



CATÓLICA

ESCOLA SUPERIOR DE BIOTECNOLOGIA

PORTO

CONCEPTUALIZAÇÃO E FABRICAÇÃO DE SENSORES EM FIBRA ÓTICA PARA
APLICAÇÕES BIOMÉDICAS

por
Maria Silva Miguel

Julho 2019



CATÓLICA

ESCOLA SUPERIOR DE BIOTECNOLOGIA

PORTO

CONCEPTUALIZAÇÃO E FABRICAÇÃO DE SENSORES EM FIBRA ÓTICA PARA APLICAÇÕES BIOMÉDICAS

Dissertação apresentada à Escola Superior de Biotecnologia da Universidade Católica
Portuguesa para obtenção do grau de Mestre em Engenharia Biomédica

por

Maria Silva Miguel

Local: Centro de Fotónica Aplicada (CAP) do Instituto de Engenharia de Sistemas e
Computadores - Tecnologia e Ciência (INESC TEC).

Orientação: Doutora Susana Oliveira Silva, Doutor Orlando Frazão

Julho 2019

Resumo

Os sensores em fibra ótica são uma solução ótima e vantajosa quando em comparação com dispositivos sensores de detecção tradicionais, uma vez, que a fibra ótica confere maior precisão, alta flexibilidade e pequenas perdas de propagação.

O desenvolvimento dos sensores em fibra ocorreu quando o laser foi inventado e, quando se deu o aprimoramento das características das fibras óticas, em particular a diminuição de perdas por atenuação. Assim, desde o final dos anos 60, os sensores são objeto de investigação e desenvolvimento e apresentam hoje múltiplas aplicações.

Os sensores óticos baseados em estruturas interferométricas são uma solução na fabricação de sensores óticos com alta sensibilidade. O interferômetro Fabry-Pérot é um sensor que apresenta facilidade de fabricação e já apresenta alguns trabalhos descritos na área da detecção e monitorização de vários parâmetros físicos, químicos e biológicos.

Os sensores baseados em redes de Bragg apresentam, também, alta sensibilidade e são amplamente sensíveis à influência de grandezas físicas.

O trabalho descrito nesta dissertação de mestrado foca-se no desenvolvimento de novos sensores em fibra ótica para aplicações biomédicas.

Numa fase inicial é apresentada caracterização espectral de redes de Bragg uniformes, assim como a sua sensibilidade à temperatura, deformação longitudinal e carga transversal. De seguida é apresentada a fabricação e caracterização espectral de sensores de Fabry-Pérot, assim como a sua sensibilidade à temperatura, deformação longitudinal, carga transversal e curvatura. Todos os sensores desenvolvidos são facilmente reproduzíveis uma vez que o processo de fabricação é de baixo custo.

Após caracterização dos sensores de Fabry-Pérot foi desenvolvido um novo sensor de fibra ótica baseado num interferômetro de Fabry-Pérot. A estrutura sensora foi incorporada numa agulha médica e caracterizada através da curvatura, tendo-se demonstrado a potencialidade deste sensor para a monitorização da precisão da agulha.

Por fim, utilizou-se uma rede Bragg com a configuração em oito para estudar resposta do sensor à carga transversal. Para tal o sensor foi introduzido numa estrutura semelhante a vertebras humanas e caracterizou-se a sua resposta. Demonstrou-se a potencialidade deste sensor de monitorizar e determinar tensões existentes na coluna.

Palavras chave: *sensores em fibra ótica, sensores de pressão, interferômetro Fabry-Pérot, Redes de Bragg, aplicações biomédicas*

Abstract

Fiber optic sensors are an excellent and advantageous solution when compared to traditional sensing detection devices, since fiber optics provide greater precision, high flexibility and small loss of propagation.

The development of the fiber sensors occurred when the laser was invented and, when the optical fiber characteristics were improved, in particular the reduction of losses by attenuation. Thus, since the end of the 60's, sensors are the object of research and development and present multiple applications today.

The optical sensors based on interferometric structures are a solution in the manufacture of optical sensors with high sensitivity. The Fabry-Pérot interferometer is an easy-to-manufacture sensor and has already been described in the field of detection and monitoring of various physical, chemical and biological parameters.

The sensors based on Bragg networks also have high sensitivity and are highly sensitive to the influence of physical quantities.

The work described in this dissertation focuses on the development of new optical fiber sensors for biomedical applications.

In an initial phase, spectral characterization of uniform Bragg networks is presented, as well as their sensitivity to temperature, longitudinal deformation and transverse loading. Next, the fabrication and spectral characterization of Fabry-Pérot sensors, as well as their sensitivity to temperature, longitudinal deformation, transverse loading and curvature are presented. All sensors developed are easily reproducible since the manufacturing process is inexpensive.

After characterization of the Fabry-Pérot sensors, a new fiber optic sensor based on a Fabry-Pérot interferometer was developed. The sensor structure was incorporated into a medical needle and characterized by curvature, demonstrating the potential of this sensor for the monitoring of needle precision.

Finally, a Fiber Bragg Sensor with a eight configuration was used to study the response of the sensor to the transverse load. For this the sensor was introduced into a structure similar to human vertebrae and its response was characterized. The ability of this sensor to monitor and determine existing pressure in the column has been demonstrated.

Key Words: *optical fiber sensors, pressure sensors, Fabry-Pérot Interferometer, Fiber Bragg, Biomedical applications*

Agradecimentos

A realização da presente dissertação constitui um marco importante na minha vida deste modo, gostaria de expressar a minha gratidão a todas as pessoas que contribuíram quer de forma direta quer de forma indireta no processo de concretização deste projeto.

Em primeiro lugar gostaria de agradecer à minha orientadora professora doutora Susana Oliveira Silva pela dedicação na orientação deste trabalho, por todo o apoio, simpatia e paciência prestado durante a realização deste projeto.

Ao Professor Doutor Orlando Frazão, pelo apoio, tempo despendido durante a realização do presente projeto e, acima de tudo pela aprendizagem transmitida.

Ao Instituto de Engenharia de Sistemas e Computadores, Tecnologia e Ciência (INESC TEC), pela cedência do espaço, equipamentos e materiais necessários durante a execução deste projeto e, em especial à Sra. Luísa por toda a simpatia e apoio.

A todos os meus colegas, que me acompanharam durante este percurso académico e em especial à minha colega Liliana Soares, Diana Dantas e Sílvia Vasconcelos que desde o início desta jornada me acompanham, sempre com palavras de conforto e força nos momentos mais difíceis.

Às minhas amigas Gabriela Veloso e Paula Alves, por respeitarem a minha ausência e pela amizade eterna.

À minha família, em especial aos meus pais e irmãs, pelo amor, carinho, compreensão e presença em todos os momentos do meu percurso académico. Agradeço também as palavras, de apoio e força para nunca desanimar perante as dificuldades.

A ti Tó-Zé por acreditares em mim, por todo o apoio e amor incondicional.

Um agradecimento sincero a todos vós...

Índice

Resumo	iii
Abstract	v
Agradecimentos	vii
Lista de Figuras	xi
Lista de Siglas, Abreviaturas e símbolos	xiii
1. Introdução	1
1.1. Contexto e motivação	1
1.2. Principais objetivos.....	2
1.3. Organização da dissertação.....	2
2. Fundamentos teóricos	3
2.1. Fibras óticas	3
2.2. Sensor em fibra ótica	6
2.3. Propriedades dos sensores em fibra ótica.....	8
2.4. Sensores de pressão em fibra ótica.....	9
2.5. Interferómetro de Fabry-Pérot	10
2.6. Rede de Bragg em fibra ótica.....	11
2.7. Sensores de pressão em fibra ótica para aplicações biomédicas.....	12
3. Redes de Bragg em fibra ótica.....	15
3.1. Sistema de leitura para caracterização de Redes de Bragg	15
3.2. Caracterização das Redes de Bragg	16
3.2.1 Estudo da deformação longitudinal.....	17
3.2.2 Estudo da temperatura.....	19
3.2.3 Estudo da carga transversal	19
4. Interferómetro Fabry-Pérot (FP).....	23
4.1. Desenvolvimento e caracterização dos sensores FP	23
4.1.1 Estudo da deformação longitudinal.....	25
4.1.2 Estudo da temperatura.....	27
4.1.3 Estudo da carga transversal	28
4.1.4 Estudo da curvatura	29
5. Sensores em fibra ótica para aplicações biomédicas.....	33
5.1. Monitorização da curvatura de uma agulha médica.....	33
5.1.1 Estudo da curvatura	33
5.2. Monitorização da carga transversal em vértebras.....	37
5.2.1 Estudo da deformação transversal	37
6. Conclusões e trabalhos futuros	41
7. Referências Bibliográficas	43

Lista de Figuras

Figura 2.1 - Esquema representativo de uma fibra ótica	3
Figura 2.2 - Absorção, transmissão e reflexão da luz.....	4
Figura 2.3 - Reflexão da luz numa lamina de vidro.....	4
Figura 2.4 - Refração da luz.....	4
Figura 2.5 - Reflexão total da luz	5
Figura 2.6 - Ângulo crítico	5
Figura 2.7- Fenómeno de reflexão interna total numa fibra ótica. A propagação de luz (1) numa fibra ótica ocorre por reflexão total da luz em que esta é revestida por um material (3) que tem menor índice de refração do que o interior do núcleo (2).	5
Figura 2.8 - Modos de propagação da luz em fibra ótica. a) Propagação da luz em fibra ótica monomodo b) Propagação da luz em fibra ótica multimodo.....	6
Figura 2.9 – Sensor em fibra ótica em reflexão.	7
Figura 2.10 - Tipos de sensor em fibra ótica a) extrínseco b) intrínseco.	7
Figura 2.11 - classificação de um sensor quanto à a) modulação e b) medição.	8
Figura 2.12 – Esquema de um interferómetro de Fabry-Pérot	10
Figura 2.13 - Estrutura de um interferómetro baseado em diafragma.....	11
Figura 2.14 - Esquema de uma rede de Bragg.....	11
Figura 3.1 – (a) Representação esquemática da monitorização das redes de Bragg em reflexão, através da associação de uma fonte ótica de banda larga e um OSA, por meio de um circulador; (b) Montagem experimental	15
Figura 3.2 - Material e equipamento utilizado na preparação de fibras.....	16
Figura 3.3 - Espectro ótico de uma rede de Bragg em reflexão	17
Figura 3.4 - Montagem experimental para avaliação da resposta do FBG à deformação longitudinal	17
Figura 3.5 - Resposta espectral de uma rede de Bragg sujeita a deformação longitudinal.	18
Figura 3.6 - Variação do comprimento de onda de Bragg em função da deformação longitudinal	18
Figura 3.7 - Variação do comprimento de onda de Bragg em função da temperatura.....	19
Figura 3.8 – Configuração em laço para o sensor de micro-curvatura.....	20
Figura 3.9 - Variação da potência em função da carga transversal aplicada, associada à aplicação sucessiva de massas.	20
Figura 3.10 – Variação da potência ótica para dois valores consecutivos de carga aplicada ...	21
Figura 4.1 – Interferómetro Fabry-Pérot com refletividades R_1 e R_2 , separados por uma distância L	23
Figura 4.2 – Sensores desenvolvidos (a) um diagrama esquemático	24
Figura 4.3 - Esquema do sistema experimental usado para interrogação dos sensores FP.	24
Figura 4.4 - Resposta espectral dos sensores FP desenvolvidos: a) FP_1 e b) FP_2	25
Figura 4.5 - Esquema representativo da montagem experimental utilizada para avaliação da resposta à deformação longitudinal de sensores FP	25

Figura 4.6 – Resposta espectral dos sensores a) FP ₁ e b) FP ₂ quando sujeitos a valores distintos de deformação longitudinal	26
Figura 4.7 - Variação do comprimento dos sensores FP em função da deformação longitudinal	26
Figura 4.8 - Variação do comprimento de onda de interferómetros de Fabry-Pérot em função da variação de temperatura	27
Figura 4.9 - Variação da potência em função da carga transversal aplicada, associada à aplicação sucessiva de massas a) FP ₁ b) FP ₂	28
Figura 4.10 - Variação da potência ótica para dois valores consecutivos de carga aplicada para a) FP ₁ e b) FP ₂	29
Figura 4.11 - Esquema representativo da montagem experimental utilizada para avaliação da resposta à curvatura de sensores FP	30
Figura 4.12 - Variação do comprimento de onda em função da curvatura aplicada no sensor FP ₁ e FP ₂	30
Figura 4.13 - Variação da potência em função da curvatura aplicada aos sensores a) FP ₁ e b) FP ₂	31
Figura 5.1 – Imagem de microscópio de sensor produzido para deteção de curvatura em agulhas médicas	34
Figura 5.2 - Configuração experimental com localização da cavidade Fabry-Pérot	34
Figura 5.3 – Comportamento do sensor FP inserido numa agulha quando sujeito a variação de curvatura	35
Figura 5.4 - Comportamento do sensor FP inserido numa agulha em função do raio de curvatura	36
Figura 5.5 – Unidade funcional vertebral lombar usada para colocação do sensor. Poderá verificar-se que o sensor está localizado no disco intervertebral (a estrutura localizada na interface das duas vértebras)	38
Figura 5.6 – Sistema de interrogação ótico portátil (BraggMETER FS 22SI)	38
Figura 5.7 - Variação da potência em função da carga transversal aplicada associada à aplicação sucessiva de massas	39

Lista de Siglas, Abreviaturas e símbolos

AF	<i>Ânulo fibroso</i>
cm	<i>Unidade de comprimento - centímetro</i>
d	<i>Deslocamento transversal</i>
dB	<i>Unidade de potência - decibel</i>
EMI	<i>Interferência eletromagnética</i>
FBG	<i>Rede de Bragg</i>
FFR	<i>Reserva Fluxo Fracionária</i>
FO	<i>Fibra ótica</i>
FP	<i>Interferômetro de Fabry-Pérot</i>
g	<i>Unidade de medida de massa - grama</i>
Hz	<i>Unidade de medida de frequência - Hertz</i>
I_a	<i>Intensidade da radiação absorvida</i>
I_i	<i>Intensidade da radiação incidente</i>
I_r	<i>Intensidade da radiação refletida</i>
I_t	<i>Intensidade da radiação transmitida</i>
IDV	<i>Disco intervertebral</i>
kPa	<i>Unidade de medida de pressão - KiloPascal</i>
l	<i>Metade da distância entre os dois pontos fixos</i>
L	<i>Comprimento de cavidade de Fabry-Pérot</i>
m^{-1}	<i>Unidade de curvatura - Metro</i>
mm	<i>Unidade de comprimento - Milímetro</i>
n	<i>Índice de refração</i>
n_1	<i>Índice de refração no meio 1</i>
n_2	<i>Índice de refração no meio 2</i>
n_{eff}	<i>Índice de refração efetivo no núcleo da fibra ótica</i>
nm	<i>Unidade de medida de comprimento - Nanometro</i>
N/mm	<i>Unidade de carga transversal - Newton por milímetro</i>
NP	<i>Núcleo pulposo</i>
OSA	<i>Optical Spectrum Analyser</i>
PA	<i>Pressão arterial</i>
Pa	<i>Unidade de medida de pressão - Pascal</i>
pm	<i>Unidade de medida de comprimento - Picômetro</i>
R	<i>Refletividade da fibra</i>
R_1	<i>Refletividade da fibra no espelho 1</i>
R_2	<i>Refletividade da fibra no espelho 2</i>
R_c	<i>Raio de curvatura</i>
SFO	<i>Sensor fibra ótica</i>
TC	<i>Tomografia computadorizada</i>

W	<i>Unidade de Potência - Watt</i>
°C	<i>Unidade de medida de temperatura - Grau Celsius</i>
$\Delta\lambda$	<i>Varição de comprimento de onda</i>
ΔL	<i>Varição de deslocamento</i>
$\Delta\varepsilon$	<i>Deformação longitudinal</i>
ΔT	<i>Varição de temperatura</i>
ΔM	<i>Varição de carga transversal</i>
ΔP	<i>Deslocamento médio da potência normalizada</i>
$\Delta\lambda$	<i>Largura espectral</i>
λ_1	<i>Comprimento de onda de franja adjacente 1</i>
λ_2	<i>Comprimento de onda de franja adjacente 2</i>
Λ	<i>Período da rede de Bragg</i>
μm	<i>Unidade de comprimento - Micrometro</i>
μW	<i>Unidade de potência - MicroWatt</i>
$\mu\varepsilon$	<i>Microstrain</i>
θ	<i>Ângulo de incidência</i>
θ_1	<i>Ângulo de incidência da radiação da luz no meio 1</i>
θ_2	<i>Ângulo de incidência da radiação da luz no meio 2</i>
θ_c	<i>Ângulo crítico</i>
δ_M	<i>Mínimo valor mensurável de carga transversal</i>
σ_P	<i>Desvio padrão máximo da potência normalizada</i>

1. Introdução

1.1. Contexto e motivação

Até ao início do século XVII, todos os conhecimentos adquiridos sobre a luz tanto ao nível da sua natureza como ao nível da explicação de fenómenos óticos evoluiu muito lentamente. No entanto, foi a partir do século XVII que houve uma revolução no entendimento humano sobre a luz, fenómenos óticos e fibras óticas (Gholamzadeh & Nabovati, 2008).

Em meados do ano 1854, o físico John Tyndall deu os primeiros passos na descoberta do princípio fundamental da reflexão interna total. Este através dos seus estudos descobriu que um feixe de luz podia ser transmitido internamente ao longo de um material. Em 1952 Narinder Singh Kapany, tendo por base os estudos realizados pelo físico inglês John Tyndall, concluiu as suas experiências que permitiram a invenção da fibra ótica (Castanheira, 2009). Contudo, o interesse nas fibras óticas como sistema de transmissão de dados só surgiu quando o laser foi inventado. Desde aí as fibras tornaram-se o principal meio de transmissão tendo revolucionado o sistema de comunicações e a ciência ótica. A capacidade dos sistemas laser de enviar uma grande quantidade de dados quando comparado com os outros sistemas foi o mote para a investigação das fibras óticas no campo das comunicações, sensorização entre outras (Grattan & Sun, 2000).

Nas últimas décadas, a principal motivação para o desenvolvimento e investigação dos sensores em fibra ótica tem sido a procura por medições precisas e não invasivas. Os sensores óticos apresentam uma ótica solução em detrimento dos sensores mais tradicionais uma vez que, a fibra ótica confere maior precisão, alta flexibilidade e pequenas perdas de propagação. As suas dimensões reduzidas permitem a sua inclusão no próprio material a ser analisado sem comprometer o funcionamento dos sensores de fibra ótica e proporciona informações imediatas do seu estado (Castanheira, 2009). Os sensores óticos apresentam características mais específicas que permitem a sua utilização na área biomédica dado que a fibra ótica é biocompatível, inerte, possui baixa condutividade térmica e apresenta boa adesão aos tecidos biológicos. Um dos principais parâmetros para a deteção em sensores óticos é a pressão. A utilização de sensores de pressão em fibra ótica não é um tópico recente uma vez que já são alvo de pesquisas desde meados dos anos 70 (Hocker, 1979).

Com a descoberta da fotossensibilidade da fibra ótica surgiram novos sensores designados por Redes de Bragg. Estes sensores realizam filtragem ótica com elevada eficiência e baixas perdas, e uma vez que são à base de fibra ótica mantêm as propriedades desta tornando-se bastante versáteis em várias áreas, podendo ser utilizados como sensor de intensidade e/ou comprimento de onda, dependendo da aplicação a que se destina.

