



**MARCELO WEBER  
SCHILLER**

**APLICAÇÕES DAS REDES DE BRAGG NA  
BIOMECÂNICA**



**MARCELO WEBER  
SCHILLER**

**APLICAÇÕES DAS REDES DE BRAGG NA  
BIOMECÂNICA**

Tese apresentada à Universidade de Aveiro para cumprimento dos requisitos necessários à obtenção do grau de Doutor em Física, realizada sob a orientação científica do Dr. Paulo Artur Pinto de Oliveira Lopes, Professor Auxiliar do Departamento de Física da Universidade de Aveiro.

À minha esposa Ilda e aos meus filhos Monique e Henrique

## **o júri**

presidente

**Prof. Doutor João Pedro Paiva de Oliveira**  
Professor Catedrático do Departamento de Comunicação e Arte

**Prof. Doutor Paulo Artur Pinto de Oliveira Lopes**  
Professor Auxiliar do Departamento de Física da Universidade de Aveiro

**Prof. Doutor José António de Oliveira Simões**  
Prof. Associado com Agregação do Departamento de Mecânica da Universidade de Aveiro

**Profª Doutora Carmem Lúcia Barbosa**  
Pesquisadora Titular III do Centro Técnico Aeroespacial

**Prof. Doutor José Luís Campos de Oliveira Santos**  
Professor Associado da Faculdade de Ciências da Universidade do Porto

**Prof. Doutor Fernando Manuel Pereira da Fonseca**  
Professor Auxiliar na Universidade de Coimbra, Clínica Universitária de Ortopedia

**Prof. Doutor Paulo César Borges**  
Investigador da Classe D4 da Universidade Tecnológica Federal do Paraná

## **agradecimentos**

Antes de mais quero deixar o meu agradecimento ao meu orientador Professor Dr. Paulo Lopes pela amizade, apoio, orientação e confiança depositadas em mim.

Aos professores Dr. Paulo Abatti e Dr. Pedro Gewer, da UTFPR, Brasil, que durante o ensino secundário me apresentaram a área da engenharia biomédica.

À equipa do Departamento de Engenharia Mecânica, professor Dr. José Simões, professor Dr. António Completo, professor Dr. António Ramos, Dr<sup>a</sup> Lídia Carvalho, Mestre Pedro Talaia, Mestre Pedro Carvalho, Mestre João Alburquerque, Mestre Marco Santos, pela colaboração nas pesquisas desenvolvidas no meu trabalho.

Aos professores, Dr. João Lemos Pinto e Dr. Rogério Nogueira, pelo apoio em Portugal e troca de ideias.

A todos os colegas e funcionários do Departamento de Física.

Ao Instituto de Investigação pelo apoio financeiro concedido através da bolsa de doutoramento.

Um especial agradecimento aos meus pais e familiares.

À investigadora e esposa Dr<sup>a</sup> Ilda Abe.

Aos meus filhos Monique e Henrique.

## palavras-chave

sensores em fibra óptica, redes de Bragg em fibras ópticas, biomecânica, implantes, próteses.

## resumo

O presente trabalho tem como objectivo o estudo, desenvolvimento e aplicações na área da biomecânica de sensores intrínsecos baseados em redes de Bragg em fibras ópticas (FBG). As aplicações são feitas em modelos biomecânicos *in vitro* tais como: implantes de anca, prótese de joelho, placas de osteossíntese e implantes dentários. A optimização do desenvolvimento de próteses e respectivos elementos de fixação é actualmente dependente da geração e validação experimental de seus modelos computacionais. A validação destes modelos é normalmente feita utilizando-se dados de ensaios não invasivos e invasivos em modelos sintéticos. Em ensaios *in vitro* os sensores convencionais têm um princípio de funcionamento eléctrico e apresentam por vezes dimensões inadequadas. Existem situações exploradas no presente trabalho, tais como sensoriamento de superfícies irregulares e junções ou ainda análises de deformações internas, onde é recomendável a utilização de sensores FBG, pois apresentam dimensões reduzidas e flexibilidade o que permite efectuar medidas localizadas. O desenvolvimento de um protocolo de utilização de FBG e a sua aplicação no contexto apresentado demonstrou-se mais adequado, pela precisão e segurança futura oferecidas. Foi desenvolvida uma metodologia experimental para medidas de deformações utilizando FBG ao longo de uma placa de osteossíntese metálica aparafusada a um fémur sintético fracturado. Foi efectuada a monitorização da cura do cimento ósseo utilizado como fixador do prato tibial na artroplastia total do joelho através da medida da sua contração e temperatura. Foi também desenvolvido um sistema refrigerador com resposta às leituras de temperatura com vista a evitar a necrose do osso. Foram efectuados estudos de deformação nesse cimento após a sua cura, como resultado da aplicação de cargas mecânicas estáticas. Foram efectuados estudos da cura de cimento ósseo aplicado a próteses de anca e também de deformações nestas próteses. Foi ainda efectuado o estudo comparativo de vários implantes dentários através da medida da distribuição de deformações como resposta a excitações mecânicas impulsivas. Para a desmodulação das FBG foram inicialmente utilizados sistemas comerciais. Entretanto algumas aplicações não puderam ser implementadas com estes sistemas comerciais devido à baixa reflectividade das FBG utilizadas, mas fundamentalmente devido à necessidade de executar testes com uma taxa de aquisição maior do que os 5 Hz disponíveis (cerca de 15 kHz). Por estes motivos foi desenvolvido um sistema optoelectrónico completo de desmodulação de FBG baseado num filtro sintonizável e que tem como característica principal a alta taxa de aquisição (até 1,2 MHz) mas também se destaca pela facilidade na reconfiguração dos parâmetros de leitura, pela apresentação duma interface de utilizador amigável e pela capacidade de operar com até 5 FBG na mesma fibra óptica.

**keywords**

fiber optic sensors, fiber Bragg grating, biomechanics, implants, prosthesis

**abstract**

The aim of this work is to study, develop and apply sensors based in optical fiber Bragg grating (FBG) in the field of biomechanics. The specific applications are models *in vitro*: hip prosthesis, knee prosthesis, osteosynthesis bone plates and dental implants. The optimization of those experimental studies is made dependent on the results obtained from valid computational models. In order to firstly validate those models, either invasive or non-invasive experimental tests are initially carried out in synthetic models or bone. Using conventional sensors in invasive tests is usually not advised not only for security reasons but also to avoid external interference since they work electrically. Furthermore their dimensions may not be adequate. There are situations explored in this work, like sensing irregular joint surfaces or internal analysis of inner deformation, in which the need for extremely localised measures requires the use of sensors based in optical fiber because of their low dimensions and flexibility. Special procedures for the use and installation of FBG in order to obtain more precision were developed. A new methodology to measure strain along an osteosynthesis bone plate attached to a synthetic femur was adopted. The solidification process of the cement used to fix the tibial plate in a total knee arthroplasty was monitored. A cooler system using temperature readings was also developed to deal with the intense heating and so diminish necrosis hazards to the bone. Strain measurements of that cement after curing were carried out for static loads. Similar studies of the cement curing process were carried out for the case of hip prosthesis. Studies of load transfer around dental implants as a result of dynamic mechanical stress were also carried out. The demodulation of the FBG was initially done using commercial systems. For some applications, however, these commercial systems are unsuitable. One reason is the low reflectivity of some FBG; but the main reason is the need for a sampling rate higher than those available 5 Hz, namely around 15 kHz. For that reason a whole new optoelectronic device built around a tunable filter was developed and assembled. This device may reach the high sampling rate of 1.2 MHz and also has a friendly user interface, allows an easy configuration of parameters and is capable of reading up to 5 FBG written in a same sensing fiber.

<u>Introdução</u>	<u>01</u>
<b>CAPÍTULO 1</b>	
<u>Motivação e perspectiva histórica</u>	<u>07</u>
<b>CAPÍTULO 2</b>	
<u>Redes de Bragg e sistemas biomecânicos</u>	<u>17</u>
2.1 Introdução.....	17
2.2 Redes de Bragg em fibras ópticas.....	19
2.2.1 Técnica de gravação das redes de Bragg em fibras ópticas.....	20
2.2.2 Princípio de funcionamento da rede de Bragg em fibras ópticas .....	23
2.2.3 Sensores baseados em redes de Bragg em fibras ópticas .....	27
2.2.4 Sistemas de desmodulação de redes de Bragg.....	29
2.2.4.1 Sistemas de desmodulação baseados em filtros .....	31
2.2.4.2 Filtros de sintonia lenta ou fixa.....	32
a) Filtro lateral fixo com fonte óptica contínua .....	32
b) Filtro lateral fixo com fonte óptica modulada .....	33
c) Duplo filtro lateral fixo .....	35
2.2.4.3 Filtros de sintonia rápida .....	36
a) Filtro Fabry-Perot.....	36
b) Sintonia de um filtro SFP para uma FBG .....	45
c) Sintonia de um filtro SFP para n-FBG .....	47
2.2.4.4 Comparações entre os sistemas de desmodulação usuais.....	49
a) Sistemas de desmodulação com fonte de banda larga e detector com filtro de varrimento passa-banda.....	50
b) Sistemas de desmodulação com fonte de laser e detector de banda larga .....	51

c) Janela espectral de varrimento.....	51
d) A importância da análise espectral.....	52
2.3 Caracterização de sistemas biomecânicos .....	52
2.3.1 Modelização teórica de sistemas biomecânicos pelo método dos elementos finitos.....	53
2.3.2 Caracterização de sistemas biomecânicos através de ensaios experimentais com extensómetros eléctricos resistivos.....	57
2.3.3 Validação de simulações numéricas através de ensaios experimentais com extensometria eléctrica.....	58
2.3.4 Caracterização de sistemas biomecânicos através de ensaios experimentais com redes de Bragg em fibra óptica .....	60
2.3.4.1 Monitorização de parâmetros biomédicos .....	61
2.3.4.2 Medidas de deformação em tecidos .....	62
2.3.4.3 Superfícies sensoras.....	65
2.3.4.4 Medidas de pressão intradiscal.....	68
2.3.4.5 Medidas de temperatura .....	70
2.3.4.6 Monitorização de materiais biomédicos .....	72
2.4 Considerações finais .....	75

### **CAPÍTULO 3**

<u>Redes de Bragg para monitorização de sistemas biomecânicos cimentados</u> .....	<u>77</u>
3.1 Introdução.....	77
3.2 Redes de Bragg em cimento ósseo.....	78
3.2.1 Redes de Bragg .....	79
3.2.2 Caracterização da rede de Bragg por deformação longitudinal .....	79
3.2.3 Cimento ósseo .....	81
3.2.4 Máquina de ensaios para aplicação de cargas sobre os sistemas biomecânicos .....	82
3.2.5 Célula de carga formada por cimento ósseo e redes de Bragg .....	82
3.3 FBG para monitorização de deformação em artroplastia de anca cimentada.....	86
3.3.1 Introdução .....	86
3.3.2 Materiais e métodos .....	88
3.3.3 Modelo numérico.....	92
3.3.4 Resultados .....	94
3.3.5 Discussão e conclusão.....	100
3.4 FBG para monitorização de deformação em artroplastia de joelho .....	101
3.4.1 Introdução .....	101

3.4.2 Materiais e métodos .....	103
3.4.3 Modelo numérico .....	109
3.4.4 Resultados .....	112
3.4.5 Discussão e conclusão.....	116
3.5 Considerações finais .....	116

## **CAPÍTULO 4**

<u>Redes de Bragg para monitorização de superfícies ou embutidos em sistemas biomecânicos</u> .....	117
4.1 Introdução.....	117
4.2 FBG para monitorização de deformação em placas de osteossíntese .....	119
4.2.1 Introdução .....	119
4.2.2 Materiais e métodos .....	120
4.2.3 Resultados .....	123
4.2.4 Discussão e conclusão.....	127
4.3 FBG para monitorização de deformação em modelo dentário .....	129
4.3.1 Introdução .....	129
4.3.2 Materiais e métodos .....	130
4.3.3 Modelo numérico .....	132
4.3.4 Resultados .....	135
4.3.5 Discussão e conclusão.....	136
4.4 FBG para monitorização de deformação no estudo da transferência de carga de um implante dentário ao osso.....	137
4.4.1 Introdução .....	137
4.4.2 Materiais e métodos .....	138
4.4.3 Modelo numérico .....	142
4.4.4 Resultados .....	144
4.4.5 Discussão e conclusão.....	146
4.5 FBG para análise comparativa das distribuições de deformação no estudo de transferência de carga de diferentes tipos de implantes dentários ao osso.....	147
4.5.1 Introdução .....	147
4.5.2 Materiais e métodos .....	148
4.5.3 Resultados .....	154
4.5.4 Discussão e conclusão.....	161
4.6 Considerações finais .....	163

## **CAPÍTULO 5**

<u>Redes de Bragg para monitorização dinâmica de sistemas biomecânicos</u>	<u>165</u>
5.1 Introdução.....	165
5.2 Sistema de interrogação dinâmico .....	166
5.2.1 Especificações funcionais principais e justificativas.....	168
5.2.1.1 Escala de leitura.....	168
5.2.1.2 Precisão .....	168
5.2.1.3 Faixa de operação .....	168
5.2.1.4 Interface com o computador e programa .....	169
5.2.1.5 Taxa de amostragem .....	169
5.2.1.6 Imunidade a variações de potência .....	170
5.2.2 Desenvolvimento do protótipo.....	170
5.2.2.1 Diagrama em blocos geral .....	170
5.2.2.2 Descrição de funcionamento.....	171
5.2.2.3 Descrição da metodologia de ajustes .....	180
5.2.2.4 Subsistema óptico.....	186
5.2.2.5 Subsistema optoelectrónico .....	186
5.2.2.6 Subsistema para localização do ponto de operação de cada FBG ..	190
5.2.2.7 Interface com o computador .....	192
5.3 FBG para monitorização dinâmica de deformação no estudo da transferência de carga de um implante dentário ao osso.....	196
5.3.1 Introdução .....	196
5.3.2 Caracterização do CVB.....	197
5.3.3 Materiais e métodos .....	199
5.3.4 Resultados .....	200
5.3.5 Discussão e conclusão.....	203
5.4 Considerações finais .....	203

## **CAPÍTULO 6**

<u>6 Redes de Bragg para monitorização de temperatura em sistemas biomecânicos</u>	<u>205</u>
6.1 Introdução.....	205
6.2 Sensor de temperatura: FBG encapsulada .....	206
6.2.1 Introdução .....	207
6.2.2 Materiais e métodos .....	207
6.2.3 Resultados .....	208

6.2.4 Discussão e conclusão.....	209
6.3 Sensor FBG na cura do cimento ósseo.....	210
6.3.1 Introdução .....	210
6.3.2 Materiais e métodos .....	211
6.3.3 Resultados .....	214
6.3.4 Discussão e conclusão.....	217
6.4 FBG na análise da cura do manto de cimento ósseo em artroplastias cimentadas.	217
6.4.1 Introdução .....	217
6.4.2 FBG para monitorização de deformação e temperatura na cura do manto de cimento ósseo numa artroplastia de anca.....	218
6.4.2.1 Materiais e métodos.....	219
6.4.2.2 Resultados .....	220
6.4.2.3 Discussão e conclusão .....	222
6.4.3 FBG para monitorização de deformação e temperatura na cura do manto de cimento ósseo numa artroplastia de joelho.....	222
6.4.3.1 Materiais e métodos.....	222
6.4.3.2 Resultados .....	223
6.4.3.3 Discussão e conclusão .....	225
6.5 FBG para monitorização de temperatura na interface cimento–osso .....	225
6.5.1 Introdução .....	226
6.5.2 Dispositivo de controlo da cura do cimento ósseo .....	228
6.5.2.1 Comutador de calor.....	230
6.5.2.2 Sensor FBG de temperatura na interface osso–cimento .....	231
6.5.2.3 Ciclo de aquecimento e resfriamento.....	232
6.5.3 Materiais e método.....	234
6.5.4 Resultados .....	235
6.5.5 Discussão e conclusão.....	238
6.6 Considerações finais .....	239
<u>Conclusões finais e perspectivas futuras</u>	<u>241</u>
7.1 Conclusões finais.....	241
7.2 Perspectivas futuras .....	245
<b>APÊNDICE A</b>	
<u>Protocolo de instalação e aplicação de FBG na Biomecânica</u>	<u>249</u>

## **APÊNDICE B**

<b>Programa de controlo do CVB</b>	<b>257</b>
B.1 Introdução .....	257
B.2 O programa de controlo do CVB .....	257
B.2.1 Fase de calibração.....	258
B.2.2 Selecção da FBG e verificação do zero.....	259
B.2.3 Aquisição de dados.....	260

## **APÊNDICE C**

<b>Patente de Invenção</b>	<b>263</b>
----------------------------	------------

## Lista de figuras

---

Figura 2.1 – Técnica de gravação de redes de Bragg através de uma máscara de fase	21
Figura 2.2 – Técnica de gravação de redes de Bragg baseado num interferómetro com máscara de fase .....	23
Figura 2.3 – Rede de Bragg uniforme gravada numa fibra óptica monomodo e espectros de reflexão e transmissão para uma fonte óptica de banda larga .....	25
Figura 2.4 – Diagrama esquemático do sistema óptico experimental para a obtenção do espectro de reflexão das redes de Bragg em fibras através de um analisador de espectros ópticos e um circulador em fibra.....	31
Figura 2.5 – Esquema do método de desmodulação de FBG baseados em filtro lateral fixo com sintonia lenta: (a) flanco de subida; (b) flanco de descida.....	32
Figura 2.6 – Diagrama em blocos do sistema de desmodulação de uma FBG baseado numa filtragem dependente do comprimento de onda [Melle93].....	33
Figura 2.7 – Sistema óptico de desmodulação do sensor FBG utilizando um díodo emissor de luz (LED) modulado em intensidade e um amplificador sintonizado [Timothy19; Wehrle00] .....	34
Figura 2.8 – Sistema de desmodulação de FBG com duplo filtro lateral (WDM) .....	35
Figura 2.9: (a) Cavidade ressonante de espelhos paralelos. (b) Raias de frequências de ressonância [Saleh91] .....	39
Figura 2.10 – Ressonador real composto por duas paredes espelhadas com reflectividade, $r$ , no lado interno, paralelas e planas que apresentam	

transmissividade, $t$ , permitindo a transmissão selectiva de ondas incidentes, seleccionadas pelo ajuste da distância entre as superfícies espelhadas ( $d$ ) .....	40
Figura 2.11 – Representação esquemática da intensidade transmitida por um ressonador ideal (a) e por um real (b) .....	41
Figura 2.12 – Estrutura interna de um filtro Fabry–Perot em fibra .....	42
Figura 2.13 – Função de Airy representados para diferentes <i>finesses</i> de diversos SFP ( <i>Micron Optics</i> 99, 2002 b) .....	44
Figura 2.14 – Sistema de desmodulação com travagem para o espectro de reflexão proveniente de uma FBG [Kersey93a] .....	45
Figura 2.15 – Sistema de desmodulação com travagem para o espectro de reflexão proveniente de uma <i>enésima</i> FBG [Kersey93a] .....	46
Figura 2.16 – Sensor FBG utilizado para monitorizar o tendão de Aquiles e os alvos da câmara de visão estéreo usado para comparação .....	63
Figura 2.17 – Mandíbula cadavérica com o implante e os sensores FBG e SG .....	65
Figura 2.18 – FBG inseridos na tela para análise de pressão na interface tíbio–femoral. A região circular mostra o mapa de pressão sobre algumas FBG .....	67
Figura 2.19 – Sensor FBG inserido na agulha utilizado para as análises da pressão do disco intervertebral da coluna .....	69
Figura 2.20 – Configuração do sensor de monitorização de temperatura <i>in vivo</i> .....	72
Figura 3.1 – Sistema mecânico baseado em posicionadores micrométricos para a análise de deformações longitudinais nas FBG em fibras ópticas .....	80
Figura 3.2 – Curva de sensibilidade de variação do comprimento de onda de Bragg com a deformação longitudinal para uma FBG sem encapsulamento .....	80
Figura 3.3 – Base da célula de carga com os sensores FBG .....	83
Figura 3.4 – Célula de carga de cimento ósseo com as FBG embutidas.....	83

