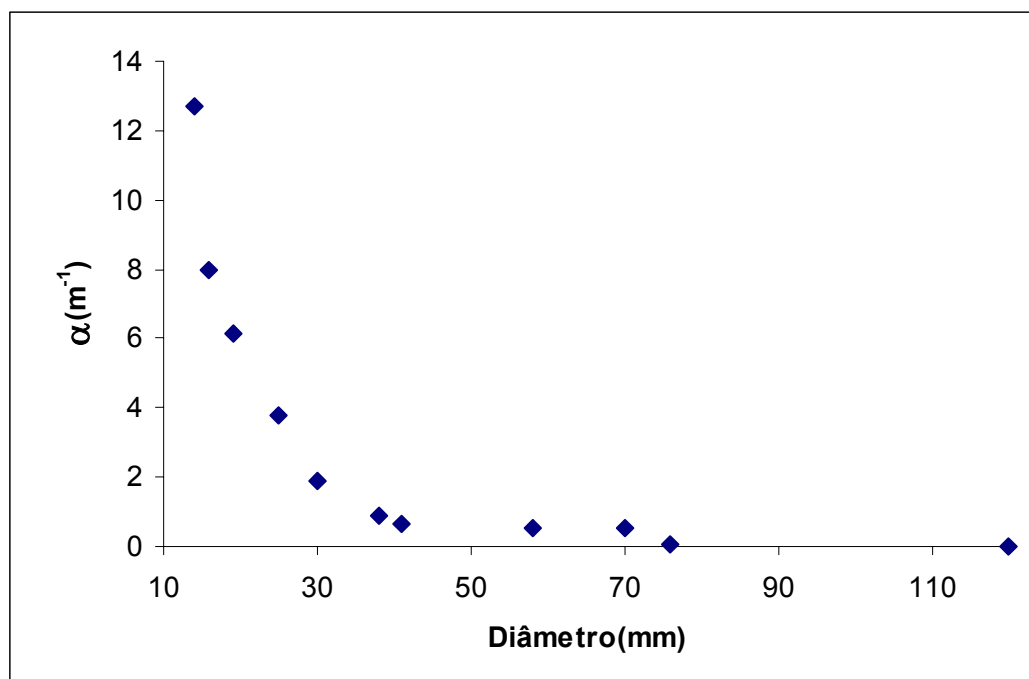


Figura 41 – Gráfico do coeficiente de perda em função do diâmetro dos discos.

Pode-se observar que as perdas se acentuam com a diminuição dos diâmetros dos discos o que é coerente com a teoria, pois as perdas aumentam pela dispersão da luz através da casca da fibra devido ao ângulo de guiagem para esta curvatura ser maior que o ângulo crítico das fibras ópticas que constituem o cateter.

4.4 - Relação entre o ângulo subtendido e o raio de curvatura na flexão da extremidade distal do cateter.

Na figura 42 é mostrada a relação entre o arco de curvatura formado pela parte flexível do cateter e o correspondente raio de curvatura (R).

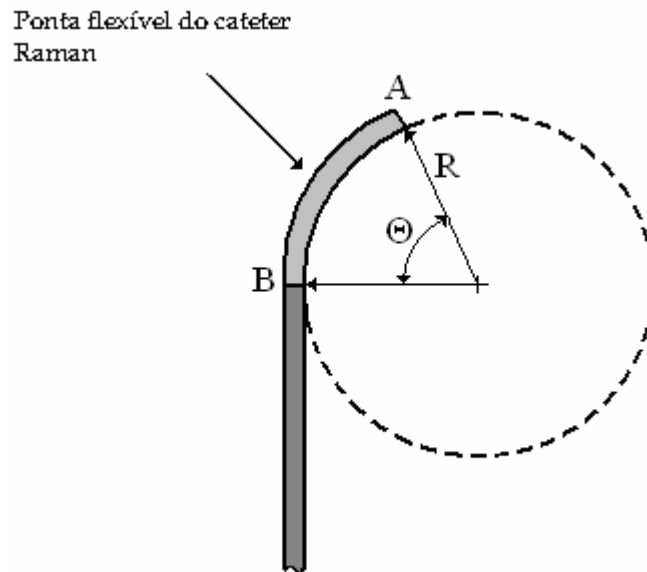


Figura 42 – Desenho mostrando o raio de curvatura da extremidade distal do cateter em função do comprimento do arco de curvatura.