O interferómetro de Fabry-Pérot é uma das principais configurações de interferometria aplicadas na sensorização ótica. Apesar de já serem amplamente utilizados ainda existem muitos estudos e pesquisas a ser realizadas no âmbito deste tipo de sensor na área da deteção de pressão. Sensores baseados na interferometria de Fabry-Pérot podem ser facilmente

desenvolvidos e implementados com uma boa relação de custo/benefício. Para além disso possuem uma elevada capacidade de integração em dispositivos biomédicos.

Nos últimos anos o número de estudos de sensores óticos na área de aplicação biomédica não tem sido significativo, apesar destes possuírem potencialidades únicas capazes de substituírem sensores convencionais. Deste modo, torna-se imperativo a demonstração das suas capacidades como sensores para a área de aplicação biomédica.

1.2. Principais objetivos

Esta dissertação tem como objetivo principal a conceptualização e fabricação de sensores em fibra ótica de baixo custo para aplicações biomédicas. Para tal, pretende-se estudar e desenvolver diferentes configurações de sensores óticos de pressão para caracterização em função da sua sensibilidade a diferentes parâmetros (deformação, temperatura, curvatura e carga mecânica). Para além do estudo da sensibilidade a diferentes parâmetros, pretende-se ainda realizar um estudo do encapsulamento de um sensor dentro de um equipamento médico (agulha) de modo a estudar o seu comportamento em função da curvatura. Por fim, pretende-se caracterizar e monitorizar um sensor acoplado num modelo demonstrativo de vertebrae lombares em função da sua resposta à adição de carga.

1.3. Organização da dissertação

A presente dissertação de mestrado encontra-se organizada em seis capítulos, dos quais três são referentes ao trabalho experimental efetuado nesta dissertação.

No capítulo 1 é apresentado o contexto e motivação, seguido dos objetivos e estrutura do projeto de acordo com o programa de mestrado.

O capítulo 2 apresenta uma análise da literatura com foco na descrição dos termos envolvidos na sensorização ótica. É feita uma breve descrição do conceito de fibra ótica e sensores de fibra ótica seguida de explicação dos sensores em Rede de Bragg e interferómetro de Fabry-Pérot. Por fim é efetuada uma revisão de aplicações biomédicas de sensores em fibra ótica.

No capítulo 3 é descrito o trabalho experimental sustentado pela caracterização de redes de Bragg, em função da sua sensibilidade a diferentes parâmetros físicos.

O capítulo 4 apresenta o desenvolvimento e caracterização de sensores baseados em interferómetros de Fabry-Pérot.

O capítulo 5 dá início ao estudo do desempenho de sensores óticos em aplicações biomédicas. Nomeadamente, com o desenvolvimento de um sensor baseado na interferometria de Fabry-Pérot e um sensor em Rede de Bragg. O sensor FP foi incorporado numa agulha médica e o seu comportamento foi caracterizado através de estudos de curvatura. O sensor em Rede de Bragg foi colocado num protótipo de vertebrae lombares com uma configuração em oito e, efetuou-se a caracterização do comportamento em função da adição de carga.

Por fim, o capítulo 6 apresenta as considerações finais do trabalho, resumindo os principais resultados. Neste âmbito são também abordadas diretrizes para trabalhos futuros.

2. Fundamentos teóricos

2.1. Fibras óticas

Uma fibra ótica (FO) é um elemento dielétrico (isolante), geralmente à base de sílica, e possui uma estrutura cilíndrica, transparente e flexível com dimensões reduzidas (Correia, James, Lee, Morgan, & Korposh, 2018). É composta por três componentes: núcleo, bainha e revestimento, conforme o esquema apresentado na **Figura 2.1**. (Hisham, 2018).

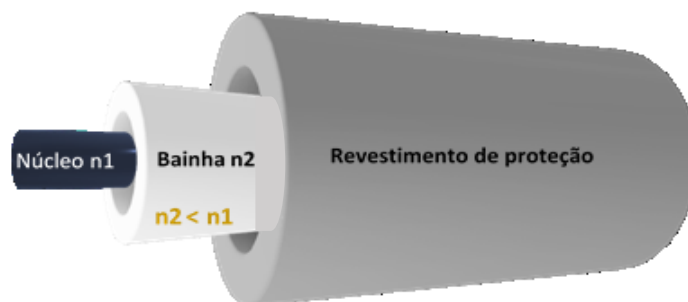


Figura 2.1 - Esquema representativo de uma fibra ótica

Fonte: (Correia, James, Lee, Morgan, & Korposh, 2018) Adaptado

A região central, denominada de núcleo, possui um diâmetro na ordem dos 2-10 μm , para fibras monomodo, e 50 μm ou mais, para fibras multimodo, considerando o comprimento de onda a 1550 nm. Este é constituído por sílica dopada com germânio que lhe confere o aumento do seu índice de refração. É no núcleo da fibra ótica que ocorre a propagação da luz. A bainha é a camada que reveste o núcleo, é constituída por sílica pura (SiO_2) e possui um índice de refração inferior ao do núcleo, normalmente possui um diâmetro de 125 μm . A sua principal função é minimizar as perdas de luz que se propaga no núcleo para o espaço circundante, proteger a fibra de contaminantes e fornecer resistência mecânica. Por fim, o revestimento envolve o núcleo e a bainha protegendo-os de danos físicos, apresentando um diâmetro de 250 μm (Correia, James, Lee, Morgan, & Korposh, 2018). As fibras óticas têm a capacidade de transmitir luz através dos materiais que a compõem. Quando o feixe de luz (I) incide num dado material, apenas uma pequena fração da energia da luz é transmitida (T), uma vez que toda a restante é perdida através de reflexão (R) ou absorção (A) (Castanheira, 2009)– ver **Figura 2.2**.

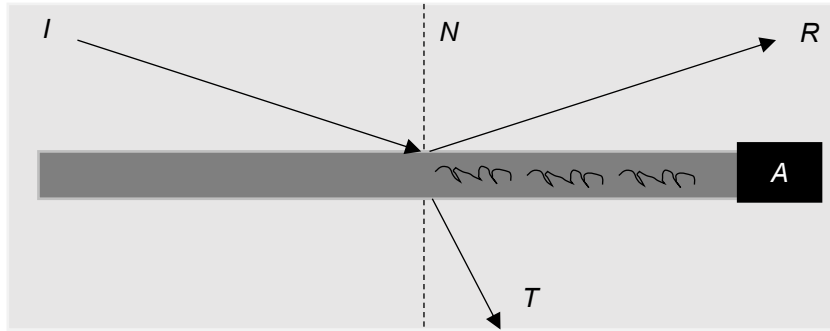


Figura 2.2 - Absorção, transmissão e reflexão da luz

O fenómeno de reflexão ocorre quando o feixe de luz incidente (I) numa dada superfície, é reenviado para trás numa única direção. Este fenómeno segue duas leis principais: o raio incidente (I), a normal (N) e o raio refletido (R) são coplanares, e o ângulo de reflexão (θ_r) é igual ao ângulo de incidência (θ_i) – ver **Figura 2.3**.

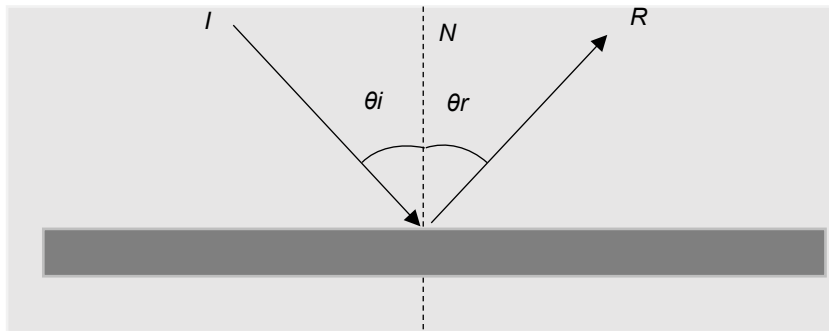


Figura 2.3 - Reflexão da luz numa lamina de vidro.

O fenómeno de refração ocorre quando o feixe de luz incidente atravessa a fronteira que separa dois meios óticos com propriedades diferentes. O feixe de luz incidente, que se propaga num meio com índice de refração n_1 , irá atingir a fronteira com um ângulo θ_1 em relação à normal. Se $n_1 > n_2$, então o raio refratado irá propagar-se no meio óticamente menos denso n_2 , com um ângulo de propagação θ_2 . Este fenómeno segue duas leis principais: o raio incidente (I), a normal (N) e o raio refratado (R) são coplanares, e $\frac{\text{sen}\theta_1}{\text{sen}\theta_2} = \frac{v_1}{v_2}$, onde v_1 e v_2 correspondem à velocidade da luz nos meios incidente e refratado, respetivamente – ver **Figura 2.4**.

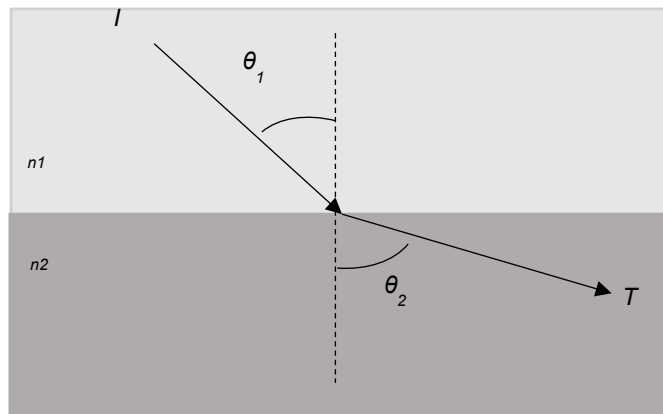


Figura 2.4 - Refração da luz

Tendo por base a equação do índice de refração $n = \frac{c}{v}$, que define a razão entre a velocidade da luz no vácuo c e a velocidade da luz num meio material v , é possível obter a lei de Snell, tal que:

$$n_1 \text{sen} \theta_1 = n_2 \text{sen} \theta_2. \quad (2.1.)$$

No entanto, quando o feixe de luz se propaga de um meio ótico mais denso para um meio ótico menos denso ($n_1 > n_2$), pode ocorrer outro tipo de fenómeno denominado de reflexão total da luz (**Figura 2.6**). Pela lei de Snell verifica-se que, aumentando o ângulo de incidência, o ângulo do feixe de luz refratado aumenta até um determinado limite, onde este faz um ângulo de 90° com a normal. Este limite denomina-se de ângulo crítico θ_c , e é dado pela seguinte equação:

$$\text{sen} \theta_c = \frac{n_2}{n_1}. \quad (2.2.)$$

Assim, para ângulos superiores a θ_c , o raio incidente será totalmente refletido na fronteira entre os dois meios óticos (**Figura 2.5**).

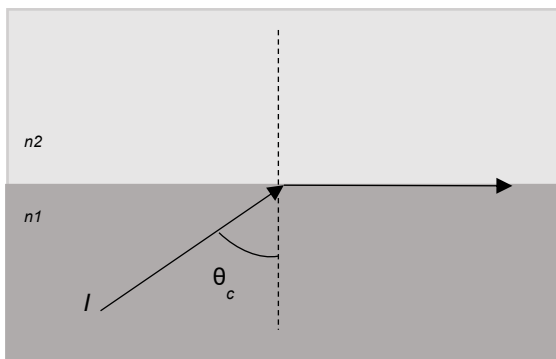


Figura 2.6 - Ângulo crítico

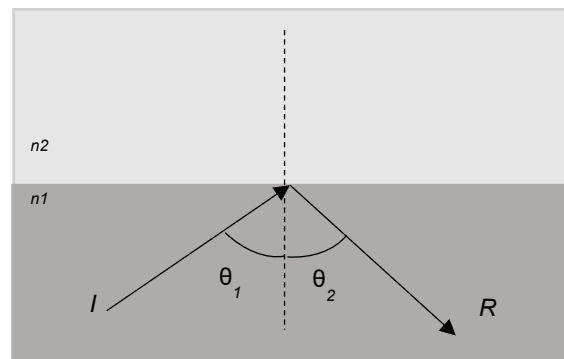


Figura 2.5 - Reflexão total da luz

A propagação da luz na fibra baseia-se no mesmo princípio, ou seja, um feixe de luz incidente na extremidade de uma fibra ótica propaga-se no seu interior por intermédio de consecutivas reflexões internas (Correia, James, Lee, Morgan, & Korposh, 2018)

No entanto, esta propagação só é possível quando existe uma diferença de índices de refração entre o núcleo e a bainha. Deste modo, diz-se que a propagação da luz só ocorre quando o feixe de luz emerge de um meio mais denso (núcleo) para um meio menos denso (bainha) propiciando o fenómeno de reflexão total interna (**Figura 2.7**) (Shah & Agrawal, 2011).

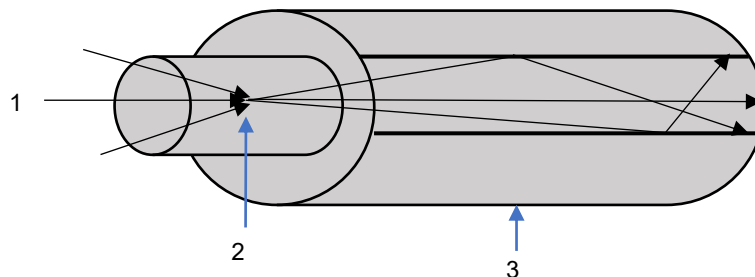


Figura 2.7- Fenómeno de reflexão interna total numa fibra ótica. A propagação de luz (1) numa fibra ótica ocorre por reflexão total da luz em que esta é revestida por um material (3) que tem menor índice de refração do que o interior do núcleo (2).

A guiagem da luz na fibra ótica ocorre para certos modos de propagação, que dependem do diâmetro da fibra e do comprimento de onda de operação (Grattan & Sun, 2000).

Deste modo, e considerando o comprimento de onda a 1550 nm, definem-se duas categorias de fibras óticas:

- **Monomodo:** As fibras monomodo possuem um núcleo de pequenas dimensões, tipicamente na ordem de 9 μm de diâmetro (ou inferior, até cerca de 2 μm), permitindo apenas um modo de propagação – ou, em termos de ótica geométrica, transmitem apenas o raio axial, como esquematizado na **Figura 2.8a**) (Grattan & Sun, 2000).

- **Multimodo:** As fibras multimodo possuem um diâmetro do núcleo maior que as fibras monomodo, cujo diâmetro varia tipicamente acima de 50 μm , o que permite vários modos de propagação, ou seja, a luz percorre o interior da fibra ótica por vários caminhos óticos, conforme o esquema da **Figura 2.8b**) (Grattan & Sun, 2000).

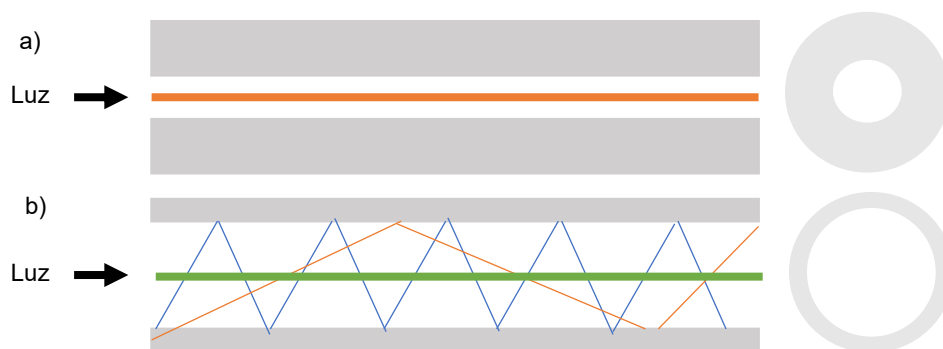


Figura 2.8 - Modos de propagação da luz em fibra ótica. a) Propagação da luz em fibra ótica monomodo
b) Propagação da luz em fibra ótica multimodo.

2.2. Sensor em fibra ótica

Um sensor pode ser caracterizado como qualquer dispositivo que possui a capacidade de responder a estímulos físicos/químicos, de forma específica, indicando variações das condições iniciais (Roriz, Frazão, Lobo-Ribeiro, Santos, & Simões, 2013)

Deste modo, um sensor em fibra ótica (SFO) é responsável por detetar alterações nos parâmetros óticos dependendo dos parâmetros físico/químicos do meio circundante a estudar (Poeggel, Tosi, Duraibabu, Leen, & McGrath, 2015). De uma forma geral, os sensores de fibra ótica mensuram as alterações sofridas na propagação da luz causadas por estímulos externos que vão desde alteração de parâmetros físicos (tensão, pressão, temperatura) a alteração de parâmetros bioquímicos (concentrações, composições químicas) (Roriz, Frazão, Lobo-Ribeiro, Santos, & Simões, 2013). Um sistema de sensorização em fibra ótica é constituído por 4 componentes principais (**Figura 2.9**): fonte de luz, fibra ótica, o elemento sensor e o detetor de luz (Roriz, Frazão, Lobo-Ribeiro, Santos, & Simões, 2013). A fonte de luz é responsável pela transmissão de radiação eletromagnética cuja energia é transmitida através da fibra ótica para o elemento sensor, respeitando o princípio da reflexão total (Grattan & Sun, 2000). O elemento sensor ou transdutor é responsável pela alteração das propriedades da luz. O fotodetetor permite

a leitura e análise da perturbação da luz quando sujeita a variações do meio externo (Poeggel, Tosi, Duraibabu, Leen, & McGrath, 2015).

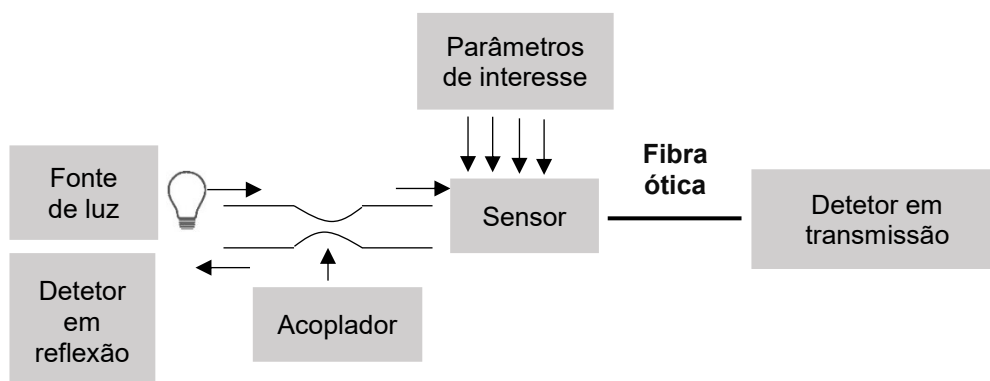


Figura 2.9 – Sensor em fibra ótica em reflexão.

Os sensores em fibra ótica podem ser classificados quanto à estrutura, modulação e medição. Relativamente à estrutura os sensores podem subdividir-se em dois tipos: extrínsecos ou intrínsecos (Poeggel, Tosi, Duraibabu, Leen, & McGrath, 2015).

Nos sensores extrínsecos, a fibra ótica funciona apenas como meio transmissor do sinal luminoso até à zona sensora, sendo esta realizada mediante componentes óticos e/ou eletrónicos, externos à fibra ótica (Poeggel, Tosi, Duraibabu, Leen, & McGrath, 2015). A informação que advém do sensor é sempre enviada de novo para a fibra ótica de saída – ver **Figura 2.10a**).

