



isec
Engenharia

MESTRADO EM INSTRUMENTAÇÃO
BIOMÉDICA

**Desenvolvimento de sensores óticos
para aplicações biomecânicas**

Autor

António José Meireles Martins

Orientador

Cristina Caridade (ISEC)

Co-Orientador

Susana Silva (INESC TEC)

INSTITUTO POLITÉCNICO
DE COIMBRA

INSTITUTO SUPERIOR
DE ENGENHARIA
DE COIMBRA

Coimbra, outubro de 2022



isec

Engenharia

DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA
ELETROTÉCNICA

Desenvolvimento de sensores óticos para aplicações biomecânicas

Relatório de Trabalho de Projeto para a obtenção do grau de
Mestre em Instrumentação Biomédica

Autor

António José Meireles Martins

Orientador

Cristina Caridade (ISEC)

Co-Orientador

Susana Silva (INESC TEC)

INSTITUTO POLITÉCNICO
DE COIMBRA

INSTITUTO SUPERIOR
DE ENGENHARIA
DE COIMBRA

Coimbra, outubro de 2022

AGRADECIMENTOS

Este trabalho representa uma conquista importante quer académica, quer pessoal, representando um capítulo da minha vida que se fecha abrindo portas para muitos outros. Por isso, quero agradecer do fundo do meu coração a todos os que contribuíram direta e indiretamente para que este trabalho fosse possível.

Quero deixar um agradecimento à Professora Doutora Cristina Caridade que foi excecional na orientação deste projeto, bem como na resolução de aspetos logísticos e burocráticos ocorridos ao longo deste mesmo trabalho.

À Doutora Susana Silva por ter sido formidável e por todo o apoio incansável que me deu, mesmo nos momentos mais difíceis, e também por me ter aturado nos momentos em que as dúvidas eram imensas, pois sem esse apoio não teria conseguido.

Um agradecimento à equipa do INESC TEC da Faculdade de Ciências da Universidade do Porto, nas pessoas do Professor Doutor Orlando Frazão, do António e Catarina cujo contributo foram essenciais para a realização deste trabalho.

À minha avó que, apesar de pouco perceber de vida académica, sempre me deu coragem para terminar este projeto.

Ao meu irmão, que mesmo longe sempre me apoio em todos os momentos.

Aos meus pais que tanto me ajudaram no processo de desenvolvimento da minha pessoa e que permitiram que eu chegasse a esta fase da minha vida.

A ti Maria, por estares presente em toda a minha vida e nunca me deixares desistir nos momentos mais difíceis.

Um Muito Obrigado a todos, sem vocês este trabalho não seria possível.

RESUMO

A monitorização de parâmetros como a pressão e temperatura é fundamental para se conhecer o funcionamento dos tecidos biológicos, mecanismos biomecânicos, entre outras aplicações. Essa monitorização, atualmente, na sua maioria, é feita pelo uso de sensores piezoelétricos convencionais. A constante procura pela melhoria e descoberta de novos sistemas sensoriais mais eficazes, e com uma melhor relação custo-benefício, é algo bastante atual na comunidade científica. É neste campo que entram os sensores em fibra ótica. Neste estudo em concreto, foram estudados os sensores que usam como princípio de funcionamento a interferometria Fabry-Perot.

Este tipo de sensores são uma solução ideal e vantajosa quando comparados com os sensores em uso na atualidade, uma vez que estes conseguem transmitir maior fiabilidade, precisão e possuem alta sensibilidade e flexibilidade, apresentando poucas perdas de propagação de sinal. Essas características, fazem dos sensores em fibra ótica ideais para uso *in vivo*, podendo ser fundamentais para áreas como a biomecânica e a biomedicina. Apesar de já existir este tipo de tecnologia desde os anos 70, nunca foi aprofundada de modo a retirar o seu máximo proveito.

Neste trabalho, foram aplicados sensores em fibra ótica Fabry-Perot à área da biomecânica. Numa fase inicial é apresentada a caracterização deste tipo de sensores, o seu processo de fabrico, sendo de seguida descrita a resposta dos mesmos a fatores como a temperatura e deformação longitudinal. De seguida estes sensores foram integrados em estruturas cantiléver, de modo a simular as forças aplicadas nos sensores. Com isto foi demonstrado a sua aplicabilidade na área da biomecânica, mais concretamente, o seu uso como sensores de carga.

Palavras-Chave: Biomecânica, Biomédica, Engenharia, Fibras óticas, Sensores

ABSTRACT

The monitoring of parameters such as pressure and temperature is essential to get to know the functioning of biological tissues, biomechanics mechanisms, among other applications. Currently, this monitoring, is mostly done using conventional piezoelectric sensors. The constant search for improvement and the discovery of new and better sensory systems that can bring new cost-benefit ratio is something very usual in the scientific community. It is in this field that fibre-optic sensors come into play, in this particular study those whose working principle is Fabry-Pérot interferometry.

This type of sensors is an ideal and advantageous solution when compared to sensors in use today, since they can transmit greater reliability, precision and have high sensitivity and flexibility, having little signal propagation losses. Their high sensibility, flexibility and low signal losses during propagation, make them the perfect candidate to replace conventional sensors. These characteristics make optical fibre sensors ideal for *in vivo* use, and fundamental for areas such as biomechanics and biomedicine. Despite this kind of technology has existed since 1970s, it has never been explored at the full depth in order to take full advantage of it

In this paper, Fabry-Perot fibre optic sensors were applied to biomechanics. In the initial stage, it is presented a characterization of this type of sensors, as well as their manufacturing process, followed by the description of their response to factors such as temperature and longitudinal deformation. Then these sensors were integrated into cantilever structures, in order to simulate the forces applied to the sensors. With this, their applicability in the area of biomechanics was demonstrated, more specifically, their use as load sensors.

Keywords: Biomechanics, Biomedical, Engineering, Fibre optics, Sensors

ÍNDICE

CAPÍTULO 1 - INTRODUÇÃO	1
1.1 - Contexto e motivação	1
1.2 - Principais objetivos	2
1.3 - Organização do projeto	2
CAPÍTULO 2 – FUNDAMENTOS TEÓRICOS	4
2.1 – Fibras óticas	4
2.2 – Sensores em Fibra Ótica	6
2.2.1 – Principais Propriedades dos Sensores em Fibra Ótica	7
2.3 – Sensores em fibra ótica baseados em impressão 3D e suas aplicações biomecânicas	8
CAPÍTULO 3 – INTERFERÔMETRO FABRY-PÉROT EM FIBRA ÓTICA	12
3.1 – Introdução	12
3.2 – Princípios de interferometria Fabry-Pérot	13
3.3 – Fabrico e caracterização de sensores FFPI	15
3.4 – Medição de parâmetros físicos	20
3.4.1 – Deformação longitudinal	20
3.4.2 – Temperatura	24
CAPÍTULO 4 – APLICAÇÕES DE ESTRUTURAS CANTILÉVER MONITORIZADAS POR SENSORES FABRY-PÉROT	26
4.1 – Introdução	26
4.2 – Desenvolvimento de estruturas cantiléver	27
4.2.1 – Peça <i>Beta</i>	28
4.3 – Simulação 3D e teste de forças	29
4.4 – Caracterização da peça <i>Beta</i>	31
4.5 – Medição da força do aperto da mão usando uma estrutura cantiléver com Fabry-Pérots integrados	34
4.5.1 – Estudo da carga transversal	34

4.5.2 – Estudo da força do aperto da mão	37
CAPÍTULO 5 – CONCLUSÃO E TRABALHOS FUTUROS.....	39
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	42
ANEXOS	47
Anexo A – Resultados suplementares dos interferómetros Fabry-Pérot.....	47
Anexo B – Impressão 3D	48
a) Introdução.....	48
b) Impressão 3D – A Revolução	49
c) Técnicas de Impressão 3D	50

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 2.1 - Esquema ilustrativo da constituição de uma fibra ótica.....	4
Figura 2.2 - Modos de propagação da luz em a) fibra ótica monomodo e b) fibra ótica multimodo.....	5
Figura 2.3 - Fenómeno de reflexão interna total numa fibra ótica. A propagação de luz (1) numa fibra ótica ocorre por reflexão total da luz interna no seu núcleo (2) uma vez que tem maior índice de refração do que a bainha (3)	6
Figura 2.4 - Esquema de uma interrogação típica de um SFO (BBS-broadband source, OSA – optical spectrum analyzer).	7
Figura 3.1- Esquema de um interferómetro Fabry-Pérot em fibra ótica.....	13
Figura 3.2 - Exemplo de um espetro normalizado de um interferómetro de duas ondas com uma cavidade 140 μm	14
Figura 3.3 - Máquina de fusão “Sunimoto Type-71C”	15
Figura 3.4 - Processo de Fusão de fibras óticas	16
Figura 3.5 – (a) Esquema representativo do sensor FP; Imagem microscópica de dois sensores FP com cavidades de 58,166 μm (b) e 1391,605 μm (c), respetivamente.....	17
Figura 3.6 - (a) Representação esquemática da monitorização de um sensor Fabry-Pérot em reflexão, através da associação de uma fonte ótica de banda larga e um analisador de espetros óticos, por meio de um circulador; (b) Montagem experimental.....	18
Figura 3.7 -Material e equipamento utilizado na preparação de fibras	19
Figura 3.8 – Respostas espectrais em reflexão dos sensores FP ₁ e FP ₈	20
Figura 3.9 –a) Esquema representativo e b) montagem experimental efetuada para estudo da resposta dos sensores FP à aplicação de deformação longitudinal	21
Figura 3.10 - Resposta espectral dos sensores FP desenvolvidos: a) FP ₁ e b) FP ₈ quando sujeitos a valores distintos de deformação longitudinal	22
Figura 3.11 –Variação da Deformação longitudinal para os sensores FP ₁ , FP ₄ , FP ₆ e FP ₈ : a) aumento e b) diminuição do parâmetro aplicado	22
Figura 3.12 – Relação entre os valores de sensibilidade à deformação dos vários sensores FP e o comprimento da cavidade, L_{FP}	23
Figura 3.13 – Variação do comprimento de onda dos sensores FP em função da variação da temperatura.....	24

Figura 4.1 – a) Impressora a três dimensões “Zortrax M200”; impressão de uma estrutura cantiléver	27
Figura 4.2 – Simulação 3D das estruturas cantiléver Beta e representação do posicionamento dos sensores FP_A e FP_B . Os cantiléveres têm braços com formas distintas: a) triangular oca, b) triangular maciça e c) retangular	29
Figura 4.3 – Simulação do teste de forças aplicadas às três peças Beta desenvolvidas: Cantiléveres com braços na forma a) triangular oca, b) triangular maciça e c) retangular	30
Figura 4.4 – Simulação 3D da estrutura Charlie e b) montagem experimental do sistema “peça Beta + peça Charlie”	32
Figura 4.5 – Montagem experimental usada para interrogação dos sensores FP_A e FP_B integrados na estrutura cantiléver	32
Figura 4.6 – Variação da deformação longitudinal dos sensores FP_A e FP_B em função do deslocamento aplicado ao cantiléver: a) aumento da deflexão e b) diminuição da deflexão dos braços.....	33
Figura 4.7 – Sistema integrado de cantiléver com dois sensores FP_A e FP_B , inseridos numa bola esponjosa.....	34
Figura 4.8 – Variação da deformação longitudinal de FP_A e FP_B , em função do aumento da carga transversal aplicada ao sistema “bola+cantiléver”	35
Figura 4.9 – Rotação do sistema “bola+cantiléver” para aplicação da carga transversal.....	36
Figura 4.10 - Variação da deformação longitudinal de FP_A em função do aumento da carga transversal aplicada ao sistema “bola+cantiléver”	36
Figura 4.11 – Variação do comprimento de onda do sensor FP_A para dois valores consecutivos de carga aplicada.....	37
Figura 4.12 – Diagrama de extremos e quartis relativamente à carga aplicada pela mão dominante e não dominante, de sujeitos destros e canhotos	38

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 3.1 – Sensores FP desenvolvidos e respetivos comprimentos de cavidades interferométricas (μm)	17
Tabela 3.2 - Sensibilidade dos Sensores FP à deformação longitudinal	23
Tabela 4.1 - Sensores FP desenvolvidos nesta fase e respetivos comprimentos de cavidade interferométricas (μm)... ..	31

SIMBOLOGIA E ABREVIATURA

3D - Três Dimensões

BBS - *Broadband source*

CAD – *Computer Aided Design*

EMI – *Eletromagnetic Interferences*

FFPI - *Fibre Fabry-Pérot Interferometers*

FP – Fabry-Pérot

HCF – *Hollow core fiber*

N - Newton

OSA – *Optical Spectrum Analyser*

RM - Ressonância Magnética

SFO – Sensor em Fibra Ótica

TC - Tomografia Computorizada

CAPÍTULO 1 - INTRODUÇÃO

1.1 - Contexto e motivação

Ao longo dos anos, o desenvolvimento e a investigação dos sensores em fibra ótica tornou-se mais apelativo devido à necessidade de medições mais precisas e que não recorressem a métodos invasivos.

Os sensores óticos apresentam-se como uma excelente alternativa aos sensores convencionais, uma vez que o uso da fibra ótica permite uma maior precisão, alta flexibilidade e relativamente baixas perdas de sinal durante a propagação. Devido às suas reduzidas dimensões, é possível ser integrado no material a analisar sem comprometer o funcionamento do mesmo, e a leitura deste tipo de sensores proporciona informações em tempo real (Castanheira, 2009). Os sensores óticos possuem características diferenciadas que lhes proporcionam uma utilização adequada para áreas como a biomecânica e biomedicina. Características essas como a biocompatibilidade, o facto de serem inertes, possuírem baixa condutividade térmica, e uma boa aceitação por parte das células e tecidos biológicos. Um parâmetro que requer especial atenção relativamente a este tipo de sensores é a medição da pressão. Este tipo de medição usando sensores em fibra ótica já não é algo novo, desde os anos 70 que são feitos estudos sobre o seu uso para medir a pressão exercida sobre qualquer objeto (Hocker, 1979).

O interferómetro de Fabry-Pérot é uma das principais configurações de interferometria aplicadas nos sensores óticos. O seu uso já é conhecido da comunidade científica, existindo atualmente em desenvolvimento muitos estudos e pesquisas da pressão com sensores utilizando este princípio de interferometria. Este tipo de sensores, vulgarmente designados por “sensores Fabry-Pérot”, são facilmente desenvolvidos e implementados com custos baixos o que os torna apelativos relativamente aos sensores convencionais, proporcionando uma boa relação custo/benefício. São ainda, à semelhança da maioria dos sensores óticos, facilmente integráveis em dispositivos usados em áreas como a biomecânica e biomédica.

Nos últimos anos tem-se notado uma tendência decrescente do número de estudos levados a cabo pela comunidade científica relativamente aos sensores em fibra ótica, apesar das potencialidades antes referidas, de estes serem apontados

como os principais substitutos dos sensores convencionais. Como tal, surge a importância de demonstrar as suas capacidades em ambientes de teste e aplicados a áreas específicas, como neste caso, a biomecânica.

1.2 - Principais objetivos

O principal objetivo deste projeto passa pela conceptualização e fabricação de sensores em fibra ótica de baixo custo para aplicações biomecânicas. Para tal, pretende-se estudar e desenvolver sensores interferométricos Fabry-Pérot para caracterização em função da sua sensibilidade a diferentes parâmetros (deformação, temperatura, deslocamento e carga transversal). Para além da caracterização deste tipo de sensores, pretende-se ainda realizar um estudo sobre a integração de sensores Fabry-Pérot num cantiléver fabricado por impressão 3D para medição da força do aperto da mão de uma bola esponjosa similar às usadas para reabilitação de lesões ao nível da articulação radiocárpica e cubitocárpica. O objetivo final, e como prova de conceito, consiste em realizar testes de força com diversos sujeitos, utilizando a mão dominante e a mão não dominante, no sentido de averiguar o comportamento da estrutura desenvolvida como potencial aplicação biomecânica.

1.3 - Organização do projeto

O presente documento é composto por quatro (4) capítulos principais que descrevem o trabalho desenvolvido, desde os fundamentos teóricos, aos métodos de produção e caracterização dos sensores em fibra ótica, terminando com a sua implementação através de uma prova de conceito.

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 os conceitos teóricos inerentes às fibras óticas, um breve estado da arte dos sensores em fibra ótica assim como as suas propriedades e, por fim, a aplicação deste tipo de sensores em aplicações biomédicas incluindo a impressão 3D.

No capítulo 3 é descrito o trabalho experimental sustentado pelo fabrico e caracterização de Fabry-Pérots em fibra ótica, nomeadamente, o processo de fabrico,

e a medição da sensibilidade a diferentes parâmetros físicos, como deformação longitudinal e temperatura.

O capítulo 4 apresenta o estudo e desenvolvimento de uma estrutura cantiléver com geometria em U para aplicação dos sensores Fabry-Pérot desenvolvidos no capítulo 3. Os desenhos de três modelos distintos são apresentados assim como a respetiva simulação de forças aplicadas pelo método de elementos finitos, para escolha da estrutura mais adequada à prova de conceito. De seguida, é apresentada uma proposta de aplicação biomecânica baseada no uso de um cantiléver em U , com braços triangulares ocos e sensores Fabry-Pérot integrados na estrutura para medição da força aplicada no aperto de mão de uma bola esponjosa similar às usadas para reabilitação de lesões ao nível da articulação radiocárpica e cubitocárpica. Por fim, os resultados dos testes de força realizados com diversos sujeitos, utilizando as mãos dominante e não dominante, é apresentado e discutido.

O capítulo 5 finaliza com as considerações finais do trabalho, resumindo os principais resultados. Neste âmbito são também abordadas diretrizes para trabalhos futuros.

Com o trabalho desenvolvido foram possíveis as seguintes publicações, cujo autor deste mesmo trabalho participou diretamente na elaboração do mesmo:

- “*Cavity length dependence on strain sensitivity for Fabry-Perot sensors*”, publicado na revista *Microwave and Optical Technology Letters* a 27 de maio de 2022 (Rodrigues et al., 2022);
- “*Cavity length tuning for strain measurements on optical fiber Fabry-Perot structures*” apresentado no *DCE – 4th Doctoral Congress in Engineering* que decorreu nos dias 28 e 29 de junho de 2021 na Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto (Rodrigues et al., 2021)

CAPÍTULO 2 – FUNDAMENTOS TEÓRICOS

2.1 – Fibras óticas

Uma fibra ótica é um elemento dielétrico (isolante), constituído na sua essência por sílica, com uma estrutura cilíndrica, transparente e flexível de dimensões reduzidas (Correia et. al., 2018). Quanto à sua geometria, a fibra ótica é composta pelo núcleo, bainha e revestimento, tal como se encontra representado na **Figura 2.1** (Hisham, 2018).

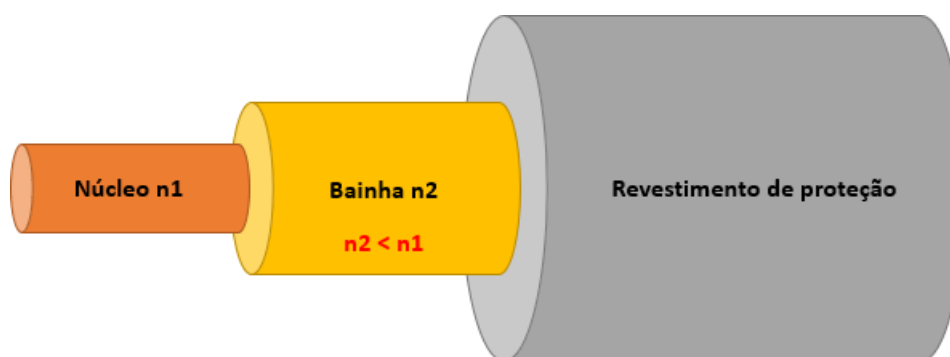


Figura 2.1 - Esquema ilustrativo da constituição de uma fibra ótica.