Figura 3.5 – Curva de deformação da célula de carga de cimento ósseo, em relação à carga aplicada obtido com um LVDT. Os pontos abertos representam os valores experimentais e a recta, o melhor ajuste .....	84
Figura 3.6 – Curva de variação do comprimento de onda da célula de carga de cimento ósseo, em relação à carga aplicada obtido com o sensor FBG. Os pontos abertos representam os valores médios experimentais, e a recta, o melhor ajuste.....	85
Figura 3.7 – Prótese cimentada (a) e identificação da composição material com a localização das regiões proximal, “middle” e distal da haste cimentada (b).....	89
Figura 3.8 – Prótese cimentada (a) e identificação das vistas lateral e medial (c) ; e anterior e posterior (c).....	89
Figura 3.9 – Prótese da anca e fibras ópticas .....	90
Figura 3.10 – Detalhe da prótese mostrando a localização de algumas FBG e as fibras ópticas suspensas.....	90
Figura 3.11 – Posicionamento para ensaio do fémur no qual é instalada a prótese.....	91
Figura 3.12 – Fémur sintético e a prótese de anca cimentada com os sensores FBG embutidos e a máquina de ensaios utilizada para a aplicação de cargas controladas .....	92
Figure 3.13. Detalhe da malha de elementos finitos da prótese de anca implantada no fémur .....	94
Figure 3.14 – Curvas de deformação obtidas com as FBG inseridas no manto de cimento da artroplastia de anca para os lados (a) anterior, (b) posterior, (c) medial e (d) lateral.....	96
Figure 3.15 – Figure 3.15 – Curva de correlação entre os dados de deformação obtidos com a simulação por elementos finitos e com as FBG para o implante de anca cimentado .....	99
Figure 3.16 – Diagrama esquemático mostrando os componentes envolvidos no ensaio <i>in vitro</i> da artroplastia total do joelho .....	104

Figure 3.17 – Corte na tíbia sintética e fibras ópticas sensoras inseridas. As FBG estão localizadas nas pontas das fibras .....	106
Figure 3.18 – Prótese de joelho cimentado sobre a tíbia sintética e os ensores FBG embutidos no cimento (distribuição de carga simétrica). Vista para o lado anterior da tíbia esquerda.....	107
Figure 3.19 – Detalhe da prótese de joelho durante o ensaio com a aplicação de carga em distribuição assimétrica .....	108
Figura 3.20 – Malha de elementos finitos do manto de cimento .....	109
Figura 3.21 – Face da tíbia sintética com os pontos de monitorização mostrando os valores numéricos de deformação obtidos através do modelo de FEM com carga aplicada de 2.000 N em posição assimétrica .....	112
Figura 3.22 – Valores experimentais de deformação obtidos através das FBG com carga aplicada de 2.000 N em posição assimétrica .....	113
Figura 3.23 – Curvas de deformação em relação à carga aplicada dos sensores FBG localizados na região do côndilo (a) lateral e (b) medial da prótese de joelho. Os símbolos mostram os pontos experimentais, e as linhas, os melhores ajustes.....	114
Figura 3.24 – Curva de correlação entre os dados de simulação por elementos finitos e os experimentais por FBG obtidos para deformação com aplicação de carga em posição assimétrica. Carga aplicada: 2.000 N. Coeficiente de correlação: 0,98.....	115
Figura 4.1 – (a) Localização dos sensores na placa de osteossíntese; (b) detalhe da placa e dos sensores FBG colados.....	121
Figura 4.2 – (a) Fémur sintético fracturado e a placa de osteossíntese com as fibras ópticas no sistema de pressionamento; (b) Visão frontal do fémur e do dispositivo metálico de suporte do fémur na região distal.....	122
Figura 4.3 – Visão geral do sistema experimental utilizado para os ensaios com a placa de osteossíntese. ....	123

Figura 4.4 – Espectros ópticos dos sensores ópticos multiplexados; sete FBG coladas na placa de osteossíntese e uma FBG colada no fémur. ....	124
Figura 4.5 – Sensores FBG e SG na região proximal do fémur sintético.....	124
Figura 4.6 – Valores de deformação obtidos com a FBG e o SG na região proximal do fémur sintético.....	125
Figura 4.7 – Valores de deformação na placa obtidos com os sensores FBG localizados na região (a) proximal, (b) medial e (c) distal .....	126
Figura 4.8 – Diagrama do macro-modelo dentário com os sensores FBG inseridos no ligamento periodontal .....	131
Figura 4.9 – Macro-modelo dentário com os sensores FBG inseridos no ligamento periodontal .....	132
Figura 4.10 – Macromodelo numérico.....	133
Figura 4.11 – Malha de elementos finitos na interface osso cortical – ligamento periodontal do macro-modelo (deformações no eixo dos yy) .....	134
Figura 4.12 – Gráfico comparativo numérico/experimental das deformações no eixo yy com aplicação de carga ortodôntica (eixo dos yy).....	135
Figura 4.13 – Correlação entre os valores de deformação no eixo dos yy com aplicação de força ortodôntica obtidos com a FBG e com o FEM.....	136
Figura 4.14 – (a) Macro-modelo de implante dentário em plástico ABS e aço; (b) consituição do macro-implante.....	139
Figura 4.15 – Localização da fibra óptica com sensores de Bragg, dispostos radialmente ao implante em várias alturas.....	141
Figura 4.16 Cubo de osso fresco com o implante aparafusado e a fibra óptica instalada num furo feito numa direcção paralela à do implante.....	142
Figura 4.17: Malha de elementos finitos do modelo de implantes dentários.....	143

Figura 4.18 – Deformação em função de carga aplicada para cada FBG para o implante em metal-plástico. Cada ponto representa a deformação média de cinco experiências (é mostrado o desvio padrão para cada conjunto). As linhas representam o melhor ajuste aos dados experimentais .....	144
Figura 4.19 – Valores da sensibilidade a deformações para as FBG para o implante em metal-plástico, obtido em experiências estáticas .....	145
Figura 4.20 – Comparação entre dados numéricos e experimentais para as cinco localizações quando uma carga de 50 N é aplicada sobre o implante de metal-plástico .....	146
Figura 4.21. Macromodelos de implantes dentários: (a) aço; (b) plástico ABS com aço; (c) plástico ABS.....	149
Figura 4.22 – Duas vistas do mesmo bloco de <i>nylon</i> após a instalação das fibras nos furos, feitos a partir (a) da face lateral e (b) da face superior .....	150
Figura 4.23 – Posicionamento das FBG nas posições verticais. As rectas indicam a localização de cada fibra com as FBG: (a) V1n e (b) V3n e V2n.....	152
Figura 4.24 – Posicionamento das FBG nas posições horizontais. As rectas indicam a localização de cada fibra com as FBG: (a) H1n, H2n, H3n, H4n, H5n, H6n, H7n, H8n; (b) posicionamento frontal das fibras ópticas na horizontal.....	153
Figura 4.25 – Deformações verticais a 3 mm da rosca do implante (FBG das posições V23, V24 e V25). Deformações abaixo do implante e no seu eixo de simetria central (V31, V32 e V33). Deformações distantes 30 mm do centro do implante (V11, V12, V13, V14 e V15).....	155
Figura 4.26 – Desvio padrão das medidas de deformações verticais .....	155
Figura 4.27 – Variações de deformação obtidos com as FBG em ensaio estático com a carga impulsiva aplicada sobre cada um dos implantes .....	156

Figura 4.28 – Deformações Horizontais, medidas em posições do plano $x = 20$ (FBG das posições H11 a H65) e plano $x=37$ (FBG das posições H71 a H85) .....	157
Figura 4.29 – Desvio padrão das deformações Horizontais, medidas em posições do plano $x = 20$ (FBG das posições H11 a H65) e plano $x=37$ (FBG das posições H71 a H85 .....	158
Figura 5.1 – Espectro de emissão da fonte ASE utilizada.....	169
Figura 5.2– Diagrama de interligação optoelectrónico do CVB com o braço sensor, a fonte óptica e o PC.....	171
Figura 5.3 – Diagrama em blocos do CVB, composto por fonte Óptica (ASE), circulador óptico, FBGs (1,2,3,4 e 5) gravadas em um mesmo cabo, acoplador óptico 90/10, filtro sintonizável (FS), sistema de amplificação electrónica do sinal da luz foto-detectada e interface electrónica de ligação com o computador.....	172
Figura 5.4 – Determinação da potência aplicada ao foto-detector no canal sensor de deformação pela convolução do espectro de reflexão da FBG com uma função de filtragem do filtro fixo.....	173
Figura 5.5 – Exemplo de curva da leitura de potência obtida para uma FBG com a variação do seu comprimento de onda de Bragg. O coeficiente angular da recta é de 0,05 mW/nm .....	175
Figura 5.6 – Tela de registo da oscilação da lâmina de calibração, que utiliza extensómetros, pelo sistema de leitura digital “PSA21–WSB” .....	176
Figura 5.7 – Primeiro estágio interno do amplificador de sinal de deformação.....	177
Figura 5.8 – Curva de resposta padrão obtida para uma FBG após o procedimento de calibração. Sobre a tensão proveniente do amplificador do sinal de deformação. O coeficiente angular da recta é de 10 V/nm .....	178
Figura 5.9 – Exemplo de curvas de sintonia obtida para cinco FBG .....	179
Figura 5.10 – Exemplo de curvas de saída obtida para cinco FBG lidas na saída do primeiro estágio do amplificador de deformações .....	179

Figura 5.11 – Primeiro e segundo estágio interno do amplificador de sinal de deformação .....	181
Figura 5.12 – Exemplo de curvas de saída obtida para cinco FBG lidas na saída do segundo estágio do amplificador de deformações .....	181
Figura 5.13 – Primeiro e segundo estágio interno do amplificador de sinal de deformação .....	185
Figura 5.14 – Diagrama em blocos do amplificador (a) de sinal de deformação e (b) amplificador de referência .....	187
Figura 5.15 – Diagrama em blocos do sistema de leitura digital e analógica da resistência do extensômetro seleccionado pela Interface BNC2120 .....	191
Figura 5.16 – Aquisição de dados e processamento. Cada par de valores de sinal da deformação e da referência adquiridos simultaneamente ( <i>Data</i> ) são processados, combinados armazenados e exibidos ( <i>Result</i> ).....	194
Figura 5.17 – Bloco de silicone com o macro implante inserido (a) e a localização da fibra óptica com a FBG (b).....	198
Figura 5.18 – Valores de deformação obtidos através do analisador de espectros ópticos (OSA) comercial e do caracterizador de vibrações desenvolvido (CVB) .....	198
Figura 5.19 – Localização dos sensores FBG dentro do cubo e o sistema de aplicação de cargas dinâmicas sobre o implante dentário .....	199
Figura 5.20 – Foto do momento exacto da colisão da massa impulsora sobre o implante no cubo de osso (a). Suporte da fibra óptica na parte inferior do bloco (b) .....	200
Figura 5.21 – Variações de deformação obtidos com as FBG em ensaio dinâmico com a carga impulsiva aplicada sobre cada um dos implantes .....	202
Figura 6.1 – Esquema de encapsulamento das FBG para monitorização de temperatura; esta configuração foi utilizada para proteger a fibra de tensões externas causadas pelo material a ser analisado .....	208

Figura 6.2 – Curva de sensibilidade de variação do comprimento de onda de Bragg com a temperatura de uma FBG encapsulada em agulha .....	209
Figura 6.3 – Arranjo experimental composto de recipiente do cimento, fibras ópticas com FBG e motor linear que puxa a fibra.....	211
Figura 6.4 – Fibra óptica nua com a FBG2 sensora que inicialmente desliza livremente pelo interior do cimento que a envolve. A FBG1 externa está gravada na mesma fibra que FBG2. A FBG3 para a medição da temperatura é ligada na ponta livre da mesma fibra óptica .....	212
Figura 6.5 – Diagrama de ligações e desmodulação do sistema para análise das FBG inseridas no manto de cimento ósseo .....	213
Figura 6.6 – (a) Gráficos simultâneos da variação temporal da deformação no cimento obtido com a FBG2 e (b) da variação temporal da deformação por tracção obtido com a FBG1 externa ao cimento .....	215
Figura 6.7 – Prótese da anca introduzida num fémur sintético e a FBG encapsulada para monitorização de temperatura, não sujeita às deformações mecânicas do cimento .....	219
Figura 6.8 – (a) Variação temporal do comprimento de onda da FBG; (b) variação temporal da temperatura obtida com uma FBG embutida numa agulha; e (c) variação temporal da deformação durante a cura do cimento ósseo numa artroplastia de anca .....	221
Figura 6.9 – (a) Sensor FBG de temperatura encapsulado na agulha e as FBG inseridas nos furos para monitorização da cura do cimento ósseo, antes da deposição do cimento e (b) depois da cimentação.....	223
Figura 6.10 – (a) Variação temporal do comprimento de onda da FBG; (b) variação temporal da temperatura obtida com uma FBG embutida numa agulha; (c) variação temporal da deformação durante a cura do cimento ósseo numa artroplastia de joelho .....	224
Figura 6.11– diagrama esquemático do sistema de controlo da cura do cimento ósseo com o comutador de calor instalado sobre o prato tibial.	

Um sensor de temperatura baseado numa FBG está inserido no manto do cimento ósseo, paralelo à interface osso–cimento.....	229
Figura 6.12 – Visão inferior da montagem do comutador de calor com termómetros....	230
Figura 6.13 – Vista da tíbia sintética instrumentada com 10 FBG e 2 termómetros electrónicos antes da inserção e cimentação do prato tibial. O protótipo do comutador de calor encontra-se pronto a ser testado.....	234
Figura 6.14 – Curvas de variações de temperatura numa região próxima à interface cimento–osso durante a cura do cimento ósseo. O detalhe no gráfico mostra a curva obtida com a FBG de variação em comprimento de onda com o tempo .....	236
Figura 6.15 – Curva de variação de temperatura durante a cura do cimento ósseo, medida com cinco termómetros electrónicos .....	237

## Lista de tabelas

---

Tabela 3.1 – Propriedades dos materiais da prótese de anca cimentada.....	93
Tabela 3.2 - Coeficiente de sensibilidade a deformação e correlação obtidos com o melhor ajuste às curvas adquiridas com os sensores FBG para cada aspecto do implante de anca .....	97
Tabela 3.3 – Propriedades dos materiais da artroplastia total do joelho.....	110
Tabela 4.1 – Valores de deformação e coeficientes de sensibilidade para as FBG coladas na placa de osteossíntese .....	127
Tabela 4.2 – Propriedades dos materiais do modelo dentário .....	133
Tabela 4.3 – Propriedades dos materiais do modelo de implante dentário.....	143
Tabela 5.1. Equações das rectas da tensão de saída de FBGs de uma ponta sensora.	184
Tabela 5.2 – Funções dos ajustes dos canais de amplificação.....	188
Tabela 5.3 – Funções dos sinais ligados à interface de utilização.....	189
Tabela 5.4 – Valores de deformação obtidos com as duas FBG ao longo do tempo com uma força impulsiva aplicada sobre o implante .....	201
Tabela 6.1 – Equações das curvas obtidas pelos melhores ajustes aos pontos de variação da deformação (Y) com o tempo (X) .....	216

## Glossário de acrónimos

---

ABS	Acrylonitrile butadiene styrene	
ADC	Analog-to-digital converter	Conversor analógico/digital
ASE	Amplified Spontaneous Emission	Emissão espontânea amplificada
BSSD	Broadband source and swept detector	Fonte de banda larga e detector com filtro de varrimento passa banda
CVB		Caracterizador de Vibrações
DAC	Digital-to-analog converter	Conversor digital/analógico
ELED	Edge Emitting Light Emitting Diode	Díodo emissor lateral de luz
FBG	Fiber Bragg Grating	Rede de Bragg em fibra óptica
FSR	Free Spectral Range	Faixa espectral livre
FEM	Finite Element Method	Método de elementos finitos
GRIN	Graded refraction Index	Índice de refração gradualmente alterado
HiBi	Highly Birefringent	Alta birrefringência
LED	Light Emitting Diode	Díodo emissor de luz

LVDT	Linear Variable Differential Transformer	Sensor de deslocamento diferencial e linear
LSBD	Laser source and broadband detector	Laser e detector banda larga
OSA	Optical Spectral Analyser	Analisador de espectros ópticos
PC	Personal Computer	Computador Pessoal
PMMA	Polymethylmethacrylate	Polimetilmetacrilato
PTFE	Polytetrafluoroethylene, Teflon	Teflon
PZT	Piezoelectric Transducer	Transdutor piezoelétrico
SFP	Scanning Fabry-Perot	Fabry-Perot de varrimento
SG	Strain Gauges	Extensómetro eléctrico
TEC	Thermo Electric Cooler	Pastilha termoelétrica
UV	Ultraviolet	Ultravioleta
WDM	Wavelength Division Multiplexing	Multiplexagem em comprimento de onda

## Introdução

---

A revolução do conhecimento fez com que a Medicina se expandisse, o que resultou num processo contínuo de especialização da saúde. O conhecimento na área é hoje muito maior do que há 10 anos. Portanto, é impossível que os profissionais estejam seguramente a par de todas as descobertas e avanços do seu ramo de actuação. Nesse cenário, a multidisciplinaridade está a conquistar um espaço cada vez maior, independentemente da especialidade em questão.