A relação entre o comprimento do arco de curvatura AB, o ângulo subtendido θ e o raio de curvatura R do cateter é dada por:

$$\frac{\widehat{AB}}{D\pi} = \frac{\theta}{360^\circ} \quad (24)$$

O que resulta num ângulo θ dado por:

$$\theta = \frac{\widehat{AB} \times 360^\circ}{\pi \times D} \quad (25)$$

Como o arco AB é o comprimento de flexibilidade da extremidade distal do cateter, determinado pelo sistema de molas em 60mm, temos que:

$$\theta = \frac{60 \times 360^\circ}{\pi \times D} \quad (26)$$

Numericamente, pode-se exemplificar considerando os seguintes ângulos:

D = 40mm	R = 20mm	$\theta = 171,9^\circ$
D = 115mm	R = 57,5mm	$\theta = 59,8^\circ$
D = 150mm	R = 75mm	$\theta = 45,8^\circ$
D = 230mm	R = 115mm	$\theta = 30^\circ$

Mediu-se um diâmetro de 38mm (raio de curvatura de 19mm) para um ângulo de curvatura da extremidade distal do cateter de 180°.

Pode-se também calcular o ângulo de curvatura a partir de um raio especificado, usando a fórmula:

$$\theta(\text{rd}) = \frac{\widehat{AB}}{R} \quad (27)$$

Neste caso θ é expresso em radianos (rd).

Para se obter raios de curvatura maiores ou menores, pode-se atuar no comprimento da mola junto à extremidade distal, variando assim o comprimento do arco formado pela parte flexível da ponta do cateter.

4.5 - Cálculo do coeficiente de perdas e da transmissão em função do ângulo de curvatura da extremidade distal do cateter.

Para se estudar o comportamento do cateter com cinco fibras ópticas de coleta, para diferentes curvaturas de sua extremidade distal foi realizado o experimento equivalente que consistia em enrolar a região intermediária do cateter em discos de diferentes diâmetros. A relação entre o ângulo de curvatura (θ) formado pela parte flexível do cateter e o correspondente diâmetro do disco (D) é dada pela equação 26. Nas duas primeiras colunas da tabela 4 são relacionados os ângulos (θ) e seus equivalentes diâmetros (D). As colunas 3 e 4 da tabela mostram as intensidades Raman do pico proeminente da naftalina para cada diâmetro do disco e as correspondentes intensidades normalizadas (divididas pela intensidade para D=120mm), respectivamente.

O coeficiente de perdas (α) para cada ângulo de curvatura (θ), coluna 5 da tabela 4, foi calculado pelas equações 23 e 26.

A transmissão do cateter (T) em função do ângulo de curvatura da extremidade distal é dada pela relação:

$$T = \exp(-0,6 \alpha) \quad (28)$$

onde α é o coeficiente de perdas em m^{-1} e 0,6m é o comprimento da parte flexível da extremidade distal do cateter.

Valores da transmissão para diferentes ângulos são dados na coluna 6 da tabela 4.

Tabela 4. Valores dos coeficientes de perda (α) e da transmissão (T) para os diferentes ângulos de curvatura (θ) da ponta distal.

Ângulo de curvatura θ (graus)	Diâmetro do disco D (mm)	Intensidade Raman (u.a.)	Intensidade normalizada I_N	Coeficiente de perda α (m^{-1})	Transmissão T
57,3	120	7853	1	0	1
90,5	76	7756	0,987	0,052	0,997
98,2	70	7015	0,893	0,513	0,970
118,6	58	7107	0,905	0,548	0,968
167,7	41	7230	0,921	0,642	0,962
181,0	38	7045	0,897	0,910	0,947
229,2	30	6567	0,836	1,90	0,892
275,1	25	5844	0,744	3,76	0,798
362,0	19	5451	0,694	6,12	0,693
429,8	16	5259	0,669	7,98	0,619
491,2	14	4499	0,573	12,67	0,467

Experimentalmente verificou-se que somente a partir dos diâmetros menores que 120mm houve uma diminuição significativa da intensidade do pico principal do espectro Raman da naftalina e portanto na transmissão do cateter. Nos experimentos tomou-se o cuidado de evitar que qualquer outra curvatura produzida no cateter em consequência da movimentação do mesmo resultasse em curvaturas com diâmetro menores que 120mm, o que poderia acarretar em perdas extras na transmissão do cateter.