Nos sensores intrínsecos, o elemento sensor está dentro da fibra, funcionando esta como sensor (Poeggel, Tosi, Duraibabu, Leen, & McGrath, 2015). Desta forma, o parâmetro a monitorizar atua diretamente na fibra que transporta o sinal luminoso, conforme esquematizado na **Figura 2.10b**).

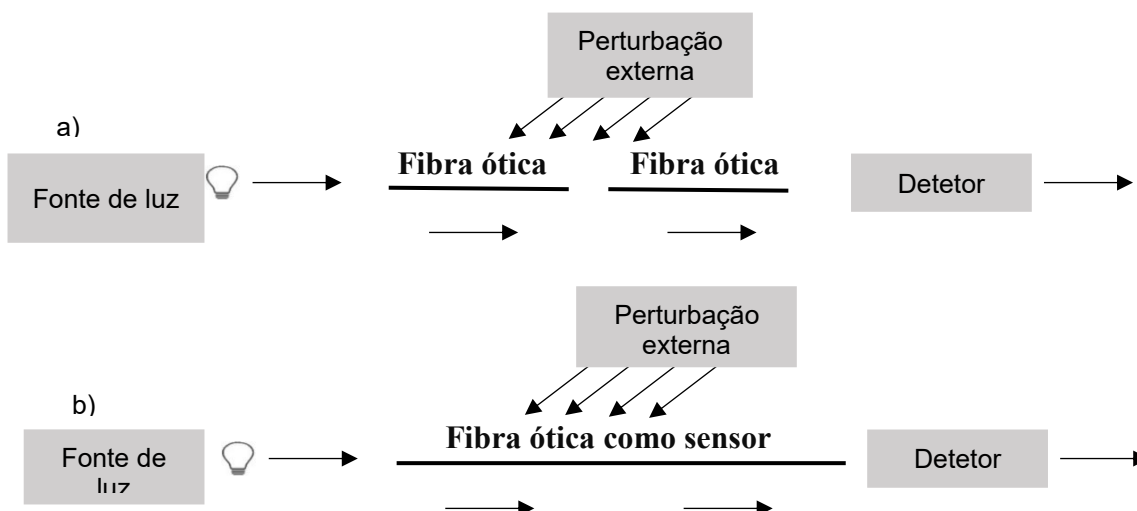


Figura 2.10 - Tipos de sensor em fibra ótica a) extrínseco b) intrínseco.

A **Figura 2.11** apresenta os diferentes tipos de resposta que podem ser observados à saída do SFO, quando este é sujeito a uma perturbação do meio externo. Nomeadamente, a variação de intensidade, através da perda de luz quando a superfície refletora é deslocada ou por curvatura da fibra causando atenuação; variação em frequência ou comprimento de onda, através da alteração do período do sensor; e a modulação de fase ao utilizar a propriedade da fase (Poeggel, Tosi, Duraibabu, Leen, & McGrath, 2015).

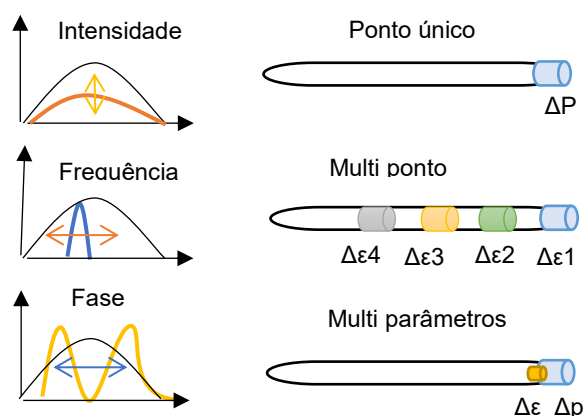


Figura 2.11 - classificação de um sensor quanto à a) modulação e b) medição.

Fonte: (Poeggel, Tosi, Duraibabu, Leen, & McGrath, 2015). Adaptado

O processo de medição de um sensor de fibra ótica (**Figura 11b**) depende:

- do ponto de interesse, ou seja ponto único, multiponto ou sensor distribuído);
- do mensurando (por exemplo pressão, temperatura ou ambos). No entanto, é possível um SFO medir outro tipo de variáveis por exemplo: deformações (Poeggel, Tosi, Duraibabu, Leen, & McGrath, 2015).

2.3. Propriedades dos sensores em fibra ótica

Os sensores em fibra ótica apresentam inúmeras vantagens em comparação com os sensores elétricos convencionais, começando pela diferença de base no processo de transmissão de informação: as fibras óticas guiam luz ao invés da maioria dos sensores convencionais que transportam eletricidade. Este facto associado às propriedades intrínsecas das fibras óticas, tornam os sensores em fibra ótica fortemente atrativos para diversas áreas de atuação, desde as engenharias até à biomedicina (Roriz, Frazão, Lobo-Ribeiro, Santos, & Simões, 2013).

As suas principais características são:

- **Biocompatibilidade e inerte:** Tipicamente uma fibra ótica e por consequência um sensor de fibra ótica, tem na sua constituição sílica na forma amorfa ou dióxido de silício (SiO_2), sílica fundida ou quartzo fundido (Correia *et al.*, 2018). Estes materiais são praticamente inertes quimicamente, e bastante biocompatíveis existindo poucos materiais capazes de atacar

quimicamente estes compostos. Deste modo, qualquer SFO não é afetado pelo ambiente fisiológico onde é inserido, nem tem potencial para o afetar. Em ambientes esterilizados, este tipo de sensor irá minimizar potenciais contaminações assim como o risco de infecção associado a procedimentos invasivos (Roriz, Frazão, Lobo-Ribeiro, Santos, & Simões, 2013).

- **Baixo coeficiente de expansão térmica e condutividade térmica:** Normalmente quando se altera a temperatura de um determinado corpo as suas dimensões também se alteram, por consequência deste efeito. Contudo, o coeficiente de expansão térmica de uma fibra ótica é reduzido, assim sempre que um sensor experimentar um aumento de temperatura a sua dimensão não será afetada e, por conseguinte, a sua medição. Para além disto, uma fibra ótica com base em compostos de sílica pode estar sujeita a temperaturas elevadas (+/- 900°C) sem que o núcleo e o material de revestimento entre em deterioração. Deste modo, um SFO não irá perder a sua integridade quando for sujeito a monitorização de temperaturas quer em hipertermia quer em crioterapia (Roriz, Frazão, Lobo-Ribeiro, Santos, & Simões, 2013).

- **Condutividade elétrica nula:** Sensores em fibra ótica são bons isoladores (propriedade intrínseca da fibra ótica), podendo ser utilizados intrinsecamente sem haver o risco de exposição a choques elétricos (Roriz, Frazão, Lobo-Ribeiro, Santos, & Simões, 2013).

- **Imune a interferências eletromagnéticas:** Como já foi referido, a fibra ótica pode ser fabricada em sílica. Este composto é conhecido pelas propriedades dielétricas, e deste modo é imune a interferências eletromagnéticas (EMI) (Correia, James, Lee, Morgan, & Korposh, 2018). Assim, os sensores em fibra ótica tornam-se compatíveis com ambientes médicos onde as ondas eletromagnéticas são largamente usadas (ressonância magnética, tomografia computadorizada (TC) (Roriz, Frazão, Lobo-Ribeiro, Santos, & Simões, 2013).

- **Reduzida dimensão e peso:** A fibra ótica é extremamente fina, com um diâmetro externo de ~125 µm. Para além da reduzida dimensão possuem também um peso reduzido o que propicia a sua miniaturização, conferindo aos sensores em fibra ótica elevado potencial em aplicações que exigem estas características (Roriz, Frazão, Lobo-Ribeiro, Santos, & Simões, 2013).

- **Sensibilidade e operação remota:** Uma fibra ótica é capaz de transmitir quantidades elevadas de dados mesmo a longas distâncias sem haver perdas de informação. Os sensores em fibra ótica permitem deteção remota e multiplexagem (Roriz, Frazão, Lobo-Ribeiro, Santos, & Simões, 2013).

2.4. Sensores de pressão em fibra ótica

Desde os anos 60, os sensores de pressão em fibra ótica eram baseados em processos de variação de intensidade tendo por base uma arquitetura simples e de baixo custo (Roriz, Ramos, Santos, & Simões, 2012). Nos primeiros trabalhos, este tipo de sensor era implementado em *bundle* de fibras usando uma fibra emissora orientada para um espelho refletor, ou usando uma fibra com uma cavidade interna modulada pela pressão (Poeggel, Tosi, Duraibabu, Leen, & McGrath, 2015).

Desde meados dos anos 90, muitas foram as patentes registradas usando sensores de pressão baseadas em variação de intensidade. Este tipo de sensores apresenta configurações simples, custo reduzido, no entanto sofrem de instabilidade a longo prazo (Poeggel, Tosi, Duraibabu, Leen, & McGrath, 2015). Neste período, surgiram os sensores de pressão baseados em interferometria (efetuam medidas de distâncias tendo por base interferências de ondas eletromagnéticas resultantes da sua interação), nomeadamente, Fabry-Pérot, Mach-Zehnder e Michelson (Gholamzadeh & Nabovatti, 2008). Os interferômetros de Mach-Zehnder e Michelson apresentam a limitação ao nível da quantidade de fibra usada como elemento sensor (alguns metros). Em comparação com os interferômetros de Mach-Zehnder e Michelson, o interferômetro de Fabry-Pérot permite a observação do sinal de interferência com elevado finesse e, exibe uma construção fácil e de baixo custo com reduzida dimensão de alguns micrómetros (Chen, Shen, Wang, Huang, & Wang, 2006). Com o desenvolvimento da tecnologia e da descoberta da fotossensibilidade surgiram as redes de Bragg que devido às suas propriedades de multiplexagem, elevada sensibilidade e versatilidade começaram a ser introduzidas na construção dos interferômetros de Fabry-Pérot como elementos refletoras (Castanheira, 2009).

2.5. Interferómetro de Fabry-Pérot

Os sensores interferométricos em fibra ótica baseiam-se no princípio da interferência ótica para a medição de propriedades físicas ou químicas. Este tipo de sensores exibe grande sensibilidade, ampla baixa dinâmica, capacidade de multiplexação e baixas perdas, o que os torna uma solução ótima para processos de deteção. Numa configuração interferométrica, a luz incidente é dividida em múltiplos feixes (Gangopadhyay, 2004).

De uma forma geral, um interferómetro de Fabry-Pérot (FP) é constituído por dois espelhos paralelos, de refletividade R_1 e R_2 , separados por uma distância L . Esta distância denomina o tamanho da cavidade do interferómetro. Nesta cavidade, a luz incidente sofre várias reflexões por consequência das diferenças de índice de refração entre meios (Islam, Ali, Lai, Lim, & Ahmad, 2014).

O primeiro interferómetro de Fabry-Pérot surgiu em 1991 por Kent A. Murphy (**Figura 2.12**). Este despertou o interesse no campo dos sensores de pressão em fibra ótica pela possibilidade de monitorização, imunidade à polarização e elevada sensibilidade dependendo da configuração do interferómetro. Inicialmente este tipo de interferómetro era constituído por duas fibras inseridas num tubo capilar cuja quantidade de luz transmitida na cavidade depende da distância entre duas superfícies refletoras (Yu & Xinlei, 2011).

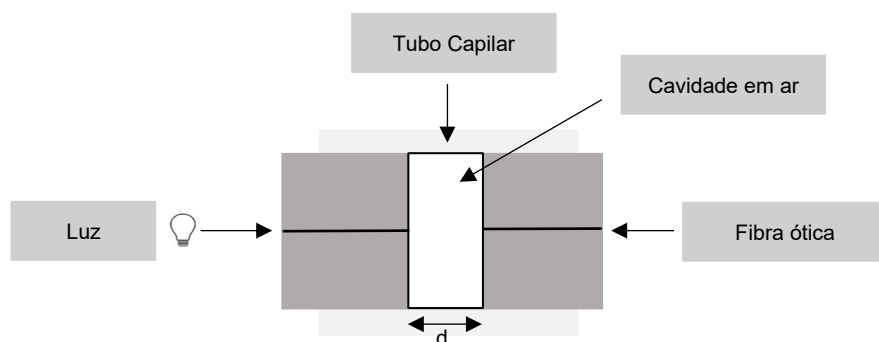


Figura 2.12 – Esquema de um interferómetro de Fabry-Pérot

Nas últimas décadas, devido principalmente a melhorias no processo de microfabricação para fibras óticas, foi proposto um novo modelo de interferômetro de Fabry-Pérot, interferômetro de Fabry-Pérot baseado em diafragma (**Figura 2.13**). Neste contexto, o interferômetro extrínseco Fabry-Pérot baseado em diafragma representa um avanço tecnológico significativo e baseia-se, como princípio de funcionamento, na variação de intensidade dependente do comprimento de onda, que resulta numa mudança espectral fornecendo uma detecção independente da intensidade, e os parâmetros como a sensibilidade e a precisão são de maior magnitude e mais eficazes (Yu & Xinlei, 2011).

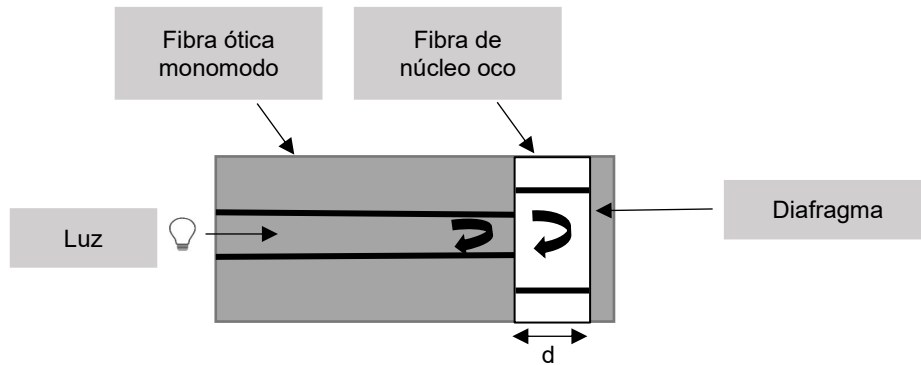


Figura 2.13 - Estrutura de um interferômetro baseado em diafragma

Fonte: (Yu & Xinlei, 2011). Adaptado

2.6. Rede de Bragg em fibra ótica

Quando uma fibra ótica é exposta a um padrão periódico de radiação ultravioleta produz variações no índice de refração do núcleo da fibra, originando um processo de modulação permanente de acordo com o padrão de exposição. Esta região da fibra que contém a modulação permanente do índice de refração é chamada de rede de Bragg (FBG) (**Figura 2.14**) (Urban, Kadlec, Vlach, & Kuchta, 2010).

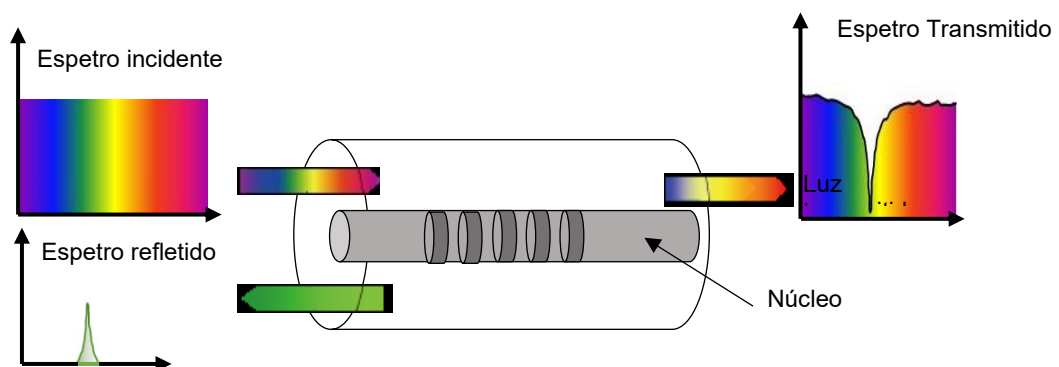


Figura 2.14 - Esquema de uma rede de Bragg

Fonte: (Poeggel, Tosi, Duraibabu, Leen, & McGrath, 2015). Adaptado

A luz é parcialmente refletida em cada seção do período da rede de Bragg. Deste modo, ocorre uma reflexão de banda estreita no comprimento de onda de Bragg (λ_B) dada pela condição de Bragg, $\lambda_B = 2n_{eff}\Lambda$ como mostrado na **Figura 2.14**, onde n_{eff} é o índice de refração efetivo no núcleo da fibra ótica e Λ o período da rede de Bragg. Medição indireta da pressão (Poeggel, Tosi, Duraibabu, Leen, & McGrath, 2015).

As redes de Bragg, como parte integrante da fibra ótica, são sensíveis à influência de grandezas físicas tais como a temperatura, pressão, tensão e campos magnéticos (Yun, 1997). A influência de qualquer grandeza que provoque uma alteração do índice efetivo ou do período da rede de Bragg, induz um desvio no respetivo comprimento de onda.

2.7. Sensores de pressão em fibra ótica para aplicações biomédicas

A utilização dos sensores em fibra ótica para aplicações biomédicas (*in vivo*, *ex vivo* ou *in vitro*) foi proposta há algumas décadas, tendo sido efetuadas muitas investigações de modo a rever e avaliar as suas vantagens no campo da medicina (Roriz, Frazão, Lobo-Ribeiro, Santos, & Simões, 2013).

Foi em 1970 que o primeiro sensor de pressão em fibra ótica foi proposto, por Lindstrom (Poeggel, Tosi, Duraibabu, Leen, & McGrath, 2015). Em 1984, Peterson e Vurek avaliaram a eficácia da utilização das fibras óticas para construção de sensores (Peterson & Vurek, 1984). Em 1986 Hench e Wilson comprovaram a biocompatibilidade dos compostos feitos com base em sílica (Hench & Wilson, 1986).

Atualmente, as fibras óticas são fabricadas em diversos tipos de materiais (plástico, vidro) e a sua biocompatibilidade e usabilidade para aplicações humanas *in vivo* foi comprovada (Poeggel, Tosi, Duraibabu, Leen, & McGrath, 2015).

Com já foi referido, a tecnologia de sensores em fibra ótica oferece vantagens em relação aos sensores convencionais uma vez que a sua possibilidade de miniaturização os torna ideais em funções que requerem volumes ou áreas com restrições e por vezes inalcançáveis. Para além disso são imunes a interferências logo compatíveis com ressonâncias magnéticas e, podem ser esterilizados sem perderem as suas funções (Poeggel, Tosi, Duraibabu, Leen, & McGrath, 2015).

Relativamente a sensores de pressão para medição de pressões *ex vivo* já existem alguns estudos descritos em literatura. Medição de pressão *ex vivo*, denomina a medição de pressões efetuadas fora do corpo. Este tipo de medição não requer ambientes controlados e autorizados pelas entidades competentes como as medições *in vivo* (Poeggel, Tosi, Duraibabu, Leen, & McGrath, 2015).

Os sensores em fibra ótica apresentam propriedades propícias para a utilização em aplicações médicas *in vivo* e, deste modo, já existem alguns estudos descritos em literatura (Poeggel, Tosi, Duraibabu, Leen, & McGrath, 2015). No entanto requerem autorização pelas autoridades competentes e execução de acordo com os protocolos descritos.