A Biofísica é uma ciência interdisciplinar que aplica as teorias e os métodos da Física para resolver questões de Biologia. Um dos ramos da Biofísica é a Biomecânica, que é o estudo da mecânica dos organismos vivos. A Biomecânica externa estuda as forças físicas que agem sobre os corpos enquanto que a Biomecânica interna estuda a mecânica e os aspectos físicos e biofísicos das articulações, dos ossos e dos tecidos histológicos do corpo.

A Biomecânica é uma área que teve um grande desenvolvimento nos últimos anos, principalmente no que diz respeito ao desenvolvimento de novos materiais de implantes e próteses.

Este trabalho trata do desenvolvimento de aplicações na Biomecânica das tecnologias de sensoriamento de grandezas físicas, micro-deformações e temperatura, utilizando a luz guiada em fibras ópticas.

A tecnologia relacionada com as fibras ópticas teve apenas início no final do último século; porém teve um contínuo avanço, principalmente na área de componentes optoelectrónicos. Os avanços estão ligados ao desenvolvimento das telecomunicações e aos investimentos provenientes de aplicações ligadas às áreas das engenharias.

A aplicação de sensores de fibra óptica na Engenharia Biomecânica é um assunto recente e inovador, particularmente no desenvolvimento de próteses e implantes e na sua utilização para validação de resultados obtidos por métodos numéricos.

O objectivo geral desta Tese é a monitorização e análise da distribuição de deformações e variações de temperatura em sistemas biomecânicos, através do uso de sensores baseados em redes de Bragg em fibras ópticas (FBG: "Fiber Bragg Grating"). A maior vantagem desta técnica é a validação com maior precisão de modelos computacionais utilizados para o estudo de implantes e próteses. Este trabalho permite a obtenção de indicadores biomecânicos em estudos estáticos e dinâmicos que têm como função o melhor desenvolvimento de aparelhos ortodônticos e ortopédicos e suas fixações.

Parte dos trabalhos desenvolvidos neste projecto de utilização das redes de Bragg para aplicações em Biomecânica, foram realizados em conjunto com trabalhos de investigadores do Departamento de Mecânica da Universidade de

Aveiro. Esta parceria tornou-se necessária por ser um trabalho multidisciplinar que envolveu as áreas da Física, Mecânica e Biomedicina.

As principais contribuições científicas deste trabalho foram as seguintes:

- Estudo, gravação e optimização dos sensores FBG.
- Projecto, implementação e desenvolvimento de um sistema de leitura de redes de Bragg em fibra óptica, automatizado, de forma modular e flexível permitindo o ajuste da configuração de acordo com a aplicação específica, adaptado a medidas dinâmicas e sistema de compensação das variações de potência da fonte óptica e da reflectividade do cabo óptico. Outra característica importante é a possibilidade de leitura de mais de uma FBG na mesma fibra óptica.
- Criação de uma metodologia para a instalação e colagem dos sensores ópticos em modelos *in vitro* de interesse biomédico (macro-modelo em osso de bovino, superfícies de placas de osteossíntese em aço e interior de mantos de cimento ósseo).
- Medidas de deformações na área da Biomecânica foram realizadas com maior precisão devido ao reduzido tamanho dos sensores em fibra óptica e às novas técnicas de instalação.
- Inovação na área da prótese de joelho cimentada com o desenvolvimento do sensor óptico para caracterização estática e monitorização de deformações no manto de cimento usado para a fixação do prato tibial durante a aplicação de cargas. O processo de cura do manto de cimento ósseo pôde ser realizado com a monitorização da variação de temperatura e da deformação no interior do material através dos sensores ópticos.

- Possibilidade de programação, através do controlo de temperatura, da cura do cimento ósseo fixador do prato tibial em próteses de joelho, em valores limite e duração adequada à sobrevivência das células trabeculares e corticais além de garantir maior resistência mecânica e fixação a longo prazo do implante.
- Inovação na área de implantes dentários, com a possibilidade de monitorização com os sensores FBG da transferência de carga do implante ao osso, através de ensaios dinâmicos.
- Inovação na área de próteses de anca cimentada, com a possibilidade de monitorização da deformação do manto de cimento utilizando sensores FBG, quando cargas são aplicadas sobre a prótese. Os sensores também permitiram a possibilidade de registo da variação da temperatura durante o processo de cura do cimento ósseo quando da instalação da prótese.
- Inovação na área de fixação de fracturas de ossos longos com a possibilidade de monitorização de placas de osteossíntese em ensaios estáticos e dinâmicos.

A presente tese foi estruturada em sete capítulos onde serão abordados o uso de redes de Bragg como sensores e a instrumentação de leitura desenvolvida, para aplicações na área da Biomecânica.

No primeiro capítulo é apresentado o histórico e motivação do presente trabalho, os principais objectivos e motivações da tese, a estrutura e as principais contribuições do trabalho desenvolvido.

No segundo capítulo pretende-se fornecer uma descrição do princípio de funcionamento das redes de Bragg, o sistema de gravação e as vantagens das suas aplicações como sensores de grandezas físicas e químicas. É feita uma revisão dos princípios de funcionamento de sistemas de leituras de FBG e as principais técnicas de desmodulação. Neste capítulo também se aborda o estado

da arte de sistemas biomecânicos tanto de modelização teórica como de ensaios experimentais. São descritos os estudos realizados de modelização de próteses, implantes e placas de osteossíntese através do método dos elementos finitos. São também descritos os tópicos principais da fundamentação teórica associada e o processo da criação computacional de modelos biomecânicos; e são ainda discutidos os ensaios experimentais expostos na literatura com a utilização de sensores resistivos para monitorização de sistemas biomecânicos.

O terceiro capítulo trata das aplicações e resultados obtidos através das redes de Bragg em fibra óptica em sistemas biomecânicos cimentados, como a prótese de anca e a prótese de joelho. Descreve-se também o projecto óptico para cada um dos objectivos de monitorização biomecânica e a metodologia desenvolvida para a aplicação das redes de Bragg como sensores e os resultados obtidos.

O quarto capítulo trata das aplicações e resultados obtidos das redes de Bragg em fibra óptica coladas em superfícies, como na placa de osteossíntese ou embutidas em materiais através de fixação da fibra em furos, como no estudo do ligamento periodontal e nos implantes dentários.

No quinto capítulo é descrito a monitorização dinâmica de estruturas biomecânicas. É feita a descrição pormenorizada do sistema desenvolvido de interrogação com alta taxa de amostragem. É também descrito um exemplo de aplicação deste interrogador na Biomecânica com a monitorização de ensaios de carga em implantes dentários.

O sexto capítulo é dedicado à análise da temperatura em Biomecânica com a aplicação das FBG para monitorização e controlo do ciclo térmico na cura do cimento ósseo.

Finalmente são apresentadas as discussões, conclusões e perspectivas futuras do trabalho realizado.

# CAPÍTULO 1

---

## Motivação e perspectiva histórica

Os sensores baseados em fibra óptica tiveram origem na segunda metade do século passado e foram consequência de vários factores históricos, principalmente àqueles ligados ao desenvolvimento das comunicações ópticas. O primeiro facto deve-se ao desenvolvimento das fibras ópticas de baixa atenuação, quando Kao & Hockham propuseram que a luz poderia ser guiada numa fibra de vidro com baixas perdas [Kao66]. Essas últimas décadas do século foram também responsáveis pelos avanços na tecnologia de dispositivos fotónicos como fontes ópticas e foto-detectores baseados em semicondutores. Foi a descoberta da fotossensibilidade das fibras ópticas por um grupo de pesquisa do Communication Research Center (Canadá) em 1978 [Hill78] que conduziu ao desenvolvimento de componentes intrínsecos em fibra, as chamadas redes de Bragg (*Fiber Bragg Grating*, FBG).

As FBG podem ser gravadas nas fibras ópticas devido ao fenómeno da fotossensibilidade. Este fenómeno pode ser entendido como uma medida da

variação permanente que pode ser induzida no índice de refração do núcleo após a exposição à luz ultravioleta (UV).

A primeira técnica externa de gravação interferométrica foi demonstrada por Meltz [Meltz89]. Nesta técnica as redes são formadas devido à alteração do índice de refração do núcleo da fibra nas zonas de exposição à radiação UV geradas pelo padrão de interferência. A fotossensibilidade tem sido amplamente estudada [Othonos99] com técnicas que utilizam diferentes tipos de fontes ópticas e fibras com dopantes diversos. As configurações actuais de sistemas de gravação de FBG em fibras [Othonos97, Hill97 e Kashyap99] utilizam geralmente uma máscara de fase externa para a gravação das redes. Outro tipo de método de gravação de redes bastante utilizado é o método interferométrico com máscara de fase [Barbosa00, Nogueira02, Torres02]. As características fundamentais de uma rede tais como o comprimento, período e diferença do índice de refração, podem ser escolhidos pelo ajuste dos parâmetros dos processos de gravação. A vantagem deste arranjo é a possibilidade de escolha precisa do comprimento de onda de Bragg a ser gravado.

As FBG comportam-se como filtros reflectores ópticos estreitos. A faixa espectral de reflexão, normalmente alguns décimos de nanómetros, pode ter o seu comprimento de onda de Bragg (próximo ao comprimento de onda central da banda de reflexão) localizado num extenso intervalo nas janelas de transmissão das comunicações ópticas. Existe uma grande variedade de redes destinadas a aplicações em telecomunicações através de sua incorporação em linhas de transmissão, dispositivos e componentes activos, tais como: estabilização de Lasers de cavidades externas, sintonia em comprimento de onda, filtros fixos e sintonizáveis, multiplexagem em comprimento de onda, amplificadores em fibra dopada com érbio, derivações ópticas e compensação da dispersão.

As FBG são também excelentes elementos sensores. São muitas as vantagens da utilização das redes como sensores, principalmente quando comparadas aos equivalentes eléctricos que fazem com que as FBG sejam utilizadas em diversos campos das engenharias (Mecânica, Civil, Aeronáutica, Biomédica). O funcionamento básico destes sensores está no facto das perturbações como compressão, tracção e variações de temperatura, induzirem alteração no comprimento de onda de Bragg da rede. Como o comportamento das redes é linear numa extensa faixa de temperaturas e deformações, sensores individuais para monitorização de tensão longitudinal ou de temperatura, sensores distribuídos e sensores inseridos, têm sido amplamente utilizados e descritos na literatura [Kersey97, Higuera02].

Entretanto, apesar das suas qualidades superiores quando comparadas a extensómetros eléctricos e da sua aplicabilidade comprovada em várias áreas, as FBG só podem ser desmoduladas em quantidade e velocidade, na maior parte dos casos, por instrumentação de alto custo que inviabiliza a sua aplicabilidade económica em larga escala, principalmente no campo de sensoriamento distribuído. Um dos principais equipamentos de laboratório utilizados para a desmodulação é o analisador de espectros óptico comercial (OSA). A vantagem deste sistema que utiliza uma rede de difracção é a alta resolução de alguns aparelhos. Porém, uma desvantagem é o seu alto custo, o que impossibilita a utilização desse sistema de leitura para certas aplicações. Existem vários outros tipos de sistemas de desmodulação da variação do comprimento de onda de Bragg. Esses sistemas dependem principalmente da aplicação a que se destinam, do número de sensores utilizados, da largura da banda óptica requerida, da necessidade de monitorização contínua do parâmetro a ser observado, da monitorização dinâmica do processo e da frequência do sinal a ser desmodulado. Os principais sistemas de interrogação expostos na literatura são o de filtragem lateral, filtragem sintonizável e varredura interferométrica [Higuera02]. A técnica de filtragem lateral possui muitas vantagens na desmodulação de sensores, como

arranjo simplificado e de custo baixo comparado aos arranjos interferométricos, além de capacidade de desmodulação dinâmica [Melle92].

Tendo em vista que os sistemas de leitura de FBG comerciais existentes no Laboratório de Óptica e Instrumentação, na época do desenvolvimento deste trabalho, tinham uma taxa de amostragem máxima de 5 Hz, foi construído um sistema de desmodulação baseado na técnica de filtragem lateral para os ensaios experimentais com registo dinâmico. Este sistema de leitura apresenta características compatíveis aos comerciais, tais como interface gráfica e capacidade de desmultiplexagem.

O estado da arte da aplicação de redes de Bragg na área de Engenharia Biomédica é recente e foi composta praticamente durante a última década.

As Redes de Bragg têm excelente potencial para aplicações biomédicas porque, em comparação com dispositivos convencionais, resistivos, piezoelétricos, de estado sólido ou outras tecnologias para detecção, eles possuem várias vantagens:

- pequenas dimensões e peso leve – uma típica FBG tem um comprimento entre 2 e 20 mm e um diâmetro de 250  $\mu\text{m}$  (125  $\mu\text{m}$  sem revestimento);
- várias FBG podem ser escritas numa mesma fibra fornecendo assim vários sensores; a multiplexagem permite medições espacialmente distribuídas;
- a fibra óptica é um dispositivo não eléctrico e não condutor;
- as FBG têm imunidade às interferências de ruído electromagnético em especial as de rádio-frequência.

Existem algumas características que tornam as FBG especialmente atraentes para propósitos biomédicos, tais como:

- as redes são biocompatíveis – as fibras são feitas de vidro de sílica;
- as FBG têm capacidade de suportar pressões e temperaturas elevadas em comparação com a fisiologia humana;
- as FBG podem ser incorporadas em polímeros ou materiais compósitos para serem utilizadas em instrumentos que exijam esterilização;
- a fibra óptica apresenta pequeno risco de infecção quando utilizada *in vivo*;
- flexibilidade da fibra óptica: o osso possui uma estrutura de superfícies curvilíneas e as FBG podem adaptar-se a esses contornos complexos,
- as FBG são menos invasivas;
- as FBG aderem com facilidade ao osso;
- as FBG são quimicamente inertes: resistentes à água e produtos químicos;
- as FBG são resistentes a ambientes corrosivos;
- aplicações *in vivo*: a FBG pode ser deixada no paciente entre e depois das medições.

Para a área médica a tecnologia das FBG é indicada principalmente por medidas de segurança, pois são materiais isolantes eléctricos e inibem o risco de micro-choque.

Alguns trabalhos têm sido expostos na literatura de aplicação das FBG para a monitorização de temperatura [Rao97a, Rao97b, Rao97c]. O trabalho de Rao [Rao97a] mostra a aplicação das FBG *in vivo* no corpo humano para medidas de perfis de temperaturas em múltiplos pontos ao longo de uma única fibra óptica. O projecto destina-se a aplicações médicas como por exemplo no tratamento de

hipertermia [Rao97b]. Medidas de temperatura também foram realizadas *in vivo* em animais utilizando uma mesma fibra óptica monomodo com cinco FBG [Webb00]. O princípio da termo-diluição para a medida do débito cardíaco (através da monitorização com uma FBG da variação temporal da temperatura) tem sido apresentado na literatura [Rao97c].

Além dos trabalhos para medidas com temperatura, as FBG também podem ser aplicadas para a monitorização de deformações na área biomédica. Um sensor FBG para medir o espectro respiratório por meio da deformação da caixa torácica foi descrito por Wehrle [Wehrle00]. O instrumento permite determinar o espectro de frequências da respiração sem interferência de sinais eléctricos, podendo ser utilizado para sincronizar processos de electroventilação. Trabalhos de monitorização da deformação têm também sido descritos na literatura para a área de ortodontia. Milczewski descreve a avaliação de forças ortodônticas através de FBG [Milczewski08]. As FBG têm ainda sido aplicadas para a monitorização da cura de gessos e resinas ortodônticas [Milczewski06]. As curvas de temperatura e deformação são obtidas com redes inseridas nesses materiais.

Um conjunto de sensores FBG para mapear a pressão da prótese do joelho *in vitro* e *ex vivo* foi demonstrado por Mohanty [Mohanty07]. Neste trabalho um conjunto de fibras contendo FBG é embutido numa estrutura de PMMA e é utilizado para medir a carga tibial. O sensor mede a intensidade e a localização da carga aplicada gerando mapas que mostram o desalinhamento dos implantes.

Entretanto, na área da Biomecânica, particularmente no estudo crítico e desenvolvimento de implantes e próteses, o presente trabalho de aplicação de redes de Bragg é uma contribuição pioneira. Os trabalhos apresentados na literatura até ao momento mostram análises de tensões e deformações em implantes desenvolvidas através de modelos teóricos, principalmente pelo método dos elementos finitos. A modelização de próteses através do computador ganhou

impulso com a criação deste método. Ele continua a proporcionar mais facilidades para a criação de experiências virtuais que reduzem o tempo de desenvolvimento de próteses e dispositivos biomecânicos.

Neste trabalho foram monitorizados através do uso de sensores FBG, a distribuição de deformações e as variações de temperatura em vários sistemas biomecânicos, principalmente na análise de implantes e próteses. Alguns dos trabalhos foram realizados com o intuito de validar modelos numéricos que estão a ser desenvolvidos e outros para comparação com sensores eléctricos convencionais.

O desenvolvimento de próteses pelo Grupo de Investigação em Biomecânica do Departamento de Mecânica da Universidade de Aveiro segue um protocolo que utiliza inicialmente modelos sintéticos de ossos, onde são instaladas e testadas. Os modelos sintéticos comerciais, acompanhados do seu modelo numérico, são desenvolvidos em institutos ortopédicos de acordo com uma metodologia estatística baseada num grande espaço amostral e que define os materiais e os seus coeficientes assim como as formas geométricas. Quando uma nova versão de prótese é instalada no modelo sintético é necessário refazer o modelo computacional do conjunto e validá-lo através da experimentação.

A validação mais precisa destes modelos numéricos é normalmente realizada através de ensaios experimentais que utilizam sensores baseados em extensómetros eléctricos (*strain gauges*, SG) e sensores, para medição de deslocamento linear (*Linear Variable Differential Transformer*, LVDT).