Adaptado de (Correia et. al., 2018).

O núcleo corresponde à região central onde ocorre a propagação da luz. Este possui um diâmetro cujas dimensões variam de acordo com o seu modo de propagação (ver **Figura 2.2**). A bainha corresponde à estrutura que envolve o núcleo, tem tipicamente um diâmetro de 125 μm e, para além de manter a luz dentro do núcleo, reduz as perdas de luz por transmissão e espalhamento. O revestimento é uma estrutura de poliacrilato, com um diâmetro de 250 μm e permite proteger a fibra de efeitos térmicos, mecânicos, químicos e humidade (Correia et al., 2018).

A propagação da luz na fibra ótica caracteriza-se pela incidência de um feixe de luz na extremidade da mesma propagando-se no seu interior por intermédio de consecutivas reflexões internas (Correia et al., 2018).

Esta propagação só é passível de ocorrer na presença de uma diferença de índices de refração entre o núcleo e a bainha. Assim sendo, 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 2.3**) (Shah & Agrawal, 2011).

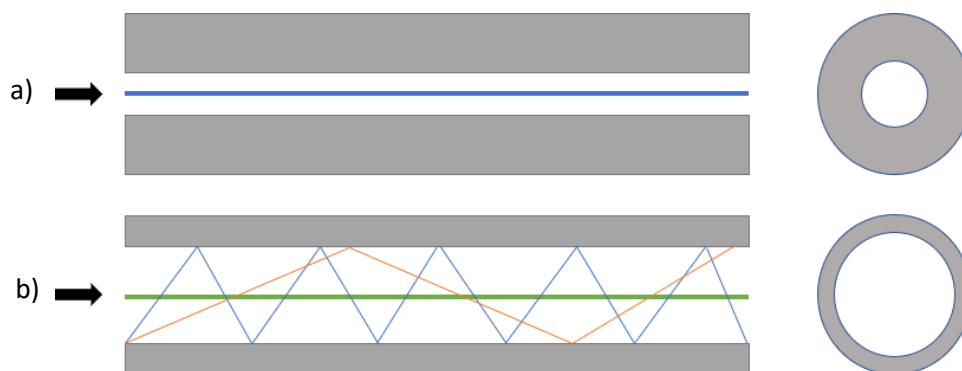


Figura 2.2 - Modos de propagação da luz em a) fibra ótica monomodo e b) fibra ótica multimodo.

A luz é guiada na fibra ótica em diversos modos de propagação, que dependem do diâmetro da fibra e do comprimento de onda de operação (Grattan & Sun, 2000). Tendo em conta o comprimento de onda a 1550 nm pode-se definir duas categorias de fibras óticas:

- a) Monomodo:** São fibras que possuem núcleo de pequenas dimensões, nomeadamente por volta dos 9 μm de diâmetro (ou inferior, até cerca de 2 μm), permitindo apenas um modo de propagação, isto é, transmitindo apenas o raio axial, conforme apresentado na **Figura 2.2 a)** (Grattan & Sun, 2000).
- b) Multimodo:** As fibras multimodo possuem um diâmetro do núcleo maior que as fibras monomodo, cujo diâmetro varia tipicamente acima dos 50 μm permitindo vários modos de propagação, isto é, a luz vai percorrer o interior da fibra ótica por diferentes caminhos como se pode ver na **Figura 2.2 b)** (Grattan & Sun, 2000).

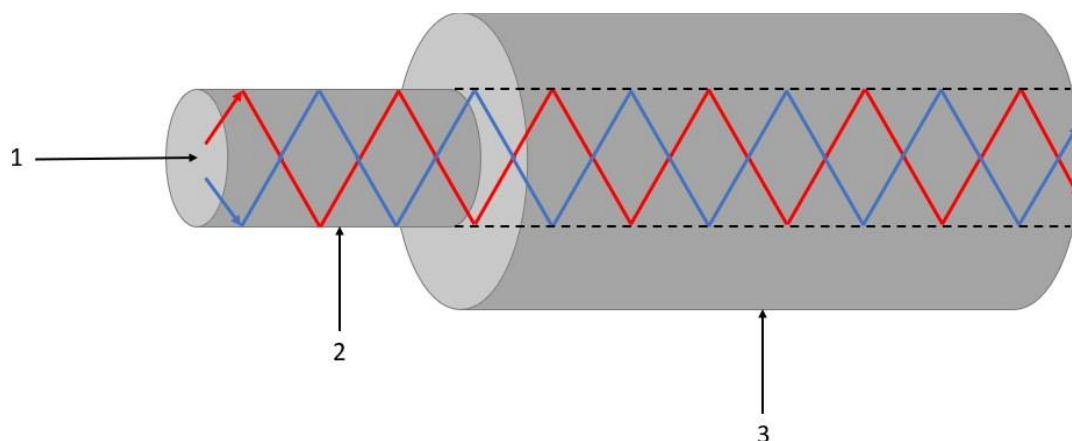


Figura 2.3 - Fenómeno de reflexão interna total numa fibra ótica. A propagação de luz (1) numa fibra ótica ocorre por reflexão total da luz interna no seu núcleo (2) uma vez que tem maior índice de refração do que a bainha (3).

2.2 – Sensores em Fibra Ótica

Um sensor é um dispositivo com a habilidade de responder de uma forma específica a um determinado sinal ou estímulo externo, indicando assim as variações relativamente à sua condição inicial (National Research Council, 1995). A resposta gerada pelo sensor corresponde geralmente a um sinal de natureza elétrica, ótica ou mecânica, que, por sua vez, pode ser convertido numa outra grandeza física através de um detetor acoplado ao sensor em questão (Grattan & Sun, 2000).

Os sensores em fibra ótica (SFO) funcionam do mesmo modo, na medida em que são capazes de detetar alterações sofridas na propagação da luz causadas pelos estímulos externos do meio envolvente. Essas alterações podem ser de parâmetros físicos como tensão, pressão e temperatura, e a alteração de parâmetros bioquímicos como concentrações e composições químicas (Lee, 2003).

Um sistema de sensorização em fibra ótica é constituído por três componentes principais: a fonte de luz, o elemento sensor e o detetor de luz (Roriz et al., 2013). A fonte de luz tem a capacidade de transmitir a radiação eletromagnética cuja energia se propaga ao longo da fibra ótica para o elemento sensor, através do princípio da reflexão total interna (Grattan & Sun, 2000). O elemento sensor tem como principal funcionalidade a alteração das propriedades da luz e o fotodetetor vai proporcionar a

leitura e a análise da perturbação da luz quando esta é sujeita a alterações do meio externo (Poeggel et al., 2015).

Os SFO podem ser classificados quanto à estrutura, modulação e processo de medição. Quanto à sua estrutura, os SFO subdividem-se em dois tipos: extrínsecos ou intrínsecos (Poeggel et al., 2015). Os sensores intrínsecos utilizam a fibra ótica como elemento sensor, não havendo a necessidade de interromper o feixe de luz. Assim, as perdas óticas, devido às conexões entre a fibra e o sensor, são reduzidas. Por outro lado, os sensores extrínsecos direcionam a luz proveniente de uma dada região de medição, por forma a recolher as informações contidas na mesma (Grattan & Sun, 2000). Os sensores em fibra ótica também podem ser interrogados em transmissão ou em reflexão, conforme apresentado na **Figura 2.4**.

A modulação dos SFOs pode ser realizada através da variação de intensidade, variação em comprimento de onda, e variação de fase. Quanto ao processo de medição, o SFO depende (1) do local de interesse, seja ele pontual, multiponto ou distribuído, e (2) do mensurando, por exemplo, temperatura, deformação, deslocamento, e pressão (Rao, 2006).

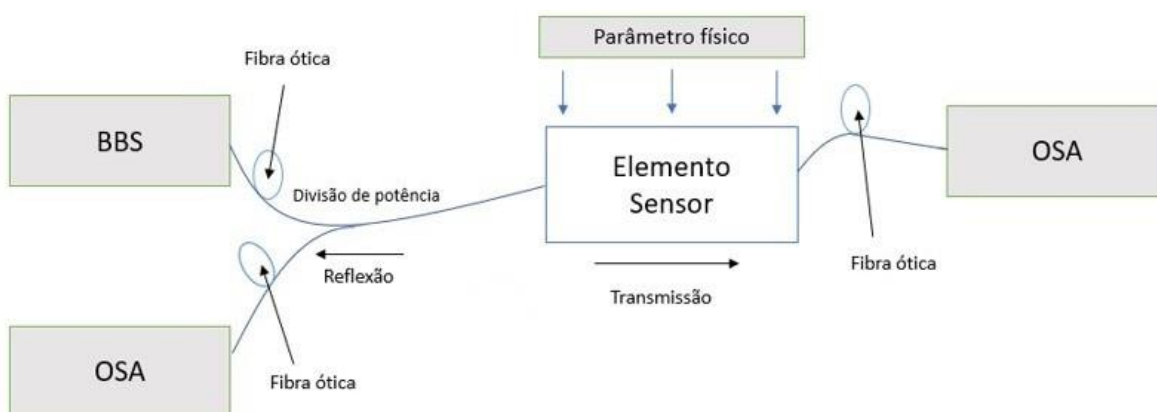


Figura 2.4 - Esquema de uma interrogação típica de um SFO (BBS – *broadband source*, OSA – *optical spectrum analyzer*).

2.2.1 – Principais Propriedades dos Sensores em Fibra Ótica

As principais características dos Sensores em Fibra Ótica (Roriz et.al., 2013) são:

- a) **Biocompatibilidade e inerte** – Uma fibra ótica é constituída na sua essência por Sílica na sua forma amorfa, Dióxido de Silício (SiO_2), Sílica fundida ou Quartzito fundido (Correia, James, Lee, Morgan, & Korposh, 2018). Estes tipos de materiais apresentam vantagens na medida em que são quimicamente inertes o que os torna praticamente imunes aos ataques químicos de outros materiais protegendo assim a sua deterioração. Além disso, um sensor em fibra ótica (baseado em Sílica) pode estar sujeito a uma amplitude de temperaturas elevadas ($\pm 900^\circ\text{C}$), uma vez que irá manter a sua integridade estrutural quer em hipertermia, quer em crioterapia.

- b) **Condutividade elétrica nula** – Os SFOs são bons isoladores elétricos (propriedade intrínseca da fibra ótica), sendo assim evitado o risco de exposição a choques elétricos aquando da sua utilização.

- c) **Imune a interferências eletromagnéticas** – As fibras óticas são constituídas por Sílica, como já foi referido, sendo este material conhecido principalmente, pelas suas características dielétricas, e, desse modo é imune a interferências eletromagnéticas (EMI). Em ambiente hospitalar os SFOs tornam-se uma vantagem óbvia, pois podem ser usados em conjunto com os equipamentos que emitem ondas eletromagnéticas, como são os casos da ressonância magnética (RM) e a tomografia computadorizada (TC).

- d) **Reduzida dimensão e peso** – As fibras óticas possuem um peso e dimensão reduzidos permitindo o desenvolvimento de sensores miniaturizados com uma reduzida dimensão, proporcionando a sua utilização em aplicações que requeiram este tipo de dimensões e peso como é o caso da Biomedicina.

- e) **Sensibilidade e operação remota** – As fibras óticas são capazes de transmitir elevadas quantidades de dados por longas distâncias sem que haja perdas de informação significativas. Permitem ainda a deteção remota e a multiplexagem.

2.3 – Sensores em fibra ótica baseados em impressão 3D e suas aplicações biomecânicas

Os sensores em fibra ótica (SFO) contam com mais de sessenta anos desde a sua descoberta. Os SFO, revolucionaram o mundo científico na medida em que apresentam diversas vantagens comparando com os sistemas de sensores convencionais. Os SFO podem ser aplicados em diversos campos, tais como a biomecânica e a biomedicina. Os sensores que são usados nas áreas anteriormente referidas, baseiam-se em sensores piezoelétricos, extensómetros, entre outros (Mignani & Baldini, 1996).

Uma das principais aplicações dos sensores em fibra ótica na área da biomecânica consiste na deteção da pressão interna do corpo humano, nomeadamente na medição da pressão do fluido intersticial. O interesse pelo estudo deste tipo de pressão surge na mesma altura do desenvolvimento dos SFO na década de sessenta. Contrastando esse facto, são usados nos primeiros anos, sensores piezoelétricos integrados em cateteres para a medição de pressão (Clark et al., 1965) (Gamble et. al., 1965). Posteriormente, e no sentido de melhorar a eficiência e o custo destes sensores, usaram-se cateteres cheios de fluido ligados a um transdutor externo de pressão. Várias configurações foram desenvolvidas e apesar do baixo custo, a eficiência não ultrapassou a dos primeiros sensores piezoelétricos (Crenshaw et. al., 1990).

Surge assim o interesse pela implementação dos SFO na medição da pressão interna no corpo humano. Este tipo de sensores apresenta, à partida, vantagens significativas, como o facto de poderem ser usados em movimento, algo que não acontecia com os transdutores. Roriz et. al, em 2013, enuncia alguns tipos de pressão em que os SFO são usados ou podem vir a ser usados no futuro:

- (1) Pressão intravascular;
- (2) Pressão intracardíaca;
- (3) Pressão Intramuscular ou Intracompartimental
- (4) Pressão Intra-Articular;
- (5) Pressão Intracranial.

Os SFO apresentam um enorme potencial no que diz respeito às áreas da Biomecânica e Biomedicina, uma vez que o seu reduzido tamanho implica apenas um procedimento invasivo mínimo para a sua colocação em funcionamento, levando a que se façam medidas em pontos precisos ou ainda vários pontos espalhados pelo corpo humano, de forma mais simples e rápida, sem a necessidade de aumentar o

seu tamanho. Contudo, este tipo de sensores é frágil pois a própria fibra ótica é o sensor e a cápsula ao mesmo tempo, pelo que é necessário um revestimento com materiais biocompatíveis, capazes de fortalecer a estrutura para esta resistir às condições internas e externas do corpo humano, local onde irá funcionar e fornecer as medições (Crenshaw et. al., 1990).

Na área da Biomedicina, os SFO possuem grande relevância nas diversas especialidades médicas, nomeadamente no estudo in vivo do corpo humano. Como já foi referido anteriormente, a principal aplicação dos SFO passa pela medição da pressão interna do corpo humano que pode ser feita de várias formas. Na Gastroenterologia, por exemplo, foram usados sensores de fibra ótica para medir a pressão interna do colón. O mesmo tipo de sensor, também foi usado por Kong et al, em 2013, para medição da pressão varizes esofágicas em três pacientes diferentes (Kong, et al., 2013). A medição da pressão sanguínea, intracraniana e intravertebral usando sensores Fabry-Perot (FP), sensores de intensidade e até redes de Bragg (Roriz et al., 2013) (Correia et al., 2018) também tem sido tema de investigação usando SFOs. Por outro lado, os SFO têm demonstrado a sua aplicabilidade numa vasta gama de aplicações biomédicas, desde medição de temperatura (Polito, et al., 2015), movimentos respiratórios e batimento cardíaco via medição da deformação de uma rede de Bragg (Dziuda et al., 2012), medição de pH usando sensores de intensidade com revestimentos sensíveis ao meio externo (Rodriguez, et al., 2014), entre outros.

Van der Elst et al., em 2021, aponta os SFO, como os principais revolucionários na medição de vários parâmetros biológicos e também na integração “sensor-tecido” pela forma como estes interagem com os tecidos biológicos, por apresentarem características que lhes conferem biocompatibilidade para com os mesmos. Segundo Van der Elst et al., um novo conceito de sensores está a ser pensado, combinando as fibras óticas com tecidos biológicos impressos mecanicamente e de forma específica para cada situação clínica, podendo ser usadas de diversas formas, tais como a monitorização de nutrientes, e de fatores de crescimento, concentração de dióxido de carbono, proliferação e densidade, esperança de vida das células, entre outras (Van der Elst, et al., 2021).

Devido aos sucessivos avanços nas técnicas de fabricação aditiva, as fibras óticas, para serem usadas na medição, seriam impressas em 3D por forma a garantir

a exatidão, elevado rigor e pormenor da estrutura a ser colocada no corpo. Esta seria composta pelo conjunto de tecido e fibra. As vantagens desta técnica são enormíssimas, pois, para cada caso clínico se desenvolveria um sensor específico, atendendo às necessidades exigidas, facto este que não acontece com os sensores convencionais, onde atualmente se trabalha com sensores pré-concebidos (Faccini de Lima et al., 2019). Outro fator possuidor de grande relevância é o estudo de desenvolver fibras impressas que sejam biodegradáveis, isto é, consumidas pelo próprio corpo após terminarem a medição dos parâmetros em estudo. Este aspeto representa uma vantagem significativa, pois evitam-se procedimentos evasivos para retirar as estruturas previamente colocadas (Van der Elst, et al., 2021).

A técnica de impressão de material biocompatível e de tecidos biológicos ganha cada vez mais ênfase e importância devido às suas vantagens quer a nível de eficiência e eficácia, quer ao nível da produtividade e custo. Desta forma, a combinação dos SFO com impressão 3D poderá oferecer uma vasta gama de potencialidades e aplicações, pela sua biocompatibilidade, alta sensibilidade e flexibilidade de integração em sistemas de monitorização de parâmetros físicos e bioquímicos. Estudos relativos a impressão de tecidos humanos, nomeadamente: tecido ósseo (Keriquel, et al., 2010), tecido muscular (Kang, et al., 2016), tecido cardíaco (Gaetani et al., 2012), cartilagem (Grogan, et al., 2013), e vasos sanguíneos (Kolesky et al., 2016), são exemplo das vantagens que esta técnica acarreta para a comunidade científica.

CAPÍTULO 3 – INTERFERÓMETRO FABRY-PÉROT EM FIBRA ÓTICA

3.1 – Introdução

As configurações em fibra ótica baseadas na interferometria Fabry-Pérot (FP) são muito versáteis, simples de fabricar e amplamente utilizadas em aplicações sensoras. Este tipo de sensor FP exhibe grande sensibilidade, gama dinâmica, capacidade de multiplexagem e baixas perdas, o que os torna uma solução ótima para processos de deteção de diferentes parâmetros físicos e químicos (Rajan, 2015).

Os interferómetros de Fabry-Pérot em fibra ótica (FFPIs – *Fibre Fabry Perot Interferometers*) podem ser classificados como sensores intrínsecos ou extrínsecos, cuja interrogação pode ser feita através da modulação de fase ou intensidade do sinal ótico. O fabrico deste tipo de sensores é efetuado através de uma máquina de fusão, sendo um processo simples e reproduzível (Ferreira, et al., 2015). Os FFPIs têm sido bastante explorados e estudados nas últimas décadas e têm demonstrado diversas aplicações práticas para medições de temperatura (Rong, et al., 2012), vibração (Zhang et al., 2013), pressão e índice refrativo (Xiao, et al., 2005).