- **Cardiologia** – Lindstrom *et al.*, em 1970 apresentou o primeiro SFO para medição de pressões intra-vasculares. Este sensor foi desenvolvido e testado clinicamente, e devido à sua

eficácia comprovada tornou-se um sucesso na medicina (Lindstrom, 1970). Em 2002, Reesink *et al.* realizou um estudo com o objetivo principal de avaliar a viabilidade da utilização de um SFO em medições de pressão arterial de forma invasiva. Em comparação com os dispositivos *standard* Millar, Sentrom e Baxter, o SFO demonstrou grandes similaridades com os anteriores tendo sido provado a sua alta fidelidade e eficácia em testes com ambientes clínicos exigentes (Reesink, *et al.*, 2002). Em 2013, Wu *et al.* utilizou um sensor de pressão em fibra ótica miniaturizado para medir a pressão arterial de suínos. A reserva de fluxo fracionada (FFR) é uma técnica promissora no diagnóstico da estenose da artéria coronária. A técnica é aplicada no cateterismo coronário para medir a diferença da pressão arterial (PA) através de uma estenose da artéria coronária no fluxo sanguíneo. *In vivo* a medição da PA é o elemento chave no diagnóstico do FFR., o estudo comprovou a eficácia do sensor e a sua empregabilidade na técnica de FFR (Wu, *et al.*, 2013).

- **Gastroenterologia** –Em 2007, Takeuchi *et al.* desenvolveram um sensor baseado no interferômetro de Fabry-Pérot para analisar o processo de deglutição. Este sensor demonstrou grande concordância com o sensor de referência. A sua estrutura apresentava um diâmetro de 2.008mm com pressões até 30kPa e frequência de amostragem de 250 Hz. Posteriormente, este mesmo tipo de sensor foi utilizado para avaliar pressões de varizes esofágicas em três pacientes diferentes (Takeuchi, *et al.*, 2007). Arkwright *et al.* apresentou em 2009 uma cateter de manometria baseado em redes de Bragg que foi testado *in vivo* num cólon humano ao longo de 14 horas (Arkwright, *et al.*, 2009). Através deste estudo foi revelado o quão complexo é a natureza do cólon em termos de pressão, posteriormente o estudo foi alargado a mais pacientes tendo contribuído para a existência de um melhor entendimento do padrão motor do cólon humano (Dinning, *et al.*, 2014).

- **Hepatologia** – Tosi *et al.*, em 2014 apresentou o primeiro sensor de pressão *ex vivo* num fígado animal, tendo por base um sensor de pressão e temperatura baseado em interferômetro de Fabry-Pérot integrado em Rede de Bragg. O sensor testado apresentava um diâmetro de 0.2 nm, comprimento de 4 mm, precisão nominal de 40 Pa e 0.2 °C. O sistema de deteção permitia monitorizar a ablação térmica de tumores de fígado por radiofrequência, os resultados permitiram avaliar todo o processo de ablação local com sucesso (Tosi, *et al.*, 2014).

- **Biomecânica** - Em 2008, C.R *et al.* aplicaram um sensor em Rede de Bragg para o processo de medição da pressão em discos intervertebrais *ex vivo*, e os resultados foram de encontro ao esperado por comparação com sensores *standard* (Dennison, *et al.*, 2008). No ano de 2011, Roriz *et al.* desenvolveu um sensor em rede de Bragg para medição de tensões causadas pelos discos intervertebrais sobre compressão axial. A degeneração do disco intervertebral pode significar perda estrutural irreversível, e deste modo a medição da degeneração (parâmetro biomecânico) permite entender o que está na base deste problema e o comportamento perante forças externas (Roriz, Abe, Schiller, Gabriel, & Simões, 2011). Em 2014, Roriz *et al.* elaboraram um SFO ultraminiaturizado para medição de pressões e implantaram-no na quinta intervertebral lombar de uma ovelha anestesiada com respiração espontânea. Os resultados permitiram visualizar a periodicidade do sinal de pressão intradiscal

semelhante à taxa respiratória do animal. A estrutura do sensor apresentava um cabeça sensora com 360µm inserida numa fibra ótica multimodo com ~400 µm (Roriz, *et al.*, 2014).

- **Urologia** – Para a medição das pressões urodinâmicas é necessário medir as pressões presentes na uretra, bexiga e abdómem. No processo de diagnóstico de condições associadas à bexiga estas medições são fundamentais (Nitti, 2005). Poeggel *et al.* utilizou um sensor baseado no interferómetro de Fabry Pérot integrado em rede de Bragg para medição de dados urodinâmicos, com 0.2 mm de espessura e sensibilidade à pressão de 1.0-1.6 nm/kPa. Este sensor permitia a medição de pressão e temperatura simultaneamente e no mesmo sensor, possibilitando a medição de pressão diferencial de forma mais simplificada (Poeggel, *et al.*, 2014). Em 2006, Ferreira *et al.* desenvolveu um sensor baseado em redes de Bragg, para medir pressões na cavidade pélvica das mulheres. Este novo sistema de deteção é constituído por uma sonda intravaginal, e permite uma avaliação dinâmica, fácil, confortável e quantitativa da força muscular da cavidade pélvica. O sensoriamento é baseado num cilindro de silicone com 100 mm e 25 mm de diâmetro, que traduz a pressão do músculo radial em carga axial aplicada à rede de Bragg (Ferreira, Araujo, Mascarenhas, Natal Jorge, & Fernandes, 2006).

3. Redes de Bragg em fibra ótica

Neste capítulo são apresentados os aspetos técnicos que permitiram a caracterização das redes de Bragg em fibras óticas. Aqui, será feita uma descrição genérica dos equipamentos, procedimentos e montagens, e serão apresentados os principais resultados obtidos da caracterização das redes de Bragg.

3.1. Sistema de leitura para caracterização de Redes de Bragg

No processo de caracterização das Redes de Bragg em fibra ótica (FBG – *Fiber Bragg Grating*), foi monitorizado o seu comportamento em reflexão, recorrendo à montagem esquematizada na **Figura 3.1a**).

Uma fonte ótica de banda larga (Photonetics), com 80nm de largura e centrada em 1550 nm é conetorizada ao analisador de espectros óticos (Yokogawa AQ6370C) por meio de um circulador ótico, um dispositivo passivo que é tipicamente utilizado em sistemas de interrogação. Este direciona a propagação da luz no sentido horário e é constituído por três portas: o sinal emitido pela fonte ótica entra na porta 1, sendo direcionado até à fibra sensora (sinal sai pela porta 2). O sinal refletido entra novamente na porta 2, sendo enviado para o analisador de espectros óticos (OSA – *Optical Spectrum Analyser*), através da porta 3 (**Figura 3.1b**)).

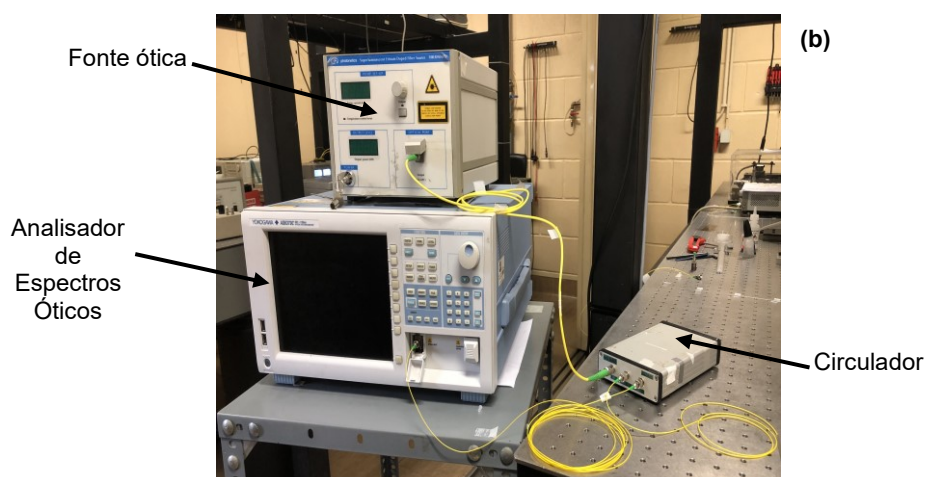
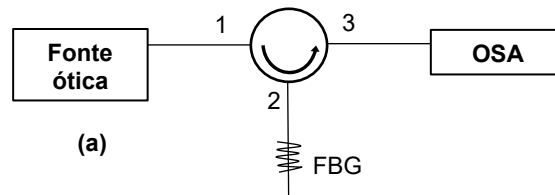


Figura 3.1 – (a) Representação esquemática da monitorização das redes de Bragg em reflexão, através da associação de uma fonte ótica de banda larga e um OSA, por meio de um circulador; (b) Montagem experimental

A conetorização da fibra sensora (neste caso, a Rede de Bragg) ao circulador é realizada através da junção das fibras pelo processo de fusão com o auxílio de uma máquina de fusão (Sumitomo Electric Type 72C). Para tal, é necessário remover o revestimento na extremidade das fibras com recurso a um alicate de corte específico para este efeito, seguindo-se a sua limpeza com álcool etílico. A extremidade da fibra (desprovida de revestimento e limpa) é clivada com uma máquina de corte (Sumitomo Electric FC - 6RS), de forma a assegurar um corte perfeito, garantindo assim, um bom acoplamento da luz na fibra. O processo de preparação e limpeza da fibra é obrigatório sempre que for necessário realizar a junção de fibras por fusão. O material utilizado neste processo encontra-se ilustrado na **Figura 3.2**.

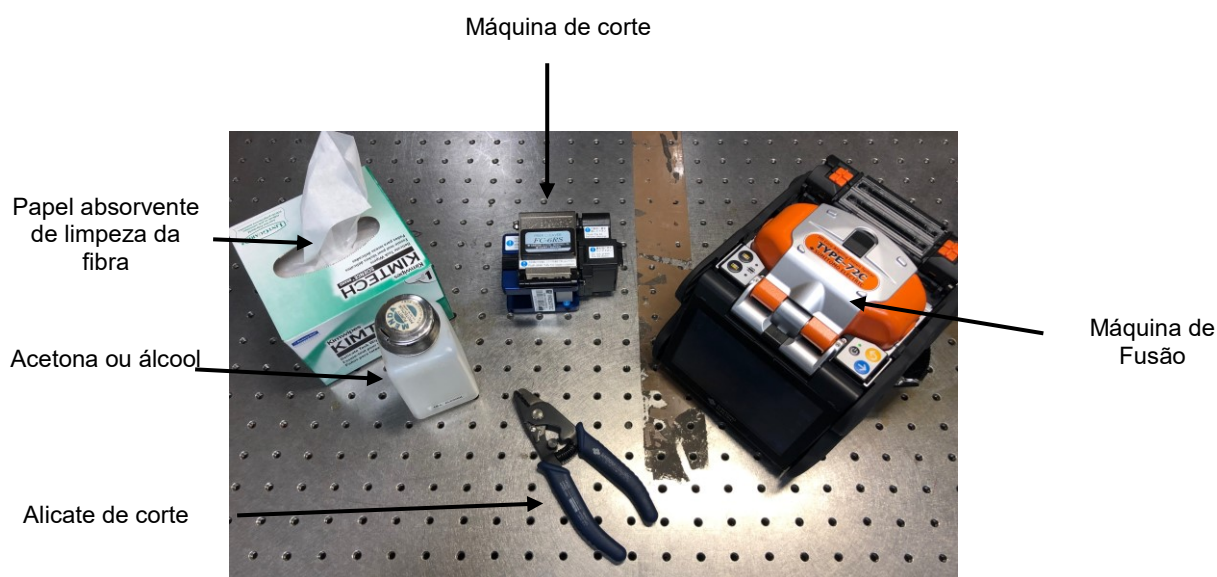


Figura 3.2 - Material e equipamento utilizado na preparação de fibras

A montagem experimental apresentada na **Figura 3.1** é o esquema básico a partir do qual é feita a caracterização espectral dos sensores em fibra ótica, permitindo o estudo da resposta a diferentes parâmetros, tais como, temperatura, tensões mecânicas, deformação, entre outros.

3.2. Caracterização das Redes de Bragg

A caracterização espectral de redes de Bragg foi efetuada através do estudo do seu comportamento à aplicação de deformação longitudinal, temperatura e carga transversal.

As redes de Bragg utilizadas neste trabalho experimental foram inscritas no núcleo de uma fibra monomodo (SMF 28e), como já foi referido na **secção 2.6**. A sua resposta espectral foi inicialmente monitorizada em reflexão, em função do comprimento de onda. O respetivo gráfico está ilustrado na **Figura 3.3**.

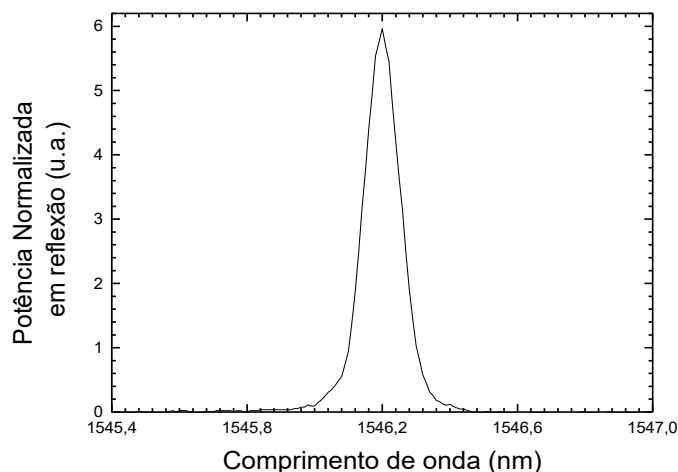


Figura 3.3 - Espectro óptico de uma rede de Bragg em reflexão

A rede de Bragg tem 10 mm de comprimento, largura a meia altura na ordem de 0.2 nm e um período $\Lambda = 534$ nm. O pico central observado corresponde à ressonância de Bragg e tem o valor $\lambda_B = 1546.2$ nm. Assim, pela condição de Bragg ($\lambda_B = 2n_{eff}\Lambda$), o índice efetivo é $n_{eff} = 1.4478$.

3.2.1 Estudo da deformação longitudinal

O estudo da dependência da ressonância de Bragg em função da deformação longitudinal foi efetuado através da aplicação de uma tensão mecânica a uma rede de Bragg ($\lambda_B = 1550.32$ nm), recorrendo ao esquema apresentado na **Figura 3.4**. Para tal, ambas as extremidades da fibra sensora foram colocadas sobre duas plataformas, distanciadas por um comprimento L , sendo que uma estava fixa e a outra podia ser movida com recurso a uma carruagem. Esta tem um parafuso micrométrico que permite deslocamentos mínimos de 10 μm . Para um comprimento $L = 327$ mm, foram aplicados sucessivos deslocamentos (ΔL) espaçados de 30 μm , até ao valor máximo de 390 μm .

A variação do comprimento de onda de Bragg por aplicação de uma tensão mecânica resulta na deformação longitudinal $\Delta\varepsilon = \frac{\Delta L}{L}$ da rede de Bragg.

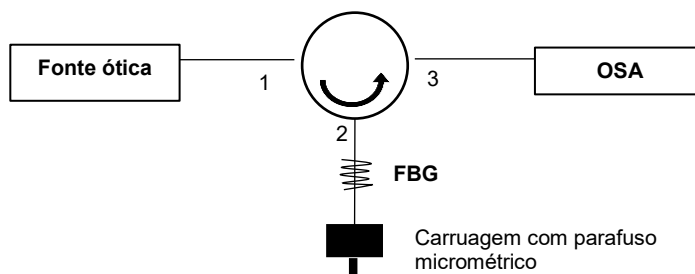


Figura 3.4 - Montagem experimental para avaliação da resposta do FBG à deformação longitudinal

As **Figuras 3.5** e **3.6** representam a resposta espectral da rede de Bragg em função da deformação longitudinal e a dependência linear da ressonância de Bragg em função do parâmetro medido, respetivamente. Esta deformação tem origem na extensão da fibra provocada pelo deslocamento do parafuso micrométrico.

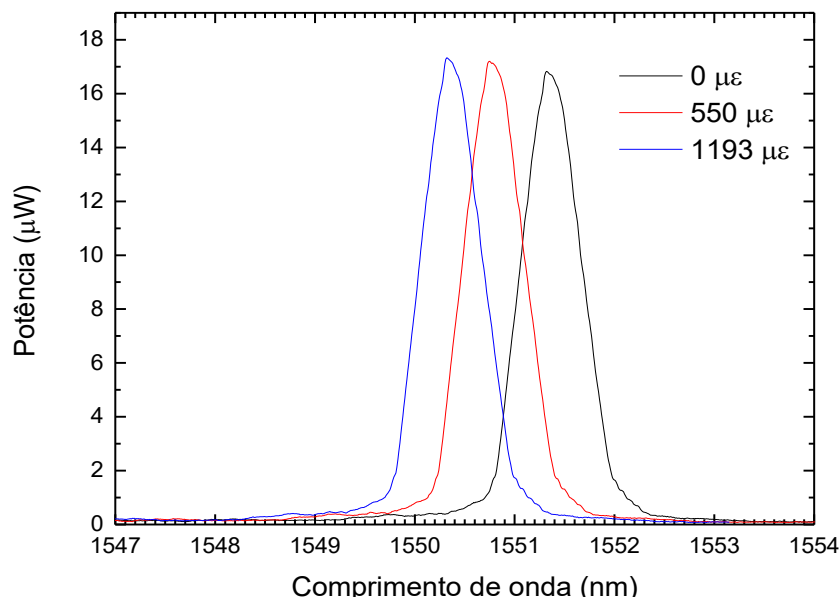


Figura 3.5 - Resposta espectral de uma rede de Bragg sujeita a deformação longitudinal.

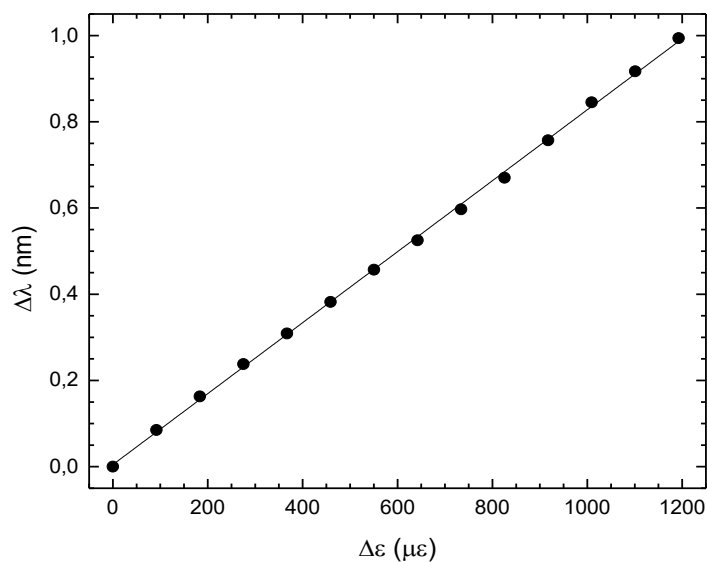


Figura 3.6 - Variação do comprimento de onda de Bragg em função da deformação longitudinal

Verifica-se que o comprimento de onda de Bragg varia linearmente com a tensão mecânica aplicada. Através do declive de ajuste linear é possível obter a sensibilidade do sensor, cujo valor é $(0,8 \pm 0,06)$ pm/με. A sensibilidade das redes de Bragg à deformação longitudinal tem origem na variação do índice de refração efetivo induzida pelo efeito elasto-ótico.