Em Portugal vários trabalhos têm sido propostos e realizados que utilizam análises de métodos numéricos ou extensometria eléctrica para o estudo de novos modelos de próteses e implantes para um desempenho optimizado. Os trabalhos de investigação do Grupo de Investigação em Biomecânica do Departamento de Mecânica da Universidade de Aveiro mostram os resultados

obtidos na escolha dos melhores projectos e materiais constitutivos de implantes e próteses, corroborados pela utilização de tecnologias de ensaio de fadiga e metodologias caracterizadoras.

O projecto proposto por Simões [Simões98] mostra o desenvolvimento e fabrico da componente femoral de uma prótese de anca com rigidez controlada. A concepção e desenvolvimento de uma componente femoral foi também o tema do trabalho desenvolvido por Ramos [Ramos05], porém para uma prótese de anca cimentada. Nos dois trabalhos o desempenho mecânico foi determinado recorrendo ao método de elementos finitos. No trabalho desenvolvido por Completo [Completo06] foram estudados os aspectos biomecânicos da prótese do joelho e a problemática da artroplastia do joelho. A tíbia e o fémur sintéticos utilizados foram instrumentados com extensómetros eléctricos e os resultados obtidos foram utilizados para a validação do modelo numérico de elementos finitos elaborado.

Todavia, os sensores eléctricos normalmente utilizados para a determinação das deformações nos sistemas de implantes e próteses são factores limitadores para a correcta validação dos modelos numéricos. As dimensões dos extensómetros (superiores a 5 mm), quando comparados às dimensões da fibra óptica (de 125  $\mu\text{m}$  de diâmetro e com redes de Bragg de cerca de 2 mm de comprimento) tornam os sensores ópticos muito mais atractivos para a validação de modelos de elementos finitos. Esta redução de tamanho nos sensores, associada à sua capacidade de multiplexagem e a relativa facilidade de instalação, permitem um acesso a medidas em regiões até então inacessíveis e com qualidades superiores à dos extensómetros eléctricos e LVDT. Exemplos significativos são os apresentados nesta Tese como regiões entre parafusos de placas de osteossíntese e o interior do manto de cimento cirúrgico para a determinação da distribuição da tensão.

O tratamento de fracturas com placas de osteossíntese fabricadas em diversos materiais metálicos e compósitos foi estudado por Talaia [Talaia07a]. Neste trabalho foram instrumentados fêmures sintéticos com extensómetros eléctricos, e estes colocados sob carga. O trabalho descreve os valores de deformação obtidos e também o modelo de elementos finitos utilizado para comparar dois fêmures com diferentes placas de osteossíntese. O estudo da transferência de carga entre implante dentário e osso alveolar foram realizados por Carvalho [Carvalho06]. Outro estudo realizado com macro-modelos de implantes dentários confeccionados em diversos materiais para a determinação do campo de deformações no interior de osso esponjoso em torno de um implante foi realizado por Carvalho [Carvalho07]. Nestes três trabalhos foram utilizados sensores FBG nos ensaios experimentais. Estas aplicações também fazem parte da presente Tese e foram estudados e desenvolvidos pelo autor [Abe08, Talaia07b].

## CAPÍTULO 2

---

### Redes de Bragg e sistemas biomecânicos

#### 2.1 Introdução

Os sistemas biomecânicos analisados neste trabalho abrangem as próteses para articulações, fixadores de fracturas e implantes. O estudo envolve a análise das tensões/deformações nos tecidos e também a componente de temperatura.

Os sistemas biomecânicos abordados são analisados em ensaios *in vitro*, como primeira abordagem, para o desenvolvimento e otimização de modelos de estudo, antes da utilização destes sistemas em ensaios *in vivo*.

Os sistemas biomecânicos têm sido caracterizados em ensaios pré-clínicos por vários métodos: analíticos, experimentais por extensometria, fotoelasticidade, Interferometria laser, simuladores, desempenho clínico, análise de marcha, análise radiográfica, elementos finitos [Ramos06].

Dois métodos que têm sido comumente utilizados são a modelização teórica e a extensometria eléctrica.

Vários trabalhos de modelização teórica têm sido divulgados na literatura para caracterização de sistemas biomecânicos. Uma das técnicas de modelização mais utilizadas é o método dos elementos finitos (*Finite Element Method*, FEM). Este método tem sido amplamente utilizado na biomecânica para determinar o estado de tensão e/ou deformação de ossos, músculos e cartilagem articular. Estes trabalhos têm sido utilizados para otimizar o desempenho de sistemas ortopédicos, como próteses, implantes e placas de osteossíntese [Completo06, Talaia07, Simões99].

Na área experimental muitos trabalhos baseados em extensometria podem ser encontrados na literatura para a caracterização do estado de deformação em sistemas biomecânicos. Uma técnica que tem sido amplamente utilizada nesta área é a de extensometria eléctrica de resistência [Completo06, Talaia07a, Simões98]. Entretanto, um problema bastante frequente da utilização destes sensores em aplicações na biomecânica é o tamanho destes dispositivos que não permitem a sua utilização em estruturas de tamanho reduzido, em superfícies irregulares ou de difícil acesso ou inviabilizam a possibilidade de monitorização interna (sensores embutidos). Outro problema nesta área é o uso destes dispositivos em aplicações *in vivo*, devido aos riscos de micro-choques nos pacientes.

Um sensor que apresenta várias vantagens em relação à extensometria eléctrica de resistência é a rede de Bragg em fibra óptica. Na área de biomecânica, os sensores a fibra óptica possuem muitas vantagens em relação aos sensores eléctricos de resistência, principalmente por serem imunes à interferência electromagnética, isolantes eléctricos, flexíveis e de tamanho reduzido.

Nestes últimos anos houveram muitas pesquisas e trabalhos sobre as FBG. Foram estudados vários aspectos sobre as redes tais como: materiais das fibras; fotossensibilidade; tipos de redes, métodos de gravação e aplicações em telecomunicações e sensores. Estas informações podem ser encontradas na literatura [Kashyap99, Othonos99, Erdogan97].

Alguns dos aspectos mais importantes sobre as redes de Bragg e suas aplicações em sistemas sensores, que são relevantes para este trabalho, serão descritos nas próximas secções.

## **2.2 Redes de Bragg em fibras ópticas**

A exposição de uma fibra óptica a um padrão periódico de radiação ultravioleta (UV), produz variações no índice de refração do núcleo da fibra, criando uma modulação permanente de acordo com o padrão de exposição. Esta região da fibra que contém a modulação permanente do índice de refração é chamada de rede de Bragg.

O mecanismo responsável pela foto-indução de alterações permanentes do índice de refração é conhecido por fotossensibilidade. Essas alterações de índice dependem das características do material da fibra, da luz da fonte óptica de incidência e de alguns processos de preparação da amostra [Hill97; Othonos97; Kashyap99]. As principais técnicas para aumentar a sensibilidade da fibra são a co-dopagem e a hidrogenização.

As fibras ópticas utilizadas neste trabalho para a gravação das redes são intrinsecamente fotossensíveis (comerciais), devido aos materiais que compõem a fibra. Em fibras co-dopadas com germânio e boro a alteração do índice de refração devido à exposição por radiação UV na região de 240 nm pode atingir

os  $10^{-3}$  enquanto que em fibras padrão de vidro de germano-silicato, apenas apresenta valores da ordem de  $10^{-5}$  [Williams93].

### 2.2.1 Técnica de gravação das redes de Bragg em fibras ópticas

Desde a descoberta de que as FBG podem ser fabricadas por método externo, pela exposição lateral do núcleo da fibra óptica a um padrão periódico de radiação UV através de o método interferométrico [Meltz89], diversas variações do método foram propostas a fim de otimizar as características das redes.

Existem basicamente três técnicas principais de gravação externa de redes de Bragg em fibra óptica que permitem obter padrões com períodos sub-micrométricos: interferométricas [Meltz89, Zhang94], não-interferométricas (ponto-a-ponto) [Malo93] e por máscara de fase [Hill93, Anderson93, Mihailov94]. Nesta secção serão apenas discutidas as técnicas relacionadas com máscara de fase por esta ter sido a técnica de gravação das redes utilizadas neste trabalho.

A técnica de máscara de fase é um dos métodos mais utilizados para a fabricação das FBG. A máscara de fase é uma rede de difracção com depressões longitudinais na superfície de um substrato de sílica fundida. As vantagens deste método são: a máscara é um elemento compacto e fácil de alinhar e o sistema é estável, ou seja, tem pouca sensibilidade a vibrações mecânicas. A reprodutibilidade das redes obtidas com esta técnica é outro factor importante. Além disso, o período da rede gravada não depende do comprimento de onda incidente sobre a máscara, apenas do período da máscara de fase. Uma desvantagem deste método é que cada máscara pode gerar apenas redes com o mesmo comprimento de onda de Bragg.

Com a incidência normal da radiação UV sobre a máscara de fase, a sobreposição dos feixes transmitidos correspondentes às ordens  $m = \pm 1$  de

difracção, forma um padrão de interferência sobre a fibra óptica, localizada na proximidade da superfície da máscara de fase, como mostra o diagrama da figura 2.1.

O padrão de interferência desses dois feixes sobre a fibra tem um período da rede de Bragg,  $\Lambda$ , em função do ângulo de difracção,  $\theta_m/2$ , dado por:

$$\Lambda = \frac{\lambda_{UV}}{2 \operatorname{sen}\left(\frac{\theta_m}{2}\right)} = \frac{\Lambda_{pm}}{2} \quad (2.1)$$

onde  $\Lambda_{pm}$  é o período da máscara de fase (“phase mask”).

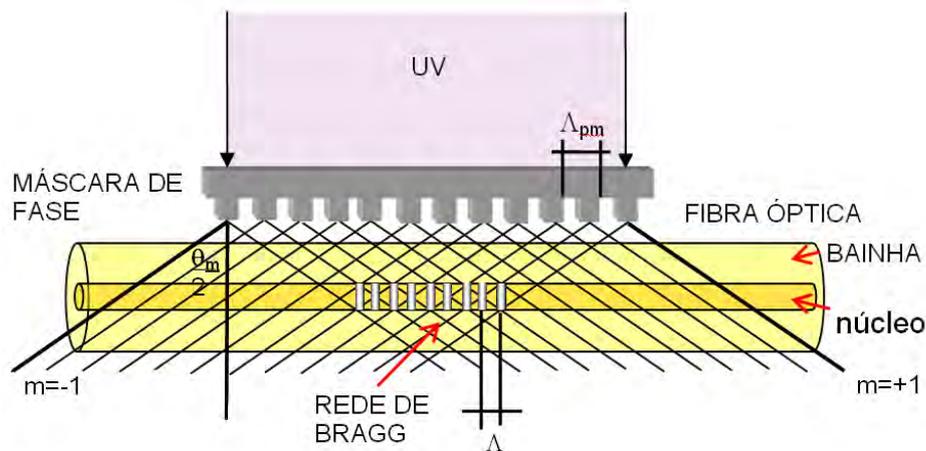


Figura 2.1 – Técnica de gravação de redes de Bragg através de uma máscara de fase.

Uma técnica otimizada da máscara de fase para a gravação das redes é o método interferométrico com máscara de fase. Nesta técnica a divisão de amplitude da radiação UV é realizada com a máscara de fase em lugar de um divisor de amplitude.

As vantagens deste tipo de montagem são: simplicidade no alinhamento; maior estabilidade em relação a vibrações mecânicas; variações no percurso óptico da coerência do feixe antes da máscara de fase não são significativas, pois após a máscara o feixe está em fase novamente; possibilidade de alterar o período das redes através da variação do ângulo entre os espelhos. A figura 2.2 mostra um diagrama com a configuração do sistema interferométrico com máscara de fase.

A máscara determina os ângulos de propagação das ordens de difracção +1 e -1 (as ordens 0 e superiores são bloqueadas). Após a reflexão das duas ordens simétricas nos espelhos, os feixes sobrepõem-se numa certa zona da fibra, gerando um padrão de interferência.

O período da rede de Bragg,  $\Lambda$ , que é idêntico ao período do padrão das franjas de interferência, depende do comprimento de onda da radiação ultravioleta,  $\lambda_{UV}$ , do ângulo entre os feixes UV interferentes,  $\theta$ , e do período da máscara de fase,  $\Lambda_{pm}$  [Kashyap99]:

$$\Lambda = \frac{\lambda_{UV}}{2\text{sen}\left(\frac{\theta_m}{2} + \theta\right)} = \frac{\lambda_{UV}}{2\text{sen}\left[\arcsen\left(\frac{\lambda_{UV}}{\Lambda_{pm}}\right) + \theta\right]} \quad (2.2)$$

Apenas uma pequena variação do ângulo nos espelhos é necessária para obter uma variação considerável no período da rede [Kashyap99]. A correcção do ponto de convergência dos feixes pode ser realizada através da translação da fibra em relação à máscara de fase.

O sistema na configuração interferómetro Talbot com máscara de fase utilizado nas gravações das FBG deste trabalho (Departamento de Física - Universidade de Aveiro) utiliza um laser de onda contínua de Argon com um cristal

duplicador de frequências ( $\lambda_{UV} = 244 \text{ nm}$ ). O período da máscara de fase é de  $1.053,9 \text{ nm}$ . Nesse arranjo as ordens  $+1$  e  $-1$  são recombinadas através de dois espelhos e a ordem zero e as superiores são bloqueadas por um anteparo opaco. Os espelhos são montados sobre dois motores passo-a-passo que possibilitam o ajuste do padrão de interferência.

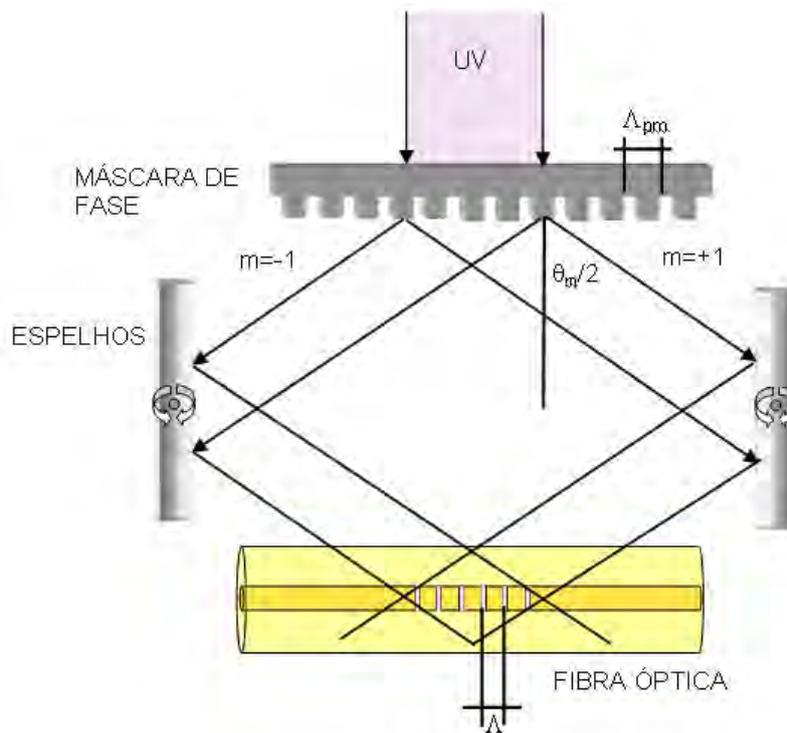


Figura 2.2 – Técnica de gravação de redes de Bragg baseado num interferômetro com máscara de fase.

### 2.2.2 Princípio de funcionamento da rede de Bragg em fibras ópticas

As redes de Bragg são formadas por uma modulação longitudinal periódica do índice de refração do núcleo da fibra óptica. O perfil de índice de refração numa

rede de Bragg uniforme no núcleo (“core”) de uma fibra óptica monomodo com índice de refração  $n_{co}$ , pode ser descrito pela equação:

$$n(z) = n_{co} + \Delta n \cos\left(\frac{2\pi z}{\Lambda}\right) \quad (2.3)$$

onde  $\Delta n$  é a amplitude da perturbação induzida no índice de refração,  $\Lambda$  é o período espacial da rede e  $z$  é a distância ao longo do eixo longitudinal da fibra.

A difracção da luz em redes de Bragg pode ser descrita pela conservação do momento, requerendo que o vector de onda incidente adicionado ao vector de onda da rede seja igual ao da radiação espalhada [Othonos97]:

$$\vec{K}_f = \vec{K}_i + \vec{K} \quad (2.4)$$

ou seja, para luz incidindo a um ângulo  $\theta_i$  sobre a rede:

$$\frac{2\pi n}{\lambda} \text{sen}\theta_f = \frac{2\pi n}{\lambda} \text{sen}\theta_i + m \frac{2\pi}{\Lambda} \quad (2.5)$$

onde  $\theta_f$  é o ângulo da onda difractada pela rede e  $m$  é a ordem da difracção, que é igual a  $-1$ , difracção de primeira ordem para o caso das redes em fibras monomodo.

A constante de propagação modal é  $2\pi n_{eff}/\lambda$ , onde  $n_{eff} = n_{co} \text{sen}\theta$  é o índice de refração efectivo. A equação 2.5 pode então ser reescrita na seguinte forma:

$$\frac{2\pi n_{eff,f}}{\lambda} = \frac{2\pi n_{eff,i}}{\lambda} - \frac{2\pi}{\Lambda} \quad (2.6)$$

Considerando o modo final propagando-se na direcção oposta ao modo incidente e dois modos idênticos (mesmo número de onda e distribuição transversal de campo), caso das fibras monomodo, a equação 2.6 pode ser simplificada para a

condição de primeira ordem de Bragg, que define o comprimento de onda de Bragg por:

$$\lambda_B = 2n_{\text{eff}} \Lambda \quad (2.7)$$

O perfil de índice de refração periódico de uma FBG acopla o modo guiado LP<sub>01</sub> propagante para o modo LP<sub>01</sub> contra-propagante no comprimento de onda de Bragg específico dado por (2.7).

Quando luz de uma fonte óptica de banda larga incide sobre a rede, haverá no espectro de reflexão uma banda estreita em frequência correspondente ao acoplamento devido ao casamento de fase entre os modos propagante e contra-propagante no núcleo, como representado na figura 2.3.