Os FFPI podem ser aplicados para a medição da temperatura e Rong et al., em 2012, propõe um modelo deste tipo de sensor constituído pela ponta de uma fibra revestida por uma película fina de álcool polivinílico. Este tipo de sensor apresenta características vantajosas para a medição de temperatura, nomeadamente uma sensibilidade máxima de 173,5 pm/°C em temperaturas acima dos 80°C (Rong, et al., 2012). Os FFPI também podem ser usados para o estudo da vibração de diversos materiais. Zhang et al., em 2013, propõe um tipo de sensor baseado na interferometria Fabry-Pérot que não é sensível aos efeitos ambientais, o que permitia medições com elevado rigor quando aplicado num material, tendo ainda a possibilidade de ser incorporado num material compósito para ser usado em ambientes mais agressivos (Zhang et al., 2013). O índice de refração é um parâmetro chave no que diz respeito a aplicações sensoras. Neste campo os FFPIs também demonstraram o seu potencial. Xiao et al., em 2015 demonstrou a sua viabilidade através do uso de um sensor baseado em Fabry-Pérot com uma cavidade formada por um tubo de sílica de núcleo oco, e a cabeça do sensor formada por um tubo de sílica oco unido a uma fibra

monomodo. Este tipo de sensor obteve resultados interessantes para medições de variações de pressão e índice de refração em fluidos (Xiao, et al., 2005).

Ao longo deste capítulo, são apresentados os princípios básicos da interferometria de Fabry-Pérot assim como o trabalho experimental desenvolvido na fabricação e caracterização ótica de sensores baseados em FFPIs. Desta forma, será apresentada a descrição do procedimento utilizado para a fabricação e caracterização espectral dos sensores óticos, assim como os resultados obtidos na monitorização de parâmetros físicos, nomeadamente, a deformação longitudinal e temperatura.

3.2 – Princípios de interferometria Fabry-Pérot

A configuração FP de baixa visibilidade pode ser caracterizada como uma interferometria de duas ondas. Neste caso, e considerando o exemplo esquematizado na **Figura 3.1**, a cavidade FP é constituída por dois espelhos parcialmente refletores, paralelos entre si, nomeadamente, a interface duma fibra ótica e um espelho, tendo uma refletividade de R_1 e R_2 , respetivamente. A distância L entre os dois espelhos denomina o tamanho da cavidade do interferómetro, onde a luz que incide nos espelhos vai ser refletida devido à diferença de índice de refração entre os meios envolvidos. Desta forma, a luz incidente na fibra ótica é dividida em dois feixes distintos. Um desses feixes interage com o mesurando – o parâmetro físico ou químico que irá ser medido – e o outro serve de referência. Na **Figura 3.1** é apresentado um exemplo de um interferómetro Fabry-Pérot em fibra ótica (Islam et al., 2014).



Figura 3.1 - Esquema de um interferómetro Fabry-Pérot em fibra ótica.

A intensidade da luz que é retro-refletida na fibra ótica é o resultado da interferência dos dois feixes – a referência e o feixe que interage com o mesurando. A intensidade total de luz refletida é dada por:

$$I_r = I_1 + I_2 - 2\sqrt{I_1 I_2} \cos \delta \quad (1)$$

onde I_1 e I_2 são as intensidades do primeiro e do segundo feixe, respetivamente, e δ é a diferença de fase entre eles, devido à diferença de caminho ótico. No caso do interferómetro Fabry-Pérot em fibra ótica (FFPI), a diferença de fase δ é dada por:

$$\delta = \frac{4\pi n L_{FP}}{\lambda} \quad (2)$$

onde L_{FP} é o comprimento da cavidade, n é o índice de refração, e λ o comprimento de onda central do feixe de luz incidente. A cavidade FP é caracterizada espectralmente por um sinal sinusoidal modulado da intensidade retro-refletida, tal como exemplificado na **Figura 3.2**.

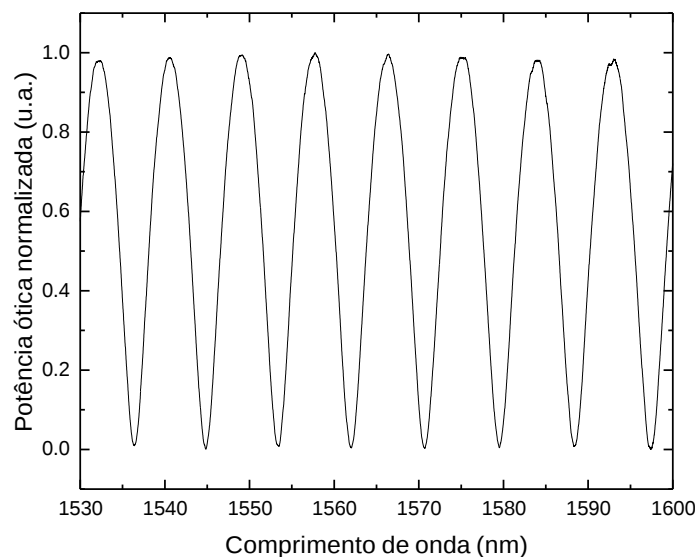


Figura 3.2 - Exemplo de um espectro normalizado de um interferómetro de duas ondas com uma cavidade de 140 μm .

Os valores de máxima reflexão ocorrem a $\delta\delta = 2m\pi$ (m é um número inteiro), correspondendo à situação em que múltiplas ondas estão em fase. Assim, o período deste sinal sinusoidal é dado por $\Delta\delta = 2\pi$. Considerando que a cavidade FP é iluminada por uma fonte de luz com incidência normal à fibra ótica, então a largura espectral $\Delta\lambda_{FSR}$ entre dois máximos consecutivos (ou FSR – *Free Spectral Range*) é determinada pela seguinte expressão:

$$\Delta\lambda_{FSR} = \frac{\lambda\lambda_1\lambda_2}{2nL_{FP}} \quad (3)$$

Os parâmetros físicos, tais como a temperatura e deformação induzem alterações na cavidade FP que, por sua vez, se pode traduzir na variação da fase e/ou intensidade do sinal ótico. Desta forma, será possível monitorizar os parâmetros de interesse.

3.3 – Fabrico e caracterização de sensores FFPI

Ao longo deste estudo foram desenvolvidos vários sensores FFPI com diferentes comprimentos de cavidade. Estes mesmos sensores foram desenvolvidos de forma controlada em laboratório, com recurso a uma máquina de fusão (Sumitomo Electric FC-6RS) - **Figura 3.3**.



Figura 3.3 - Máquina de fusão "Sumitomo Type-71C".

Para o fabrico deste tipo de sensores foi usado um tubo capilar de sílica (HCF – *Hollow core fiber*), com um diâmetro interno de $\sim 75 \mu\text{m}$ e um diâmetro externo de

~125 μm , e fibra monomodo (SMF28e). As cavidades FP foram obtidas através da fusão por arco elétrico de uma pequena secção de fibra HCF entre duas fibras monomodo, formando uma cavidade de ar. Essa fusão foi realizada em modo de operação manual, de modo a garantir que a descarga do arco elétrico era aplicada na fibra monomodo, e desta forma prevenir que o tubo de sílica HCF colapsasse ou formasse bolhas.

Conforme a **Figura 3.4**, o primeiro passo (1) consiste em fundir um dos lados do tubo capilar HCF com a fibra SMF. De seguida, (2) cliva-se o tubo capilar com o

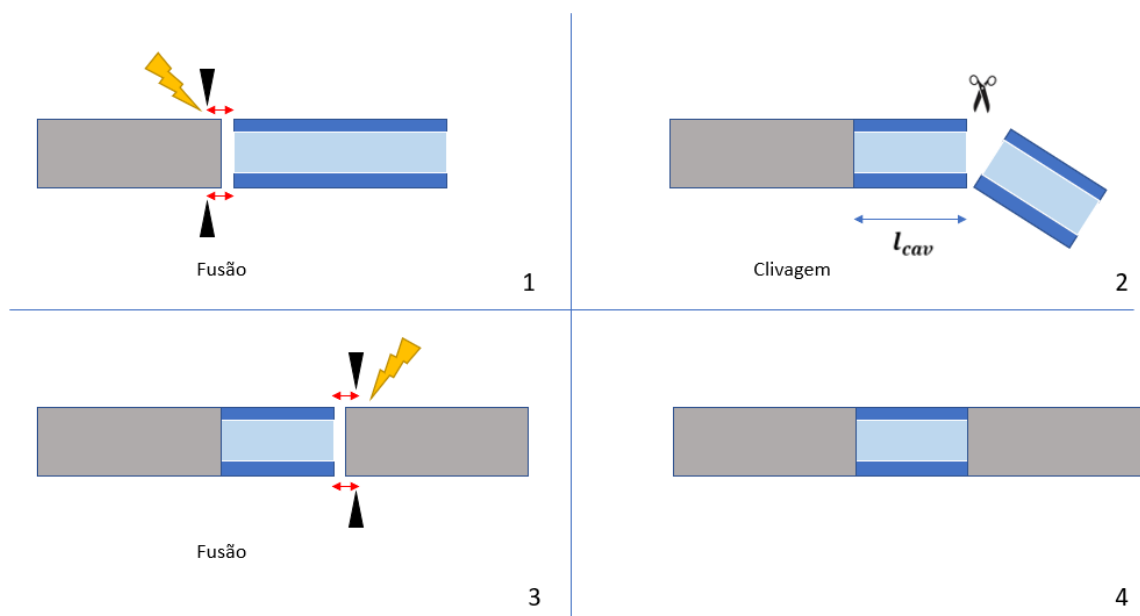


Figura 3.4 - Processo de fusão de fibras óticas.

comprimento desejado para formar a cavidade FP desejada. Por fim (3) funde-se o lado oposto do tubo capilar HCF com a fibra monomodo, da mesma forma que no primeiro passo (1). No final (4), a cavidade FP em ar é formada através desta simples configuração. De seguida, procede-se à medição do comprimento da cavidade, o que é um passo importante, pois é desejado que o comprimento da cavidade seja igual ao que inicialmente se projetou. Normalmente, este processo é feito com uma lupa e uma régua micrométrica, mas, no sentido de evitar o erro experimental, foi usado uma câmara acoplada à lupa. Para o posicionamento fixou-se a fibra em fixadores e a fibra inserida num programa XY manual de clivagem. Com isto pretende-se obter um processo de clivagem mais preciso e eficaz.

Na **Figura 3.5** é apresentado (a) um esquema representativo do tipo de sensor FFPI desenvolvido, assim como (b) as respetivas imagens microscópicas (Leica

DM750 M) de dois sensores FFPI fabricados com cavidades de 58,166 e 1411,266 μm , respetivamente.

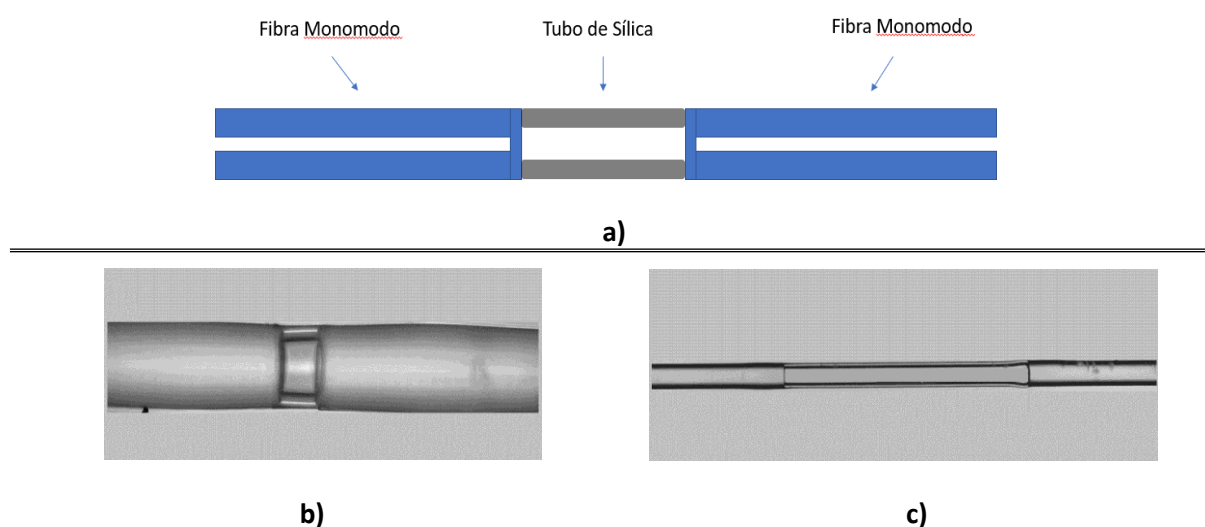


Figura 3.5 - (a) Esquema representativo do sensor FP; Imagem microscópica de dois sensores FP com cavidades de 58,166 μm (b) e 1411,266 μm (c), respetivamente.

Neste trabalho, foram desenvolvidos oito sensores FP com diferentes cavidades, cujas dimensões estão compreendidas entre $\sim 58 \mu\text{m}$ e $\sim 1400 \mu\text{m}$. A **Tabela 3.1** apresenta as dimensões das cavidades relativas aos sensores FFPI desenvolvidos – as respetivas imagens microscópicas encontram-se no *Anexo A*, **Figura A1**.

Tabela 3.1 – Sensores FP desenvolvidos e respetivos comprimentos de cavidades interferométricas (μm)

Sensores FP	Comprimentos de Cavidade (μm)
FP 1	58,166
FP 2	58,698
FP 3	536,535
FP 4	710,981
FP 5	1019,66
FP 6	1013,288
FP 7	1167,998
FP 8	1411,266

No processo de caracterização dos sensores FFPI, foi monitorizada a sua resposta espectral em reflexão, recorrendo à montagem experimental esquematizada

na **Figura 3.6**. Esta montagem corresponde ao esquema básico em reflexão a partir do qual é feita a caracterização espectral dos sensores em fibra ótica, permitindo o estudo da resposta a diferentes parâmetros, tais como, deformação e temperatura.

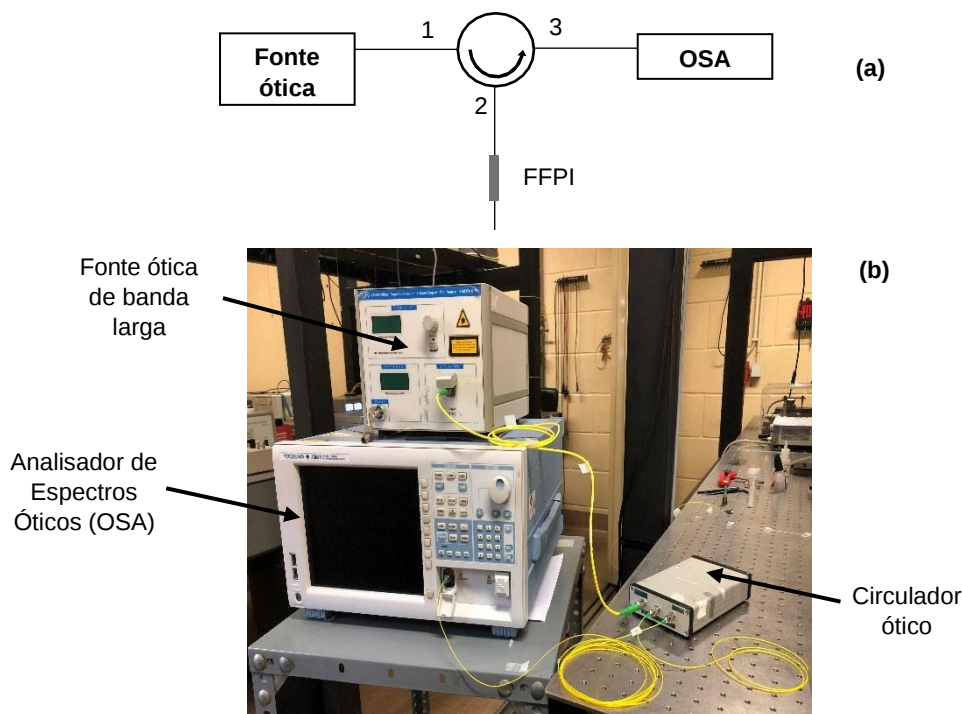


Figura 3.6 - (a) Representação esquemática da monitorização de um sensor Fabry-Pérot em reflexão, através da associação de uma fonte ótica de banda larga e um analisador de espectros óticos, por meio de um circulador; (b) Montagem experimental.

Uma fonte ótica de espectro largo (Photonetics), com 80 nm 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: na porta 1 entra o sinal emitido pela fonte ótica, o sinal é direcionado até à fibra sensora e 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.

A conetorização da fibra sensora (neste caso, o sensor Fabry-Pérot) ao circulador é realizada através da junção das fibras pelo processo de fusão com o auxílio de uma máquina de fusão (Sumitomo Eletric 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 Eletric 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 3.7**.

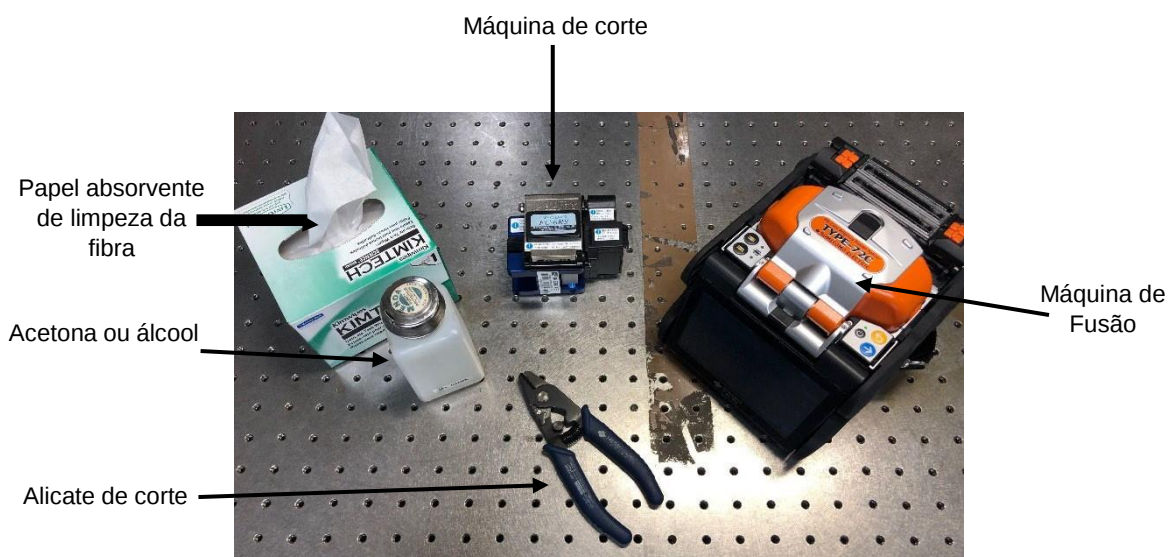


Figura 3.7 - Material e equipamento utilizado na preparação de fibras.

As respostas espectrais dos sensores FFPI em reflexão foram observadas (**Figura 3.8**), apresentando ambas o comportamento de um interferómetro de duas ondas. A largura espectral entre duas franjas adjacentes, $\Delta\lambda_{FSR}$, está relacionada com o tamanho da cavidade, L_{FP} , através da equação 3. A partir desta relação, foi possível determinar o comprimento das cavidades L_{FP} , cujos valores são 58,166 μm , para FP_1 e 1411,266 μm para FP_1 e FP_8 , respetivamente (**Tabela 3.1**).