O gráfico da figura 43 representa o coeficiente de perdas α em função do ângulo de curvatura da extremidade distal do cateter, mostrando como α aumenta em forma exponencial com o ângulo no qual a ponta do cateter é curvada.

O decréscimo da transmissão do cateter em função do ângulo de curvatura é mostrado na figura 44. Pode-se observar que as perdas na transmissão não são significativas para pequenos ângulos, não ultrapassando os 5% para ângulos menores que 180°.

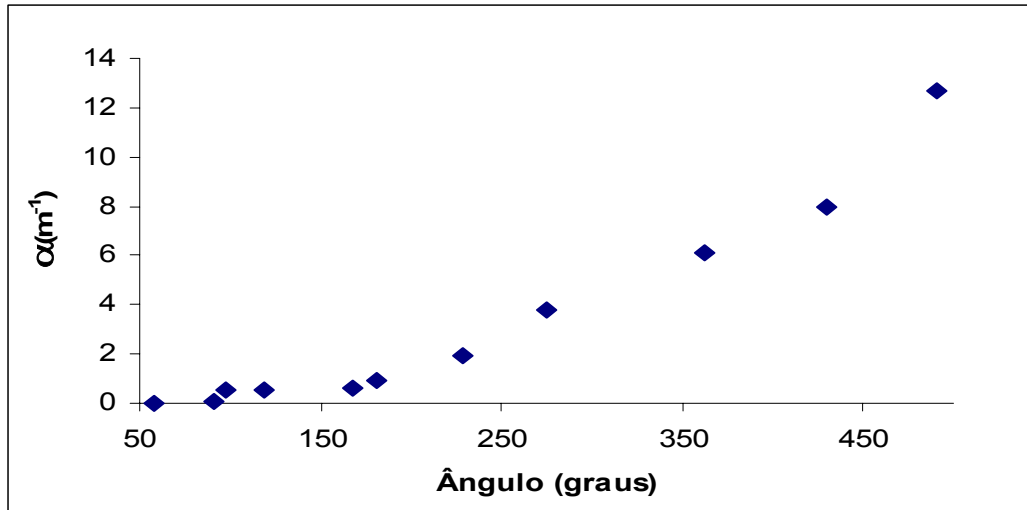


Figura 43. Gráfico do coeficiente de perda em função do ângulo de curvatura da ponta distal do cateter

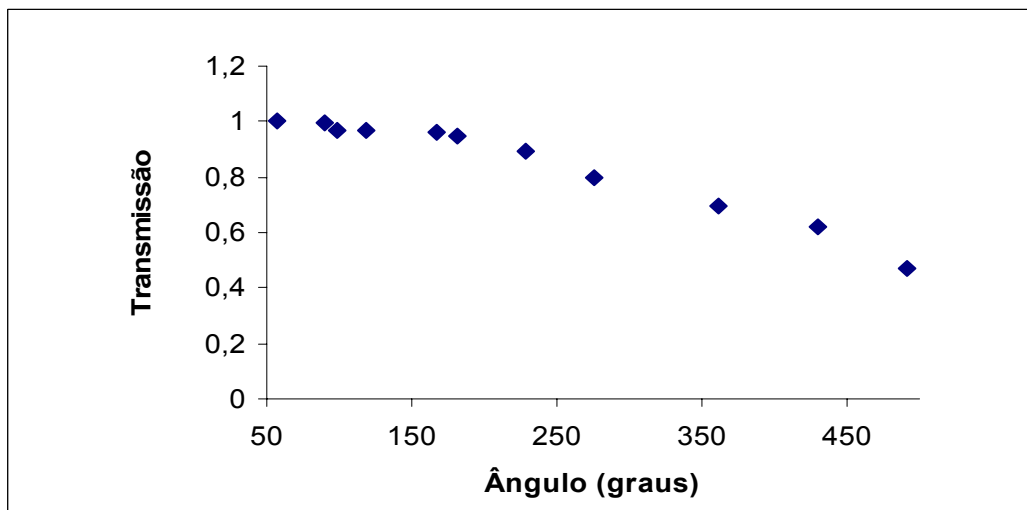


Figura 44. Gráfico da transmissão do cateter em função do ângulo de curvatura da ponta distal.