3.2.2 Estudo da temperatura

A resposta espectral de uma rede de Bragg ($\lambda_B = 1550.32$ nm) foi estudada em função da variação da temperatura. Para tal, o sensor foi colocado num forno tubular, e submetido a um aumento controlado de temperatura até ~ 100 °C, com um passo de 5 °C. A interrogação do sensor foi efetuada segundo o esquema representado na **Figura 3.1**. A variação do comprimento de onda de Bragg em função da variação da temperatura é apresentada na **Figura 3.7**.

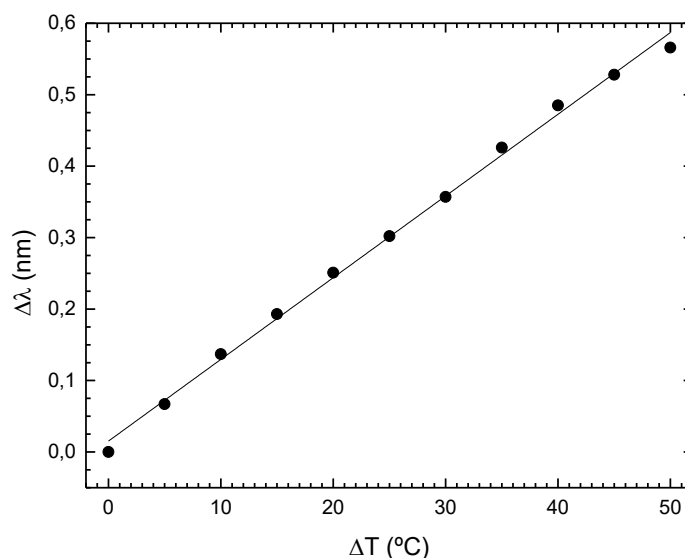


Figura 3.7 - Variação do comprimento de onda de Bragg em função da temperatura

Quando submetida a um aumento da temperatura, a rede de Bragg apresenta um desvio no respetivo comprimento de onda devido principalmente, à alteração do índice de refração efetivo do material através do efeito termo-ótico. A sensibilidade obtida pelo ajuste linear é (11.4 ± 0.2) pm/°C.

3.2.3 Estudo da carga transversal

Neste trabalho experimental, foi desenvolvido um sensor de micro-curvatura lido por uma rede de Bragg ($\lambda_B = 1550.32$ nm) com o objetivo de estudar o seu comportamento espectral à carga transversal aplicada. Para tal, foi utilizada uma configuração em laço (**Figura 3.8**) sobre a qual se colocaram massas sucessivas até perfazer 600 g. A resposta espectral da rede de Bragg foi monitorizada segundo o esquema representado na **Figura 3.1**. A unidade da carga transversal é o *Newton por milímetro* (N/mm), e é definida por *força aplicada*/ Λ , onde a força exercida sobre o sistema corresponde às massas colocadas sobre a cabeça sensora e Λ é a extensão total de fibra sensora sujeita à carga.

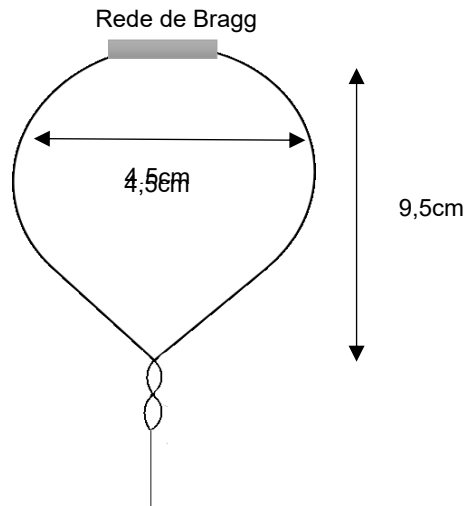


Figura 3.8 – Configuração em laço para o sensor de micro-curvatura

Quando se aplica uma micro-curvatura ao laço em fibra ótica, a propagação da luz sofre perdas. Este fenómeno não interfere com o comprimento de onda de Bragg que se mantém inalterado. No entanto, ao reduzir a quantidade de luz que é propagada ao longo da fibra ótica, ocorre uma diminuição em potência da ressonância de Bragg. Neste caso, o objetivo é utilizar esta estrutura como sensor de intensidade. A **Figura 3.9** mostra a variação da potência em função da carga transversal aplicada, associada à aplicação sucessiva de massas.

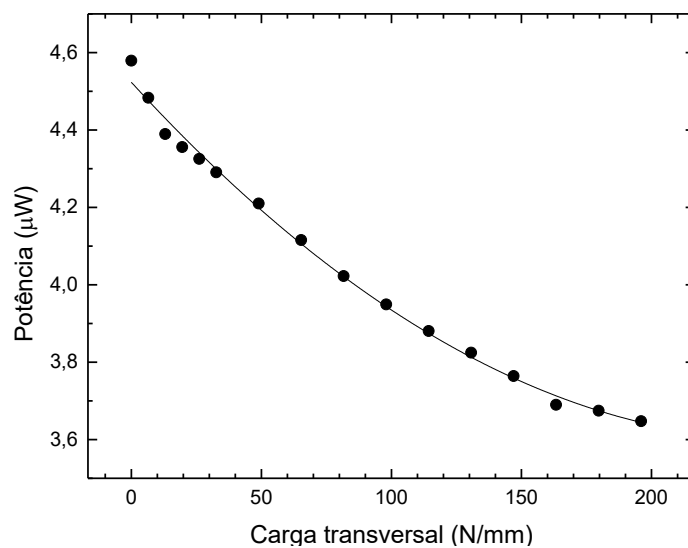


Figura 3.9 - Variação da potência em função da carga transversal aplicada, associada à aplicação sucessiva de massas.

Através da análise da **Figura 3.9**, é possível referir que a rede de Bragg é sensível à aplicação de carga transversal embora apresente um comportamento não linear em relação a esta grandeza, uma vez que a aplicação de carga transversal no laço em fibra ótica induz uma distribuição de carga não-uniforme no plano da secção transversal. O aumento de carga induz

perdas, originando a diminuição da potência ótica. A sensibilidade do sensor foi estimada para valores de carga transversal inferiores a 50 N/mm, cujo valor obtido foi $(-7.1 \times 10^{-6}) \mu\text{W}/(\text{N}/\text{mm})$.

A resolução deste sistema à variação da carga transversal foi determinada através da técnica de duas medições consecutivas. Os resultados obtidos são apresentados na **Figura 3.10**.

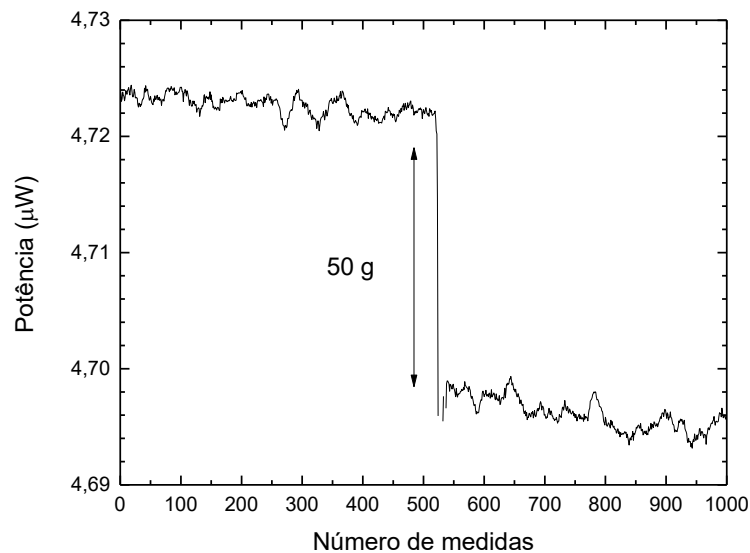


Figura 3.10 – Variação da potência ótica para dois valores consecutivos de carga aplicada

O mínimo valor mensurável de carga transversal que o sensor é capaz de discriminar, δ_M , é dado por: $\delta_M = 2 \frac{\sigma_P \Delta M}{\Delta P}$, onde σ_P é o desvio padrão máximo da potência normalizada para os dois valores de carga transversal (32.7 e 49 N/mm); ΔM e ΔP correspondem à variação de carga transversal (16.3 N/mm) e o deslocamento médio da potência normalizada entre os dois patamares ($2.6 \times 10^{-5} \mu\text{W}$), respectivamente.

Aplicando a equação anterior, obteve-se uma resolução de ~ 7 N/mm. É importante referir que este valor é influenciado pela resolução espectral do equipamento utilizado para a aquisição de dados.

Resumindo, a rede de Bragg é uma tecnologia de sensorização ótica bastante versátil na medição de parâmetros físicos, podendo ser utilizada como sensor de intensidade e/ou comprimento de onda, dependendo da aplicação a que se destina. No capítulo 5 será demonstrado o uso deste tipo de sensores para monitorização de carga transversal no disco intervertebral de um modelo demonstrativo de vértebras lombares.

4. Interferómetro Fabry-Pérot (FP)

Os sensores interferométricos em fibra ótica são baseados no princípio de interferência ótica para medição de parâmetros físicos ou químicos. Estes sensores podem ser uma ótima solução de detecção, pois exibem altas sensibilidade, uma ampla faixa dinâmica, perdas reduzidas e capacidade de se multiplexarem. Os interferómetros Fabry-Perót (FP) em fibra ótica são normalmente compostos por duas superfícies refletoras, com refletividade R_1 e R_2 paralelas e separadas por uma distância L_{FP} , ou seja, a largura de cavidade, tal como representada na **Figura 4.1**.

Neste caso, o fenómeno de interferência deve-se à múltipla sobreposição dos raios refletidos e transmitidos nas superfícies que formam a cavidade (Islam, Ali, Lai, Lim, & Ahmad, 2014).

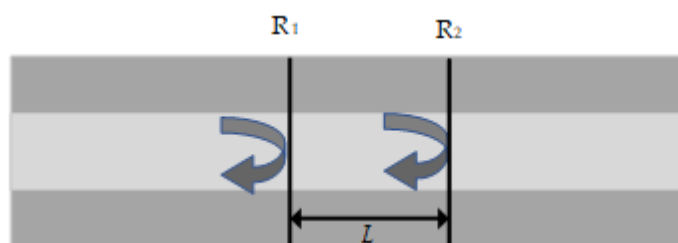


Figura 4.1 – Interferómetro Fabry-Pérot com refletividades R_1 e R_2 , separados por uma distância L .

Nas próximas secções deste capítulo será apresentado o trabalho experimental desenvolvido na fabricação e caracterização ótica de sensores baseados em interferómetros FP. Deste modo, será apresentada uma descrição do procedimento utilizado para a fabricação dos sensores e, serão apresentados os detalhes experimentais da caracterização ótica, nomeadamente, a sua aplicação na monitorização de deformação longitudinal, temperatura, carga transversal e curvatura, e respetivos resultados.

4.1. Desenvolvimento e caracterização dos sensores FP

Ao longo deste trabalho foram desenvolvidos sensores distintos baseados em interferometria de FP, com diferentes comprimentos de cavidade. Todos os sensores foram desenvolvidos de forma controlada, com o auxílio de uma máquina de fusão (Sumitomo Elettric FC - 6RS). Para a fabricação dos sensores, foi necessária a utilização de um tubo de sílica com um diâmetro interno de $\sim 57 \mu\text{m}$ e um diâmetro externo $\sim 125 \mu\text{m}$ (fibra *hollow core*) e fibra monomodo (SMF 28e). As cavidades FP, mostradas na **Figura 4.2** foram obtidas através da fusão de uma pequena secção de um tubo de sílica entre duas secções de fibra monomodo. A descarga do arco elétrico na máquina de fusão foi efetuada em modo de operação manual, de modo a garantir que a descarga elétrica era diretamente aplicada na fibra monomodo, evitando o colapso do tubo de sílica.

Na **Figura 4.2** é apresentado (a) um diagrama esquemático do tipo de sensores desenvolvidos bem como (b) as respectivas imagens microscópicas.

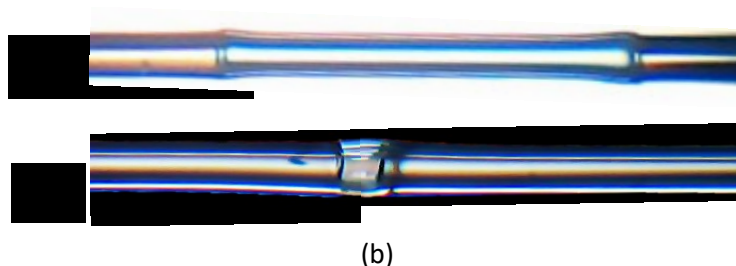
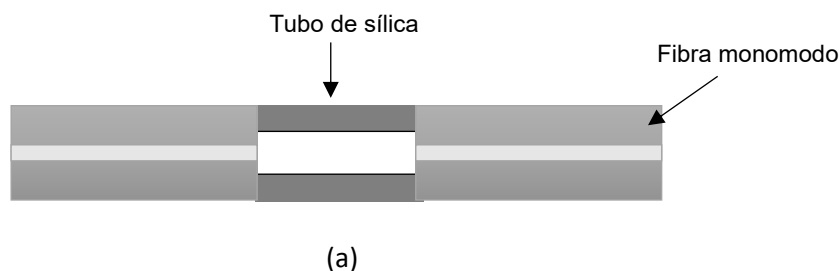


Figura 4.2 – Sensores desenvolvidos (a) um diagrama esquemático (b) imagens microscópicas do sensor FP com diferentes comprimentos de cavidade L_{FP}

Através da análise das imagens microscópicas, foi possível estimar o comprimento das cavidades L_{FP} relativas aos sensores desenvolvidos e apresentados neste trabalho, e cujos valores são ~ 1.39 mm e ~ 0.075 mm, para FP_1 e FP_2 , respetivamente.

A interrogação dos sensores FP, foi efetuada num esquema típico de reflexão, tal como apresentado na **Figura 4.3**.

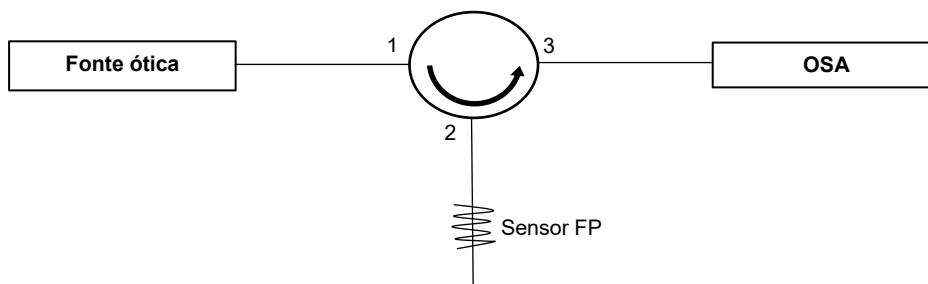


Figura 4.3 - Esquema do sistema experimental usado para interrogação dos sensores FP.

As repostas espectrais destes sensores em reflexão foram observadas (**Figura 4.4**), apresentando ambas o comportamento de um interferómetro de duas ondas. A largura espectral $\Delta\lambda = \lambda_2 - \lambda_1$, está relacionada com o tamanho da cavidade, L_{FP} , através da equação $\Delta\lambda = \frac{\lambda_1 \cdot \lambda_2}{2n_{eff}L_{FP}}$, onde λ_1 e λ_2 são os comprimentos de onda de duas franjas adjacentes, e n_{eff} é o índice de refração efetivo (considera-se $n_{eff} \sim 1$). A partir desta relação, foi possível determinar o comprimento das cavidades L_{FP} , cujos valores são ~ 1.26 mm e 0.078 mm, para FP_1 e FP_2 ,

respetivamente. Estes valores estão em concordância com os valores estimados através das imagens microscópicas.

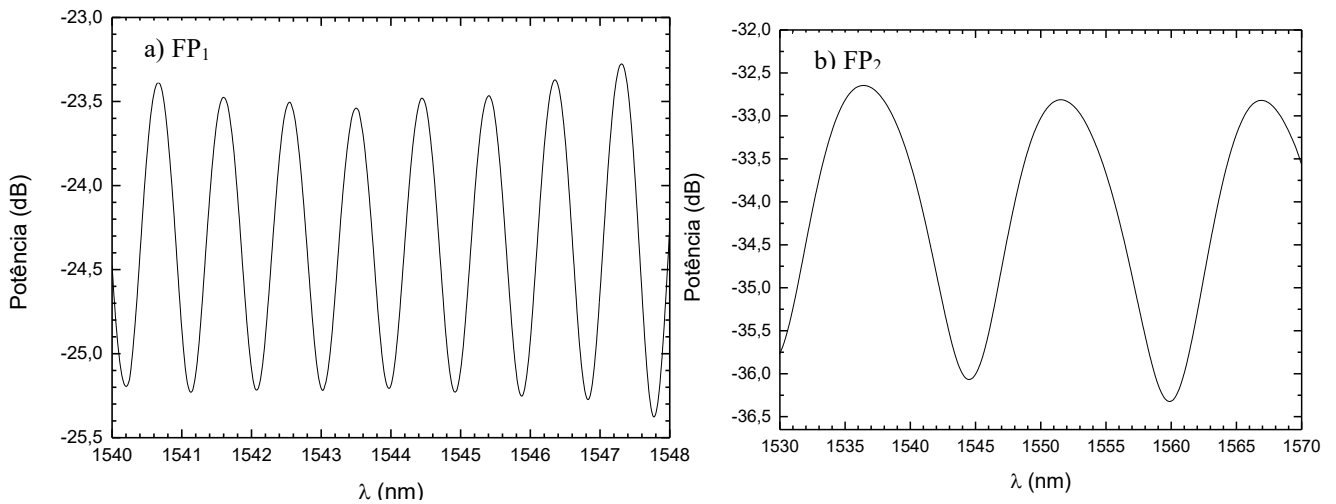


Figura 4.4 - Resposta espectral dos sensores FP desenvolvidos: a) FP₁ e b) FP₂.

4.1.1 Estudo da deformação longitudinal

O espectro em reflexão das cavidades interferométricas desenvolvidas foi caracterizado em função da deformação longitudinal, recorrendo ao esquema apresentado na **Figura 4.5**. Para tal, ambas as extremidades de cada um dos sensores foram colocadas sobre duas plataformas, distanciadas por um comprimento L , sendo que uma estava fixa e a outra podia ser movida com recurso a uma carruagem. Esta tem um parafuso micrométrico que permite deslocamentos mínimos de $10\ \mu\text{m}$. Para um comprimento $L = 350\ \text{mm}$, foram aplicados sucessivos deslocamentos (ΔL) espaçados de $10\ \mu\text{m}$, até ao valor máximo de $150\ \mu\text{m}$. As franjas de cada sensor FP (**Figura 4.4**) variam por aplicação de uma tensão mecânica, resultando na deformação longitudinal $\Delta\varepsilon = \frac{\Delta L}{L}$ da cavidade interferométrica.