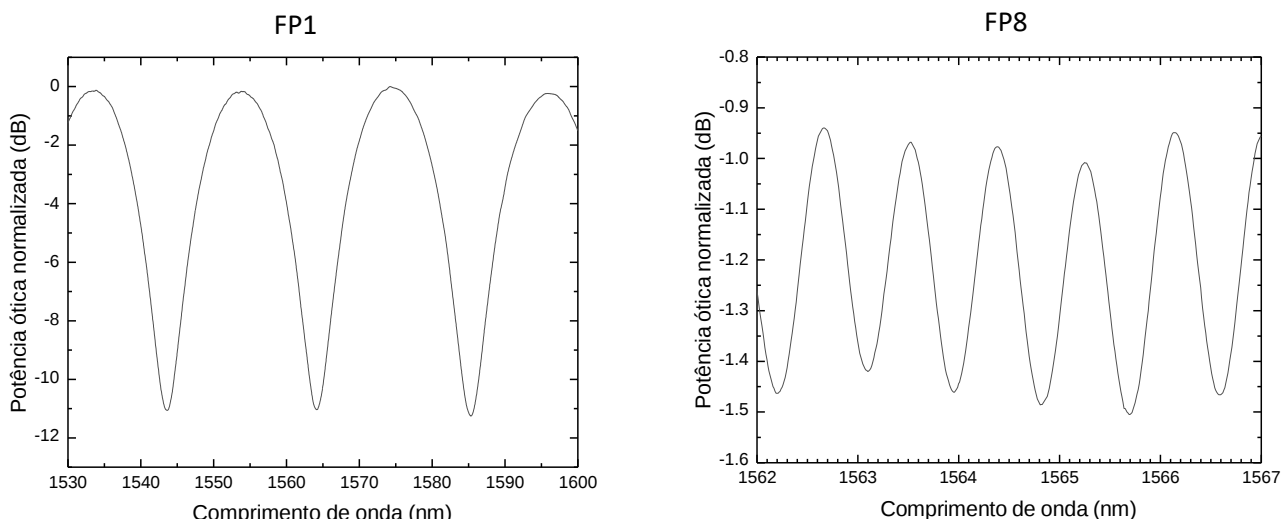


Figura 3.8 - Respostas espectrais em reflexão dos sensores FP1 e FP8.

3.4 – Medição de parâmetros físicos

Para melhor compreensão do comportamento dos sensores FFPI à medida que estes são submetidos a determinados parâmetros físicos, e para se conseguir uma replicação do funcionamento do sensor quando este executar a tarefa para que foi desenvolvido, estes foram submetidos a deformação longitudinal e temperatura, na tentativa de prever possíveis interferências que possam ocorrer na leitura dos mesmos. O comportamento dos sensores FFPI a diferentes parâmetros físicos, foi estudado recorrendo a montagens específicas exemplificadas na **Figura 3.9** (deformação longitudinal).

3.4.1 – Deformação longitudinal

Na **Figura 3.9** está representada a montagem experimental usada para o estudo da deformação longitudinal. Nesta montagem, as extremidades de cada um dos sensores foram colocadas sobre duas plataformas, sendo as pontas do sensor fixadas nessas mesmas plataformas (P0 e P1) e distanciadas por um comprimento inicial, L_0 . Uma dessas plataformas podia ser movida com recurso a uma carruagem acionada por um parafuso micrométrico que permitia deslocamentos mínimos de 10 μm . Foram testados os 8 sensores FFPI desenvolvidos e, para um comprimento inicial L_0 de ~ 400 mm. Foram aplicados sucessivos deslocamentos (ΔL) espaçados de 50 μm , até ao valor máximo de 400 μm . O mesmo processo foi efetuado até

retornar ao comprimento inicial, L_0 . As franjas de cada sensor FFPI variam por aplicação de uma tensão mecânica, resultando assim na deformação longitudinal $\Delta\epsilon = \Delta L/L$ da cavidade interferométrica.

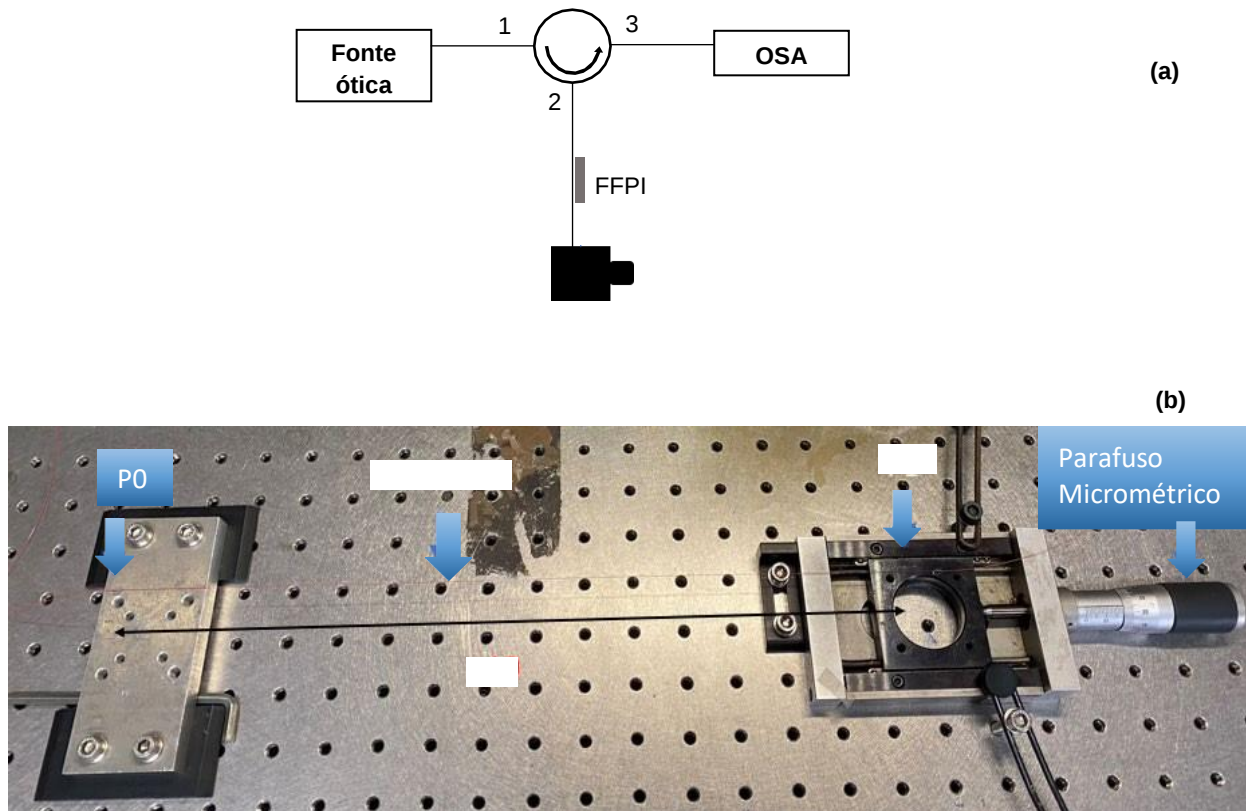


Figura 3.9 – a) Esquema representativo e b) montagem experimental efetuada para estudo da resposta dos sensores FP à aplicação de deformação longitudinal.

A **Figura 3.10** mostra, como exemplo, a resposta espectral dos sensores FP1 e FP8 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 longitudinal, foi analisada a variação espectral na região dos 1565 nm para todos os sensores desenvolvidos.

A variação de comprimento de onda ($\Delta\lambda$) em função da deformação longitudinal ($\Delta\epsilon$), para os sensores FP1, FP4, FP6 e FP8, está apresentada na **Figura 3.11** (resultados obtidos para os sensores FP2, FP3, FP5 e FP7 encontram-se no *Anexo A*, **Figura A2**). Observa-se um deslocamento para valores positivos de deformação longitudinal como resultado do efeito elasto-ótico.

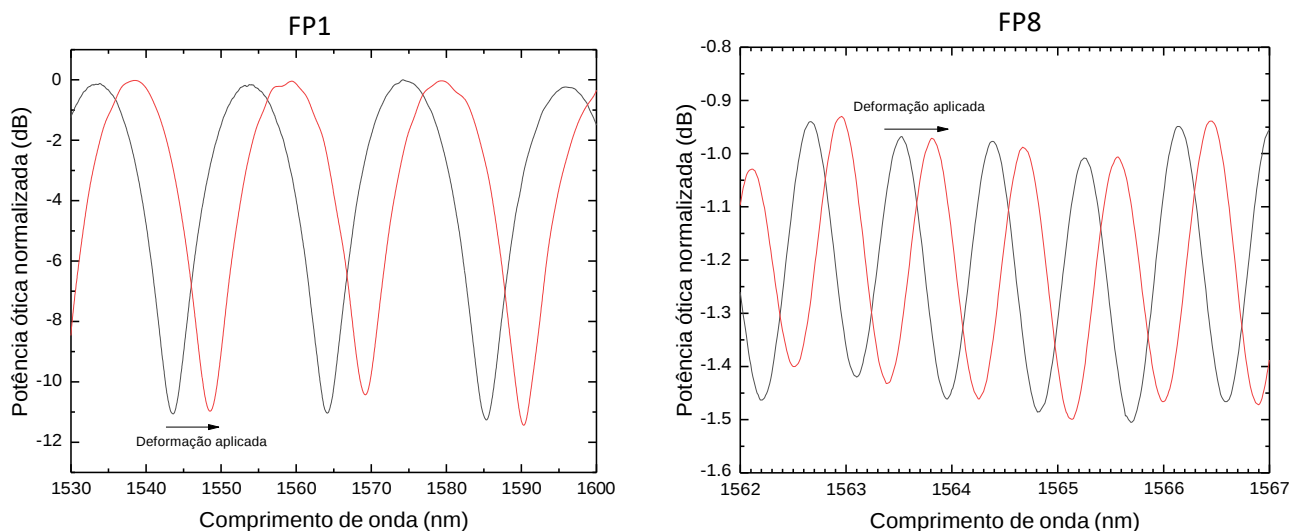


Figura 3.10– Resposta espectral dos sensores a) FP1 e b) FP8 quando sujeitos a valores distintos de deformação longitudinal.

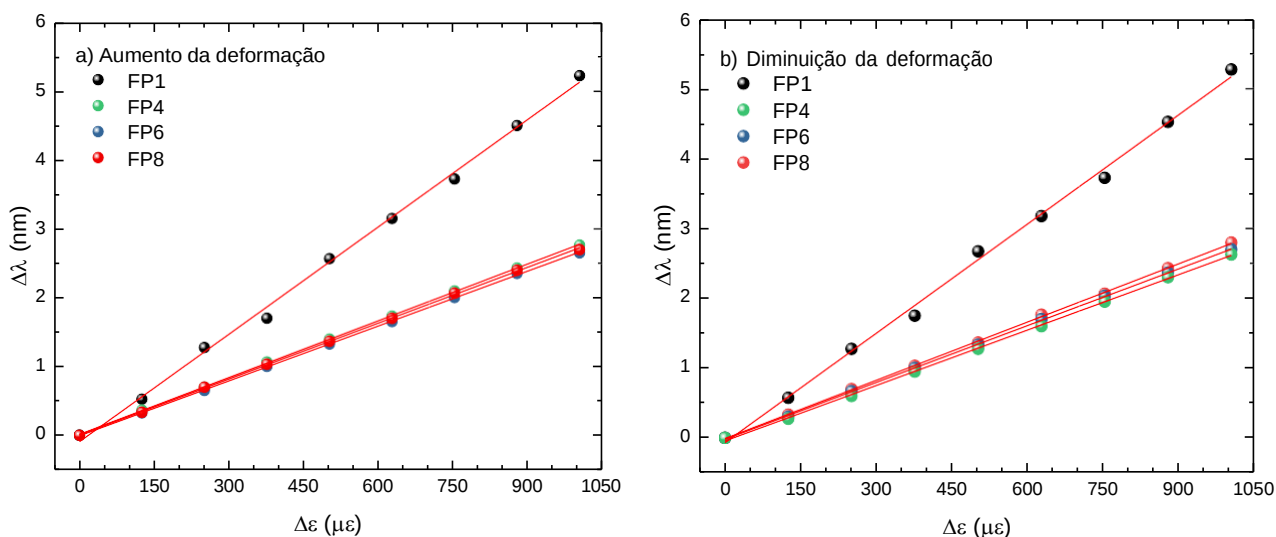


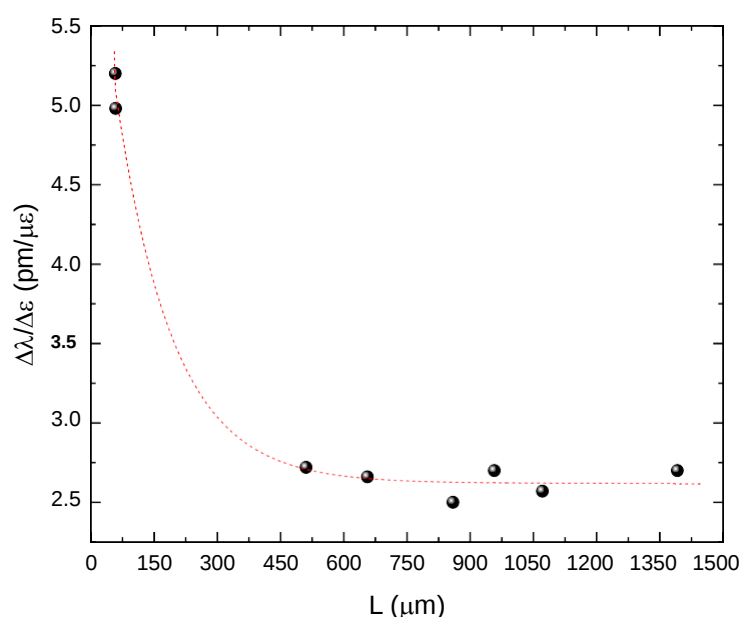
Figura 3.11 – Variação da Deformação longitudinal para os sensores FP1, FP4, FP6 e FP8: (a) aumento e (b) diminuição do parâmetro aplicado.

Assumindo o comportamento linear destes sensores, é possível estimar a sensibilidade dos sensores ao parâmetro da deformação longitudinal através do declive de ajuste linear, conforme apresentado na **Tabela 3.2**.

Tabela 3.2 - Sensibilidade dos sensores FP à deformação longitudinal

Sensores FP	Sensibilidade (pm/μ ϵ)
FP 1	5,20 $\pm$ 0,11
FP 2	4,98 $\pm$ 0,12
FP 3	2,71 $\pm$ 0,11
FP 4	2,66 $\pm$ 0,11
FP 5	2,20 $\pm$ 0,02
FP 6	2,70 $\pm$ 0,01
FP 7	2,57 $\pm$ 0,01
FP 8	2,74 $\pm$ 0,01

A relação entre os valores de sensibilidade à deformação dos vários sensores FP e o comprimento da cavidade, L_{FP} , está representada na **Figura 3.12**. Observa-se que a sensibilidade à deformação longitudinal aumenta com a diminuição do tamanho da cavidade do sensor, sendo este comportamento mais acentuado para cavidades inferiores a 450 μm .

**Figura 3.12 - Relação entre os valores de sensibilidade à deformação dos vários sensores FP e o comprimento da cavidade, L_{FP} .**

Na **Tabela 3.2** estão representados os valores de sensibilidade verificados para todos os sensores FP desenvolvidos. Verifica-se que, quanto maior o comprimento da cavidade, menor será a sensibilidade à deformação longitudinal, em particular para sensores com cavidades superiores a 450 μm cujas sensibilidades estão abaixo de 2,74 $\text{pm}/\mu\epsilon$. Para cavidades inferiores a 450 μm , a sensibilidade ao parâmetro medido

aumenta exponencialmente – para cavidades inferiores a 100 μm é possível obter sensibilidades superiores a 5 $\text{pm}/\mu\epsilon$.

Mediante estes resultados, conclui-se que os sensores com menores cavidades apresentam maior sensibilidade à deformação longitudinal, apresentando assim melhores características para posteriormente ser integrados em cantiléveres desenvolvidos por impressão 3D – estudo apresentado no capítulo 4.

3.4.2 – Temperatura

Os sensores desenvolvidos foram submetidos a variações de temperatura, tendo sido colocados dentro de um bloco de alumínio, acoplado a um Peltier para controlo da temperatura. Os sensores foram submetidos a um aumento controlado de temperatura no intervalo [20–60] $^{\circ}\text{C}$, com um passo de 5 $^{\circ}\text{C}$.

A **Figura 3.13** é um exemplo representativo da variação do comprimento de onda ($\Delta\lambda$) dos sensores FP em função da variação da temperatura (ΔT). O resultado apresentado corresponde ao sensor FP4, com uma sensibilidade residual de $(0,34 \pm 0,11) \text{ pm}/^{\circ}\text{C}$.

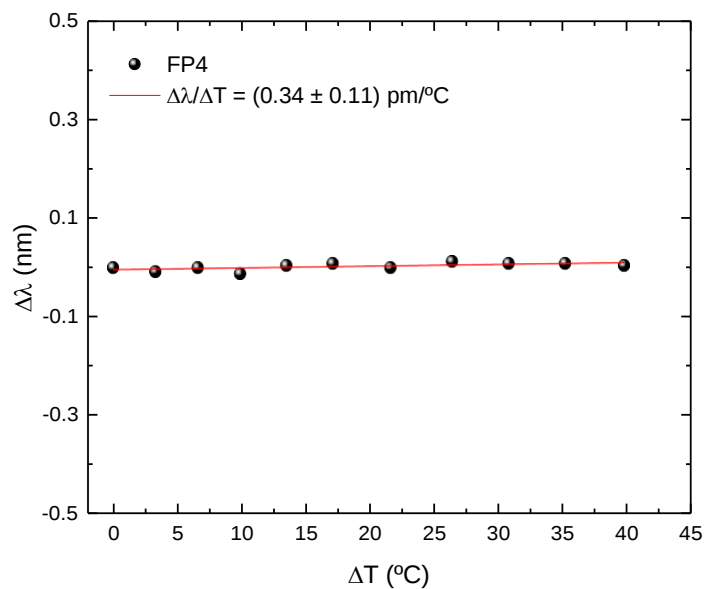


Figura 3.13 - Variação do comprimento de onda dos sensores FP em função da variação da temperatura.

Todos os sensores FFPI desenvolvidos neste trabalho apresentam uma variação residual à temperatura: sendo a cavidade FP no ar com paredes envolventes de sílica, a contribuição do efeito termo-ótico do ar é muito pequena (Ciddor, 1996), tipicamente na ordem de $10^{-9}/K$ e, por outro lado, o coeficiente da expansão térmica da sílica é $0,55 \times 10^{-6}/K$. Logo, o resultado da sensibilidade residual à temperatura dos sensores desenvolvidos seria a expectável.