5 DISCUSSÃO

O cateter proposto e desenvolvido incorporou uma importante característica que é a radiopacidade, o que o tornou independente da guiagem prévia, um procedimento preparatório obrigatório para os cateteres de fibra óptica convencionais.

O mecanismo de curvatura incorporado a este cateter permite flexionar a extremidade Distal, facilitando o acesso aos órgãos internos e sua condução no interior das veias, através de uma manopla de simples operação.

A utilização de uma fibra para tratamento clínico óptico a laser no mesmo cateter permite que se faça o diagnóstico e o tratamento, sem a necessidade de retirar o cateter de diagnóstico e inserir outro para realizar o tratamento.

A possibilidade de se utilizar o cateter de visada lateral (LIMA, 1998) para este procedimento amplia ainda mais suas possibilidades para tratamentos endoluminais, onde a curvatura da extremidade Distal é limitada pelo diâmetro da veia, permitindo fazer um melhor contato da extremidade com visada lateral com o tecido biológico.

A utilização de materiais biocompatíveis garante a utilização segura do cateter sem o risco de provocar reações adversas pelo organismo, mesmo em tratamentos um pouco mais demorados. Novos lasers semicondutores de potência e espectrógrafos compactos poderão viabilizar a construção de sistemas utilizando cateteres de fibras ópticas com custo compatível com sistemas de ablação por radiofrequência.

O cateter com diâmetro de 5 French (aproximadamente 1,7mm), pode ser utilizado em aplicações na área de cardiologia, urologia, pneumologia, tratamento de varizes; áreas que já dispõem de alguns estudos para tratamentos com laser, e

utilização de cateteres com guiagem. No futuro abre-se uma expectativa de criar um sistema clínico óptico automatizado (“Smart Laser Raman Spectroscopy”), em que o próprio sistema realiza o diagnóstico via espectroscopia Raman e define o tratamento clínico óptico a realizar (PDT, Ablação, Fotobioestimulação), via sistema.

O resultado dos testes comparativos entre o cateter de diagnóstico com seis fibras de coleta e uma de excitação (“6x1”), e o cateter desenvolvido diagnóstico/terapia com cinco fibras de coleta (“5x2”), utilizando-se efedrina como amostra, no sistema Raman com pico proeminente do sinal retroespalhado em 1006 cm^{-1} , confirmou a esperada perda na intensidade do sinal coletado devido a ausência de uma das fibras de coleta do cateter nas mesmas condições de teste, como demonstrado na tabela 2, entretanto a perda de intensidade foi apenas 10,97% superior a do modelo sob comparação, enquanto se esperava 16,66%.

Nos testes de curvatura utilizando a naftalina como amostra com pico proeminente em $1377,44\text{ cm}^{-1}$ os resultados foram bastante satisfatórios, considerando as condições bem mais severas de teste. Observou-se que ocorre uma perda de intensidade maior nos diâmetros/raios menores, chegando a intensidade do pico Raman para o diâmetro de 14mm a 57% da intensidade verificada para o disco de 120mm, e a perda na transmissão do cateter foi de aproximadamente 47%. Com esse resultado não há comprometimento na aplicação do método para diagnóstico, já que a máxima perda na transmissão é de aproximadamente 3dB e portanto, os sinais coletados são ainda suficientemente intensos para a análise espectral Raman.

6 CONCLUSÃO

A eliminação da guiagem prévia devido à sua característica de radiopacidade somada à diminuição do diâmetro do cateter para 5 French aproximadamente 1,7mm e ao bom desempenho apresentado nos testes torna o cateter viável para utilização *in vivo*, em sistemas Raman de diagnóstico e terapia.

7 TRABALHOS FUTUROS

Uma vez caracterizada a viabilidade *in vitro*, estudos poderão ser realizados para testar sua aplicabilidade *in vivo* utilizando cobaias com a finalidade de avaliar sua aplicabilidade na área de cardiologia em tratamentos de disfunções elétricas do sistema cardiovascular (estudos eletrofisiológicos).