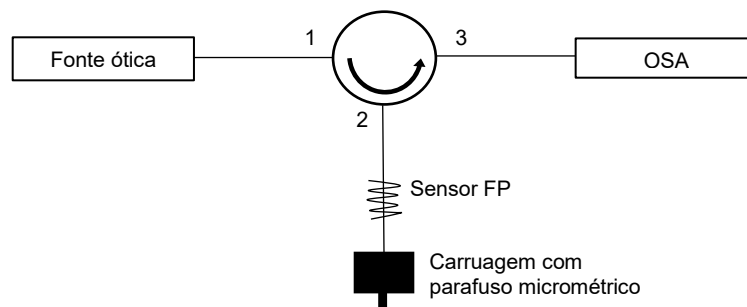


Figura 4.5 - Esquema representativo da montagem experimental utilizada para avaliação da resposta à deformação longitudinal de sensores FP

A **Figura 4.6** mostra a resposta espectral dos sensores desenvolvidos por aplicação de uma tensão mecânica (originando uma deformação longitudinal). Tendo em consideração o

deslocamento das respostas espectrais das cavidades FP face ao parâmetro de deformação, foi analisada a variação espectral na região dos 1540.66 nm e 1536.39 nm para FP₁ e FP₂, respetivamente.

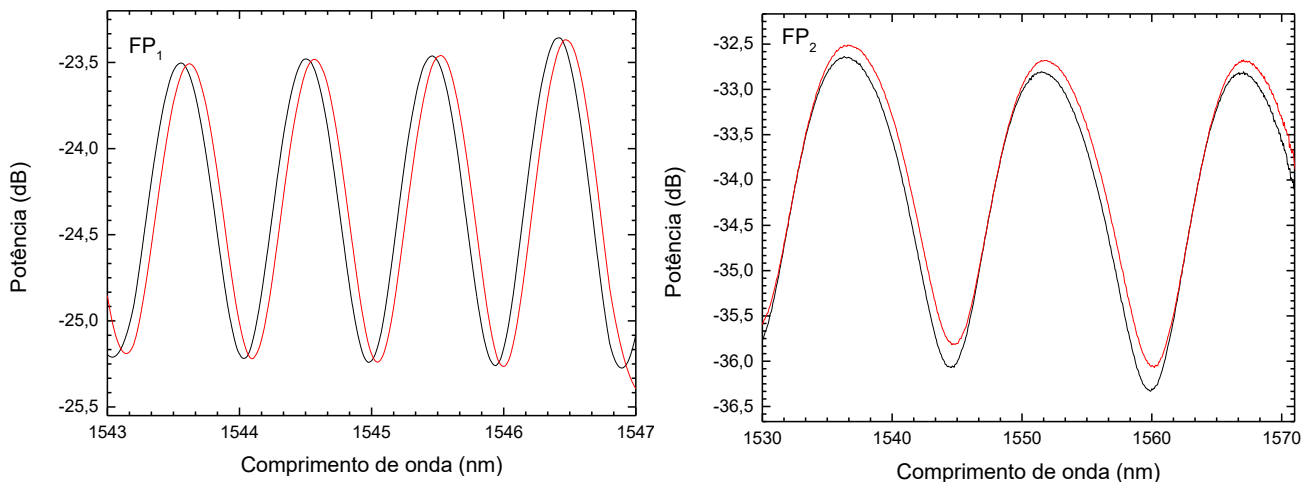


Figura 4.6 – Resposta espectral dos sensores a) FP₁ e b) FP₂ quando sujeitos a valores distintos de deformação longitudinal

A variação de comprimento de onda em função da deformação longitudinal, para os sensores FP desenvolvidos, está apresentada na **Figura 4.7**. Pelo resultado exposto, observa-se um deslocamento para valores positivos de deformação longitudinal, para ambos os sensores, como resultado do efeito elasto-ótico.

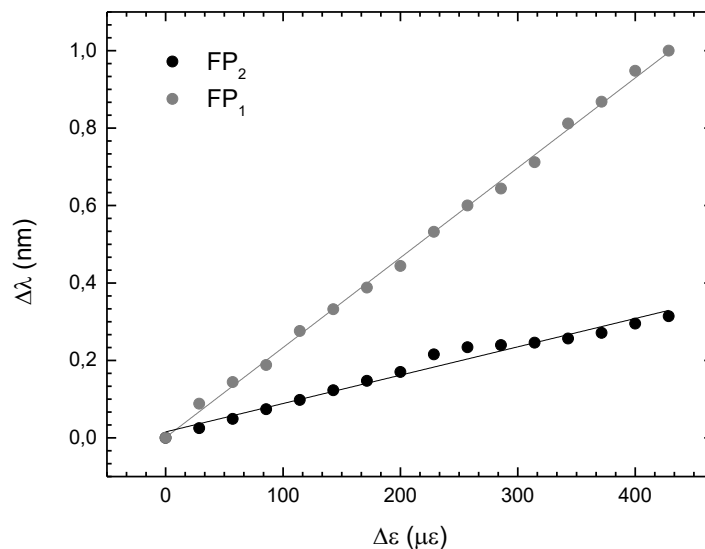


Figura 4.7 - Variação do comprimento dos sensores FP em função da deformação longitudinal

Assumindo o comportamento linear destes sensores, é possível através do declive de ajuste linear, estimar a sensibilidade dos sensores ao parâmetro da deformação longitudinal. Assim, para o sensor FP₁, obteve-se uma sensibilidade de (2.32 ± 0.02) pm/με e para o sensor FP₂, uma

sensibilidade de (0.73 ± 0.03) pm/ $\mu\epsilon$. O sensor FP₁ apresenta uma sensibilidade 3x superior a FP₂ devido ao efeito elasto-ótico ser predominante no tubo de sílica mais comprido (FP₁), por alteração da sua geometria circular. Este procedimento experimental foi repetido 3 vezes, para garantir a reprodutibilidade dos resultados. Os resultados foram coerentes em todas as repetições, o que mostra a repetibilidade e a reversibilidades dos sensores.

4.1.2 Estudo da temperatura

No presente trabalho, os dois sensores desenvolvidos, foram submetidos a variações de temperatura, tendo sido colocados num forno tubular, e submetidos a um aumento controlado de temperatura até ~ 100 °C, com um passo de 5 °C. A interrogação do sensor foi efetuada segundo o esquema representado na **Figura 4.3**.

A **Figura 4.8**, mostra a variação do comprimento de onda de cada sensor em função da variação da temperatura.

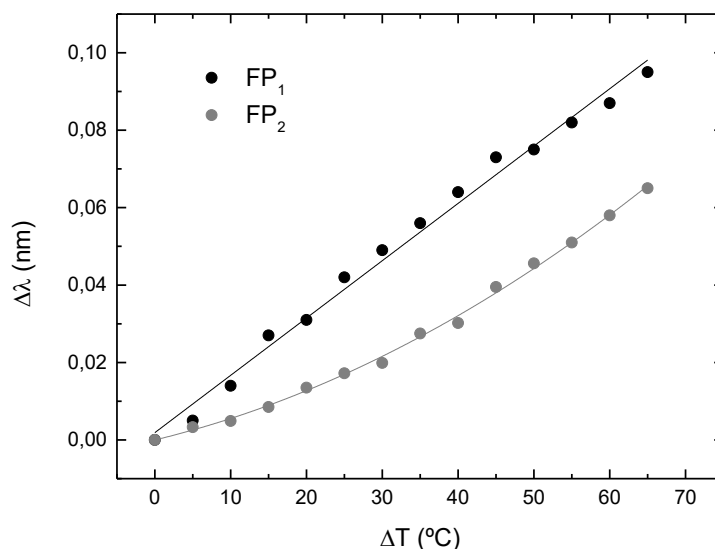


Figura 4.8 - Variação do comprimento de onda de interferómetros de Fabry-Pérot em função da variação de temperatura

O comprimento de onda do sensor FP₁ varia linearmente em função da temperatura, sendo que a contribuição da expansão térmica é dominante. A sensibilidade obtida pelo declive do ajuste linear é (1.48 ± 0.04) pm/°C. No entanto, o sensor FP₂ mostra um comportamento não linear uma vez que, dada a pequena dimensão do sensor, há uma contribuição do efeito termo-ótico para além da expansão térmica (dominante). Na prática, o sensor FP₂ será mais sensível para temperaturas mais altas do que em temperaturas baixas, sendo possível estimar, neste caso, uma sensibilidade de (1.28 ± 0.05) pm/°C para a gama de ΔT entre 40 e 70 °C, cujo valor aproxima-se ao valor obtido para o sensor FP₁.

4.1.3 Estudo da carga transversal

No presente trabalho experimental, os dois sensores desenvolvidos, foram submetidos a variações de carga transversal, tendo sido colocadas massas sucessivamente até perfazer 700 g. A interrogação do sensor foi efetuada segundo o esquema representado na **Figura 4.3**.

A **Figura 4.9**, mostra a variação da potência em função da carga transversal aplicada, associada à aplicação sucessiva de massas.

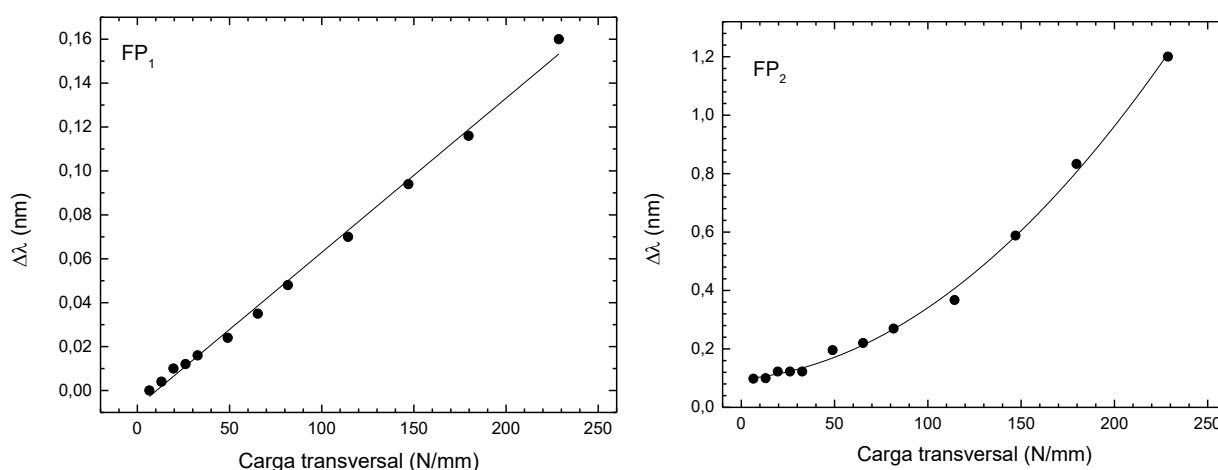


Figura 4.9 - Variação da potência em função da carga transversal aplicada, associada à aplicação sucessiva de massas a) FP₁ b) FP₂

Através da análise da **Figura 4.9**, é possível referir que os sensores FP são sensíveis à aplicação de carga transversal. O comprimento de onda do sensor FP₁ varia linearmente em função da aplicação de carga transversal, uma vez que induz uma alteração da sua geometria circular por deformação transversal (a deformação longitudinal é irrelevante em relação ao comprimento da cavidade FP₁). A sensibilidade obtida pelo declive do ajuste linear é (0.70 ± 0.01) pm/(N/mm). No entanto, o sensor FP₂ mostra um comportamento não linear ao parâmetro estudado. Neste caso, devido ao comprimento da cavidade FP₂ ser da ordem do diâmetro da fibra ótica, origina a que a carga transversal afete não só a deformação transversal, mas também a deformação longitudinal, contribuindo para o comportamento não linear apresentado. Por outro lado, o sensor FP₂ é bastante mais sensível ao parâmetro estudado: para cargas até 100 g a sensibilidade obtida é de (1.1 ± 0.3) pm/(N/mm); enquanto que para aplicação de cargas superiores a 400 g, observa-se um comportamento aproximadamente linear, com uma sensibilidade associada de (7.3 ± 0.1) pm/(N/mm).

A resolução deste sistema à variação da carga transversal foi determinada através da técnica de duas medições consecutivas. Os resultados obtidos são apresentados na **Figura 4.10**.

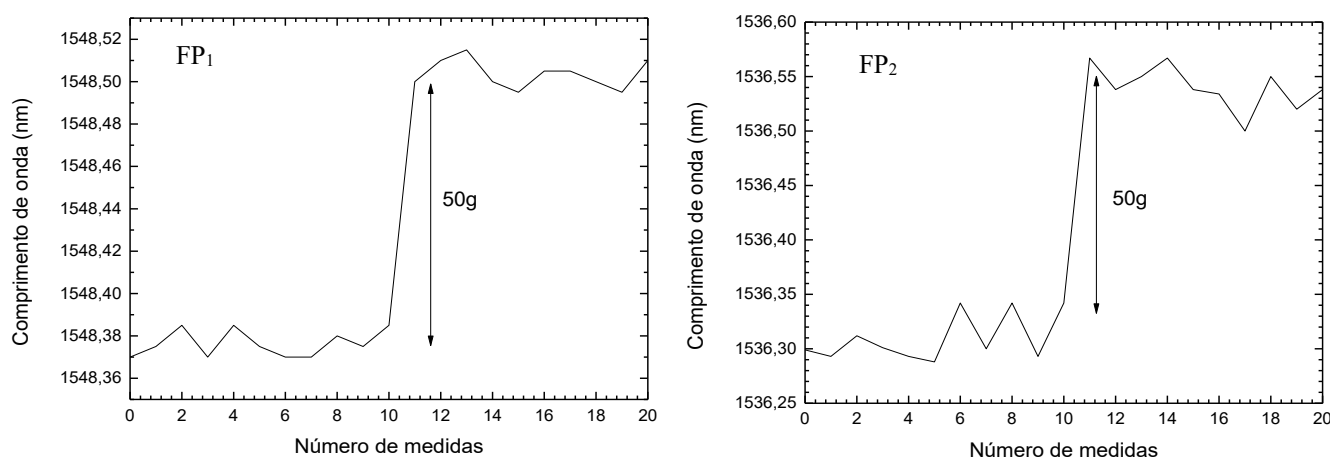


Figura 4.10 - Variação da potência ótica para dois valores consecutivos de carga aplicada para a) FP₁ e b) FP₂

O mínimo valor mensurável de carga transversal que o sensor é capaz de discriminar, δ_M , é dado por: $\delta_M = 2 \frac{\sigma_P \Delta M}{\Delta P}$, onde σ_P é o desvio padrão máximo do comprimento de onda para os dois valores de carga transversal (32.7 e 49 N/mm); ΔM corresponde à variação de carga transversal (16.3 N/mm) e ΔP corresponde ao deslocamento médio do comprimento de onda entre os dois patamares. Para FP₁ e FP₂, os valores de ΔP são 0.02 e 0.067 nm, respetivamente.

Aplicando a equação anterior, para FP₁ obteve-se uma resolução de 5 N/mm e para FP₂ obteve-se uma resolução de 10 N/mm. É importante referir que este valor é influenciado pela resolução espectral do equipamento utilizado para a aquisição de dados.

4.1.4 Estudo da curvatura

No presente trabalho experimental (**Figura 4.11**), aplicou-se uma curvatura aos dois sensores desenvolvidos. Para tal, cada sensor foi fixo nas suas extremidades a duas plataformas, distanciadas de $2l = 95$ mm, sendo que uma estava fixa e a outra podia ser movida com recurso a uma carruagem com um parafuso micrométrico (passo mínimo de 0.01 mm). Esta carruagem efetua deslocamentos longitudinais, originando a curvatura da fibra. A curvatura foi aplicada a cada sensor através de deslocamentos transversais (d) sucessivos de 1mm. Desta forma, foi possível determinar a curvatura ($\frac{1}{R}$) de cada sensor através da seguinte equação:

$$\frac{1}{R_c} = \frac{2d}{d^2 + l^2} \quad (4.1)$$

onde R_c é o raio de curvatura, d é o deslocamento transversal e l é metade da distância entre os dois pontos fixos (Fu, et al., 2017). A interrogação do sensor foi efetuada segundo o esquema representado na **Figura 4.11**.

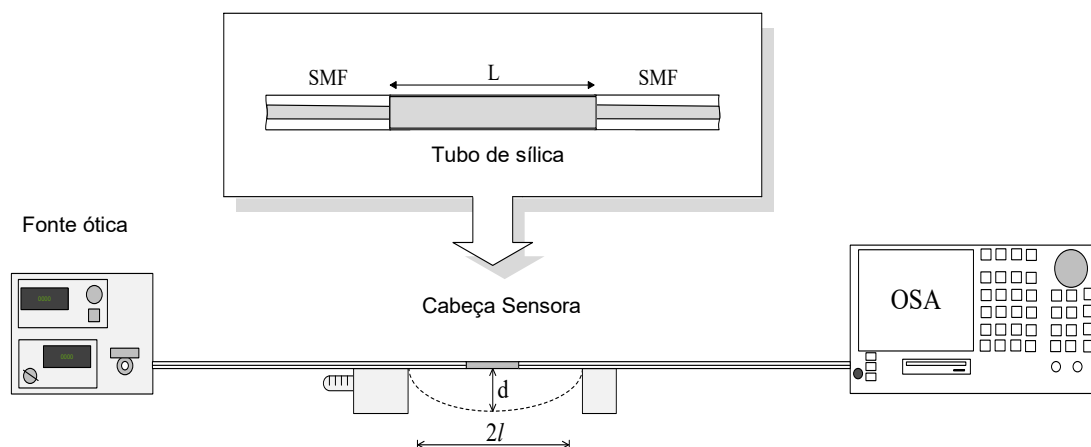


Figura 4.11 - Esquema representativo da montagem experimental utilizada para avaliação da resposta à curvatura de sensores FP

A Figura 4.12 mostra a variação do comprimento de onda dos sensores FP desenvolvidos em função da curvatura aplicada.

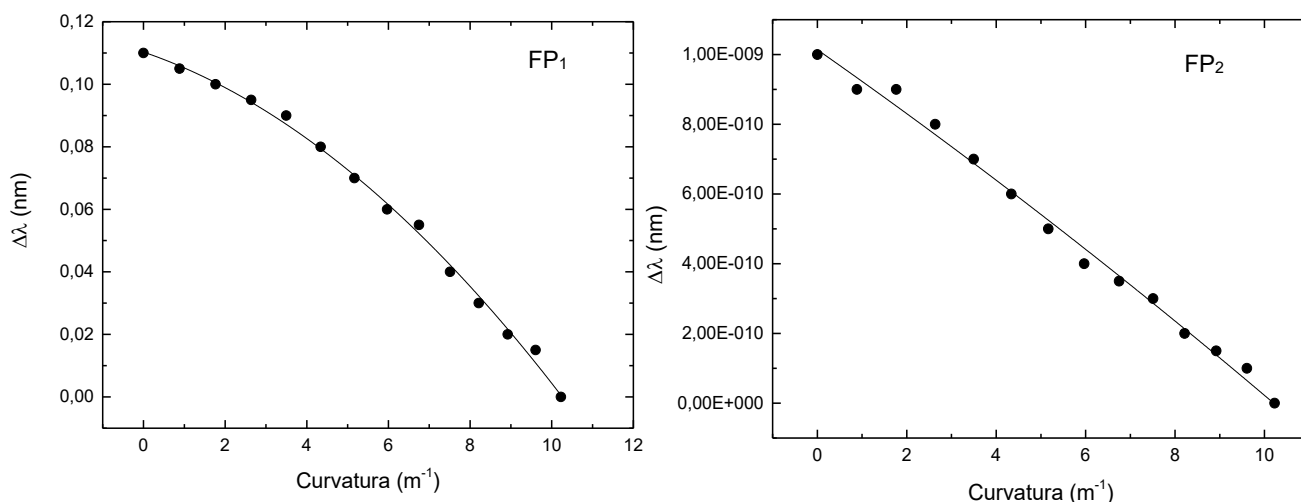


Figura 4.12 - Variação do comprimento de onda em função da curvatura aplicada no sensor FP₁ e FP₂

O sensor FP₁ apresenta uma variação não linear de comprimento de onda em função do parâmetro medido, com uma sensibilidade estimada de (-13.6 ± 6.1) pm/m⁻¹, na região entre 5 e 10 m⁻¹. A alteração da geometria da fibra por aplicação de curvatura induz uma variação de fase no interferômetro FP₁, resultando na diminuição do comprimento de onda em função do aumento da curvatura. No entanto, o sensor FP₂ apresenta uma variação residual do comprimento de onda em função do parâmetro medido $(9.8 \times 10^{-9} \pm 6.83 \times 10^{-10})$ pm/m⁻¹ devido à pequena dimensão da cavidade ótica (~75 μm).