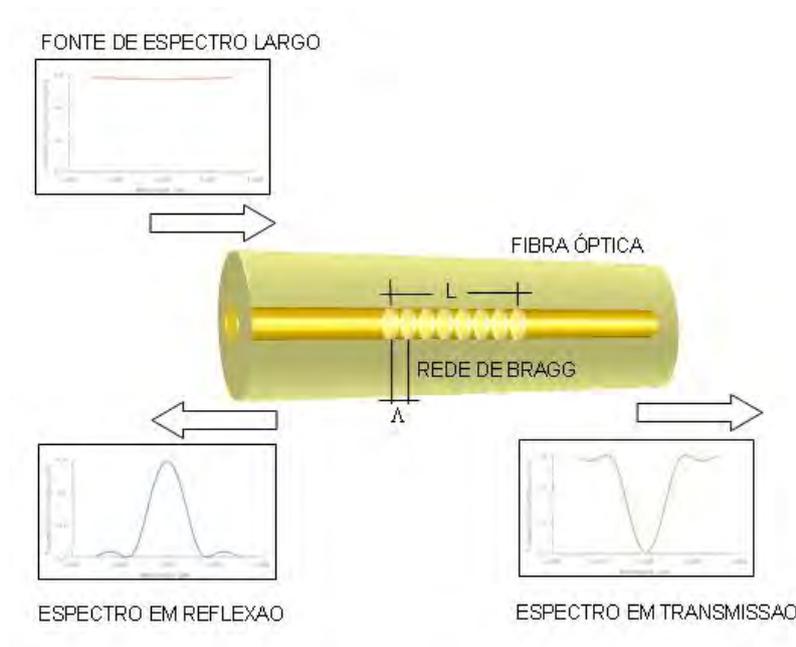


Figura 2.3 – Rede de Bragg uniforme gravada numa fibra óptica monomodo e espectros de reflexão e transmissão para uma fonte óptica de banda larga.

O espectro da banda reflectida é aproximadamente centrado no comprimento de onda de Bragg e a largura de banda zero a zero, FWFZ (“Full Width Full Zero”), é relacionada ao perfil da modulação do índice de refração e ao comprimento  $L$  da rede [Kashyap99]:

$$\Delta\lambda_{\text{FWFZ}} = \frac{\lambda_B^2}{\pi n_{\text{eff}} L} \sqrt{(kL)^2 + \pi^2} \quad (2.8)$$

onde  $k$  é o coeficiente de acoplamento entre o modo de propagação de entrada e o reflectido acoplado pela estrutura da rede e dado por:

$$k = \frac{\pi \Delta n \eta}{\lambda_B} \quad (2.9)$$

sendo  $\Delta n$  a amplitude da perturbação induzida no índice de refração,  $\eta = 1 - \frac{1}{V^2}$  a fracção da potência contida no núcleo da fibra, que depende da frequência normalizada da fibra,

$$V = \left(2\pi \frac{a}{\lambda}\right) a \sqrt{n_{\text{co}}^2 - n_{\text{cl}}^2} \quad (2.10)$$

$a$  é o raio do núcleo,  $n_{\text{co}}$  é o índice de refração do núcleo (“core”) e  $n_{\text{cl}}$  é o índice de refração da bainha (“cladding”).

A reflectividade espectral de uma rede de Bragg pode ser descrita pela teoria de modos acoplados [Erdogan97]:

$$R(\lambda_s) = \frac{k^2 \sinh^2(gL)}{g^2 \cosh^2(gL) + \left(\frac{\Gamma}{2}\right)^2 \sinh^2(gL)} \quad (2.11)$$

onde  $\Gamma$  é o descasamento de fase para um dado comprimento de onda da banda espectral da fonte óptica (“source”),  $\lambda_s$ , definido como:

$$\Gamma = \left( 2 \frac{2\pi \cdot n_{\text{eff}}}{\lambda_s} \right) - \left( \frac{2\pi}{\Lambda} \right) \quad (2.12)$$

e,

$$g = \sqrt{k^2 - \left( \frac{\Gamma}{2} \right)^2} \quad (2.13)$$

Para o comprimento de onda de Bragg, há casamento de fase e  $\Gamma = 0$ . A reflectividade, para um dado coeficiente de acoplamento  $k$  e um comprimento específico  $L$ , pode então ser escrita como:

$$R(\lambda_B) = \tanh^2(kL) \quad (2.14)$$

Qualquer grandeza que afecte as características da rede de Bragg ou as condições modais de propagação de luz na fibra óptica provocará uma mudança no comprimento de onda de Bragg associado. Esse facto dá origem a inúmeros dispositivos baseados em redes de Bragg, sendo particularmente útil para o desenvolvimento de sensores em fibra óptica.

### 2.2.3 Sensores baseados em redes de Bragg em fibras ópticas

As redes de Bragg possuem a mesma sensibilidade à aplicação de grandezas físicas que a fibra óptica na qual foi gravada. O princípio de operação de um sensor baseado em FBG consiste na monitorização do deslocamento espectral da rede quando a fibra é sujeita a acção uma grandeza física. Ou seja, a aplicação de qualquer grandeza que provoque uma alteração do índice efectivo ou do período, induz um desvio no comprimento de onda ressonante da rede.

O desvio no comprimento de onda de Bragg,  $\lambda_B$ , devido à variação de deformação mecânica,  $\varepsilon$ , e/ou temperatura,  $T$ , que são as principais grandezas físicas monitorizadas, é dado por:

$$\Delta\lambda_B = 2n_{\text{eff}}\Lambda \left\{ \left[ 1 - \left( \frac{n_{\text{eff}}^2}{2} \right) [p_{12} - \nu(p_{11} + p_{12})] \right] \varepsilon + \left[ \alpha + \frac{(dn_{\text{eff}}/dT)}{n_{\text{eff}}} \right] \Delta T \right\} \quad (2.15)$$

onde  $p_{11}$  e  $p_{12}$  são coeficientes fotoelásticos da fibra;  $\nu$  é o coeficiente de Poisson e  $\alpha$  é o coeficiente de expansão térmica da fibra.

A equação mostra que a sensibilidade à deformação mecânica dos sensores de Bragg é devido à deformação física do material que compõem a fibra e à alteração do índice de refração devido ao efeito fotoelástico, enquanto que a sensibilidade à temperatura é devido à expansão térmica do material que compõem a fibra e da dependência do índice com a temperatura.

Os coeficientes dependem do tipo de fibra utilizado: sílica, sílica dopada com germânio ou outros elementos dopantes [Othonos97]. Para uma fibra de sílica dopada com germânio estes valores são:  $p_{11} = 0,113$ ,  $p_{12} = 0,252$ ,  $\nu = 0,16$ ,  $\alpha = 0,55 \times 10^{-6} \text{ } ^\circ\text{C}^{-1}$  e o coeficiente termo-óptico,  $\frac{(dn_{\text{eff}}/dT)}{n_{\text{eff}}}$ , é aproximadamente  $8,6 \times 10^{-6} \text{ } ^\circ\text{C}^{-1}$  [Kersey97; Othonos97].

Para uma FBG gravada em 1550 nm, com índice de refração efectivo de 1,484, a sensibilidade de variação do comprimento de onda de Bragg com a tensão é de aproximadamente 1,2 pm/ $\mu\varepsilon$ . *Microstrain* ( $\mu\varepsilon$ ) é a unidade de medida de deformação e significa uma deformação relativa de  $10^{-6}$  (correspondente, por exemplo, à deformação absoluta de 1  $\mu\text{m}$  numa fibra de 1 m de comprimento). A sensibilidade de variação do comprimento de onda

de Bragg com a temperatura para a mesma fibra é de aproximadamente 13,7 pm/°C [Othonos97].

#### **2.2.4 Sistemas de desmodulação de redes de Bragg**

A utilização das FBG como sensores consiste na determinação e monitorização do comprimento de onda de Bragg de cada FBG, que varia com grandezas físicas externas aplicadas sobre a rede. Num sistema de desmodulação de FBG o cálculo das grandezas relacionadas às perturbações físicas é feito a partir dos sucessivos dados digitalizados dos comprimentos de onda de Bragg de cada FBG, determinados pelo sistema desmodulador durante a perturbação.

Actualmente existem muitos projectos para a desmodulação dos sensores de Bragg. O processo de desmodulação do sinal óptico reflectido por uma rede de Bragg pode ser realizado através da técnica de frequência, intensidade, fase ou de formas combinadas dos métodos citados.

Uma vasta literatura pode ser encontrada de revisões e novos desenvolvimentos na área de desmodulação de FBG [Othonos99, Kashyap99, Higuera02, Kersey93]. Dentre os sistemas de desmodulação de FBG, as técnicas mais utilizadas são as baseadas em: filtros laterais (filtros ópticos, filtros em fibra óptica), filtros sintonizáveis (filtro Fabry-Perot, filtro acústico-óptico, filtros em fibra óptica), interferómetros, monocromadores, CCDs, e redes de difracção.

Muitos projectos para desmodulação de FBG têm sido elaborados especificamente de acordo com os princípios de funcionamento de cada sensor, tais como acelerómetros, células de carga, termómetros e outros, com o objectivo de otimizar o processo de leitura, além de reduzir o custo dos sistemas a serem implantados.

Para medir deformações com FBG é necessário medir deslocamentos de comprimento de onda muito precisamente. Uma resolução de  $\pm 1$  pm é necessária se os valores de deformação são da ordem de  $1 \mu\epsilon$ . Para o caso de análises laboratoriais a técnica interferométrica para desmodulação podem ser utilizada, entretanto este sistema não é muito robusto para aplicações industriais ou em campo.

O analisador de espectros ópticos (OSA) é o instrumento laboratorial geralmente utilizado para a desmodulação e a caracterização dos sensores dada a sua flexibilidade adaptativa às especificações de projecto optoelectrónico e de processamento de sinais. O OSA é um instrumento espectrométrico baseado numa rede de difracção que detecta radiação simultaneamente em vários canais, ordena-a espectralmente desde o ultravioleta longínquo até ao infra-vermelho próximo, digitaliza a informação e armazena-a para processamento e análise. Estes instrumentos têm elevada sensibilidade, tornando possíveis medidas espectrais com níveis de luz muito baixos. Entretanto, como não é um sistema portátil e normalmente de alto custo, este equipamento não é frequentemente utilizado para aplicações de uso em campo.

A figura 2.4 mostra uma configuração para caracterização baseada num OSA. A luz da fonte que incide na porta 1 é desviada para a porta onde se encontra a rede. A luz reflectida pela rede retorna pela porta 2 e é desviada para a porta 3, que está ligada a um analisador de espectros.

As redes de Bragg utilizadas neste trabalho foram caracterizadas durante o processo de fabricação, através deste sistema experimental usando como fontes ópticas de banda larga os díodos emissores de luz (LED, ELED) e a emissão espontânea amplificada (ASE) de um amplificador em fibra dopada com érbio.

Nas próximas secções serão discutidos os tipos de desmodulação que tem relevância neste trabalho, principalmente as técnicas baseadas em filtros.

Também serão discutidos os factores mais relevantes para a escolha de um sistema desmodulador para redes de Bragg para uso extra laboratorial, ou seja, industrial ou em campo.

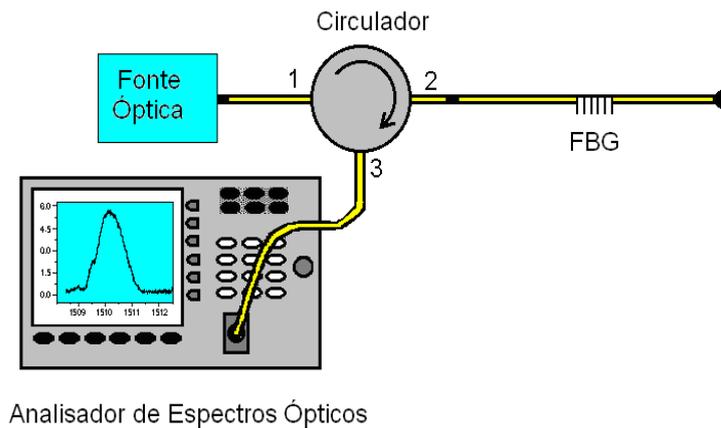


Figura 2.4 - Diagrama esquemático do sistema óptico experimental para a obtenção do espectro de reflexão das redes de Bragg em fibras através de um analisador de espectros ópticos e um circulador em fibra.

#### 2.2.4.1 Sistemas de desmodulação baseados em filtros

Os filtros sintonizáveis podem ser classificados segundo a resposta temporal em que o dispositivo óptico está sujeito:

- filtros de sintonia lenta ou fixa (ordem de tempo de sintonia igual ou superior a segundos);
- filtros de sintonia rápida (ordem de tempo de sintonia de milissegundos, incluindo um escala de sinal digitalizado identificadora do valor do comprimento de onda de filtragem).

### 2.2.4.2 Filtros de sintonia lenta ou fixa

Para a desmodulação de FBG num arranjo simplificado e de custo baixo, comparado aos arranjos interferométricos e de sintonia em banda óptica estreita, pode-se aplicar a relação da intensidade óptica variável com uma filtragem conhecida de referência, dependente do comprimento de onda. A figura 2.5 mostra o processo de desmodulação baseado na filtragem lateral.

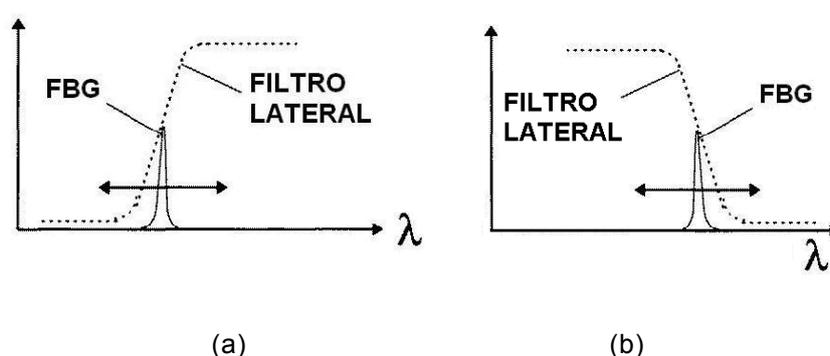


Figura 2.5 – Esquema do método de desmodulação de FBG baseados em filtro lateral fixo com sintonia lenta: (a) flanco de subida; (b) flanco de descida.

#### a) Filtro lateral fixo com fonte óptica contínua

Um sistema de desmodulação em intensidade que utiliza uma função de filtragem de referência conhecida, e que utiliza, entre outros elementos um filtro passa-baixo é ilustrado na figura 2.6. A luz emitida pela fonte de banda larga é acoplada à FBG através do acoplador óptico 1, o qual acopla a luz reflectida pela FBG para o acoplador óptico 2. A presença do gel é necessária para evitar a reflexão de luz na face clivada da fibra. O segundo acoplador óptico divide a intensidade recebida nos braços de referência e de filtragem. O sinal óptico de referência é acoplado ao fotodetector de referência. O sinal óptico da outra saída do acoplador passa por um filtro passa-baixo e a intensidade de sinal óptico filtrado é medido no fotodetector de filtragem.

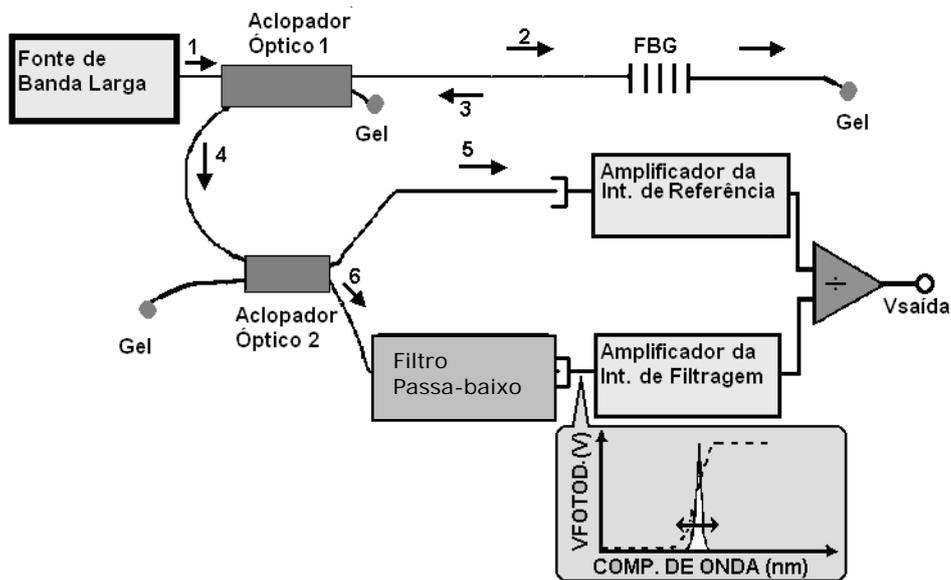


Figura 2.6 - Diagrama em blocos do sistema de desmodulação de uma FBG baseado numa filtragem dependente do comprimento de onda [Melle92].

### b) Filtro lateral fixo com fonte óptica modulada

O sistema de desmodulação em intensidade com filtragem e amplificação sintonizada, baseado na relação da intensidade óptica variável com uma filtragem dependente do comprimento de onda, utilizando uma FBG de referência e amplificação sintonizada na frequência de modulação, é mostrado na figura 2.7. A fonte óptica é um díodo emissor de luz (LED), banda larga, modulado em intensidade por um sinal sinusoidal de frequência fixa, ajustada por um gerador de funções. A luz proveniente do LED é acoplada a uma FBG de referência por um acoplador. A banda reflectida pela FBG volta ao acoplador e funciona como fonte de banda estreita para a FBG sensora. O sinal transmitido através dessa segunda FBG é detectado, amplificado e subtraído do sinal de referência. O sinal resultante da subtração é injectado no amplificador, sintonizado na frequência

de modulação do LED. Se os picos das duas bandas ópticas da rede de referência e da rede sensora são coincidentes, o sinal aplicado ao fotodetector do enlace sensor é mínimo. Qualquer deformação aplicada à rede sensora, tanto para o aumento como para diminuição do comprimento de onda de Bragg fará com que sua banda seja deslocada e o aumento consequente no sinal óptico transmitido através da FBG sensora [Wehrle00].

Para compensar os erros na determinação do comprimento de onda de Bragg gerados pelas variações de intensidade óptica da fonte, pode-se implementar compensações assim como a amplificação sintonizada na frequência de modulação para o aumento da relação sinal/ruído.