REFERÊNCIAS

- AGRAWAL, G. P. **Nonlinear Fiber Optics**. Cleveland: Founding Editor. 1979. 342p.
- ALCANTARA Jr., P. **Espectroscopia molecular**, Belém: Universidade Federal do Pará, [Curso de Física Moderna II]. Março, 2002.
- ALVARENGA, B.; MÁXIMO, A. **Curso de Física**. 3. ed. vol.3.1987. 152p.
- BUCK, J. A. **Fundamentals of Optical Fibers**. New York: Wiley Interscience Press, 1994. 264p.
- CHASE, D.B. RABOLT, J.F. **Fourier Transform Raman Spectroscopy - From concept to Experiment**. San Diego, California: Academic Press. 1994. 274p.
- DEUTSCH, T.F. **Medical Applications of Lasers**. American Institute of Physics, October, 1998. pp. 56-63.
- DOUGHERTY, T.J. et al; **Photodynamic Therapy**. Journal of the National Cancer Institute. v.50, n. 12, jun.1998. p.889 – 905.
- DOW CORNING CORPORATION, **Manual Técnico Informativo – Silicone para uso médico** - Dow Corning MDX4-4159 , 2000.
- FARIA, D.L.A de.; SANTOS, L.G.C.; GONÇALVES, N.S.; Uma Demonstração sobre o Espalhamento Inelástico da luz. **Quím. Nova**, v.20, n.3,1997.
- FREIRE, GABRIEL,F.O.; DINIZ, AROLD O B. **Ondas Eletromagnéticas**. Rio de Janeiro, LTC,1973.246p.
- FRIED, N.M., et al.; **Linear lesions in myocardium created by Nd:YAG laser using diffusing optical fibers: in vitro and in vivo results**. Lasers Surg. Med. v. 27,n. 4 ,2000 p. 295 – 304.
- GIOZZA, F.W.; CONFORT, E.;WALDMAN,H. ; **Fibras Ópticas**, São Paulo. Makron Books do Brasil .1991. 716p

GUIMARÃES, Anderson Eduardo. **Utilização de Espectroscopia Raman no infravermelho próximo (NIRS) para detecção e quantificação de efedrina em urina**. São José dos Campos, 2004. 1 disco laser. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica) - Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento. Universidade do Vale do Paraíba, 2004.

HALLIDAY, D.; RESNIK, R.; KRANE, K. S. **Física**, 4.ed. Rio de Janeiro. LTC, 1996. 303p. vol. 3.

HAYT JR., W.H. **Eletromagnetismo**, 3. ed. Rio de Janeiro, LTC, 1987.403p.

HEIBLAN, H.; HARRIS, J.H. Analysis of curved optical waveguides by conformed transportation. **Quantum Electronics – QE** -11. 1975. p.75-83.

HOFSTETTER, H.G. **Lasers in Urological Surgery**, Berlin: Springer. 1995. 158p.

HUANG, S. K.; LIU, J.L.; **Radiofrequency Catheter Ablation of Cardiac Arrhythmias – Basic Concepts and Clinical Applications** . 2.ed. New York: Futura Publishing Company Inc., 2000. 835p. cap.1.

JANSEN, E.D., et al. Partial Vaporization model for pulsed mid-infrared laser ablation of water. **Journal App. Phys.** v.2, n.1, p.78, jul, 1995.

KARU, T.; Primary and secondary mechanisms of action of visible to near-IR radiation on cells. **Journal of Photochemistry and Photobiology**. vol.49, 1999. p. 1-17.

LIEM, L.B , DO, FACC . Catheter Ablation Using Alternative Energy Sources, **EP Lab Digest** .v.2.;n.5, p.1-12, sept.2002.

LIEM, L.B.; DOWNER.E. , Progress in Catheter Ablation; Clinical Application of new mapping and Ablation Technology Developments .**Cardiovascular Medicine**, 2001. 608 p.

LIMA, C.J. et al. Side-Viewing Fibrotic Catheter for Bioespectroscopy Applications, **Lasers in Medical Science** , 2004 p. 15 - 20.

LIMA, Carlos Jose. **Cateteres a fibra óptica para técnicas espectroscópicas ópticas**. 1998. 69 p. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica) - Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento. Universidade do Vale do Paraíba, 1998.

MARCUSE, D. Curvature Loss Formula for Optical Fibers. **Journal of America** v.66,1996, pp. 216 - 220.