CAPÍTULO 4 – APLICAÇÕES DE ESTRUTURAS CANTILÉVER MONITORIZADAS POR SENSORES FABRY-PÉROT

4.1 – Introdução

A impressão em 3D tem revelado nos últimos anos um enorme potencial para aplicações eficientes e de baixo custo, muitas delas para integração de sensores, devido à sua flexibilidade e resistência. Não há necessidade de moldes ou ferramentas, é um processo automatizado e o material desperdiçado pode ser reciclado. A rigidez do sensor é também ajustável à rigidez do material no qual vai ser embebido, e pode ser definida durante o processo de deposição. Estas vantagens levam a que a impressão 3D seja atualmente um dos principais processos usados no fabrico de produtos personalizados (Xu, et al., 2017) (Dhinesh & Senthil Kumar, 2020). Um breve estado da arte sobre impressão 3D encontra-se no *Anexo B*. Combinando a possibilidade de desenvolver novas geometrias óticas e a impressão de múltiplos materiais num único elemento ótico, as vantagens são notáveis. Dependendo do material extrudido, podem ser definidas diferentes propriedades: tamanho, cor, forma, materiais simples ou múltiplos para um único elemento ótico e, fazendo uso do processo camada a camada, possibilita a impressão de estruturas dentro de estruturas (Zhang et al., 2019) (Lima, et al., 2017) (Liao, et al.).

Um cantiléver é considerado o sistema mecânico de massa-mola mais básico e tem um enorme potencial de aplicação para sensores (Peiner & Wasisto, 2019). É muito usado para a medição de parâmetros físicos, tais como, força, aceleração, rigidez, densidade e viscosidade, a ser detetados por deflexão de um cantiléver quasistático (Du, et al., 2019), ou pela monitorização da tensão / deformação induzida na estrutura (Hasan et al., 2019). Os sensores usados para monitorização da deflexão/deformação podem ser óticos ou capacitivos (Du, et al., 2019) (Hasan et al., 2019). Em particular, os SFOs têm demonstrado excelente resistência a ambientes agressivos comparativamente aos sensores convencionais, e facilidade de integração em estruturas de cantiléver devido à sua flexibilidade e pequenas dimensões (Lima, et al., 2017) (Liao, et al.) (Du, et al., 2019).

Neste capítulo é apresentado o estudo e desenvolvimento de uma estrutura cantiléver, com geometria em *U*, para aplicação dos sensores Fabry-Pérot desenvolvidos e caracterizados no capítulo 3. O estudo da simulação das forças

aplicadas a um cantiléver com geometrias distintas dos braços em U , foi efetuado por forma a escolher a geometria mais adequada a uma situação real de carga aplicada. Como prova de conceito, é apresentado um cantiléver em U com sensores Fabry-Pérot integrados para demonstração de uma aplicação biomecânica. Nomeadamente, a medição da força aplicada no aperto de mão de uma bola esponjosa similar às bolas usadas para reabilitação de lesões ao nível da articulação radiocárpica e cubitocárpica.

4.2 – Desenvolvimento de estruturas cantiléver

Nesta fase do trabalho o objetivo consistiu em testar os SFO acoplados a uma estrutura cantiléver com geometria em U , por forma a replicar a missão que estes sensores irão desempenhar aquando da sua utilização num sistema de sensorização de carga aplicada. Para isso foram desenhadas estruturas recorrendo ao software “Adobe Fusion 360” com formas diferenciadas consoante as necessidades dos testes a executar. Após o desenho das peças estas foram impressas recorrendo à impressora “Zortrax M200” – **Figura 4.1**. As peças foram impressas em polímero ABS, que pela sua resistência à flexão, torna-se ideal para integrar os SFO desenvolvidos sem os danificar.

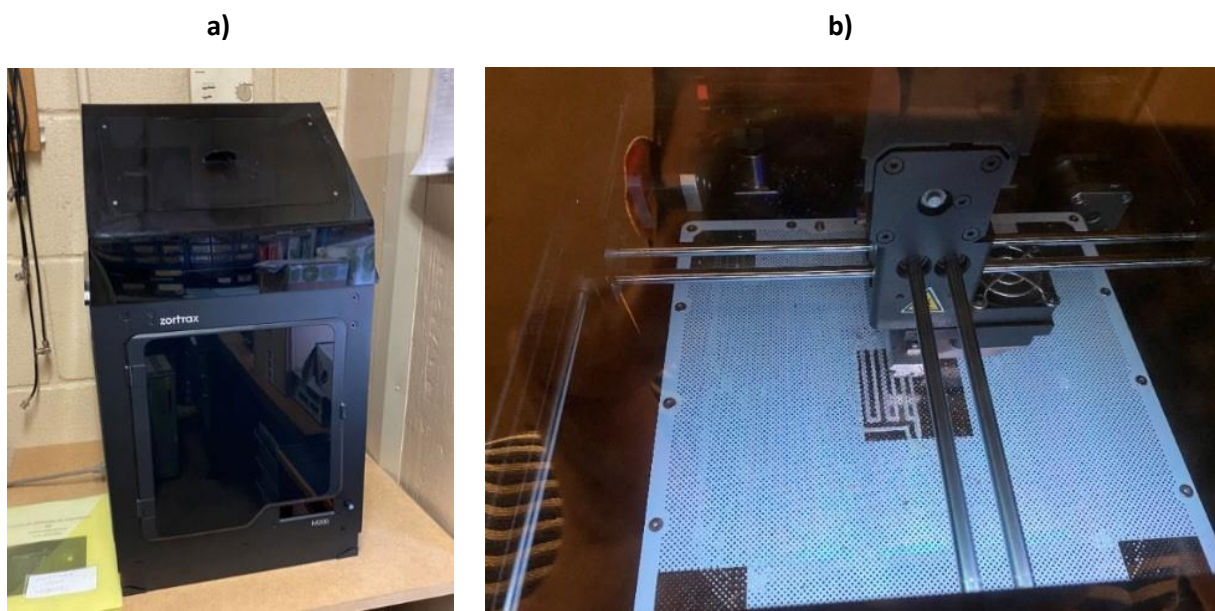
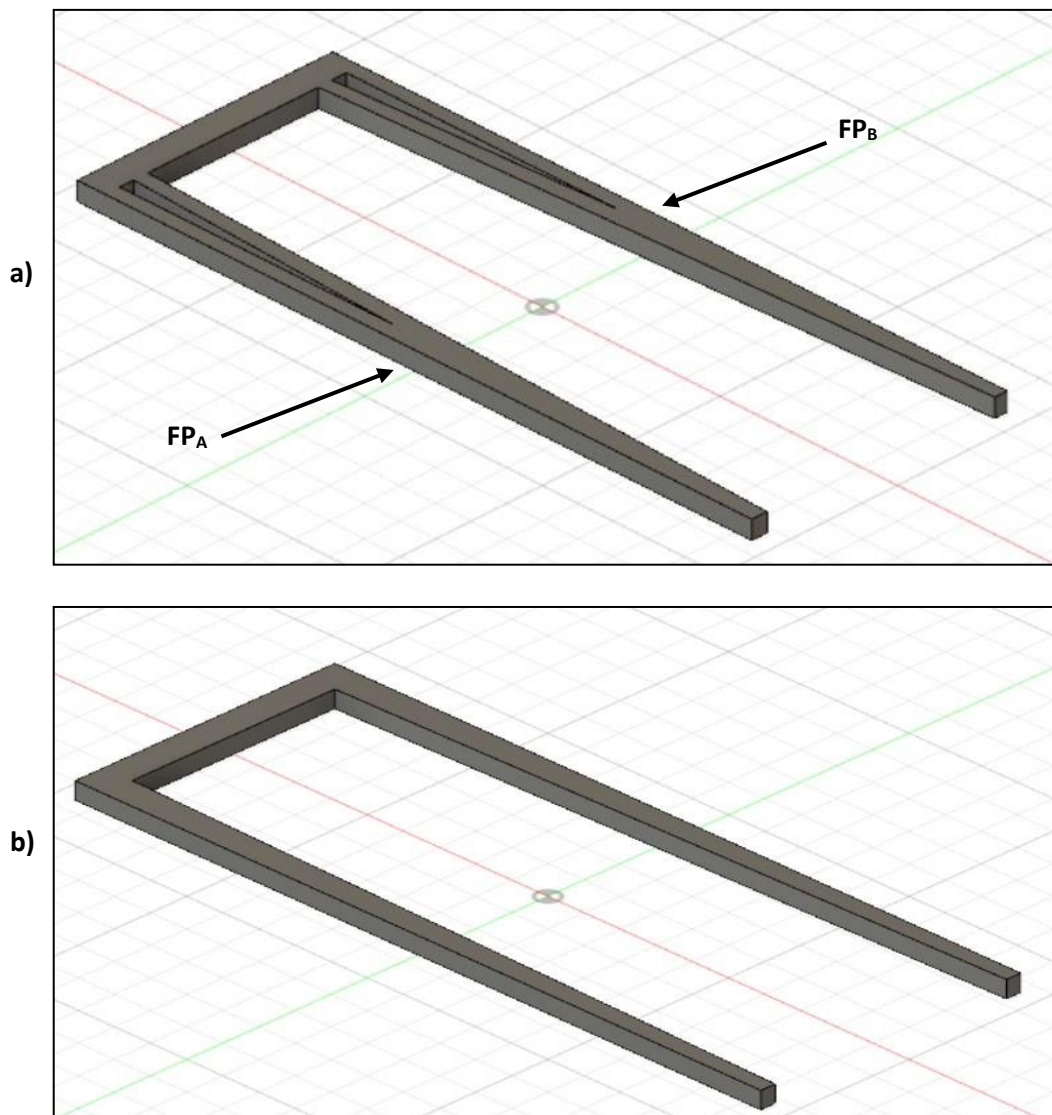


Figura 4.1 – a) Impressora 3D “Zortrax M200”; b) impressão de uma estrutura cantiléver.

4.2.1 – Peça Beta

O projeto designado por peça *Beta* foi elaborado através do desenho de uma estrutura com geometria em *U*. Esta peça consiste num cantiléver em forma de *U*, cujos braços contêm dois canais longitudinais, dentro dos quais foram implementados os sensores FP_A e FP_B , conforme está identificado na **Figura 4.2a**. Foram desenhados três (3) modelos distintos da peça *Beta* (**Figura 4.2**), cuja aplicação de forças foi simulada (secção 4.3), por forma a identificar a estrutura mais adequada à aplicação final para prova de conceito da carga aplicada. A diferença entre as estruturas assenta na geometria dos braços, nomeadamente, com as formas triangular oca (**Figura 4.2a**), triangular maciça (**Figura 4.2b**) e retangular (**Figura 4.2c**).



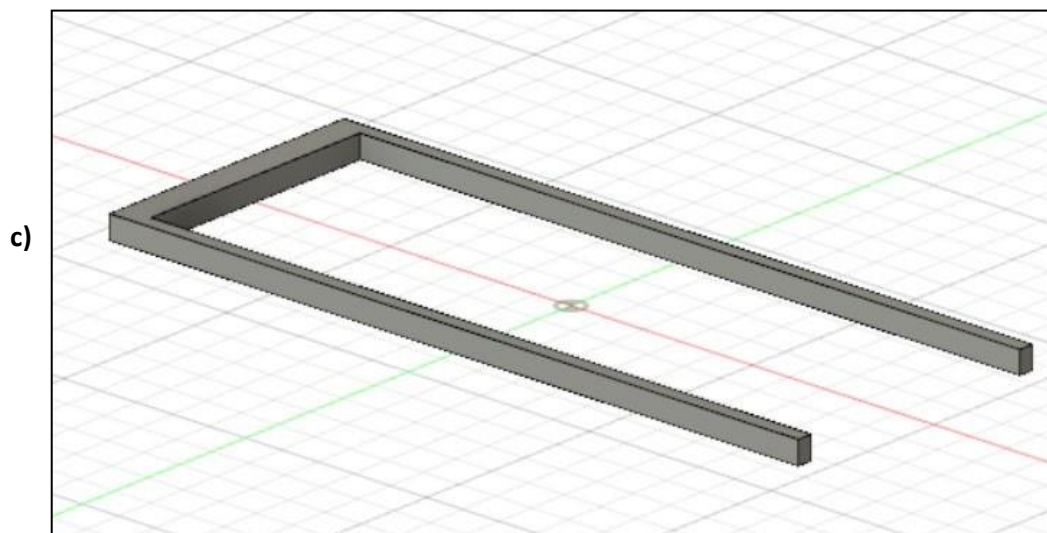
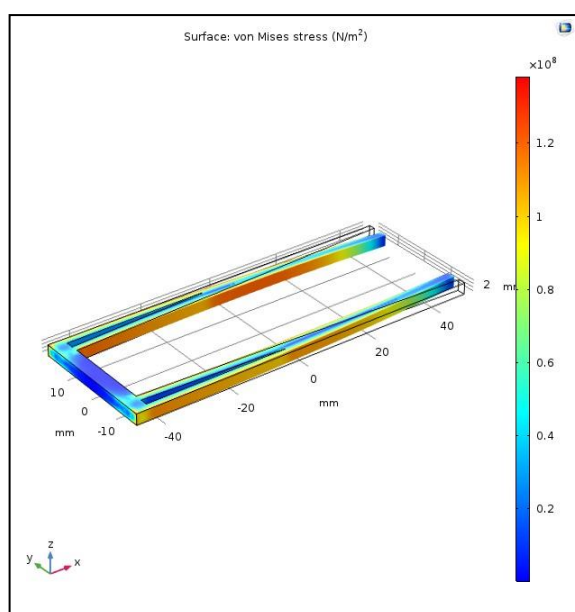


Figura 4.2 – Simulação 3D das estruturas cantiléver Beta e representação do posicionamento dos sensores FP_A e FP_B . Os cantiléveres têm braços com formas distintas: a) triangular oca, b) triangular maciça e c) retangular.

4.3 – Simulação 3D e teste de forças

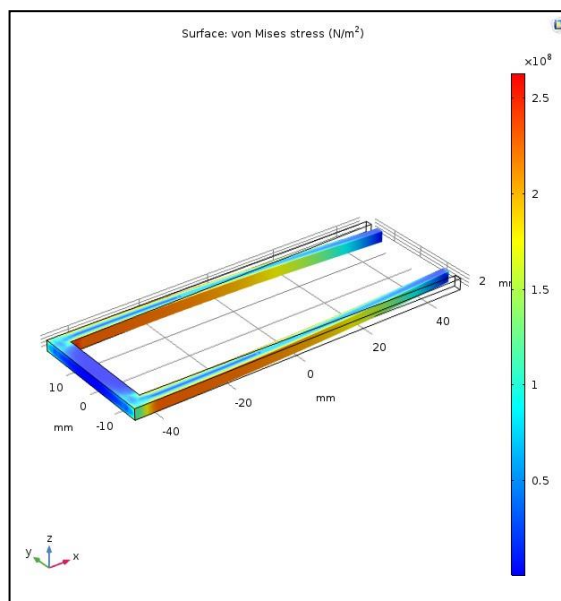
Para melhor compreensão do comportamento das diferentes geometrias das peças *Beta* (**Figura 4.2**) quando sujeitas a forças aplicadas numa situação real, foi realizada a simulação pelo método de elementos finitos por forma a identificar a estrutura mais adequada à aplicação final para prova de conceito da carga aplicada. A **Figura 4.3** apresenta os resultados de stress von Mises observado nas três peças *Beta* desenvolvidas.



a)



b)



c)

Figura 4.3 – Simulação do teste de forças aplicadas às três peças Beta desenvolvidas: Cantiléveres com braços na forma a) triangular oca, b) triangular maciça e c) retangular.

Através dos resultados obtidos da simulação de forças aplicadas, foi possível averiguar qual o desenho da peça *Beta* mais vantajoso para integração dos sensores FP e, por conseguinte, apresentarem maior sensibilidade aquando da aplicação de cargas. Na **Figura 4.3** observa-se que a estrutura com os braços triangulares ocos (**Figura 4.3a**) apresenta maiores tensões longitudinais entre 0 e ~30 mm. Considerando que esta região é a zona de maior deflexão dos braços, a aplicação dos sensores FP representará maior sensibilidade à carga aplicada. Por outro lado, observa-se que a estrutura com os braços triangulares maciços (**Figura 4.3b**) apresenta elevadas tensões por toda a extensão longitudinal dos braços do cantiléver. Desta forma, a aplicação de carga poderá quebrar a estrutura, pelo que inviabiliza a sua utilização para a prova de conceito. Por fim, a estrutura com os braços retangulares (**Figura 4.3c**) apresenta maiores tensões longitudinais entre -40 e 0 mm. No entanto, esta é a região de menor deflexão dos braços do cantiléver e, por esse motivo, os sensores FP apresentarão baixa sensibilidade ao parâmetro físico aplicado. Desta forma, o cantiléver com os braços triangulares ocos (**Figura 4.3a**) será a estrutura mais adequada para integração dos sensores FP e consequente demonstração da prova de conceito (secção 4.5).

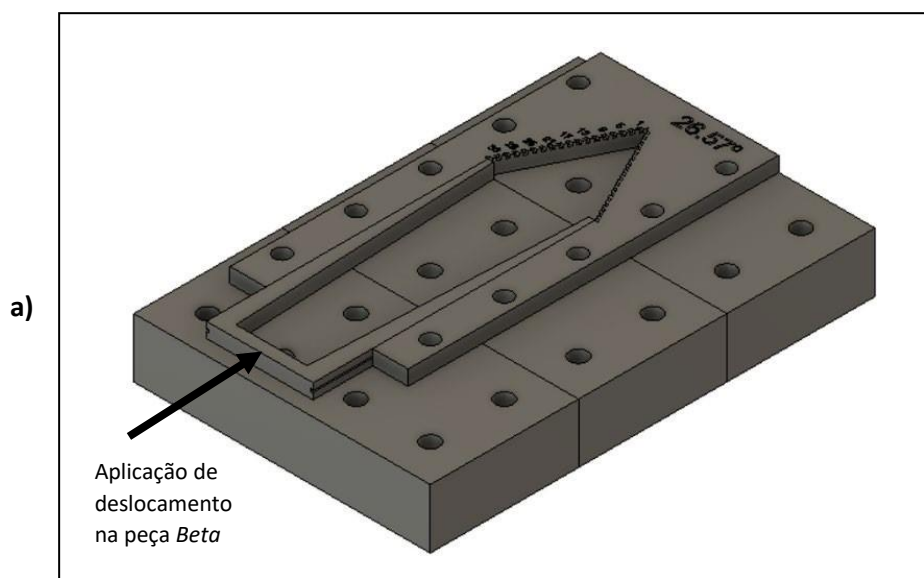
4.4 – Caracterização da peça *Beta*

Nesta fase inicial, foi efetuado o estudo do comportamento do cantiléver em *U*, com braços triangulares ocos, relativamente à deflexão dos mesmos. Para tal, foram implementados dois sensores, FP_A e FP_B , com cavidades de 274,43 e 283,51 μm , respetivamente, conforme apresentado na **Tabela 4.1**. O posicionamento dos sensores está ilustrado na **Figura 4.2a**), ou seja, na zona de maior tensão sentida no cantiléver.

Tabela 4.1 - Sensores FP desenvolvidos nesta fase e respetivos comprimentos de cavidade interferométricas (μm)

Sensores FP	Comprimentos de Cavidade (μm)
FP A	274.43
FP B	283.51

Para a caracterização da peça *Beta*, foi desenvolvida uma estrutura – peça *Charlie*, **Figura 4.4** – com a função de induzir a deflexão dos braços do cantiléver em *U* através da aplicação de deslocamento, conforme assinalado na **Figura 4.4a**). A peça *Charlie* possui pequenos “degraus” de 500 μm que permitem quantificar o deslocamento dos braços. Na **Figura 4.4b**) está representada montagem experimental do sistema “peça *Beta* + peça *Charlie*”.