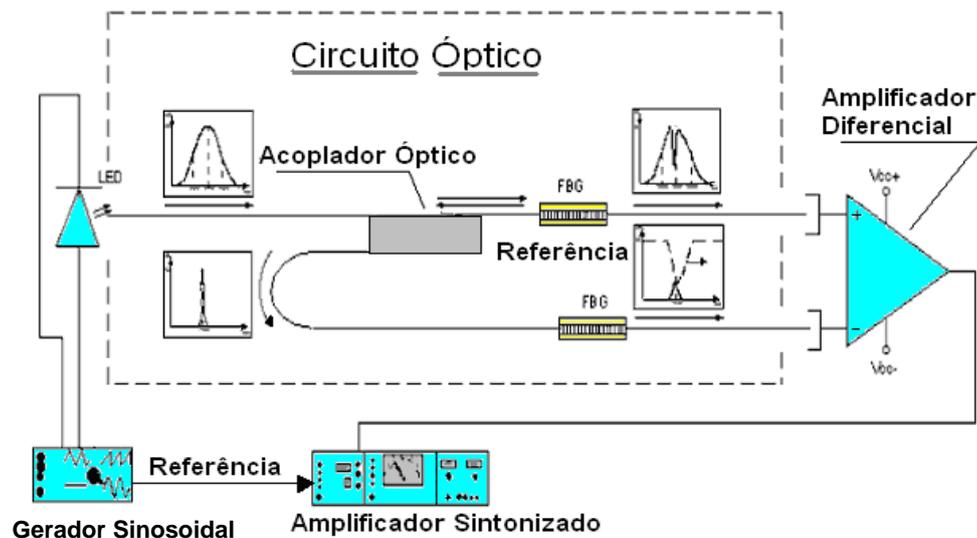


Figura 2.7 - Sistema óptico de desmodulação do sensor FBG utilizando um diodo emissor de luz (LED) modulado em intensidade e um amplificador sintonizado [Timothy19; Wehrle00].

### c) Duplo filtro lateral fixo

Para os esquemas que usam o filtro imediatamente antes do estágio de detecção, ou para aqueles que aplicam a curva de resposta do detector, este problema pode ser superado aplicando-se um segundo detector que recebe uma fracção, PREF, da potência óptica proveniente da FBG imediatamente antes de cruzar o filtro (figura 2.8). Em tais situações, processar e utilizar o quociente  $PSEN / PREF$  é o suficiente para eliminar as flutuações. Para os casos onde os filtros espectrais usados permitem as saídas complementares, PSEN1A, PSEN1B, como no filtro a fibra, WDM, o processo de compensação mais favorável é descrito por  $(PSEN1A - PSEN1B) / (PSEN1A + PSEN1B)$ , porque a sensibilidade é dobrada.

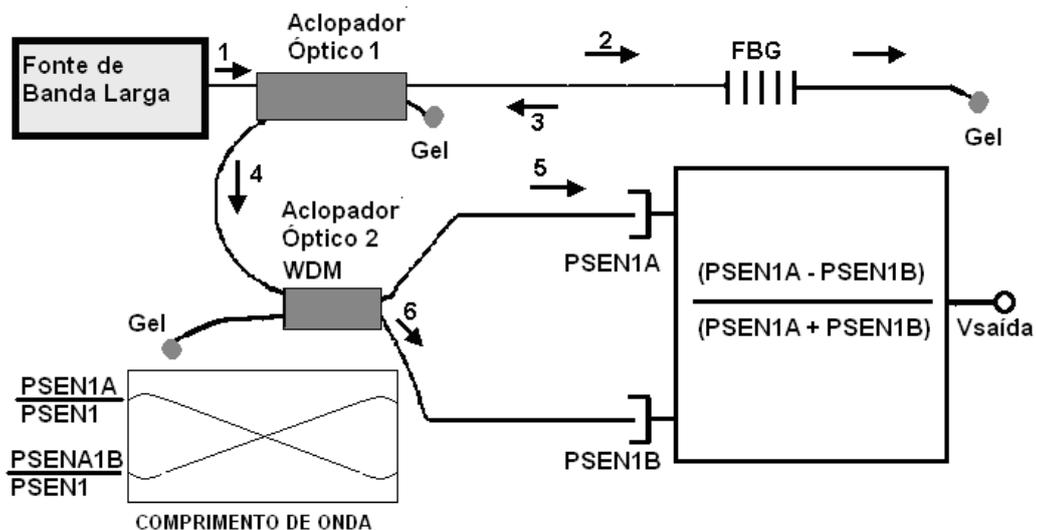


Figura 2.8 - Sistema de desmodulação de FBG com duplo filtro lateral (WDM).

### 2.2.4.3 Filtros de sintonia rápida

Em sistemas de desmodulação, diversos tipos de filtros passa-banda são aplicados, entre eles estão o filtro de Fabry-Perot de varrimento (*scanning Fabry-Perot*, SFP), o filtro acusto-óptico sintonizável [Xu96] e o filtro detector de electro-absorção num semicondutor com poço quântico [Othonos97].

Os sistemas de desmodulação em frequência podem utilizar, entre outras técnicas, o ajuste da sintonia em frequência de um filtro para sintonizar a luz recebida com o espectro de reflexão de uma FBG, determinando a sintonia através de um detector, ou ajustar a sintonia em frequência de uma cavidade laser e aplicar o sinal óptico emitido a uma FBG, analisando em um detector quando ocorre a melhor sintonia com o comprimento de onda de Bragg.

#### a) Filtro Fabry-Perot

O filtro Fabry-Perot, baseado no interferômetro de Fabry-Perot, é um instrumento de pesquisa muito utilizado hoje em dia, com 100 anos de história [Mulligan98]. Sua origem deriva da interferência multi-feixes desenvolvida por Charles Fabry em 1890-1892. O primeiro interferômetro foi construído por Fabry e seu colega, Alfred Perot, em 1897. Essa versão consistia de duas placas perfeitamente planas de vidro, com depósito de filme de prata em suas faces. Essas camadas de prata reflectiam 90% da luz incidente sobre elas.

O interferômetro Fabry-Perot é um tipo particular de ressonador óptico [Saleh91]. Dois ressonadores ópticos com características ideais e idênticos, utilizando espelhos com 100% de reflexão e transmissividade nula, são esquematizados na figura 2.9.

Um ressonador ideal é o Étalon Fabry-Perot, que é um dispositivo não absorvente, reflector, baseado no interferómetro Fabry-Perot, que funciona como um filtro multicamadas de banda estreita. Quando os raios de luz incidem perpendicularmente aos espelhos reflectem e voltam indefinidamente, sem escapar da cavidade. A representação mostrada na figura 2.9 (a) exhibe espelhos paralelos, apenas com uma leve inclinação para fins didácticos. A figura 2.9 (b) mostra uma representação com espelhos inclinados, a radiação eventualmente escapa depois de muitas reflexões [Saleh91].

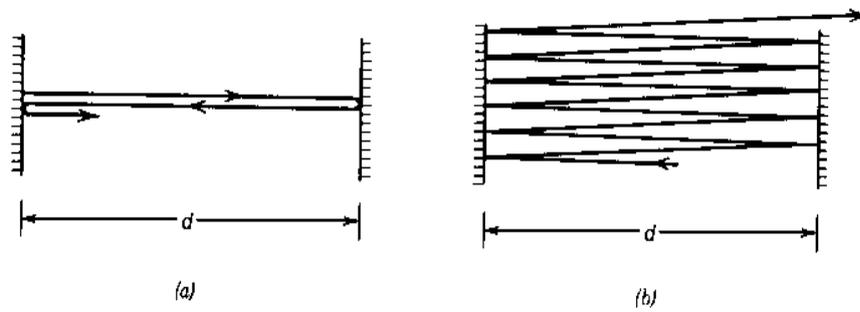


Figura 2.9 - Duas configurações de interferómetros Fabry-Perot ideais: a) espelhos paralelos ou levemente inclinados. b) espelhos inclinados.

As características de um interferómetro Fabry-Perot podem ser obtidas a partir da análise do campo eléctrico no interior de uma cavidade ideal. Considerando uma só componente (onda monocromática), descrita pela equação:

$$u(r, t) = \text{Re}\{U(r) \exp(j2\pi\nu t)\} \quad (2.16)$$

onde  $u(r, t)$  é a componente transversal de campo eléctrico;  $\nu$  é frequência da onda monocromática;  $U(r)$  é a amplitude complexa que deve satisfazer a equação de Helmholtz:

$$\nabla^2 U + k^2 U = 0 \quad (2.17)$$

onde  $k$  é o número de onda, representado pela equação abaixo;

$$k = 2\pi\nu / c \quad (2.18)$$

os modos de ressonância são as soluções da equação de Helmholtz, sujeitas às condições de contorno. Para o ressonador de espelhos planos as componentes transversais do campo eléctrico anulam-se quando encontram as superfícies dos espelhos, matematicamente representadas pela condição de contorno:

$$U(r) = 0 \quad (2.19)$$

para as posições de origem  $r = 0$  e término  $r = d$  da cavidade.

A solução da equação de Helmholtz é:

$$U(r) = A \sin(kz) \quad (2.20)$$

onde  $A$  é uma constante que representa a amplitude máxima da onda sinusoidal;

Com a ocorrência do anulamento das amplitudes nas fronteiras da cavidade, o número de onda deve satisfazer a condição [Saleh91]:

$$k = \frac{q\pi}{d} \quad (2.21)$$

onde  $q = 1, 2, \dots$

Dessa forma  $q$  representa o número inteiro de semi-períodos que a cavidade comporta, define-se então, para cada  $q$ , uma frequência fixa (modo).

Uma cavidade em ressonância pode apresentar uma superposição de modos de ressonância dados pela equação:

$$U(r) = \sum_q A_q \text{sen}(k_q z) \quad (2.22)$$

assim, diferentes frequências estão restritas a valores discretos, representados abaixo:

$$\nu_q = \frac{qc}{2d} \quad (2.23)$$

Para valores de frequências adjacentes, a diferença de frequências é constante e é dada por:

$$\nu_F = \frac{c}{2d} \quad (2.24)$$

Uma representação das frequências de ressonância de uma cavidade é mostrada na figura abaixo.

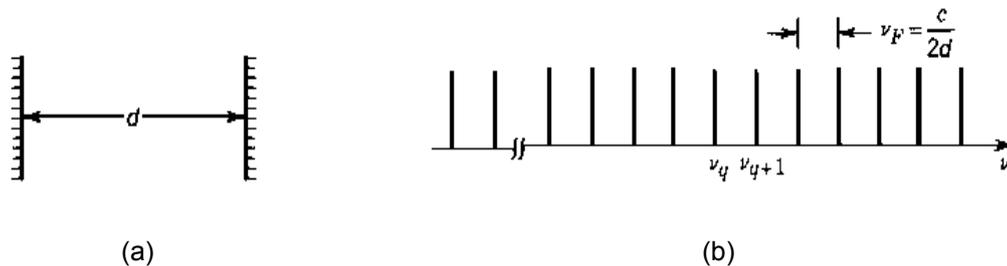


Figura 2.9: (a) Cavidade ressonante de espelhos paralelos. (b) Raias de frequências de ressonância [Saleh91].

O modelo físico para a determinação dos modos de oscilação de um ressonador real deve considerar a influência das perdas existentes durante o processo de reflexão. Para que um ressonador seja também utilizado como analisador de espectros, as superfícies com reflectividade  $r$ , devem ter transmissividade  $t$ , não

nula. A figura 2.10 ilustra um ressonador para utilização como analisador de espectros.

Conforme é ilustrado na figura 2.10 as ondas incidentes,  $U_i$ , são filtradas pelo ressonador e somente aquelas que entram em ressonância ( $U_0 - U_m$ ) é que serão transmitidas com intensidade apreciável,  $U_t$ , quando próximas da condição de ressonância estabelecida pela equação 2.24. [Saleh91].

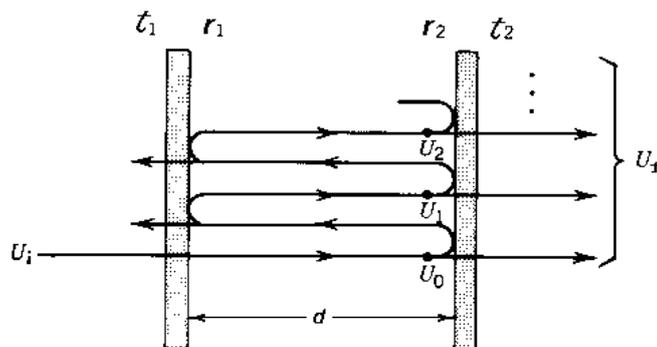


Figura 2.10 - Ressonador real composto por duas paredes espelhadas com refletividade,  $r$ , no lado interno, paralelas e planas que apresentam transmissividade,  $t$ , permitindo a transmissão selectiva de ondas incidentes, seleccionadas pelo ajuste da distância entre as superfícies espelhadas ( $d$ ).

As ondas planas transmitidas têm máxima amplitude quando coincidem com as frequências de ressonância definidas, entretanto, devido à presença de características não ideais nas paredes do ressonador, são transmitidas também ondas planas próximas àquelas frequências [Saleh91]. Estas situações são representadas no gráfico da figura 2.11, que mostram os casos de um ressonador ideal e real. As componentes do espectro transmitido seguem a forma da função de Airy.

Para o ressonador de espelhos planos da figura 2.10 ser utilizado como analisador de espectros ópticos, é necessário usar um sistema detector para determinar a intensidade óptica das ondas planas transmitidas e relacionar matematicamente esta intensidade óptica com a distância entre os espelhos, que determina a frequência de ressonância da cavidade.

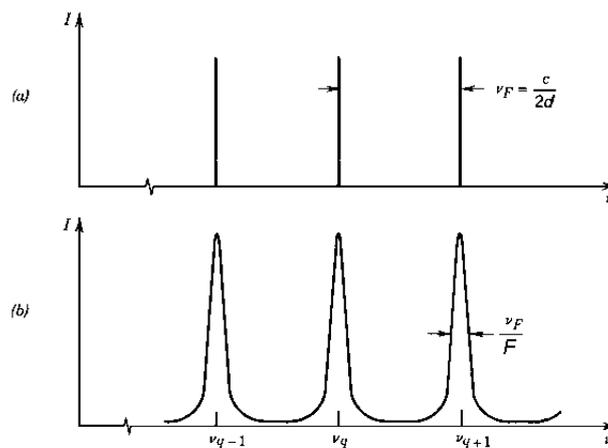


Figura 2.11 - Representação esquemática da intensidade transmitida por um ressonador ideal (a) e por um real (b).

O filtro Fabry-Perot de varrimento, SFP, é implementado baseado no ressonador da figura 10 e onde existe um ajuste com precisão da distância entre os espelhos.

A varrimento de um espectro em particular é feita então por uma das raias de ressonância, que apresenta largura definida cuja frequência pode ser alterada com a variação da distância entre os espelhos.

Quando o equacionamento associado ao sistema da figura 2.10 leva em conta os parâmetros reais a equação de transmitância  $\mathfrak{T}(\nu)$ , representada pelo quociente da intensidade óptica incidente pela transmitida é dada por [Saleh91]:

$$\mathfrak{T}(\nu) = \frac{I_t}{I_i} \quad (2.25)$$

onde  $I_i$  é a intensidade incidente, que tem uma amplitude complexa  $U_i$ ;  $I_t$  é a intensidade de transmitância, que tem uma amplitude complexa  $U_t$ ;

A equação de transmitância espectral de um filtro SFP segue a função de Airy:

$$\mathfrak{T}(\nu) = \frac{\mathfrak{T}_{\text{máx}}}{1 + (2F / \pi)^2 \text{sen}^2(\pi\nu / \nu_F)} \quad (2.26)$$

onde  $\nu_F$  é definido como a diferença entre frequências adjacentes, também conhecida como faixa espectral livre (FSR);  $F$  é a *finesse*, representa o quociente entre a FSR e a largura total do pico de transmissividade medida à meia altura, “Full Width at Half Maximum” (FWHM), também descrita pela equação 2.27, em termos das reflectividades das superfícies internas:

$$F = \pi \frac{|r_1 r_2|^{1/2}}{(1 - r_1 r_2)} \quad (2.27)$$

$\mathfrak{T}_{\text{máx}}$  é definida pela equação 2.28 [Saleh91]:

$$\mathfrak{T}_{\text{máx}} = \frac{|t_1 t_2|^2}{(1 - r_1 r_2)^2} \quad (2.28)$$

A equação 2.24 para um ressonador ideal apresenta as frequências dos máximos dos picos do sinal de transmitância coincidentes com os descritos pela equação 2.26, para um ressonador real. Esta propriedade pode ser verificada matematicamente, quando  $F \rightarrow \infty$ , representando um ressonador sem perdas, capaz de ressonar em frequências precisas  $\nu_q$ , como é mostrado na figura 2.11(a).

O filtro SFP alcançou êxito quando aplicado em sistemas de comunicações em fibra óptica para remover o ruído de emissão espontânea, gerado por amplificadores em fibra óptica no estágio final de recepção. A sua estabilidade e facilidade de aplicação o tornam ideal para aplicações de sensores a fibra óptica, utilizando FBG [Othonos99].

Os filtros SFP desenvolvidos em fibra óptica monomodo, agregam muitas vantagens, quando comparados com os interferómetros baseados em espelhos. Entre elas estão a alta *finesse* e as baixas perdas de inserção. O filtro Fabry-Perot esquematizado na figura 2.12 é construído com fibra óptica monomodo. Os dois espelhos são depositados directamente nos terminais das fibras e um segmento adicional de fibra é colado sobre um dos espelhos, fazendo com que a luz do interior da cavidade também seja guiada.

A estrutura é complementada por um actuador piezoeléctrico cilíndrico, alinhado com o eixo do núcleo da fibra. Essa configuração garante a sintonia fina em comprimento de onda do filtro SFP pela variação da distância entre os espelhos com alta precisão, dependentes do modelo escolhido. Esta sintonia fina pode ser aplicada, por exemplo, para filtrar o espectro de transmissão de um laser, que deve apresentar uma estreita largura de banda, de aproximadamente 0,2 nm.

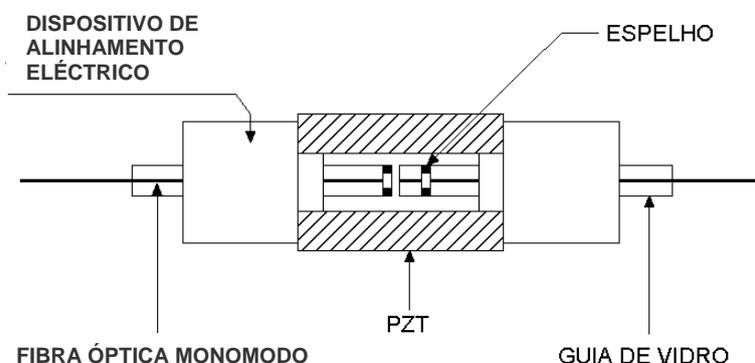


Figura 2.12 - Estrutura interna de um filtro Fabry-Perot em fibra.