A Figura 4.13 mostra a variação de potência em função da variação da curvatura nos sensores FP.

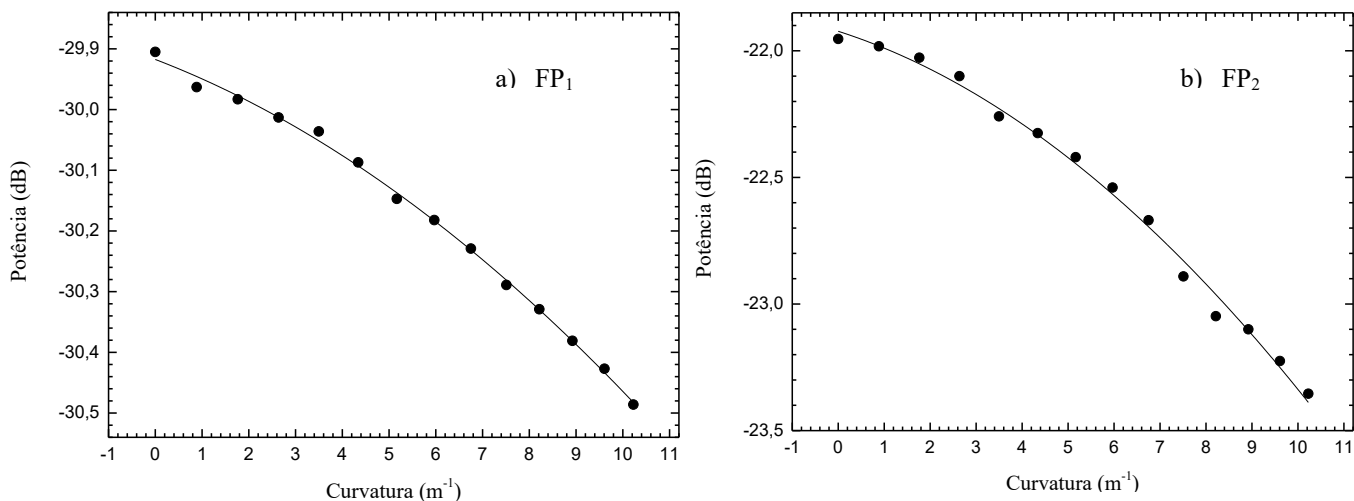


Figura 4.13 - Variação da potência em função da curvatura aplicada aos sensores a) FP₁ e b) FP₂.

Neste caso, ambos os sensores apresentam um comportamento não linear em função da curvatura aplicada. A alteração da geometria da fibra induz perdas de potência ótica, originando a diminuição da potência ótica com o aumento da curvatura. Analisando a região entre 5 e 10 m⁻¹ através do declive de ajuste linear, foi possível estimar sensibilidades de (0.067 ± 0.002) dB/m⁻¹ e (0.188 ± 0.008) dB/m⁻¹ para FP₁ e FP₂, respetivamente. Os sensores estudados apresentam uma baixa sensibilidade em relação ao parâmetro medido uma vez que foram submetidos a grandes valores de curvatura.

No capítulo 5 será apresentada a capacidade de integração deste tipo de sensores em dispositivos biomédicos, nomeadamente numa agulha médica para monitorização de curvatura.

5. Sensores em fibra ótica para aplicações biomédicas

5.1. Monitorização da curvatura de uma agulha médica

A agulha é um dos dispositivos médicos mais conhecidos uma vez que é utilizada na maior parte dos procedimentos médicos efetuados. A sua inserção em tecidos moles é o procedimento mais comum em processos cirúrgicos minimamente invasivos. As agulhas são também frequentemente usadas em aplicações de diagnóstico e terapêutica (Abayazid, Kemp, & Mirsa, 2013).

As aplicações médicas exigem sensores minimamente invasivos, particularmente para procedimentos *in vivo*. Deste modo, é importante o desenvolvimento de sensores na forma miniaturizada que possam ser incorporados em agulhas e que sejam capazes de medir parâmetros físicos, químicos ou bioquímicos (Monen, Kemp, & S., 2013)

Os FP suscitam bastante interesse pelas suas pequenas dimensões e características óticas, possibilitando a sua integração em estruturas sensoras, assim como o desenvolvimento de diferentes tipos de estrutura, nomeadamente, pontas de prova que podem ser interrogadas óticamente numa configuração em reflexão (Gomes & *et al*, 2018). Os sensores FP podem ser utilizados para detetar uma extensa gama de parâmetros físicos, tais como deformação, carga transversal, temperatura, vibração, índice de refração e curvatura.

Nos últimos anos, vários sensores de curvatura em fibra ótica têm sido desenvolvidos, inclusive para fins médicos. Na maior parte das situações de diagnóstico de doenças em pacientes, é necessário coletar amostras de tecido, e para este procedimento, o uso de agulhas é recorrente. Assim, torna-se crucial monitorizar a precisão da agulha ao atingir um tecido alvo de modo a evitar erros de diagnóstico e inserções repetidas e, conseqüentemente, danos nas regiões de inserção (Kaya, Senel, & Ahmad, 2019). Por este motivo, é extremamente importante monitorizar a curvatura da agulha para evitar problemas quando esta é introduzida num tecido mole. Neste contexto, foi desenvolvido um SFO baseado em interferometria de FP, com o objetivo de ser incorporado numa agulha médica para caracterização da variação de curvatura.

5.1.1 Estudo da curvatura

No presente trabalho experimental desenvolveu-se um sensor FP para deteção de curvatura em agulhas médicas. O sensor foi produzido através da união de um tubo de sílica de núcleo oco (tubo capilar), com diâmetro interno de $\sim 20.5 \mu\text{m}$, a uma fibra monomodo (SMF 28e). O padrão de duas ondas é alcançado pela interferência entre a reflexão de Fresnel na ponta da fibra do núcleo oco, e a reflexão na interface entre as duas fibras óticas. A descarga da máquina de fusão foi realizada em modo automático de modo a colapsar o tubo capilar, criando assim a segunda reflexão requerida pelo interferómetro FP. A **Figura 5.1** mostra a imagem microscópica do sensor FP desenvolvido em reflexão, onde se observa a interface entre as duas fibras óticas.

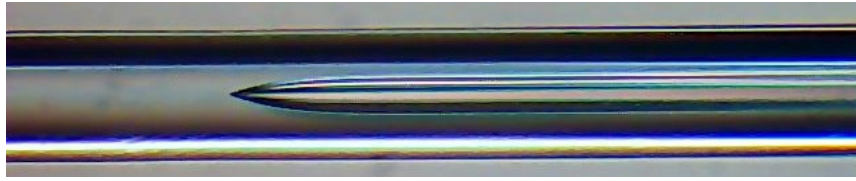


Figura 5.1 – Imagem de microscópio de sensor produzido para detecção de curvatura em agulhas médicas

Após a fabricação do sensor, colocou-se o sensor numa agulha e submeteu-se a uma deformação por curvatura, de forma a induzir uma alteração da potência ótica do sensor FP. A resposta espectral do sensor em reflexão foi monitorizada segundo a montagem experimental representada na **Figura 5.2**.

A montagem experimental consistiu de uma fonte ótica de banda larga, um analisador de espectros ótico (OSA Yokagama AQ6370C) e a estrutura sensora, acoplada por um circulador ótico. A fonte ótica foi centrada em 1550 nm, com uma largura de banda de 50 nm, e todas as leituras foram feitas com uma resolução de 0.01 dB. A agulha utilizada ao longo deste trabalho tem um comprimento de 70 mm e um diâmetro interno de 0.34 mm, enquanto o diâmetro da fibra não revestida é de 0.125 mm. A localização do sensor é de cerca de 10 mm da ponta da agulha.

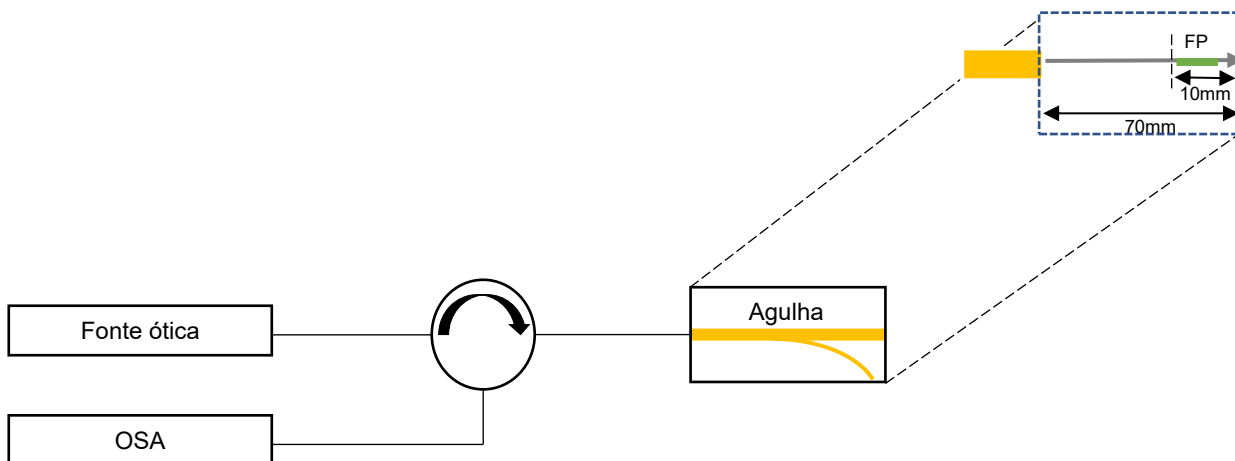


Figura 5.2 - Configuração experimental com localização da cavidade Fabry-Pérot

No estudo de curvatura, a agulha foi colocada paralelamente à carruagem de translação, e o seu cabo foi fixado numa plataforma. Foram efetuados deslocamentos transversais ao longo da agulha com um a carruagem de translação, originando a curvatura da agulha. A curvatura foi aplicada a cada sensor através de deslocamentos transversais (d) sucessivos de 1mm. Desta forma, foi possível determinar a curvatura ($1/R$) aplicada ao sistema (agulha + sensor FP) de acordo com a **equação 4.1**.

A **Figura 5.3**. mostra a variação da potência ótica em função do parâmetro medido.

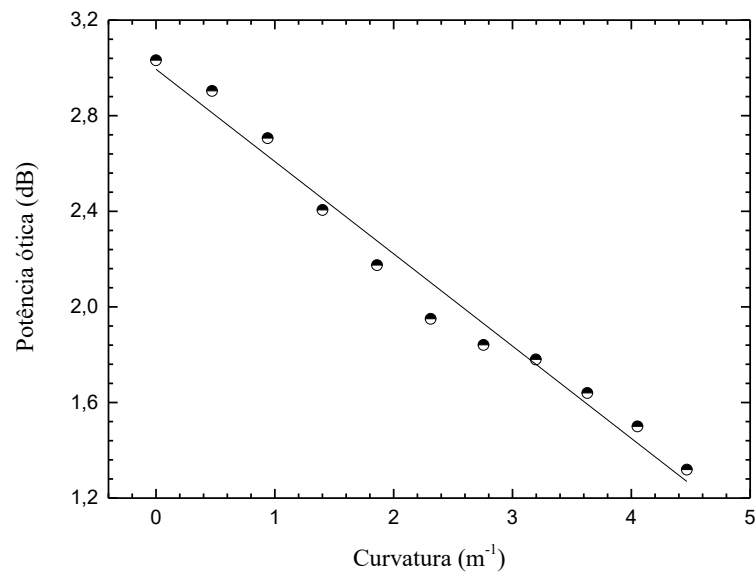


Figura 5.3 – Comportamento do sensor FP inserido numa agulha quando sujeito a variação de curvatura

Através da análise da **Figura 5.3**, é possível referir que sensor FP inserido numa agulha é sensível à variação de curvatura. A diminuição de potência ótica deve-se à variação do raio de curvatura ao qual o sensor está sujeito, influenciando deste modo a eficiência do acoplamento de luz para a fibra monomodo. Neste caso, o sensor apresenta uma sensibilidade linear de $(- 0.39 \pm 0.02) \text{ dB/m}^{-1}$.

Dependendo da intervenção médica, a curvatura da agulha é adaptada, pelo que monitorizar este parâmetro é extremamente importante. Por exemplo, se um procedimento cirúrgico necessita de uma inserção reta em tecido mole, o uso de agulhas mais rígidas é crucial. Assim é importante poder monitorar pequenas mudanças na curvatura. No entanto, se for necessário alcançar alvos que possam ser camuflados por outros tecidos, é necessário usar agulhas muito flexíveis, admitindo maior curvatura, isto é, com um pequeno raio de curvatura.

A **Figura 5.4** apresenta a variação de potência ótica em função do raio de curvatura (R) da agulha.

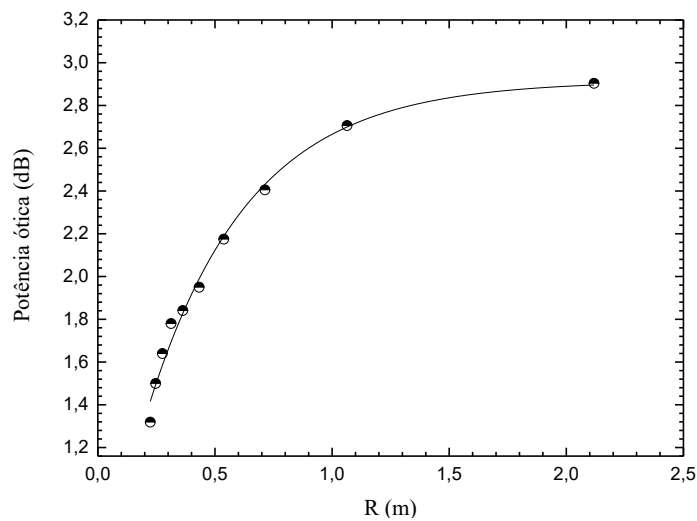


Figura 5.4 - Comportamento do sensor FP inserido numa agulha em função do raio de curvatura

A resposta da cavidade FP à variação de temperatura também foi estudada. O FP foi posicionado numa câmara térmica (Modelo 340, Challenge Angelantoni Industry), fazendo-se variar a temperatura de 30°C a 100°C com controlo das variações de potência ótica usando o sistema de interrogação apresentado na **Figura 5.2**. O sensor proposto exibiu uma sensibilidade de $(-2.23 \times 10^{-3} \pm 0.001)$ dB/°C. Efetuou-se uma sensibilidade cruzada de $0.006\text{m}^{-1}/\text{°C}$ entre a temperatura e a curvatura.

De acordo com os ritmos circadianos, a temperatura corporal de um indivíduo saudável oscila ao longo do dia, atingindo uma variação desde o início da manhã até o final da tarde, de 0.5°C. Assumindo a sensibilidade obtida em temperatura e curvatura, pode-se concluir que uma variação térmica do corpo de 0.5°C corresponde a uma variação de 0.003m^{-1} em curvatura, valor considerado desprezável dado que está dentro da faixa de erro da sensibilidade cruzada obtida.

Resumindo, o sensor em FP é uma tecnologia de sensorização ótica bastante versátil na medição de parâmetros físicos, podendo ser utilizado para estudos de curvatura em agulhas médicas. O sensor projetado mostra uma forte estabilidade, os resultados são repetíveis e a técnica de fabricação da estrutura de sensorização poderá substituir outras técnicas, quer pela facilidade de reprodutibilidade, quer pelo custo reduzido do processo de fabricação, e também por não requerer qualquer solução química que poderia causar corrosão química nas fibras.

A metodologia proposta, poderá ser explorada e possuir grande aplicabilidade em dois domínios importantes, a saber, na medicina (nomeadamente em procedimentos cirúrgicos que requerem precisão na inserção de agulhas em diferentes tecidos moles); e na indústria, em particular no fabrico de agulhas médicas para sensorização.

5.2. Monitorização da carga transversal em discos intervertebrais

A pressão intradiscal denomina a pressão medida no núcleo pulposo (NP) de um disco intervertebral (IVD). Esta estrutura encontra-se entre duas vértebras adjacentes da coluna vertebral e possui dois componentes principais: o NP e o anel fibroso (AF). O NP é uma estrutura semifluida, amorfa, altamente hidratada, com uma região rica em proteoglicanos, localizada perto do centro do IVD (Smith & Fazzalari, 2006). Por outro lado, o AF envolve o NP e age como um anel elástico sólido que impede o fluido, semelhante a gel, de escapar (Roriz, *et al.*, 2014).

De um ponto de vista mecânico, o NP é considerado incompressível com um comportamento hidrostático (Schmidt & *et al.*, 2007). Deste modo, ele atua como amortecedor que protege os elementos da coluna de cargas, que geralmente são seguidas por um aumento na pressão intradiscal (Roriz, *et al.*, 2014).

Os estudos realizados acerca da pressão intradiscal datam de 1959. Nachemson foi o primeiro a medir pressão intradiscal em discos humanos *ex vivo* (Nachemson, 1959). Durante a década de 60 e 70, Nachemson *et al.* também efetuaram medições *in vivo* de pressões intradiscais em várias posturas e em várias tarefas humanas (Nachemson & Elfstrom, 1970). No entanto, desde então, foram escassos os estudos *in vivo* publicados, quer devido a questões de ética quer devido ao tamanho dos sensores desenvolvidos (>1 mm). Sensores com este tamanho de diâmetro poderiam interferir com o comportamento do disco e levar à degeneração (Korecki, Costi, & Iatridis, 2008).

Deste modo, a apresentação de soluções recorrendo a sensores minimamente invasivos poderá representar um avanço significativo neste campo.

O presente trabalho experimental, tem como objetivo monitorizar a carga transversal no disco intervertebral a um modelo experimental de uma unidade funcional vertebral (duas vértebras adjacentes e o respetivo disco intervertebral).

5.2.1 Estudo da deformação transversal

No presente trabalho experimental, foi desenvolvido um sensor lido por uma rede de Bragg ($\lambda_B = 1538.53$ nm) com o objetivo de estudar o seu comportamento espectral à carga transversal aplicada. Para tal, o sensor com uma configuração em oito (**Figura 5.5**) foi colocado no disco intervertebral de uma unidade funcional lombar. O modelo foi submetido a carga usando massas até perfazer 3250 g.