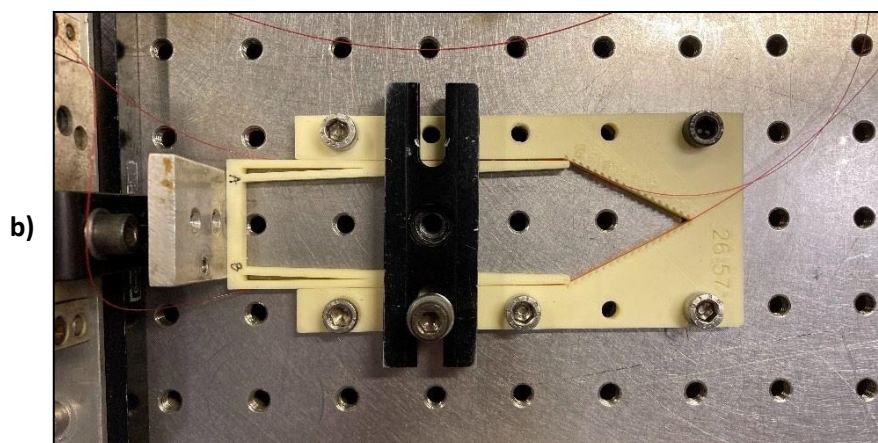


Figura 4.4 – a) Simulação 3D da estrutura Charlie e b) montagem experimental do sistema “peça Beta + peça Charlie”.

A montagem experimental usada para interrogação dos dois sensores FP está representada na **Figura 4.5**. Esta consiste num interrogador ótico portátil (BraggMETER™ FS 22SI, FiberSensing) ligado a um computador com um programa de LabView™ para aquisição dos dados e desenvolvido para o efeito. O interrogador permite interrogar os dois sensores em simultâneo simplificando o processo de monitorização dos sinais óticos.

Para realização da experiência do deslocamento aplicado à estrutura sensora, o cantiléver foi deslocado com passos consecutivos de 1 mm através de uma carruagem micrométrica (**Figura 4.5**), permitindo a deflexão uniforme dos dois braços até à deflexão máxima de 17 mm.

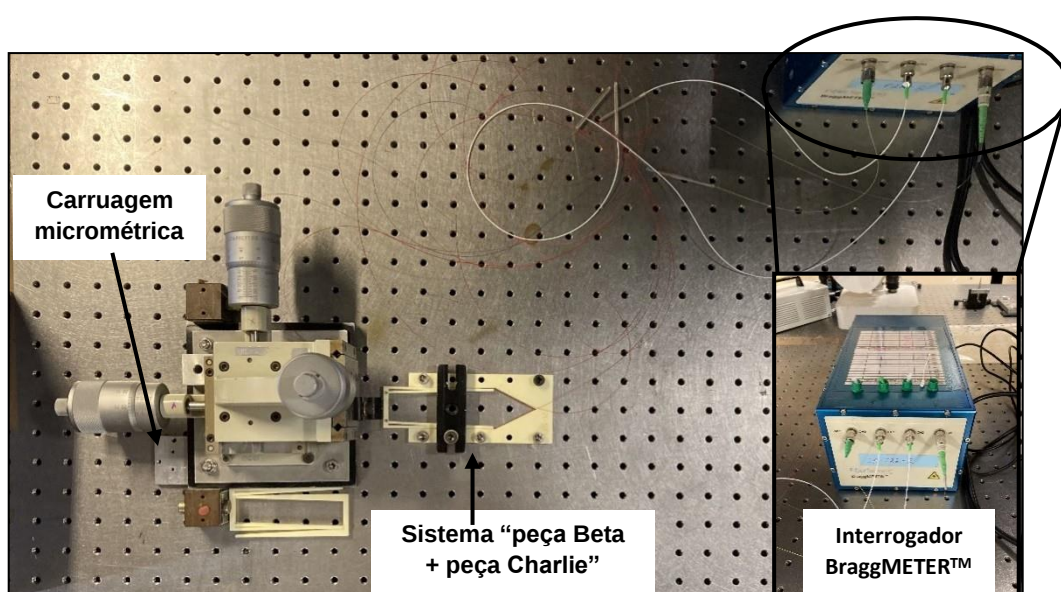


Figura 4.5 – Montagem experimental usada para interrogação dos sensores FP_A e FP_B integrados na estrutura cantiléver.

A calibração dos FPs, quando sujeitos à deflexão do cantiléver, é realizada através da medição da deformação longitudinal ($\Delta \varepsilon$) que, por sua vez, está relacionada com a variação do comprimento de onda de cada sensor (secção 3.4.1). A partir dos resultados obtidos na **Figura 3.12** (secção 3.4.1), é possível estimar a sensibilidade de cada sensor à deformação aplicada. Neste caso, os valores de sensibilidade são $3,12 \text{ pm}/\mu\epsilon$ e $3,09 \text{ pm}/\mu\epsilon$ para FP_A e FP_B , respetivamente (considerando os comprimentos de cavidade apresentados na **Tabela 4.1**). Os resultados desta experiência estão representados na **Figura 4.6**.

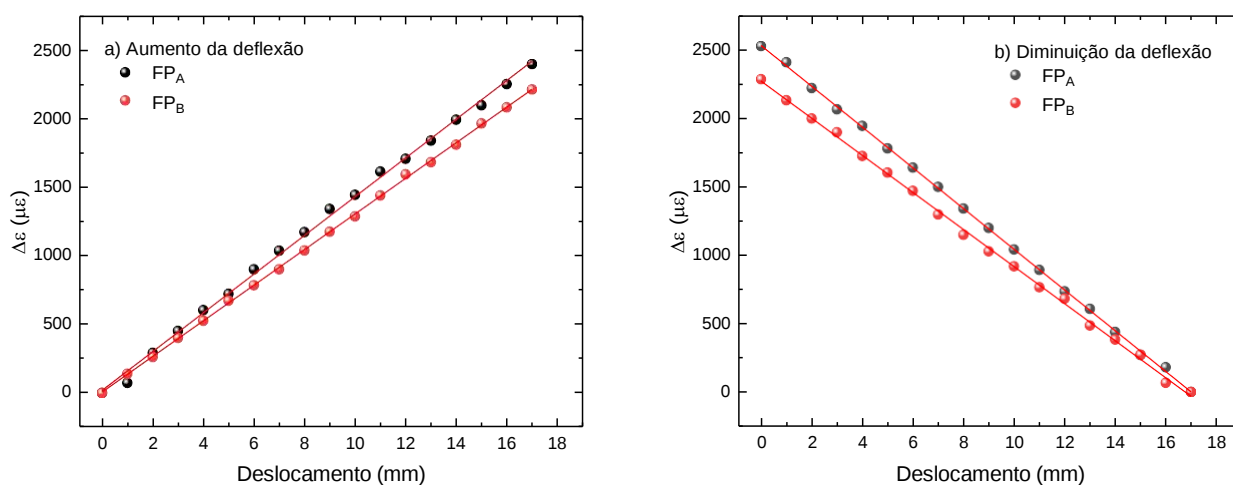


Figura 4.6 - Variação da deformação longitudinal dos sensores FP_A e FP_B em função do deslocamento aplicado ao cantiléver: a) aumento da deflexão e b) diminuição da deflexão dos braços.

Verificou-se que os sensores FP respondem de forma linear à deflexão dos braços por aplicação de deslocamento. Para deslocamentos correspondentes ao aumento da deflexão dos braços (aproximação dos braços), foram obtidas sensibilidades de $(141,3 \pm 0,5) \mu\epsilon/\text{mm}$ e $(130,0 \pm 0,6) \mu\epsilon/\text{mm}$ para FP_A e FP_B , respetivamente. Para deslocamentos correspondentes à diminuição da deflexão dos braços (retorno à posição inicial), foram obtidas sensibilidades de $(-148,1 \pm 0,7) \mu\epsilon/\text{mm}$ e $(-135,4 \pm 0,8) \mu\epsilon/\text{mm}$ para FP_A e FP_B , respetivamente. As sensibilidades ao deslocamento dos dois sensores são semelhantes, sendo que a pequena variação observada advém do facto das cavidades dos FPs terem dimensões diferentes (**Tabela 4.1**) – quanto menor a cavidade FP, menor o caminho ótico percorrido pela luz, maior será a sensibilidade ao parâmetro medido.

4.5 – Medição da força do aperto da mão usando uma estrutura cantiléver com Fabry-Pérots integrados

A força da mão é uma medida simples que permite estudar a função do músculo esquelético, bem como um valioso indicador de incapacidade, morbilidade e mortalidade (Roberts, et al., 2011). A possibilidade de estimar alterações na função da mão após lesões, no decurso da cura ou como parte da avaliação de um especialista, implica a utilização de técnicas objetivas de medição, sendo que a mais comum é o uso do dinamómetro de mão (Mathiowetz, 2002). Outras técnicas sensoras têm sido propostas, nomeadamente, o uso de estruturas poliméricas com redes de Bragg integradas (Paul et al. 2005), e sensores óticos de intensidade embebidos em estruturas 3D (Bützer, et al., 2016).

No presente trabalho experimental, é apresentada a caracterização de um sistema ótico inserido numa bola esponjosa para medição da força do aperto da mão (*hand grip*), como prova de conceito de uma aplicação biomecânica. Foram realizados testes de força aplicada no aperto da bola com diversos sujeitos usando quer a mão dominante, quer a mão não dominante.

4.5.1 – Estudo da carga transversal

A estrutura sensora consiste num cantiléver (**Figura 4.3a**) com dois FPs integrados, cujos comprimentos de cavidade estão apresentados na **Tabela 4.1**. Este sistema foi inserido numa bola esponjosa, conforme apresentado na **Figura 4.7**.

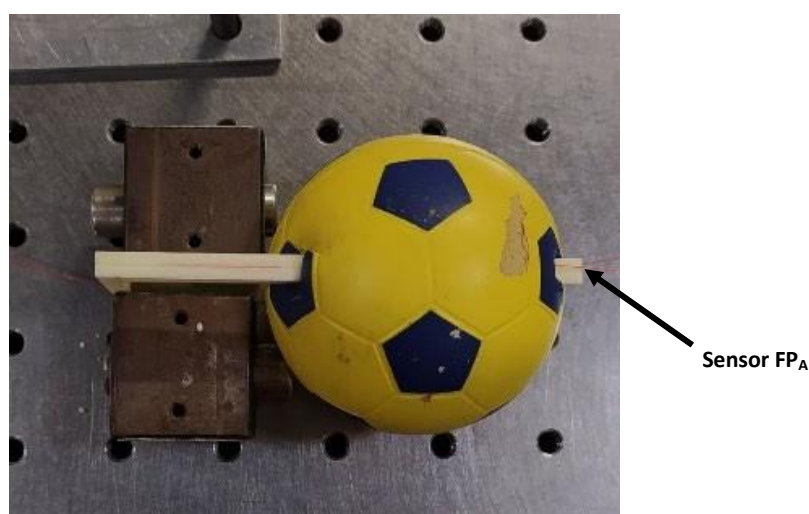


Figura 4.7 – Sistema integrado de cantiléver com dois sensores, FP_A e FP_B , inseridos numa bola esponjosa.

Com o objetivo de interrogar a estrutura sensora à carga transversal, recorreu-se ao interrogador ótico portátil apresentado na **Figura 4.5**, com aquisição de dados por LabView™. Nesta experiência foram colocadas massas sucessivas sobre o sistema “bola + cantiléver” até perfazer 1250 g, i.e., força aplicada máxima de 12,5 N. Os sensores FP_A e FP_B , quando sujeitos à deflexão do cantiléver por aplicação das massas, irão sofrer deformação longitudinal ($\Delta\epsilon$) que, por sua vez, está relacionada com a variação do comprimento de onda de cada sensor. À semelhança da experiência anterior (**Figura 4.6**), os valores de sensibilidade são 3,12 pm/ $\mu\epsilon$ e 3,09 pm/ $\mu\epsilon$ para FP_A e FP_B , respetivamente (**Figura 3.12**, secção 3.4.1), é possível obter a variação da deformação longitudinal ($\Delta\epsilon$) de cada sensor FP, em função do aumento da carga transversal aplicada, tal como está apresentado na **Figura 4.8**.

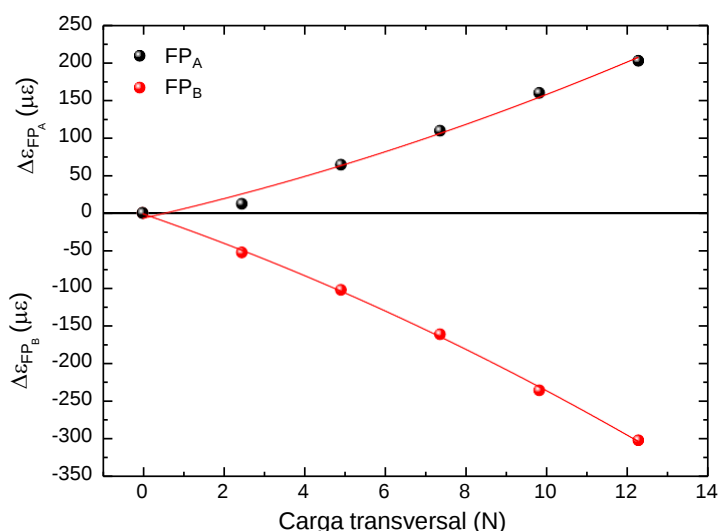


Figura 4.8 – Variação da deformação longitudinal de FP_A e FP_B , em função do aumento da carga transversal aplicada ao sistema “bola + cantiléver”.

Verificou-se que os sensores FP respondem de forma não linear à deflexão dos braços por aplicação de carga. Assumindo que os sensores se comportam de forma aproximadamente linear acima de 5 N de carga aplicada, cujos valores são $(18,9 \pm 0,4) \mu\epsilon/N$ e $(-27,5 \pm 0,8) \mu\epsilon/N$, para FP_A e FP_B , respetivamente.

Posteriormente, o sistema “bola + cantiléver” foi rodado – **Figura 4.9** – para testar a sensibilidade dos sensores quando posicionados lateralmente em relação à carga aplicada na bola. Para tal, o sistema sensor foi submetido a um aumento de carga transversal até perfazer 1250 g (i.e., 12.5 N). A **Figura 4.10** é um exemplo representativo da deformação dos sensores FP em função da carga aplicada.

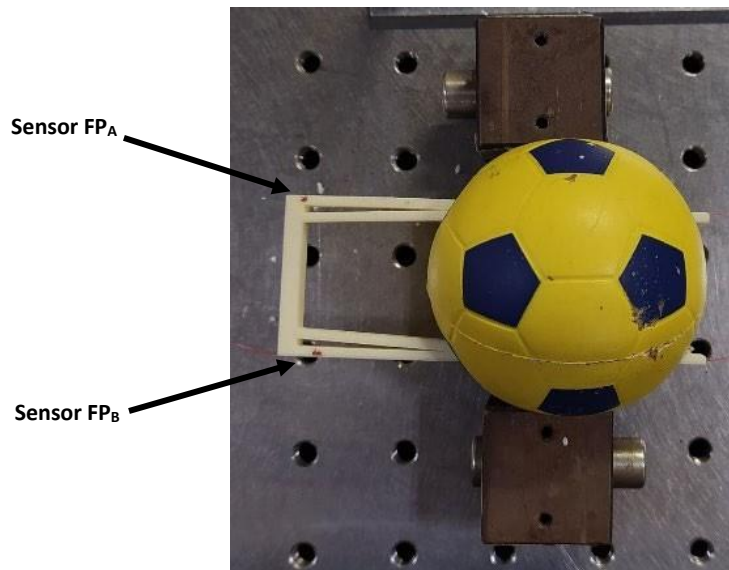


Figura 4.9 – Rotação do sistema “bola + cantiléver” para aplicação da carga transversal.

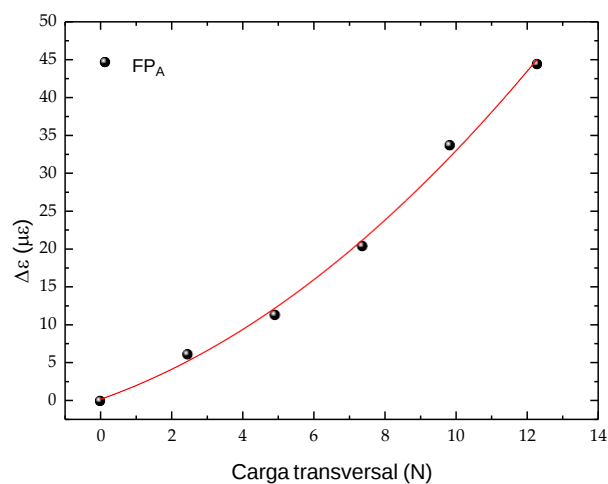


Figura 4.10 – Variação da deformação longitudinal de FP_A em função do aumento da carga transversal aplicada ao sistema “bola + cantiléver”

O resultado apresentado corresponde ao sensor FP_A e observa-se que, para o aumento da carga aplicada, o sensor tem um comportamento não linear à deformação, sendo que o sensor FP_B apresenta o mesmo comportamento ao parâmetro medido. Neste caso, a sensibilidade aproximadamente linear de $(4,58 \pm 0,22) \mu\epsilon/N$ foi obtida, considerando cargas aplicadas superiores a 5 N.

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 4.11**.

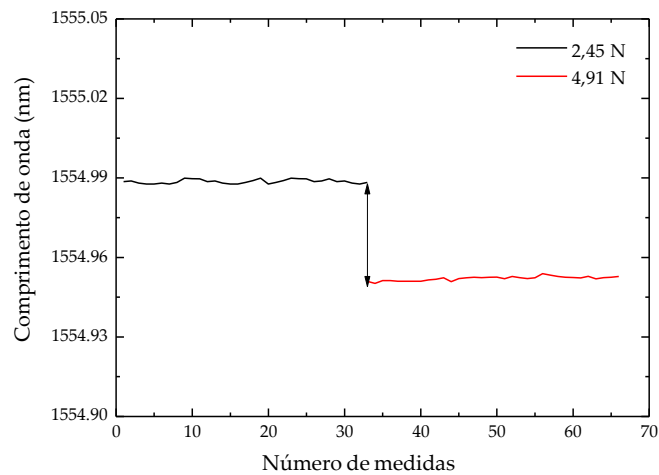


Figura 4.11 – Variação do comprimento de onda do sensor FPA para dois valores consecutivos de carga aplicada.

O mínimo valor mensurável de carga transversal que o sensor é capaz de discriminar, δ_M , é dado por:

$$\delta_M = \frac{2\sigma\Delta M}{\Delta h} \quad (4)$$

onde $\sigma = 7,89 \times 10^{-4}$ nm é o desvio padrão máximo do comprimento de onda para os dois valores de carga transversal (2,45 N e 2,91 N); ΔM corresponde à variação de carga transversal (0,46 N) e $\Delta\lambda = 0,0012$ nm corresponde à variação máxima do comprimento de onda em cada patamar. Aplicando a equação 4.1, obteve-se uma resolução de 0,33 N (em módulo) para o sensor FPA. É importante referir que este valor é influenciado pela resolução espectral do equipamento (1 pm) utilizado para a aquisição de dados.

4.5.2 – Estudo da força do aperto da mão

Como prova de conceito, a estrutura sensora “bola + cantiléver” foi testada para medição da força do aperto da mão na bola esponjosa. Para tal, participaram 20 sujeitos cuja mão direita é dominante (destros), e 20 sujeitos cuja mão esquerda é dominante (canhotos). Cada sujeito apertou a estrutura sensora com uma mão de cada vez, tendo o cuidado de manter o cantiléver na posição vertical durante o aperto da mão. Os resultados estão apresentados na **Figura 4.12**.