Os filtros SFP são caracterizados por ressonâncias passa-banda periódicas com bandas de passagem ( $\Delta\lambda_f$ ), tipicamente de 0,3 nm, medidas à meia altura. A banda de passagem escolhida para filtragem é limitada, na faixa de frequências em que pode ser sintonizada, pela faixa espectral livre de larga faixa de operação (décimos de nanômetros), ambas dependentes da separação física dos espelhos.

O quociente que relaciona os dois parâmetros anteriores é a *finesse*. A sintonia do filtro é obtida pela alteração precisa (nanométrica) da separação entre os espelhos, usando um elemento piezoelétrico (PZT) que muda o espaçamento da cavidade quando ocorre alteração da tensão elétrica contínua nos seus terminais.

A figura 2.13 ilustra a *finesse* obtidas com interferômetros Fabry-Perot que utilizam lentes GRIN, estes geralmente são limitados à *finesse* de aproximadamente 500 e exibem também uma perda elevada da inserção: > 5dB.

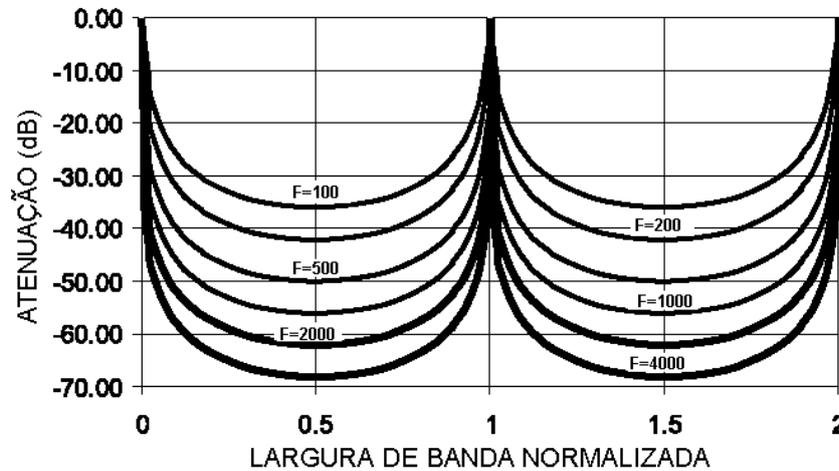


Figura 2.13 - Função de Airy representados para diferentes *finesses* de diversos SFP.

A resposta próxima da teórica de um filtro SFP construído em fibra permite que elevadas *finesses* sejam obtidas ( $F = 2000$ ), quatro vezes maiores que a *finesse* dos interferômetros Fabry-Perot, permitindo o seu uso em aplicações ópticas que exijam alto desempenho na sintonia.

Actualmente estão disponíveis filtros SFP que podem ter a sua faixa de sintonia percorrida a uma frequência que excede a 360 Hz, e taxas máximas próximas de 2 kHz têm sido relatadas [Othonos97].

#### b) Sintonia de um filtro SFP para uma FBG

O sistema de desmodulação de FBG que aplica a amplificação em laço fechado de fase e com travamento é mostrado na figura 2.14 [Kersey93].

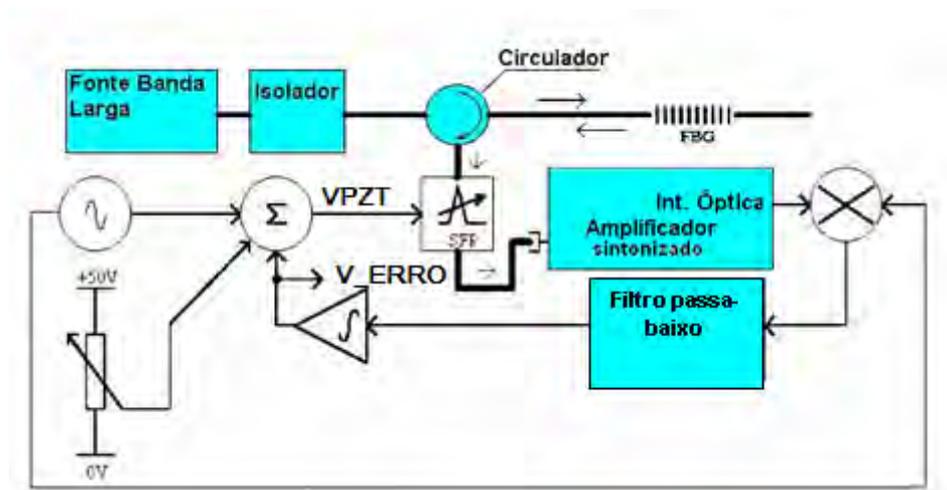


Figura 2.14 - Sistema de desmodulação com travagem para o espectro de reflexão proveniente de uma FBG [Kersey93a].

O seu funcionamento é baseado no ajuste automático da convolução de filtragem do SFP em relação ao espectro reflectido pela FBG. A ideia básica é a providenciar a correcção automática da tensão no cristal piezoeléctrico (VPZT), aplicada ao SFP, para que permaneça sintonizado com a FBG, independente da pequena variação do comprimento de onda de Bragg recebida, da ordem dos décimos de nanometro.

O sistema de desmodulação mostrado na figura 2.9 é composto por uma fonte óptica, cujo espectro é emitido em banda larga. A luz emitida é acoplada a uma FBG sensora por um circulador à fibra óptica; a banda reflectida pela FBG volta ao acoplador e este, por sua vez, funciona como fonte de banda estreita para o SFP.

O filtro SFP somente permite a passagem do espectro reflectido pela FBG, se o valor da tensão VPZT for ajustado para a sintonia igual, ou muito próxima, ao

comprimento de onda de Bragg. Quando o ajuste da tensão VPZT permitir a sobreposição do espectro reflectido pela FBG, e do espectro do filtro SFP, mesmo que parcialmente, a luz passante através do filtro SFP é foto-detectada e amplificada.

O sinal VPZT, de controlo do SFP, proveniente do somador, é composto por uma tensão fixa, de grande amplitude, ajustada no potenciómetro, que garante uma superposição parcial dos espectros do SFP e da FBG, do sinal VDITHER e de um sinal de erro de baixa amplitude proveniente do integrador. O sinal de erro, é um valor contínuo que corrige automaticamente VPZT para que seu valor permita a melhor sintonia do SFP e corresponde a derivada primeira do sinal foto-detectado. Quando há máxima superposição espectral de filtragem a derivada do sinal foto-detectado será igual a zero e o sinal de erro igual a zero. Se o comprimento de onda de Bragg aumentar o sinal de erro será negativo e vice-versa, corrigindo automaticamente a sintonia do filtro.

O sinal VPZT pode ser digitalizado por um sistema informático que por sua vez poderá ser matematicamente ajustado para uma escala em comprimento de onda de Bragg.

### **c) Sintonia de um filtro SFP para $n$ -FBG**

Conforme a descrição na secção anterior a derivada do sinal foto-detectado, na configuração da figura 2.15, permite a geração de um sinal de erro, que corrige automaticamente a sintonia do SFP.

No sistema de desmodulação de FBG [Kersey93], mostrado na figura 2.15, a tensão VPZT não é fixa, ao contrário, é variável na forma triangular periódica e o sinal de erro gerado é aplicado de outra forma.

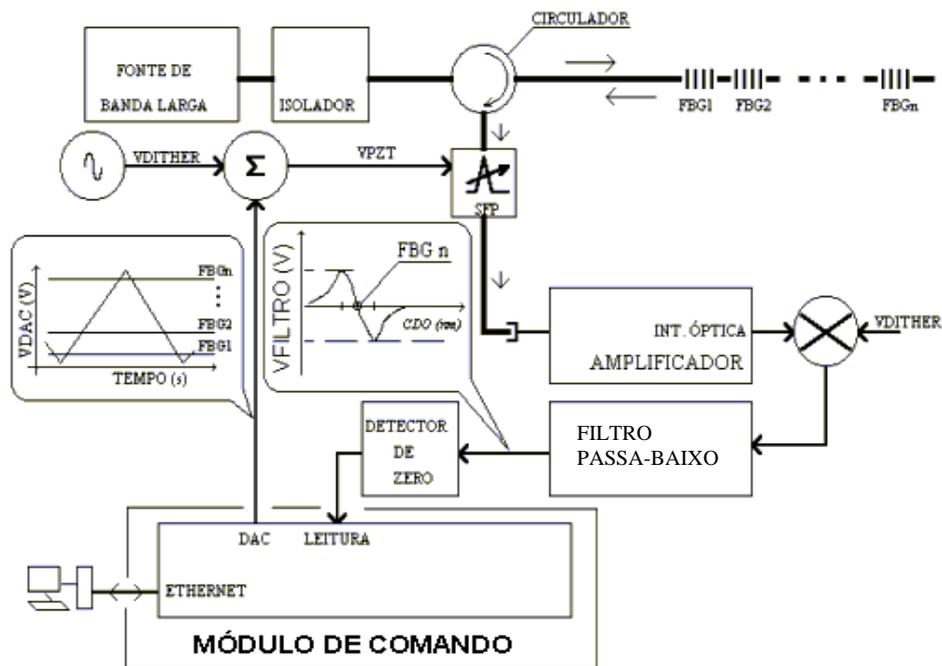


Figura 2.15 - Sistema de desmodulação com travagem para o espectro de reflexão proveniente de uma *enésima* FBG [Kersey93a].

O sinal do circuito gerador da derivada primeira do sinal foto-detectado, também presente na configuração anterior, é aplicado somente quando cruza o zero, para gerar uma indicação digital, ao módulo de comando, para o oportuno registo da tensão VPZT, que corresponde a um determinado comprimento de onda de Bragg de uma das  $n$ -FBG ligadas ao sistema.

Cada comprimento de onda de Bragg lido corresponde a um determinado valor de VPZ gerada através de conversor digital analógico, em forma de rampa, pelo módulo de comando digital.

O sistema analógico opera em conjunto com um módulo de comando digital, composto por microcontrolador, controladores de interrupção,

temporizadores, sinais digitais de entrada e saída, conversores analógico/digital, e digital/analógico.

Usando a técnica de detecção anterior e a geração de uma tensão de varrimento para o filtro SFP por um DAC de 16 bits, pode-se resolver um desvio de comprimento de onda mínimo de aproximadamente 0,8 pm, ou tensão equivalente de 0,8  $\mu\epsilon$  [Kersey93].

#### **2.2.4.4 Comparações entre os sistemas de desmodulação usuais**

Para medidas em laboratório e em campo recomenda-se o uso de um sistema de desmodulação de FBG apropriadamente concebido para a aplicação em vista. Oferecem resoluções de 1 pm e erros inferiores a 1 pm e taxas de amostragem da ordem de kHz.

A maioria dos fabricantes de sistemas industriais opera com a desmodulação do espectro de reflexão proveniente de uma ou mais FBG na mesma fibra óptica. Os sistemas WDM são mais utilizados que os sistemas que aplicam multiplexagem por divisão no tempo [Zhou03]. Os sistemas WDM discriminam sensores individuais através dos diferentes comprimentos de onda de Bragg que recebem. Isto é, diversos sensores podem ter os comprimentos de onda de Bragg centrais, nominais, separados de poucos nanômetros; será preciso fazer uma estimativa prévia para evitar a superposição espectral quando em operação. Cada sensor é monitorizado, avaliando-se periodicamente a mudança em relação ao valor do comprimento de onda de Bragg central. O comprimento de onda central é lido logo depois da instalação do sensor e as suas variações são resultantes das mudanças ambientais como a tensão, as temperaturas ou a pressão.

A maioria dos sistemas WDM é projectada aplicando-se uma de duas configurações básicas: fonte de banda larga e detector com filtro de varrimento passa banda (BSSD) ou fonte de laser e detector banda larga (LSBD).

Um filtro com sintonia rápida pode ser aplicado em configurações cujo funcionamento permite a leitura de  $n$ -FBG, cada uma delas operando em borda lateral [Tsai08].

#### **a) Sistemas de desmodulação com fonte de banda larga e detector com filtro de varrimento passa-banda**

Os sistemas de fonte de banda larga e detector com filtro de varrimento passa banda BSSD usam geralmente uma fonte de ASE ou um LED acoplado com o filtro ajustável e o detector de banda larga.

O filtro estreito passa banda é ajustado por um controlo electrónico digital durante a varrimento espectral. A cada instante de tempo o sistema digital que controla a sintonia do filtro passa banda avalia também a intensidade óptica recebida pelo receptor referente a banda ajustada. O resultado é um sistema de desmodulação robusto, relativamente barato que pode garantir a desmodulação de aproximadamente 5 a 30 sensores ligados em uma fibra óptica. A limitação de uso dos sensores está na dependência da baixa potência reflectida por cada FBG por serem iluminadas com a luz filtrada proveniente de uma fonte óptica de baixa potência e também de perdas dependentes particularmente da estrutura óptica da instalação da aplicação (por exemplo, conectores, perdas da curvatura). Apesar destas limitações, centenas destes sistemas (como o FBG-IS SM220 da Micron Optics) são utilizados largamente na engenharia civil, na indústria petrolífera e nas aplicações aeroespaciais assim como em dúzias das universidades para a instrução e a pesquisa. A segunda configuração WDM aplica uma fonte Laser,

que concentra alta potência de emissão numa banda estreita, ao contrário da fonte de banda larga.

### **b) Sistemas de desmodulação com fonte de laser e detector banda larga**

No sistema de varrimento o controlo da banda de emissão do laser é acompanhado durante o varrimento com a luz recebida em um detector de banda larga (LSBD). As configurações que utilizam laser superam assim a limitação de utilização de sensores com baixa reflectividade, tais como aqueles pontuais aplicados neste trabalho em biomecânica. Tipicamente, sistemas de desmodulação s baseados em laser sintonizável iluminam mais do que 100 sensores para um canal. Estes lasers são rápidos varrendo um intervalo de 50 nm em 2 milissegundos, operam em alta potência.

### **c) Janela espectral de varrimento**

O factor limitador que determina o número máximo dos sensores é geralmente faixa de comprimentos de onda de varrimento. Esta é a “janela” em que sensores podem ser colocados. Cada sensor necessita de uma pequena faixa para variação do comprimento de onda de Bragg enquanto recebe perturbações físicas do ambiente. Cada sensor ocupa uma parte da janela disponível.

Tipicamente, os sensores são projectados com a afastamento do comprimento de onda de 2 a 3 nm e detectando instrumentos forneça a uma escala total de 20 a 50 nm. Uma outra consideração para sistemas de BSSD e de LSBD é o tipo de informação é recolhido sobre cada sensor.

#### **d) A importância da análise espectral**

Nem sempre a detecção de somente do comprimento de onda de Bragg através de um circuito electrónico do tipo detector de cruzamento de zero, que detecta com precisão a posição espectral em que há máxima potência reflectida pela FBG passando pelo filtro, [Zhou03] é suficiente, pois nem todo espectro de reflexão das FBG é ideal. O espectro de uma FBG depois da instalação poderá apresentar lóbulos laterais de amplitudes comparáveis ao pico principal e também podem ficar espectralmente distribuído que é impossível detectar o comprimento de onda de Bragg.

A variação do comprimento de onda de Bragg corresponde à mudança na deformação ou às temperaturas no sensor. Esta é uma informação importante, mas diz pouco sobre a forma do sinal reflectido. Para os sistemas industriais a relação de compromisso básica numa decisão de compra é do custo e da velocidade. Os analisadores de espectro tendem a ser mais lentos e caros. Entretanto, em aplicações ou instalações inovadoras é necessário uma análise mais completa do espectro óptico de cada FBG. Nestes casos os sistemas de interrogação industriais ou de utilização em campo não podem suprimir as análises espectrais, obtendo apenas os comprimentos de onda de Bragg. Neste caso é necessário uma prévia análise utilizando analisadores de espectro ópticos de alta resolução.

### **2.3 Caracterização de sistemas biomecânicos**

Nesta secção serão discutidas as técnicas que têm sido utilizadas para a caracterização de sistemas biomecânicos, como implantes e próteses, em estudos pré-clínicos. O Grupo de Investigação em Biomecânica da Universidade de Aveiro tem realizado vários trabalhos de caracterização dos sistemas

biomecânicos e uma breve descrição dos principais trabalhos pelo grupo é mostrada nas próximas secções.

O estudo do efeito das cargas (forças) aplicadas aos sistemas biomecânicos, apresenta grande interesse científico e pode ser encontrado em diversos trabalhos, envolvendo metodologias variadas. Duas técnicas que têm sido essencialmente utilizadas são a modelização teórica por método de elementos finitos e a extensometria eléctrica de resistência em ensaios experimentais.

O método de elementos finitos é actualmente um dos mais importantes métodos numéricos utilizados para se obter a solução aproximada de problemas físicos modelados através de equações diferenciais parciais.

Outra técnica que tem sido recentemente utilizada para a caracterização dos sistemas biomecânicos é a utilização de sensores baseados em redes de Bragg em fibras ópticas. O estado da arte da utilização de redes de Bragg em fibras ópticas nas áreas de biomédica e biomecânica será apresentado nas próximas secções.

### **2.3.1 Modelização teórica de sistemas biomecânicos pelo método dos elementos finitos**

O FEM é uma análise matemática que consiste na discretização (subdivisão) de um meio contínuo em pequenos elementos, mantendo as mesmas propriedades do meio original. Esses elementos são descritos por equações diferenciais e resolvidos por modelos matemáticos, para que sejam obtidos os resultados desejados.

O FEM já é utilizado a algum tempo em experimentos relacionados à biomecânica, em diversas especialidades, sendo a sua aplicação na área de

ortopedia, em estudos de implantes e próteses, de grande utilidade. Este método possui a capacidade de modelar matematicamente estruturas complexas com geometrias irregulares de tecidos naturais e artificiais. A possibilidade de aplicação de um sistema de forças em qualquer ponto e/ou direcção, torna possível obter informações sobre o deslocamento e o grau de deformação provocado por essas cargas aos implantes e próteses e tecidos adjacentes analisados.

Uma de suas principais vantagens do FEM consiste no fato de poder controlar qualquer variável relacionada ao experimento, facilitando a análise dos resultados, proporcionando grandes benefícios às pesquisas científicas.

Uma série de etapas são seguidas para a obtenção dos resultados com o FEM para a análise de um objecto, [Lotti06, Cook89]. O FEM é basicamente caracterizado por três fases distintas, a saber, o pré-processamento (o modelo a estudar é preparado); o processamento (fase de cálculo onde as matrizes são resolvidas) e o pós-processamento (preparação dos resultados para serem analisados).