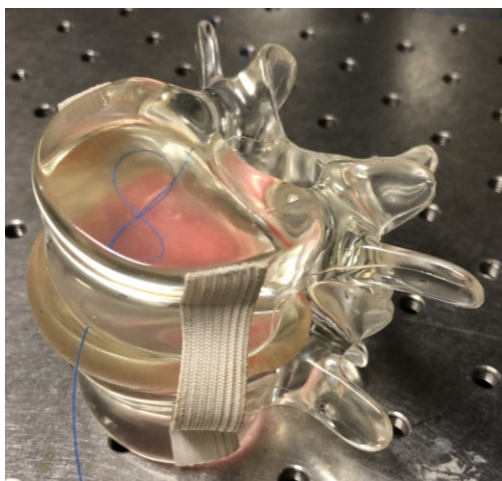


Figura 5.5 – Unidade funcional vertebral lombar usada para colocação do sensor. Poderá verificar-se que o sensor está localizado no disco intervertebral (a estrutura localizada na interface das duas vértebras).

Com o objetivo de interrogar o sensor de micro-curvatura lido por uma Rede de Bragg recorreu-se a um interrogador ótico portátil (BraggMETER FS 22SI). Este sistema substitui a montagem experimental apresentada na **Figura 3.1.** e encontra-se representado na **Figura 5.6.**

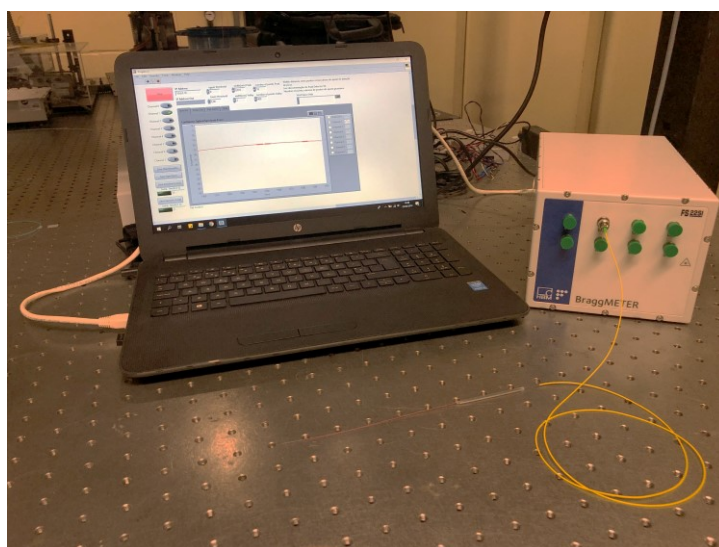


Figura 5.6 – Sistema de interrogação ótico portátil (BraggMETER FS 22SI)

A validação do sistema de interrogação portátil foi realizada a partir da monitorização do espectro ótico relativo à rede de Bragg já estudada no capítulo 3. A **Figura 5.7.** mostra a variação da potência em função da carga transversal aplicada, associada à colocação sucessiva de massas.

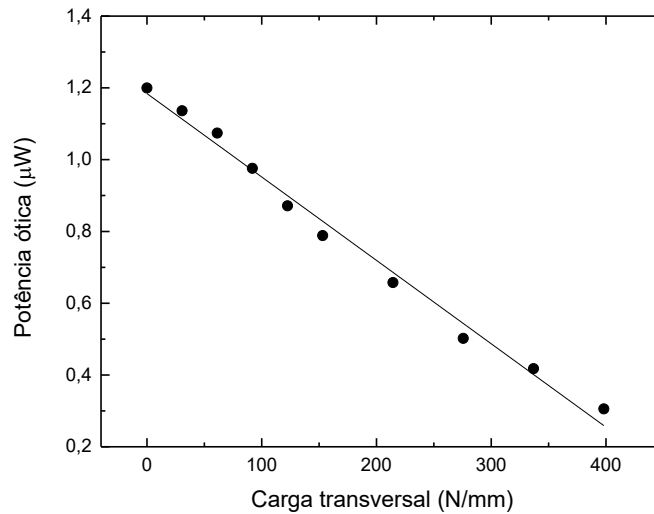


Figura 5.7 - Variação da potência em função da carga transversal aplicada associada à aplicação sucessiva de massas

Através da análise da **Figura 5.7**, é possível referir que o sensor em Rede Bragg é sensível à aplicação de carga transversal, mesmo quando introduzido no disco de um modelo demonstrativo de unidade funcional. No entanto, este apresenta um comportamento linear em relação a esta grandeza, com uma sensibilidade de $(-2.32 \times 10^{-6}) \mu\text{W}/(\text{N}/\text{mm})$.

De uma forma geral, o sensor em rede de Bragg é bastante versátil e capaz de medir parâmetros físicos, podendo ser implementados em estudos de carga aplicada em discos intervertebrais. O sensor projetado apresenta resultados que podem ser, facilmente, repetíveis e a técnica de fabricação é de custo reduzido.

Este tipo de sensor é uma solução interessante, uma vez que é minimamente invasivo e se fosse introduzido *in vivo* provavelmente não afetaria o normal comportamento do DIV.

Todavia, a sua localização exata no disco intervertebral necessita ser aprimorado. Para esse efeito a utilização de material de revestimento rádio-opacos deverá ser equacionada em trabalhos futuros.

6. Conclusões e trabalhos futuros

Resumindo, o objetivo principal deste trabalho consistia na conceptualização e fabricação de sensores em fibra ótica de baixo custo para aplicações biomédicas, de modo a poder contribuir com novos dados acerca dos referidos sensores.

Para tal, desenvolveu-se diferentes configurações de sensores óticos de pressão para caracterização em função da sua sensibilidade a diferentes parâmetros (deformação, temperatura, curvatura e carga mecânica).

Inicialmente, efetuou-se a caracterização das redes de Bragg em fibras óticas e foi monitorizado o seu comportamento em relação ao parâmetro deformação longitudinal, temperatura e carga transversal. No momento de avaliação da sensibilidade à deformação longitudinal e à temperatura foi possível verificar que o comprimento de onda de Bragg varia linearmente com os parâmetros medidos. Por último, em avaliação da sensibilidade ao aumento de carga transversal, o sensor foi colocado numa configuração em laço. Neste tipo de configuração o sensor tende a diminuir a potência de ressonância de Bragg, uma vez que a micro-curvatura aplicada induz perda na propagação da luz provocando uma diminuição em potência da ressonância de Bragg.

Após caracterização do sensor em rede de Bragg, desenvolveu-se e caracterizou-se sensores distintos baseados em interferometria de Fabry-Pérot, com diferentes comprimentos de cavidade. Os sensores desenvolvidos apresentavam aproximadamente 1.39 mm (FP₁) e 0.075 mm (FP₂) de tamanho de cavidade e, ambos foram avaliados de acordo com o seu comportamento à variação de deformação longitudinal, temperatura, carga transversal e curvatura.

Em relação ao estudo da deformação longitudinal, verifica-se que o comprimento de onda varia linearmente com a tensão mecânica aplicada, e que o sensor FP₁ apresenta uma sensibilidade 3x superior a FP₂ devido ao efeito elasto-ótico ser predominante no tubo de sílica mais comprido (FP₁), por alteração da sua geometria circular.

Relativamente à sensibilidade ao aumento de temperatura verifica-se que o comprimento de onda do sensor FP₁ varia linearmente em função da temperatura, sendo que a contribuição da expansão térmica é dominante. Por outro lado, o sensor FP₂ mostra um comportamento não linear uma vez que, dada a pequena dimensão do sensor, há uma contribuição do efeito termo-ótico para além da expansão térmica (dominante).

No processo de avaliação do comportamento dos sensores FP₁ e FP₂ em relação ao aumento da carga transversal é possível referir que os sensores FP são sensíveis à aplicação de carga transversal. O comprimento de onda do sensor FP₁ variou linearmente em função da aplicação de carga transversal. Contudo, no caso do sensor FP₂, este apresenta um comportamento não linear ao parâmetro estudado uma vez o seu comprimento de cavidade é da ordem do diâmetro da fibra ótica. Este fenómeno origina não só deformação transversal, mas também deformação longitudinal.

Por último, caracterizou-se os sensores FP em função da sua sensibilidade à curvatura, em potência e comprimento de onda. A alteração da geometria da fibra por aplicação de curvatura induz uma variação de fase no interferómetro FP₁, resultando na diminuição do comprimento de onda em função do aumento da curvatura. No entanto, o sensor FP₂ apresenta uma variação residual do comprimento de onda em função do parâmetro medido devido à pequena dimensão da cavidade ótica (~0.15mm). Em potência, ambos os sensores apresentam um comportamento não linear em função da curvatura aplicada. A alteração da geometria da fibra induz perdas de potência ótica, originando a diminuição da potência ótica com o aumento da curvatura.

Após a caracterização de sensores óticos de pressão em função da sua sensibilidade a diferentes parâmetros (deformação, temperatura, curvatura e carga mecânica) realizou-se um estudo do encapsulamento de um sensor FP dentro de um equipamento médico (agulha) de modo a estudar o seu comportamento em função da curvatura.

Foi possível verificar que sensor FP inserido na agulha é sensível à variação de curvatura. A diminuição de potência ótica deve-se à variação do raio de curvatura ao qual o sensor está sujeito, influenciando deste modo a eficiência do acoplamento de luz para a fibra monomodo.

No estudo da carga transversal, utilizando um sensor de micro-curvatura interrogado por um FBG em reflexão, situado no disco intervertebral de um modelo demonstrativo de vértebras lombares, observou-se uma resposta linear do sensor em relação ao parâmetro medido.

Em suma, sensores em fibra ótica apresentam elevada sensibilidade à influência de grandezas físicas. Estes tipos de dispositivos são bastante atrativos uma vez que são de baixo custo, simples, minimamente invasivos, e possibilitam realizar medições de parâmetros extremamente importantes para algumas aplicações médicas. A monitorização ótica não invasiva é uma área bastante promissora e será a fonte de vários desenvolvimentos no futuro.

Em termos de perspetivas futuras para dar continuidade a este trabalho de conceptualização e fabricação de sensores em fibra ótica de baixo custo para aplicações biomédicas desenvolvido, apresenta-se alguns tópicos a explorar no futuro:

- Uma análise da sensibilidade cruzada à temperatura destes dispositivos desenvolvidos
- Explorar a medição simultânea de diferentes parâmetros físicos
- Ensaios de tempo de vida dos sensores para averiguar com exatidão a melhor aplicabilidade dos mesmos em situações reais.
- Adaptação de equipamento portátil apropriado a laboratórios biomédicas.

7. Referências Bibliográficas

- Abayazid, M., Kemp, M., & Mirsa, S. (2013). 3D Flexible Needle Steering in Soft-Tissue Phantoms using Fiber Bragg Grating Sensors. *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 5823-5829.
- Arkwright, J., Blenman, N., Underhill, I., Maunder, S., Szczesniak, M., Dinning, P., & Cook, I. (2009). In-vivo demonstration of a high resolution optical fiber manometry catheter for diagnosis of gastrointestinal motility disorders. *Opt.Express*, 17, 4500-4508.
- Castanheira, M. (2009). *Sensores em fibra ótica para aplicações biomédicas*. Tese de mestrado em Engenharia Biomédica, Faculdade de Engenharia do Porto, Porto.
- Chen, X., Shen, F., Wang, Z., Huang, Z., & Wang, A. (2006). Micro-air-gap based intrinsic Fabry-Perot interferometric fiber-optic sensor. *Applied Optics*, 45(30), 7760-7766.
- Correia, R., James, S., Lee, S.-W., Morgan, S. P., & Korposh, S. (2018). Biomedical application of optical fibre. *Journal of Optics*, 18(5), 1-25.
- Dennison, C., Wild, P., Byrnes, P., Saari, A., Itshayek, E., Wilson, D., & Zhu, Q. (2008). Ex vivo measurement of lumbar intervertebral disc. *J. Biomech.*, 41, 221–225.
- Dinning, P., Wiklendt, L., Maslen, L., Gibbins, I., Patton, V., Arkwright, J., . . . al., e. (2014). Quantification of in vivo colonic motor patterns in healthy humans before and after a meal revealed by high-resolution fiber-optic manometry. *Neurogastroenterol Motil*, 26, 1443-1457.
- Ferreira, L., Araujo, F., Mascarenhas, T., Natal Jorge, R., & Fernandes, A. (2006). Dynamic assessment of women pelvic floor function by using a fiber Bragg grating sensor system. *Proc. SPIE*, 6083.
- Fu, G., Li, Y., Li, Q., Yang, J., Fu, X., & Bi, W. (2017). Temperature Insensitive Vector Bending Sensor based on Asymmetrical Cascading SMF-PCF-SMF Structure. *IEEE Photonics Journal*, 9(3).
- Gangopadhyay, T. K. (2004). Prospects for Fibre Bragg Gratings and Fabry-Perot. *Sensors and Actuators*, 113, 20-38.
- Gholamzadeh, B., & Nabovati, H. (2008). Fiber Optic Sensors. *Journal of Electronics and Communication Engineering*, 2(6), 1107-1117.
- Gomes, A., & et al. (2018). Multimode Fabry-Perot Interferometer Probe Based on Vernier Effect for Enhanced Temperature Sensing. *Sensors*, 453(18), 1-9.
- Grattan, K., & Sun, T. (2000). Fiber optic sensor technology: an overview. *Sensors and Actuators*, 82, 46-61.
- Hench, L., & Wilson, J. (1986). Biocompatibility of silicates for medical use. Em *Silicon Biochemistry* (pp. 231–246.). New York: John Wiley.
- Hisham, K. (2018). Optical Fiber Sensing Technology: Basics, Classifications. *American Journal of Remote Sensing*, 6, 1-5.

- Hocker, G. B. (1979). Fiber-optic sensing of pressure and temperature. *Appl. Opt.*, 18(9), 1445–1448.
- Islam, M., Ali, M., Lai, M.-H., Lim, K.-S., & Ahmad, H. (2014). Chronology of Fabry-Perot Interferometer Fiber-Optic Sensors and Their Applications: A Review. *Sensors*, 14, 7451-7488.
- Kaya, M., Senel, E., & Ahmad, A. (2019). Visual needle tip tracking in 2D US guided robotic interventions. *Mechatronics.*, 57, 129-139.
- Korecki, C., Costi, J., & Iatridis, J. (2008). Needle puncture injury affects intervertebral disc mechanics and biology in an organ culture model. *Spine*, 33(3), 235-241.
- Lindstrom, L. (1970). Miniaturized pressure transducer intended for intravascular use. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 207-219.
- Monen, A., Kemp, M., & S., M. (2013). 3D Flexible Needle Steering in Soft-Tissue Phantoms using Fiber Bragg Grating Sensors. *International Conference on Robotics and Automation*, 5823-5829.
- Nachemson, A. (1959). Measurement of intradiscal pressure. *Acta Orthop.*, 28(9), 269-289.
- Nachemson, A., & Elfstrom, G. (1970). Intravital dynamic pressure measurements in lumbar discs. A study of common movements, maneuvers and exercises. *Scand. J. Rehabil. Med.* 1(Suppl. 1), 1-40.
- Nitti, V. (2005). Pressure flow urodynamic studies: The gold standard for diagnosing bladder outlet obstruction. *Rev. Urol*, 7, 14-21.
- Peterson, J., & Vurek, G. (1984). Fiber-optic sensors for biomedical applications. *Science*, 224, 123-127.
- Poeggel, S., Tosi, D., Duraibabu, D., Leen, G., & McGrath, D. (2015). Optical Fibre Pressure Sensors in Medical Applications. *Sensors*, 15, 17115-17148.
- Poeggel, S., Tosi, D., Fusco, F., Ippolito, J., Lupoli, L., Mirone, V., . . . Leen, G. (2014). Fiber-Optic EFPI Pressure Sensors for In vivo Urodynamic Analysis. *IEEE Sens J.*, 14, 2335-2340.
- Reesink, K., van der Nagel, T., Bovelander, J., Jansen, J., van der Veen, F., & Schreuder, J. (2002). Feasibility study of a fiber-optic system for invasive blood pressure measurements. *Catheter. Cardiovasc. Interv*, 57, 272–276.
- Roriz, P., Abe, I., Schiller, M., Gabriel, J., & Simões, J. (2011). Ex Vivo Intervertebral Disc Bulging Measurement Using a Fibre Bragg Grating Sensor. *Experimental Mechanics*, 51(9), 1573-1577.
- Roriz, P., Ferreira, J., Potes, J., Oliveira, M., Frazão, O., & Santos, J. (2014). In vivo measurement of the pressure signal in the. *Journal of Biomedical Optics*, 19(3), 1-6.
- Roriz, P., Frazão, O., Lobo-Ribeiro, A., Santos, J., & Simões, J. (2013). Review of fiber-optic pressure sensors for biomedical and. *Journal of Biomedical Optics*, 18(5), 1-18.
- Roriz, P., Ramos, A., Santos, J., & Simões, J. (2012). Fiber optic intensity-modulated sensors:A review in Biomechanics. *Photonic Sens*, 2, 315-330.

- Schmidt, C., & et al. (2007). Intradiscal pressure, shear strain, and fiber strain in the intervertebral disc under combined loading. *Spine*, 32(7), 748-755.
- Shah, R., & Agrawal, Y. (2011). Introduction to fiber optics: Sensors for biomedical applications. *Indian Journal of Pharmaceutical Sciences*, 73(1), 17-22.
- Smith, L., & Fazzalari, N. (2006). Regional variations in the density and arrangement of elastic fibres in the annulus fibrosus of the human lumbar disc. *J. Anat.*, 209(3), 359-367.
- Takeuchi, S., Tohara, H., Kudo, H., Otsuka, K., Saito, H., Uematsu, H., & Mitsubayashi, K. (2007). An optic pharyngeal manometric sensor for deglutition analysis. *Biomed Microdevices*, 9, 893-899.
- Tao, Z., Wu, D., Liu, M., & Duan, D. (2012). In-Line Fiber Optic Interferometric Sensors in Single-Mode Fibers. *Sensors*, 12(8), 10430-10449.
- Tosi, D., Macchi, E., Braschi, G., Cigada, A., Gallati, M., Rossi, S., . . . Lewis, E. (2014). Fiber-optic combined FPI/FBG sensors for monitoring of radio-frequency thermal. *Appl. Opt.*, 53, 2136-2144.
- Urban, F., Kadlec, J., Vlach, R., & Kuchta, R. (2010). Design of a Pressure Sensor Based on Optical Fiber Bragg. *Sensors*, 10, 11212-11225.
- Wu, N., Tian, Y., Zou, X., Zhai, Y., Barringhaus, K., & Wang, X. (2013). miniature fiber optic blood. *Sens. Actuators B Chem.*, 181, 172-178.
- Yu, Q., & Xinlei, Z. (2011). Pressure Sensor Based on the Fiber-Optic Extrinsic Fabry-Perot Interferometer. *Photonic Sensors*, 1(1), 72-83.
- Yun, J. R. (1997). In fiber Bragg grating sensors. *Meas. Sci. Technol.*, 8, 355-375.
- Zheng, D., Madrigal, J., Barrera, D., Sales, S., & Copmany, J. (2017). Microwave Photonic Filtering for Interrogating FBG-based Multicore Fiber Curvature Sensor. *IEEE Photonics Technology Letters.*, 29(20), 1707-1710.