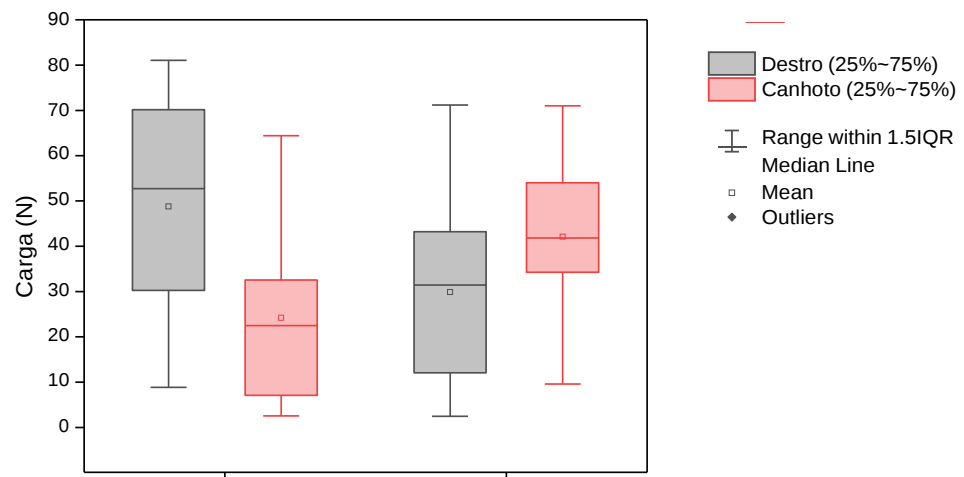


Figura 4.12 – Diagrama de extremos e quartis relativamente à carga aplicada pela mão dominante e não dominante, de sujeitos destros e canhotos.

Através da análise da **Figura 4.12**, é possível constatar que a mão dominante tem mais força, independentemente de o sujeito ser destro ou canhoto (Wichelhaus, Harms, Neumann, & al, 2018). Nos sujeitos destros, há uma maior variação da força aplicada ($DCarga_{max} = \sim 40N$) comparando com os sujeitos canhotos ($DCarga_{max} = \sim 25N$), considerando a mão dominante. No entanto, neste trabalho, não foi considerado o comprimento da mão nem o género dos sujeitos, fatores que certamente contribuirão para uma análise mais precisa dos resultados obtidos.

Resumindo, o sensor FP é uma tecnologia de sensorização ótica bastante versátil na medição de parâmetros físicos, podendo ser utilizado para estudos de força aplicada numa bola esponjosa através do aperto da mão. O sensor projetado mostra potencial para estudos mais elaborados, sendo necessário aumentar o número de amostras, e incluir a medição da temperatura para melhor compreensão dos resultados obtidos.

CAPÍTULO 5 – CONCLUSÃO E TRABALHOS FUTUROS

Em suma, o objetivo fulcral deste trabalho passa pela caracterização, construção e desenvolvimento de novos tipos de sensores que se possam diferenciar quer pelo baixo custo e pelos desempenhos superiores aos sensores convencionais atualmente usados em aplicações biomecânicas.

Primeiramente, foi realizada a caracterização dos sensores em fibra ótica utilizando interferometria Fabry-Perot, analisado o seu comportamento quando expostos a fatores como temperatura e deformação longitudinal. Foram elaborados oito (8) sensores de diferentes cavidades compreendidas entre 58,166 μm e 1411,266 μm . Em relação à deformação longitudinal, as extremidades dos sensores foram colocadas sobre duas plataformas, tendo sido aplicados deslocamentos mínimos de 10 μm . Este processo foi repetido nos diferentes sensores, e foi possível verificar que o comprimento de onda varia de forma linear com os parâmetros medidos. Foi também possível concluir que o deslocamento verificado para valores positivos de deformação é resultado do efeito elasto-ótico.

No que diz respeito às variações de temperatura, os sensores foram submetidos a variações de temperatura entre os 20°C e os 60°C com um passo de 5°C. Neste intervalo, os sensores apresentaram uma variação residual mínima, pelo que se pode afirmar que estes não alteram significativamente o seu comportamento relativamente a este fator.

Posteriormente, passou-se à integração dos sensores Fabry-Pérot nas estruturas cantiléver. Para o desenvolvimento destas estruturas recorreu-se ao software “Adobe Fusion 360”, e para a impressão usou-se o polímero ABS como material das estruturas a ser impressas pela impressora 3D “Zortax M200”. A primeira estrutura a ser desenhada foi uma estrutura em U, designada como peça *Beta*. Esta peça caracteriza-se por possuir dois braços onde se integravam dois canais longitudinais para serem implementados os sensores. Após várias estruturas testadas, chegou-se à estrutura final, que se diferenciava das restantes pela geometria dos seus braços (triangular oca). Esta estrutura foi considerada a mais adequada recorrendo à simulação pelo método de elementos finitos. Os braços triangulares ocos apresentavam maiores tensões longitudinais aquando da aplicação

de carga, pelo que, aquando da aplicação dos sensores nos braços, estes apresentariam maior sensibilidade à carga aplicada.

Para a integração desse estudo foram usados dois sensores FP com cavidades de 140,28 μm e 186,91 μm colocados na zona testada com maior sensibilidade. A segunda estrutura desenvolvida foi designada como peça *Charlie*, tendo como objetivo principal induzir deflexão nos braços da peça *Beta*. Para esta experiência foi usado um interrogador ótico portátil (BraggMETER™ FS 22SI, FiberSensing), capaz de interrogar os dois sensores em simultâneo simplificando o processo. Verificou-se com esta experiência que os sensores FP respondem de forma linear à deflexão dos braços por aplicação de deslocamento. As sensibilidades obtidas pelos dois sensores são semelhantes, sendo que a pequena variação observada, deve-se às diferentes cavidades dos sensores, quanto menor a cavidade, menor o caminho ótico percorrido pela luz, logo mais sensível será o sensor para o parâmetro medido.

Por último, a peça *Beta* foi testada para aplicações biomecânicas, neste caso, para a medição da força do aperto da mão. O objetivo desta experiência foi avaliar a capacidade da força da mão após lesões, durante o processo de cura, avaliações de especialistas bem como medição de capacidade física de desportistas. O sistema ótico posteriormente integrado na peça *Beta* foi colocado numa bola esponjosa e testado o aperto por 40 sujeitos. Os sujeitos usaram não só a mão dominante como também a mão não dominante, sendo 20 dos sujeitos destros e os restantes 20 canhotos. Os resultados foram obtidos com o posicionamento dos sensores transversalmente e lateralmente em relação à carga aplicada na bola. Verificou-se que os sensores respondem de forma não linear à deformação dos braços por aplicação de carga, assumindo que estes se comportam de forma aproximadamente linear acima de 5 N de carga aplicada.

Desta experiência concluiu-se que a mão dominante tem mais força, independentemente do sujeito ser destro ou canhoto, sendo que nos destros existe uma maior variação de carga aplicada relativamente aos sujeitos canhotos.

Conclui-se assim, que o sensor FP é uma tecnologia com bastantes aplicações no âmbito da biomecânica, devido à sua versatilidade, ao seu baixo custo e facilidade de integração. O sensor projetado apresenta potencial para estudos mais elaborados, tendo para isso que ser aumentado o número da amostra apresentada, e integrada a

medição da temperatura aquando da aplicação da força para melhor compreensão dos resultados obtidos.

Em termos de perspetivas futuras para dar continuidade a este trabalho implementação de sensores em fibra ótica em estruturas cantiléver para medição da força do aperto da mão, apresenta-se alguns tópicos a explorar no futuro:

- Realizar a análise da sensibilidade cruzada à temperatura do dispositivo desenvolvido “bola-cantiléver”;
- Projetar uma nova estrutura cantiléver potencialmente mais sensível à aplicação biomecânica.
- Implementação de redes de Bragg em cantiléveres para monitorização de deformação.
- Estudo da medição da força do aperto da mão tendo em conta o comprimento da mão, o género dos sujeitos e o aumento do número de amostras.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Aléssio. (2019). Portal de Zoologia de Pernambuco. *Hemidactylus mabouia*, p. 1. Obtido de <https://news-cdn.softpedia.com/images/news2/A-Step-Toward-Gecko-Glue-2.jpg> -
- Bar-Cohen, Y. (2006). Biomimetics - using nature to inspire human innovation. *Bioinspiration and biomimetics*, 1, 1-12.
- Barnatt, C. (2014). The Next Revolution. Em C. Barnatt, *3D Printing: Second Edition* (pp. 2-28).
- Barthelat, F. (2007). Biomimetics for next generation materials. *Phil. Trans. R. Soc. A*, 365, 2907-2919.
- Bützer et al. (2016). Design and Evaluation of a Fiber-Optic Grip Force Sensor with Compliant 3D-Printable Structure for (f)MRI Applications. *Journal of Sensors*, 11. Obtido de <https://doi.org/10.1155/2016/6248178>
- Carlson et al. (2005). Biological materials in engineering mechanisms. *Biomimetics-Biologically Inspired Technologies*, 14, 365-380.
- Castanheira, M. S. (2009). Sensores em Fibra ótica para aplicações biomédicas. *Tese de mestrado em Engenharia Biomédica, Faculdade de Engenharia do Porto, Porto*.
- Chen et al. (2006). Micro-air-gap based intrinsic Fabry-Perot interferometric fiber-optic sensor. *APPLIED OPTICS*, 45(30), 7760-7766.
- Ciddor, P. E. (1996). Refractive index of air: new equations for the visible and near infrared. *APPLIED OPTICS*, 9, 35.
- Clark, F. et al. (1965). Fiber optic blood pressure catheter with frequency. *Proc. Nat. Elec. Conf.*
- Correia, R. et al. (2018). Biomedical application of optical fibre. *Journal of Optics*, 18(5), 1-25.
- Crenshaw et al. (1990). A new transducer-tipped fiber optic catheter for measuring intramuscular pressures. *J Orthop Res*, 8(3), 464-468.
- Dhinesh, S. K., & Senthil Kumar, K. L. (2020). A Review on 3D Printed Sensors. *IOP Conf. Ser.: Mater. Sci. Eng.* 764 012055.
- Dodziuk, H. (2016). Applications of 3D printing in healthcare. *Institute of Physical Chemistry PAS - Kardiochirurgia i Torakochirurgia*, 13(3), 283-293.
- Du, B. et al. (2019). In-Fiber Collimator-Based Fabry-Perot Interferometer with Enhanced Vibration Sensitivity. *Sensors*, 19, 435.
- Dziuda, L. et al. (2012). Monitoring respiration and cardiac activity using fiber Bragg grating-based sensor. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 59, 1934-42.

- Faccini de Lima et al. (2019). Towards digital manufacturing of smart multimaterial fibers. *Nanoscale Res Lett*, 14, 209.
- Ferreira, M. S. et al. (2015). Fabry-Perot cavity based on silica tube for strain sensing at high temperatures. *Optics Express* 23: 16063. doi:10.1364/OE.23.016063.
- Gaetani, R. et al. (2012). Cardiac tissue engineering using tissue printing technology and human cardiac progenitor cells. *Biomaterials*, 33(6), 1782-1790.
- Gamble, W. et al. (1965). The use of fiberoptics in clinical cardiac catheterization:. *Circulation*, 31(3), 344-355.
- Grattan, K., & Sun, T. (2000). Fiber optic sensor technology: an overview. *Sensors and Actuators*, 82, 46-61.
- Grogan, S. et al. (2013). Digital micromirror device projection printing system for meniscus tissue engineering. *Acta Biomater*, 9(7), 7218-7226.
- Han, T. et al. (2019). 3D Printed Sensors for Biomedical Applications: A Review. *Sensor*, 1706, 1-22.
- Hasan, M. et al. (2019). Voltage and Deflection Amplification via Double Resonance Excitation in a Cantilever Microstructure. *Sensors*, 19, 380.
- 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.
- Hwang, J. et al. (2015). Biomimetics: forecasting the future of science, engineering and medicine. *International Journal of Nanomedicine*, 10, 5701-5713.
- Iouguina, A. et al. (2014). Biologically informed disciplines: a comparative analysis of bionics, biomimetics, biomimicry, and bio-inspiration among others. A. Iouguina, et al., *Int. J. of Design & Nature and Ecodynamics*, 9, 197-205.
- Islam, M. R. et al. (2014). Chronology of Fabry-Perot Interferometer Fiber-Optic Sensors and Their Applications: A Review. *Sensors*, 14, 7451-7488.
- Jiao, L. et al. (2018). Femtosecond Laser Produced Hydrophobic. *Nanomaterials*, 8, 601.
- Kang, H. et al.(2016). A 3D bioprinting system to produce human-scale tissue constructs with structural integrity. *Nat Biotechnology*, 34(3), 312-319.
- Keriquel, V. et al. (2010). In vivo bioprinting for computer- and robotic-assisted medical intervention: preliminary study in mice. *Biofabrication*, 2(1).
- Kolesky, D. et al. (2016). Three - dimensional bioprinting of thick vascularized tissues. *Proc Natl Acad Sci USA*, 113(12), 3179-3184.
- Kong, D. et al. (2013). Fiberoptic sensor for noninvasive measurement of variceal pressure. *Endoscopy*, 45, E55-E56.

- Lee, B. (2003). Review of the present status of optical fiber sensors. *Optical Fiber Technology*, 9, 57-79.
- Liao, C. et al. (s.d.). Design and realization of 3D printed fiber-tip microcantilever probes applied to hydrogen sensing[J]. *Light: Advanced Manufacturing*. Obtido de doi: 10.37188/lam.2022.005
- Lima, R. et al. (2017). Fiber Bragg grating sensor based on cantilever structure embedded in polymer 3D printed material. *25th Optical Fiber Sensors Conference (OFS)*, 1-4. Obtido de doi: 10.1117/12.2264600.
- Malaquias, P. (2014). The 3D Printing Revolution: An Intellectual Property Analysis. *SSRN Electronic Journal*, 4-6.
- Mathiowetz, V. (2002). Comparison of Rolyan and Jamar dynamometers for measuring grip strength. *Occ Ther Int*, 9(3), 201-209.
- Medellín-Castillo, H. I., & Torres, J. E. (2009). Rapid Prototyping and manufacturing: a review of current technologies. *International Mechanical Engineering Congress & Exposition*, 0.
- Meng Benjamin Ho, C. et al. (2015). A Review on 3D Printed Biomplants. *International Journal of Precision Engineering and Manufacturing*, 16(5), 1035-1046.
- Meyers, M. A., & Chen, P.-Y. (2011). Biological materials: a materials science approach. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater*, 4, 626-657.
- Mignani, A. G., & Baldini, F. (1996). Biomedical sensors using optical fibres. *Reports on Progress in Physics*, 59(1), 1-28.
- Paul, J., Zhao, L., & Ngoi, B. K. (2005). Fiber-optic sensor for handgrip-strength monitoring: conception and design. *Appl. Opt.* 44, 3696-3704.
- Peiner, E., & Wasisto, H. (2019). Cantilever Sensors. *Sensors (Basel)*, 19(9), 2043. Obtido em 1 de maio de 2019, de doi:10.3390/s19092043
- Piqué, A. et al. (1999). Laser Direct Writing of circuit elements and sensors. *SPIE's LASE'99*, 1, 3618-3633.
- Poeggel, S. et al. (2015). Optical Fibre Pressure Sensors in Medical Applications. *Sensors*, 15, 17115-17148.
- Polito, D. et al. (2015). A needle-like probe for temperature monitoring during laser ablation based on FBG. *Manufacturing and Characterization J. Med. Device*, 9.
- Rao, Y.-J. (2006). Recent progress in fiber-optic extrinsic Fabry-Perot interferometric sensors. *Optical Fiber Technology*, 12, 227-237.
- Roberts, H. C. et al. (2011). A review of the measurement of grip strength in clinical and epidemiological studies: towards a standardised approach. *Age Aging*, 40(4), 423-429.
- Rodrigues, A. V. et al. (2021). Cavity length tuning for strain measurements on optical fiber Fabry-Perot structures. *DCE - 4th Doctoral Congress in Engineering*.

- Rodrigues, A. V. et al. (2022). Cavity length dependence on strain sensitivity for Fabry-Perot sensors. *Microwave and Optical Technology Letters*(MOP-22-0616).
- Rodriguez, A. J. et al. (2014). A fiber optic ammonia sensor using a universal pH indicator. *Sensors*, 143, 4060-73.
- Rong et al. (2012). A miniature fiber-optic temperature sensor based on a Fabry-Perot interferometer. *Journal of Optics*, doi:10.1088/2040-8978/14/5/059501.
- Roriz, P., & Ribeiro, A. B. (2018). Fiber Optical Sensors in Biomechanics. *Opto-Mechanical Fiber Optic Sensors*, 263-300.
- Roriz, P. et al. (2013). Review of fiber-optic pressure sensors for biomedical and. *Journal of Biomedical Optics*, 18 (5), 1-18.
- Roriz, P. et al. (2012). Fiber Optic Intensity-Modulated Sensors: a Review in Biomechanics. *Photonic Sensors*, 315-330.
- S. Perera, A., & Coppens, M.-O. (2018). Re-designing materials for biomedical applications: from biomimicry to nature-inspired chemical engineering. *Phil. Trans. R. Soc. A.*, 377.
- Schmitt, O. (1969). Some Interesting Useful Biomimetic Transforms. *Proceedings of the Third International Biophysics Congress*, 297.
- Shah, R., & Agrawal, Y. (2011). Introduction to fiber optics: Sensor for biomedical applications. *Indian Journal of Pharmaceutical Sciences*, 73(1), 17-22.
- Simon, Z., & A. Watson, P. (2002). Biomimetic Dental Implants - New Ways to Enhance Osseointegration. *J Can Dent Assoc*, 1, 286-288.
- Sriharsha, B., & Rao, D. P. (2018). Rapid prototyping Technology: applications, advantages and limits - a review. *International Journal of Technical Innovation in Modern*, 4, 2455-2585.
- Stahlberg, R., & Taya, M. (2005). Nastic structures-The Enacting and mimicking of plants movements. *Biomimetics-Biologically Inspired Technologies*, 19, 473-493.
- Tack, P. et al. (2016). 3D-printing techniques in a medical setting: a systematic literature review. *BioMedical Engineering Online*, 1-13.
- Upcraft, S., & Fletcher, R. (2003). The rapid prototyping Technologies. *Assembly Automation*, 23(4), 318-330.
- Popov, V. Jr. et al. (2018). Design and 3D-printing of titanium bone implants:brief review fo approach and clinical cases. *Korean Society of Medical and Biological Engineering and Springer-Verlag GmbH Germany, part of Spring Nature*, 1-8.
- Van der Elst et al. (2021). 3D Printing in Fiber-Device Technology. *Advanced Fiber Materials*, 9-17.
- Vlasea, M. et al. (2011). Additive Manufacturing of Scaffolds for Tissue Engineering of Bone and. *International Journal of Advanced Manufacturing Systems*, 13, 124-141.