MARTINS, N. **Introdução à Teoria da Eletricidade e do Magnetismo**. São Paulo: Edgard Blucher Ltda.,1993. 468p.

MELO, W.D.S. et al; Anatomia Angiográfica do Sistema Venoso Coronário. Aplicações em Eletrofisiologia Clínica. **Arq. Brás. Cardiol.**, v.70 n.6. 1998. p. 409-413.

MENDONÇA, C.R. et al. Demonstrações de Reflexão Interna Total para alunos do segundo grau. **Rev. Brasileira de estudos de Física**, v. 20, n.3, set. 1998.

PACHECO, M.T.T. **Ótica Aplicada**. São José dos Campos: Univap. 1999. 129p.

PANESCU, D et al. Three-Dimensional Finite Element Analysis of Current Density and Temperature Distributions During Radio-Frequency Ablation, **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v.42, n.9. sept.1995.

PARRISH, J.A.; DEUTSCH,T.F.; **Laser Photomedicine**. IEEE Reprinted by permission of publisher from IEEE Journal of Quantum Electronics v. C 10 -20 (12). 1984. p. 1386 – 1396.

POLYTEC GmbH, **Manual Informativo Técnico EPO-TEK (Optically Opaque Epoxy)**, 1997.

RIBEIRO, J.A.J.; **Comunicações Ópticas**. São Paulo: Érica Ltda. 2003. 454p.

SELLE, J.G, et al. Surgical Treatment of Ventricular Tachycardia with Nd:YAG laser photocoagulation. **Pacing Clin. Electrophysiol**, v.15, 1992. p.1357 - 1361.

SNAKARD, E.P.; MILLER, M. ;BERIDGE, B.; MCNICHOLS, R.J.; GOWDA, A.; FOSSUM, T.F.;Cooled Diode Laser Catheter for Improved Catheter Ablation of Ventricular Tachycardia. **Journal of Investigative Surgery** v.14, jun, 2001. pp. 357-366.

STOLEN, R.H. Nonlinearity in Fiber Transmission. **Proc. IEEE**, v.68, n.10, 1980, p. 1232-1263.

TAKEMURA, T., et al ; Mechanism of photodynamic therapy (PDT): Investigation of Sensitizer Dose and light Dose-Rate Effects. **SPIE Proceedings**, v. 2771, 1995. p. 354.

TANAKA, K.; PACHECO, M.T.T.; BRENNAM III J. ; ITZAKAN, I.; BERGER, A. J. ; DASARI, R.R.; FIELD, M.S. Compound Parabolic Concentrator Probe for Efficient Light Collection in Spectroscopy of Biological Tissue. **Applied Optics**, v. 39 n.4 feb.1996.

TEARNEY, G.J. et al; Scanning single fiber optic catheter – endoscope for optical coherence tomography. **Optics Letters**, v.21 n.7 apr. 1996.

TIPLER, PAUL A. **Física Para Cientistas e Engenheiros**. 4.ed. v.2 Rio de Janeiro:LTC, 1999. v.2 476p.

VERDEYEN, J.T.; **Laser Electronics**. 3.ed. New Jersey: Printice Hall , 1995. 695p.

WELCH, A.J. VAN, GEMERT M.J.C.; Optical-Thermal Response of Laser Irradiated Tissue. **Laser's Photonics, and Electro-Optics**. Plenum Press,1995.

YEAH, CHAI. **Fiber Optics**. San.Diego, California: Academic Press. 1990. 382p.

YOUNG, M. **Óptica e Lasers**. São Paulo: EDUSP. 1998. 439p.

ZEUS INDUSTRIAL PRODUCTS, INC., **Manual Informativo Técnico**. Polytetrafluoretileno (PTFE), 2004.

Livros Grátis

(<http://www.livrosgratis.com.br>)

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)
[Baixar livros de Matemática](#)
[Baixar livros de Medicina](#)
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)
[Baixar livros de Meteorologia](#)
[Baixar Monografias e TCC](#)
[Baixar livros Multidisciplinar](#)
[Baixar livros de Música](#)
[Baixar livros de Psicologia](#)
[Baixar livros de Química](#)
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)
[Baixar livros de Serviço Social](#)
[Baixar livros de Sociologia](#)
[Baixar livros de Teologia](#)
[Baixar livros de Trabalho](#)
[Baixar livros de Turismo](#)