- Wang, L. et al. (2017). A Two-Axis Goniometric Sensor for Tracking Finger Motion. *Sensors*, 17, 1-14.
- Wichelhaus, A. et al. (2018). Parameters influencing hand grip strength measured with the manugraphy system. *BMC Musculoskelet Disord*, 19, 54. Obtido de <https://doi.org/10.1186/s12891-018-1971-4>
- Witchalls, C. (2021). theconversation.com. *Three things you should know about mosquitoes*, p. 1. Obtido de <https://theconversation.com/three-things-you-should-know-about-mosquitoes-166047>
- Xiao et al. (2005). Monitoring changes in the refractive index of gases by means of a fiber optic Fabry-Perot interferometer sensor. *Sensors and Actuators, A: Physical*, 118, 177–182.
- Xu, Y. et al. (2017). The Boom in 3D-Printed Sensor Technology. *Sensors*, 17, 1166. Obtido de <https://doi.org/10.3390/s17051166>
- Yu, Q., & Zhou, X. (2011). Pressure Sensor Based on the Fiber-Optic Extrinsic Fabry-Perot Interferometer. *Photonic Sensors*, 1(1), 72-83.
- Zhang et al. (2019). 3D printing of all-glass fiber-optic pressure sensor for high temperature applications. *IEEE Sens J.*, 19(23), 11242-11246.
- Zhang, et al. (2013). All-fiber vibration sensor based on a Fabry–Perot interferometer and a microstructure beam. *Journal of the Optical Society of America B*, 30, 1211-1215.

ANEXOS

Anexo A – Resultados suplementares dos interferómetros Fabry-Pérot

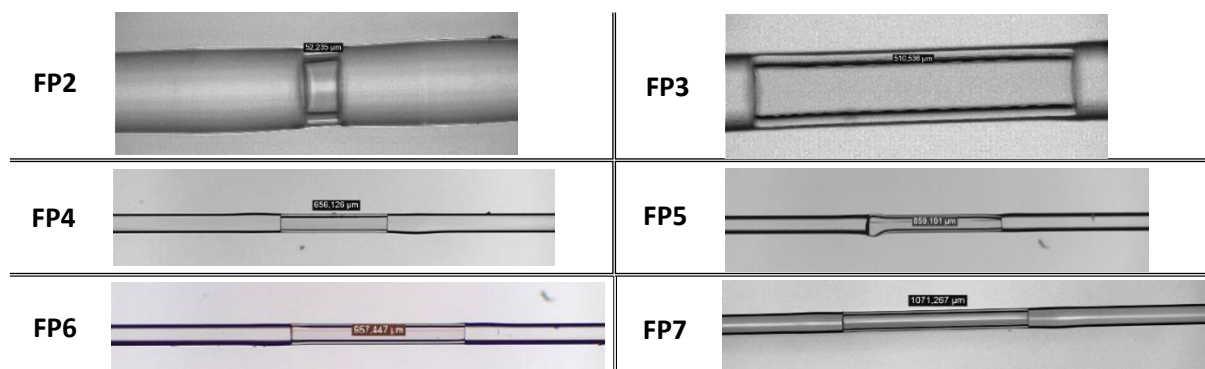


Figura A1 - Imagem microscópica dos sensores FP, nomeadamente FP2, FP3, FP4, FP5, FP6 e FP7.

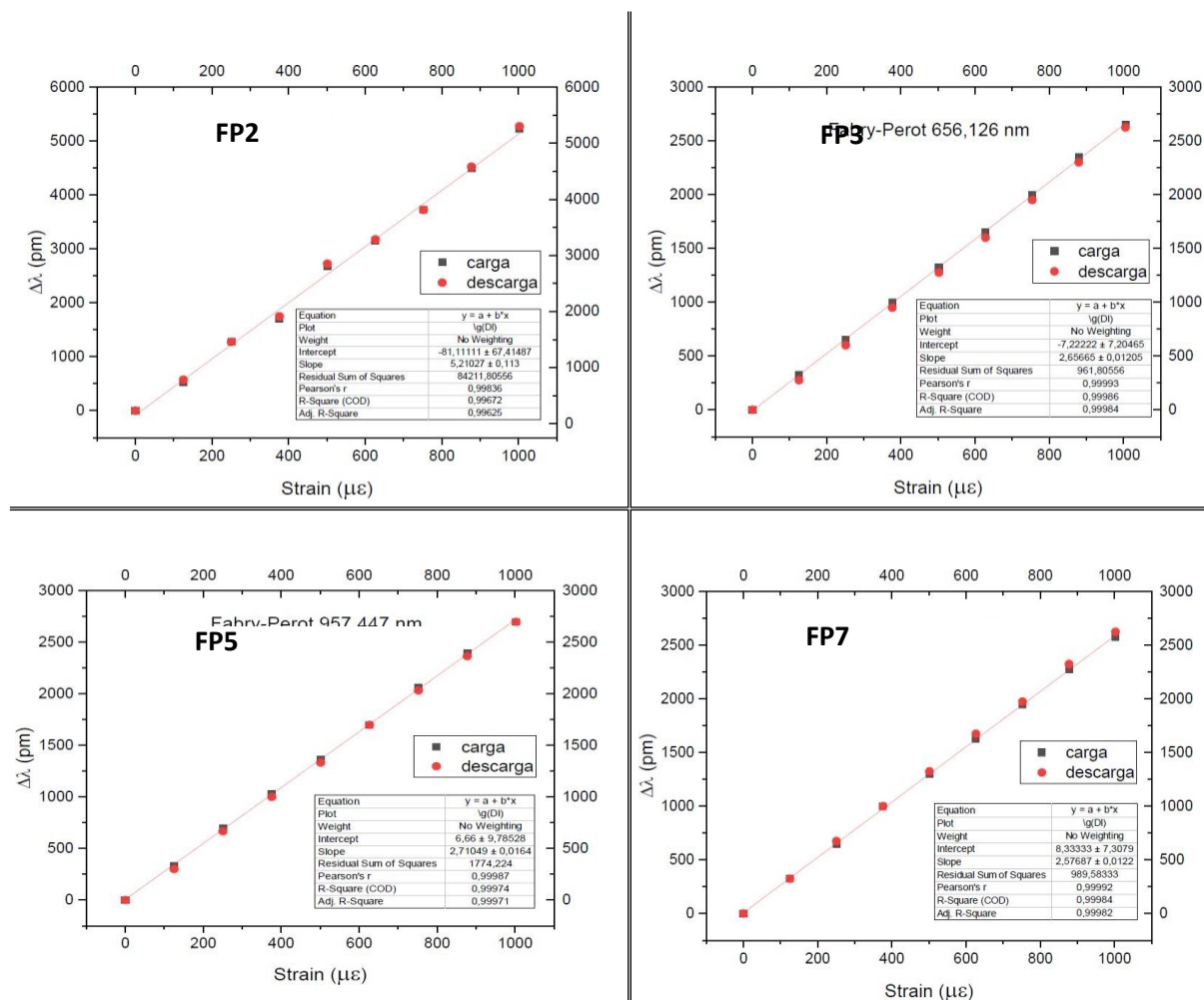


Figura A2 - Variação de comprimento de onda em função da deformação longitudinal, para os sensores FP2, FP3, FP5 e FP7.

Anexo B – Impressão 3D

a) Introdução

Malaquias, em 2014, dá a conhecer o termo impressão a três dimensões (3D) como o nome mais comum associado à técnica “Fabricação Aditiva”. Este termo é a designação “standard” usada pela Sociedade Americana para Testagens e Materiais (ASTM), que a define como sendo o processo de junção de materiais com o intuito de construir objetos, camada após camada, obtendo um objeto final com relevo a três dimensões, contrariamente às metodologias de fabrico de subtração que retiram material de uma peça original (Malaquias, 2014).

A impressão 3D ganhou mais relevância nesta última década devido ao seu enorme potencial para a construção e desenho de materiais. Surgiu como um campo de inúmeras possibilidades, que, ao desenvolver-se, permitiu um olhar diferente para o modo como se fabricam certos materiais (Tack, Victor, Gemmel, & Annemans, 2016).

O rápido desenvolvimento da impressão 3D leva a que, cada vez mais, se aplique esta técnica em diversas áreas da construção e desenvolvimento de materiais, como é o caso da construção civil onde já são usadas impressoras 3D que imprimem cimento ou argila (Barnatt, 2014).

Este processo de fabricação de materiais começa com o desenho digital do modelo que, posteriormente, vai passar por um software de “slicing”, que faz o corte do desenho em várias camadas, no sentido de transmitir os comandos à impressora, sobrepondo camada em cima de camada, até se obter o produto final desejado, em três dimensões (Barnatt, 2014).

Para Weinberg, citado por, (Malaquias, 2014), uma impressora 3D, resume-se a uma máquina que tem a capacidade de transformar uma planta de um objeto num objeto físico. Este processo começa com a criação de um ficheiro CAD (Computer Aided Design). Estes ficheiros podem ser criados, através de um scanner ou fotografias, sendo posteriormente ajustados através da modelação da peça desejada diretamente no software. A impressora adiciona camada em cima de camada usando o método de adição, até se obter uma cópia exata da peça projetada no software (Malaquias, 2014).

Na **Figura B1** está representado todo o processo de fabricação de um determinado objeto usando a técnica de impressão 3D (Fabricação Aditiva).

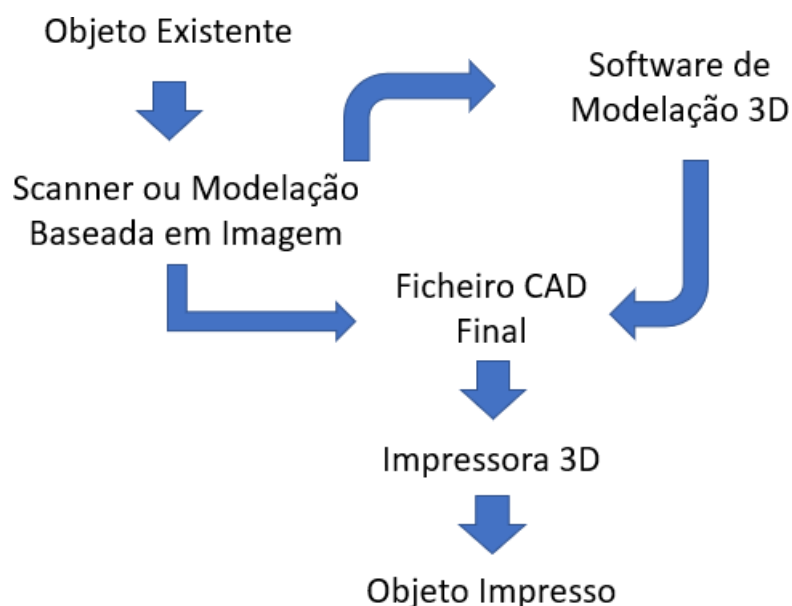


Figura B1 - Processo de Impressão 3D.

Fonte: (Malaquias, 2014) Adaptado

b) Impressão 3D – A Revolução

A impressão 3D vem permitir a empresas e ao cidadão comum uma maior facilidade em otimizar todo o processo de construção e desenvolvimento de materiais que anteriormente, sem este processo, seria moroso e dispendioso para conceber. Através do uso de uma simples impressora 3D, é possível desenhar e desenvolver de forma fácil objetos específicos e novos materiais (Barnatt, 2014)

A impressão 3D revolucionou o modo como as peças são construídas. Por exemplo, na medicina, esta técnica levou a melhorias em áreas como a Ortopedia, Neurocirurgia, Cirurgia Cardíaca, entre outras (Tack, Victor, Gemmel, & Annemans, 2016). Neste ramo, a impressão 3D está a crescer a um ritmo acelerado, sendo que, atualmente, já são fabricados vários dispositivos personalizados através desta técnica, tais como aparelhos auditivos, próteses e materiais dentários (Barnatt, 2014).

Para Barnatt, este processo de impressão em três dimensões é nada mais nada menos que uma mera evolução da tradicional tecnologia de impressão a duas dimensões presente em grande escala no trabalho administrativo (escritórios) e ainda no uso doméstico (Barnatt, 2014). O funcionamento das impressoras a duas dimensões depende do uso de tinteiros que depositam a tinta em documentos ou fotografias. As impressoras 3D funcionam de modo similar, na medida em que depositam o material em camadas sucessivas sob uma superfície de adesão em 3D. As junções dessas camadas formam o componente desejado (Barnatt, 2014).

Ninguém consegue ter a certeza se a impressão 3D vai revolucionar por completo os processos de produção dos materiais como se conhecem atualmente, mas a revolução no fabrico de produtos mais específicos e personalizados já começou, e prova disso é que cada pessoa o pode fazer a partir do seu computador pessoal em casa com recurso a uma impressora 3D (Barnatt, 2014).

c) Técnicas de Impressão 3D

Existem várias técnicas de Impressão 3D, sendo que, quando usadas para imprimir material biológico divide-se em duas grandes categorias: Impressão Direta e Impressão Indireta. A principal diferença entre as duas resume-se, na capacidade da Impressão Direta de imprimir o material biológico diretamente sobre a peça, não sendo necessário ser colocado posteriormente, como acontece na impressão indireta que apenas imprime o material estrutural (Meng Benjamin Ho, Huan Ng, & Yoon, 2015). A **Figura B2** enumera as várias técnicas que existem, quer para impressão direta como indireta.

Para averiguar a técnica a utilizar neste estudo, procedeu-se a análise de várias técnicas que são utilizadas para imprimir peças a três dimensões, tais como a Impressão de Jato de Tinta (Poly-Jet), 3DP, Esterolitografia (SLA), derretimento seletivo a laser (SLM) e a Bioimpressão como exemplificado na **Figura B2**, sendo que estas técnicas se encontram explicadas em pormenor no ponto i a iv deste anexo.

Como neste caso, não é necessário a impressão de material biológico, a impressão indireta é a escolha mais acertada a utilizar para a impressão 3D da peça desejada. De entre todas as técnicas pesquisadas a que foi utilizada ao longo deste trabalho foi uma técnica de impressão indireta, de extrusão, mais concretamente:

Filament Depositing Model (FDM), que significa Depósito de filamento sobre modelo. Esta técnica revelou-se vantajosa devido à sua facilidade no processo de impressão e também devido aos baixos custos no seu funcionamento.

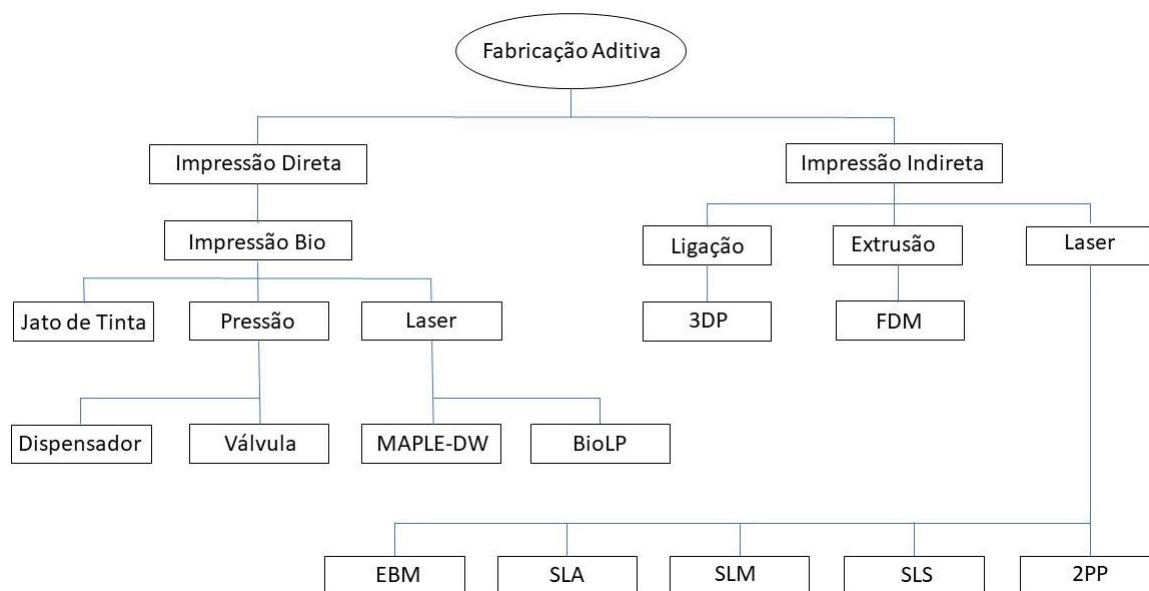


Figura B2 - Fabricação aditiva classificada através do método de formação de produtos.

Fonte: (Meng Benjamin Ho, Huan Ng, & Yoon, 2015). Adaptado

i. Estereolitografia (SLA)

Esta técnica consiste na utilização de uma por  o de resina fotopolim rica líquida, curável por luz ultravioleta inserida na plataforma onde irá ser desenvolvida a peça, e um laser ultravioleta que vai endurecer essa mesma resina (Upcraft & Fletcher, 2003). A plataforma move-se até se encontrar num nível abaixo da dessa resina. Em cada camada, o laser percorre transversalmente a superfície da resina líquida.

A exposição da resina   luz ultravioleta, solidifica a mesma nessas zonas e adere à camada mais abaixo. Depois do laser atuar sobre a resina, a plataforma desce o suficiente para ser adicionada outra camada de resina, e ser novamente afetada pelo Laser, obtendo-se novas camadas solidificando e aderindo umas em cima das outras. Quando todas as camadas forem adicionadas e atuadas pelo Laser, a plataforma é removida e a peça desenvolvida é finalmente curada num forno ultravioleta (Medellín-Castillo & Torres, 2009).

ii. Derretimento Seletivo de Laser (SLM)

Este processo usa um laser que derrete ferro inoxidável. É mais usado nos processos em que são necessários desenvolver peças pequenas, incluindo peças com estruturas especificamente complexas. As máquinas existentes capazes de aplicar esta técnica, conseguem obter peças com densidade 100 % (Medellín-Castillo & Torres, 2009).

iii. 3DP – Impressão tridimensional

Este processo consiste na deposição de uma camada de pó misturado com uma solução de ligação dentro de um ambiente controlado, uma câmara de fabricação. No topo da máquina de fabricação, existe uma câmara de alimentação que contém uma quantidade especialmente preparada de amido de milho, cuja posição vertical pode ser alterada subindo ou descendo o pistão de alimentação. O processo de fabricação ocorre na câmara de fabricação cujo funcionamento é idêntico à câmara de alimentação, na medida em que o pistão de alimentação controla a altura pretendida para a câmara de construção. Um sistema horizontal carrega um rolamento de alimentação que distribui e comprime o pó no topo da câmara de fabricação. O material em excesso é varrido para uma rampa de resíduos. Esse mesmo sistema também contém um cartuxo que vai viajar pela câmara de construção depositando uma solução de ligação que se vai unir ao pó, solidificando e formando uma camada de material (Medellín-Castillo & Torres, 2009).

Após ter completado uma camada, o pistão de fabricação move-se de modo a sobrepor novas camadas em cima da anterior até que o objeto esteja construído. No final o objeto é elevado e escovado para retirar o material em excesso, dando o aspeto final. Esta técnica tem a vantagem de fabricar objetos de um modo rápido e a baixo custo. É considerado o método mais rápido de fabricação aditiva atualmente (Medellín-Castillo & Torres, 2009).

iv. MAPLE-DW

Esta técnica também conhecida como escrita direta, foi descoberta por investigadores do Instituto de Pesquisa Naval, em Washington, e caracteriza-se pela incidência de um feixe de luz ultravioleta laser de alta-repetição com 355 nm de

comprimento de onda, num material transparente que possui uma camada grossa de material recetor com espessura variável entre 1 a 10 mm na parte de baixo. A energia do laser ao incidir no material recetor vai fazer com que esse material se transfira para o material transparente, levando assim à formação do material pretendido (Medellín-Castillo & Torres, 2009).