O FEM pode ser uma ferramenta numérica computacional adequada para a análise de tensões/deformações em estruturas complexas, entretanto, a precisão dos resultados calculados depende do tipo de elemento utilizado e do nível de refinamento da malha. À medida que o número de elementos e o número de graus de liberdade aumentam, os resultados calculados convergem assintoticamente para uma solução mais correcta.

Na primeira etapa, define-se a geometria da estrutura que se deseja analisar. O objecto é desenhado graficamente em um programa de computador específico, como por exemplo o *SolidWorks* (*SolidWorks Corporation*, EUA) ou *AutoCAD* (*Autodesk*, EUA). A morfologia das estruturas modeladas pode ser baseada em

livros de anatomia, tomografias computadorizadas, ossos naturais secos ou de geometrias tridimensionais de réplicas humanas.

Na segunda etapa, a estrutura criada é discretizada em pequenos elementos denominados elementos finitos. De uma forma geral, a geração de malhas de elementos finitos consiste em dividir um determinado domínio de interesse em sub-domínios. Domínios bidimensionais podem ser divididos em quadriláteros ou triângulos, enquanto que, domínios tridimensionais podem ser divididos em tetraedros, pentaedros ou hexaedros. Essa divisão é feita com a aplicação de um método de geração de malhas. Actualmente, existem várias aplicações que permitem a geração automática de malha. Estas aplicações podem gerar automaticamente a malha de elementos finitos de um objecto a partir das suas formas geométricas, cabendo ao utilizador a possibilidade de controlar os parâmetros da discretização. Alguns programas específico pré-processadores de FEM, são o *Patran* e *Nastran* (*MSC Software*, EUA) ou o *Cosmos* (*SolidWorks Corporation*, EUA). Os elementos representam coordenadas no espaço e podem assumir diversos formatos. Nas extremidades de cada elemento finito encontram-se os nós, que conectam os elementos entre si, formando uma malha arranjada em camadas bi ou tridimensionais. Através dos nós as informações são passadas entre os elementos. Cada nó possui um número definido de graus de liberdade, que caracterizam a forma como o nó irá deslocar-se no espaço (X, Y e Z).

Independente do problema físico estudado, a actividade de pré-processamento é sempre necessária, e consiste, entre outras actividades, da decomposição do domínio do objecto estudado no nível geométrico e topológico. A decomposição de uma perspectiva geométrica está associada à triangulação propriamente dita, enquanto do ponto de vista topológico, a preocupação é manter a conectividade entre as entidades topológicas vértices, arestas e faces presentes numa malha de elementos finitos [Gois02].

A terceira etapa é a de determinação das propriedades físicas e mecânicas de cada estrutura constituinte do modelo. O comportamento dos materiais em relação às deformações é uma característica de fundamental importância. Diversos fenómenos podem ocorrer em relação às deformações [Lotti06]: fenómenos elásticos não-lineares (após a deformação ocorre retorno à condição de origem sem seguir um padrão), fenómenos plásticos (a deformação ocorre sem retorno à condição de origem), fenómenos elasto-plásticos (parte da observação possui comportamento elástico e parte plástico), fenómenos viscoelásticos (ocorre deformação e o retorno à origem é considerado dependente do tempo) e fenómenos viscoplásticos (ocorre deformação sem retorno à condição de origem e é dependente do tempo). Os materiais também podem ser caracterizados como isotrópicos (as propriedades mecânicas são as mesmas em todas as direcções em um mesmo ponto do elemento estrutural), ortotrópicos (as propriedades mecânicas são as mesmas em duas direcções e diferentes em uma terceira), ou anisotrópicos (as propriedades diferem em todas as direcções).

A próxima etapa é a determinação do coeficiente de Poisson e do módulo de Young (elasticidade) das estruturas. O coeficiente de Poisson refere-se ao valor absoluto da relação entre as deformações transversais e longitudinais em um eixo de tracção axial, e o módulo de Young representa a inclinação da porção linear do diagrama de tensão/deformação do material.

Na última etapa realiza-se a aplicação das cargas necessárias e a análise dos resultados. A análise dos resultados envolve a especificação de como a estrutura se comporta; a resolução simultânea das equações algébricas e lineares; o cálculo das tensões e do deslocamento entre os elementos e a interpretação, utilizando programas pós-processadores.

### **2.3.2 Caracterização de sistemas biomecânicos através de ensaios experimentais com extensómetros eléctricos resistivos**

A utilização de extensómetros eléctrico resistivo (*strain gauge*, SG) é o método experimental mais comumente utilizado nas investigações de biomecânica dentre várias formas de medição de deformações [Miles92]. A literatura técnica está repleta de informações acerca do SG e suas aplicações em biomecânica. O princípio de funcionamento destes extensómetros baseia-se na variação da resistência eléctrica. A medição de uma deformação mecânica usando um SG pressupõe que a deformação do objecto sob investigação seja transferido sem perdas para o extensómetro. Isso implica na utilização de um adesivo que proporcione boa aderência entre o extensómetro e o objecto em estudo. Os SG estão disponíveis em vários tipos e tamanhos, conforme os seus fabricantes. Os SG mais comumente usados na área de biomecânica para monitorização de ossos são os de 3 a 6 mm.

Na maior parte dos casos somente a superfície do objecto é acessível para medições. Entretanto em alguns casos o SG pode ser embebido no material a ser monitorizado, como por exemplo, em cimentos.

A principal vantagem deste método é a sua relativa simplicidade de aplicação. Entretanto, apresentam grande dificuldade de alinhamento do extensómetro e dificuldades de medição onde os gradientes de tensão são elevados, medindo apenas valores locais e discretos.

Uma vasta literatura pode ser encontrada de aplicações de SG em biomecânica experimental para medidas de deformações na superfície de ossos ou de materiais compósito (de implantes e próteses) e em mantos de cimento [Miles92, Simões98, Ramos06, Completo06, Carvalho07, Talaia07]. Grande parte dos estudos que recorrem à extensometria eléctrica têm como objectivo aferir e validar simulações numéricas.

Os SG podem ser classificados em uni-axiais, bi-axiais ou tri-axiais. Entretanto, em superfícies complexas, como o caso de superfícies de ossos, é necessário o uso de rosetas tri-axiais para a obtenção da maior quantidade possível de informação sobre a distribuição das deformações. A medição com rosetas tri-axiais de extensómetros permite a obtenção de informação para descrever completamente o tensor das deformações na superfície de um modelo, sendo importante para a validação de simulações numéricas por modelos de elementos finitos [Completo06].

### **2.3.3 Validação de simulações numéricas através de ensaios experimentais com extensometria eléctrica**

O Grupo de Investigação em Biomecânica da Universidade de Aveiro vem desenvolvendo várias pesquisas com esta técnica em estudos de implantes e próteses [Ramos06, Completo06, Talaia07a]. A correlação entre dados experimentais e numéricos permite aferir e controlar as variáveis das simulações, assim como validar os modelos de simulação. Estes mesmos modelos poderão ser ajustados para a correcta replicação do sistema real.

Completo [Completo06] mostrou o desenvolvimento de modelos por FEM para investigar vários aspectos biomecânicos da artroplastia total do joelho. Estes modelos, segundo o autor, são mais fáceis de analisar usando modelos numéricos. O objectivo do trabalho foi determinar os aspectos biomecânicos da prótese do joelho e a problemática da artroplastia do joelho. Na análise foram estudadas hastes da artroplastia total do joelho, cimentadas e *press-fit*. No FEM da tíbia e fémur realizado pelo autor foram utilizados elementos tetraédricos de 4 e 10 nós, Com estas dimensões médias da aresta dos elementos foi possível obter modelos, para a tíbia e para o fémur, com mais de 125.000 e 160.000 graus de liberdade, respectivamente. Estes elementos foram elaborados recorrendo ao

gerador automático de malha triangular de superfície, disponível no programa utilizado (*HyperMesh v6.0, Altair Engineering Inc., Troy, Michigan, EUA*). Completo validou os modelos de FEM através de ensaios utilizando modelos da tíbia e do fémur sintéticos que foram instrumentados com extensómetros eléctricos. As tíbias e os fémures foram preparados com 10 rosetas de extensómetros tri-axiais (KFG-3-120-D17-11L3M2S, *Kyowa Electronic Instruments, Japão*) coladas na superfície em alturas diferentes. Os resultados obtidos pelo autor mostraram uma boa correlação entre os ensaios experimentais e os valores numéricos obtidos, com declives entre 0,9 e 1,1 e valores médios de erro inferiores a 10%, comprovando assim a validação dos modelos numéricos realizados.

Ramos [Ramos06] utilizou os ensaios experimentais realizados com SG para comparar os vários modelos de FEM efectuados. Os modelos FEM de um fémur intacto foram construídos com diferentes tipos de elementos: hexaédricos, lineares e quadráticos. Todos os modelos simulados apresentaram graus de liberdade superiores a 20000. Os ensaios experimentais foram realizados através dos dados adquiridos por SG (1-LY11-3/120, *HBM, Alemanha*) fixos em diferentes alturas e aspectos (medial, lateral, anterior e posterior) num modelo femoral sintético intacto. Os ensaios foram realizados com carregamento gradual até aos 600 N e obtiveram-se os resultados experimentais para cada aspecto. Os resultados obtidos mostraram uma boa concordância entre o modelo realizado com a malha tetraédrica e os obtidos por desmodulação de extensómetros. Este modelo numérico foi então utilizado para outros trabalhos, na análise do comportamento das diferentes próteses convencionais e nova prótese desenvolvida.

No trabalho descrito por Talaia [Talaia07a] é feita uma análise qualitativa de validação de um modelo de elementos finitos através de ensaios experimentais com SG, para a aplicação de placas de osteossíntese em fémures. Neste trabalho

são estudados fêmures sintéticos para simular o tratamento de fracturas com placas de osteossíntese fabricadas em diferentes materiais. Um fémur sintético foi utilizado para os ensaios experimentais, onde uma fractura foi simulada e fixada por uma placa de osteossíntese. Duas placas com diferentes materiais foram analisadas: aço inoxidável 316L e PEEK-carbono. Os fêmures fracturados foram simulados com 13 extensómetros eléctricos uniaxiais (CEA-06-125UN-350, *Measurements Group*, EUA). A simulação numérica por FEM desenvolvido foi baseado num modelo um fémur intacto (*The Standardized Femur Program*, *Istituto Ortopedico Rizzoli di Bologna*, Itália) e a fractura e a colocação da placa foram feitas com base num modelo *in vitro* e modelado usando a aplicação de *CAD SolidWorks® 2004*. A aplicação *HyperMesh* permitiu gerar a malha e determinar os campos de deformações e tensões. Para os modelos numéricos, considerou-se malhas de elementos finitos tetraédricos e constituídos por 26.407 nós e 121.401 elementos, correspondendo a 75.324 graus de liberdade. Os resultados obtidos mostraram haver boa concordância entre as medidas experimentais adquiridas com os SG e as simulações realizadas pelo FEM.

#### **2.3.4 Caracterização de sistemas biomecânicos através de ensaios experimentais com redes de Bragg em fibra óptica**

São muitas as vantagens da utilização das redes de Bragg em fibras ópticas aplicadas a biomecânica:

- possuem diâmetro de 125  $\mu\text{m}$  e comprimento aproximado de 3 mm, e portanto muito pequenas quando comparadas aos extensómetros eléctricos;
- podem ser multiplexadas numa mesma fibra e portanto apenas uma fibra óptica pode ser usada para monitorizar toda uma prótese,

- são bastante flexíveis e podem ser colados em superfícies irregulares, o que não pode ser feito com os extensómetros eléctricos;
- os sensores podem ser inseridos no material a ser analisado devido ao pequeno diâmetro das fibras ópticas;
- podem ser monitorizadas pequenas variações de temperatura;
- pode ser utilizada para a monitorização de deformações da ordem dos  $\mu\epsilon$ ;
- não há riscos de micro-choques nos pacientes no caso de medidas *in vivo*.

Estas vantagens fazem com que os sensores FBG sejam aplicados com sucesso nas áreas de biomecânica e biomédica. Poucos trabalhos têm sido descritos na literatura que utilizam as FBG para a monitorização de deformações ou temperatura nestas áreas. As FBG foram aplicadas no sensoriamento de superfícies, à pressão hidrostática da medida no disco intervertebral, à tensão da medida no tecido, nos implantes e nas próteses.

O objectivo desta secção é revisar os projectos mais relevantes para este trabalho que têm sido feitos na área de biomédica e biomecânica para quantificar a deformação, a pressão e a temperatura utilizando os sensores de Bragg em fibras ópticas.

#### **2.3.4.1 Monitorização de parâmetros biomédicos**

Wehrle [Wehrle01] descrevem um sistema baseado em FBG que é utilizado para a monitorização de movimentos ventilatórios na caixa torácica de pacientes. A técnica é baseada na monitorização de deformação dinâmica

através das FBG em caixas torácicas humanas, durante a respiração. O sistema sensor é formado por FBG que são fixas sobre o peito usando uma correia elástica. A expansão da caixa torácica durante a respiração induz uma deformação na rede e variação do comprimento de onda de Bragg. O aparato utiliza um esquema de desmodulação baseado num filtro óptico fixo de referência e é capaz de detectar movimentos respiratórios com componentes de frequência acima de 10 Hz. Com o sistema foi possível detectar sinais ventilatórios para respiração lenta (500 ml de volume inspirado) e rápida (60 ml de volume inspirado). O sistema permitiu determinar o aumento da frequência respiratória quando o volume inspirado se tornou menor. O sistema poderá permitir, segundo os autores, a monitorização contínua das funções respiratórias de um paciente e para monitorizar oscilação ventilatória de alta frequência, particularmente em neo-natais.

#### **2.3.4.2 Medidas de deformação em tecidos**

As FBG também têm sido utilizadas na biomecânica para quantificar deformações em tecidos biológicos em aplicações onde os sensores convencionais não conseguem medir.

Os estudos biomecânicos realizados por Ren [Ren07] mostram um sensor de deslocamento baseado na tecnologia de FBG para a monitorização de deformações de tecidos moles, tendões e ligamentos. O sensor consiste em uma fibra óptica com uma FBG apodizada encapsulada em um tubo de liga com memória de forma com 0,4 mm de diâmetro. A FBG foi inserida e unida ao tubo através de resina *epoxi*. O comprimento do sensor é de 40 mm e pode medir deslocamentos de até 3 mm, devido ao alto comportamento elástico do tubo. Após a calibração do sensor no

laboratório, foi realizada uma comparação das medidas deste com as dos sensores tradicionais de deslocamento com câmaras de visão estéreo, na avaliação de desempenho durante a aplicação de tensão num tendão de Aquiles cadavérico (figura 2.16). O micro-tubo foi fixado ao tendão através de adesivo de cianoacrilato. Experiências adicionais foram executadas para avaliar a validade dos sensores FBG nas medidas de deformação de ligamentos, numa variedade de posturas simuladas, de joelhos humanos cadavéricos. Os resultados demonstram que o sensor FBG proposto é um método altamente exacto, facilmente implantável, e minimamente invasivo, adequado para medir o deslocamento do tendão e do ligamento.

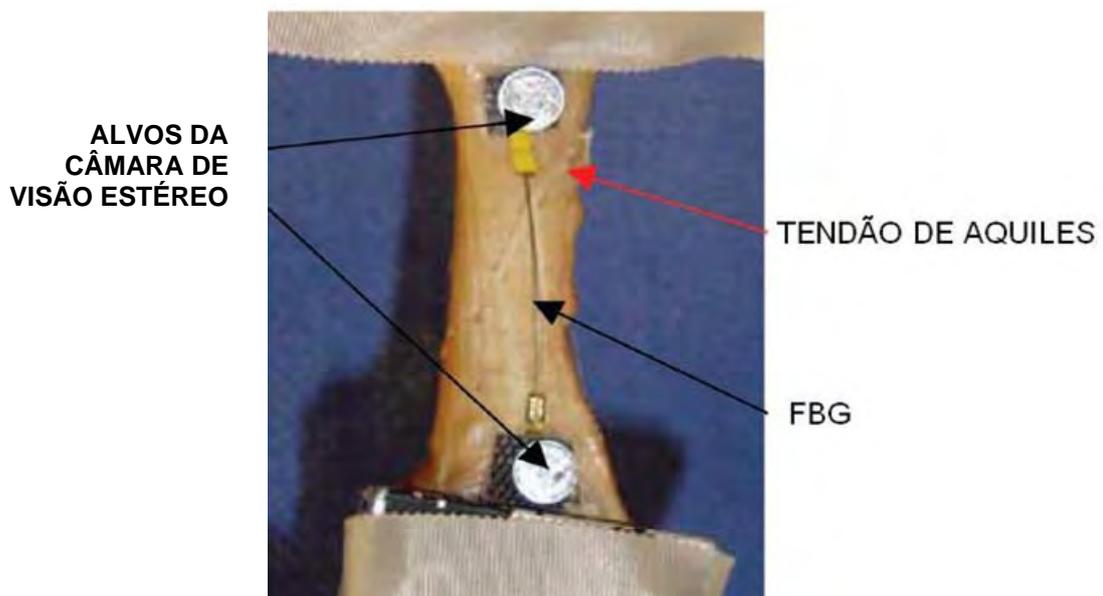


Figura 2.16 – Sensor FBG utilizado para monitorizar o tendão de Aquiles e os alvos da câmara de visão estéreo usado para comparação.

Fresvig [Fresvig08] descreveram o uso de sensores FBG para monitorização de deformação em tecidos biológicos duros, nomeadamente, na superfície de ossos. Testes de carregamento foram realizados em tubos de acrílico e em fémures cadavéricos humanos. Sensores FBG e SG (quatro de cada) foram colados nas superfícies na direcção longitudinal ao tubo e ao osso, afastados de 45°. Os carregamentos foram aplicados na direcção paralela ao eixo longitudinal 5 N to 1.000 N. Os resultados obtidos para o caso do tubo de acrílico para ambos os sensores foram de forças de tensão negativas (compressão). Entretanto, no caso do fémur dois dos sensores mostraram forças de tensão positivas. Como o osso é um material não homogéneo e anisotrópico os resultados mostram menos linearidade do que os obtidos no caso do tubo de acrílico. Os valores de correlação entre os sensores FBG e SG foram maiores que 0,986, para o caso do tubo de acrílico e maiores que 0,629 para o caso do fémur. Segundo os autores, este problema pode ter sido causado pela não uniformidade do osso.

O trabalho descrito por Carvalho [Carvalho06] descreve o uso de um sensor FBG para medir deformações numa superfície da mandíbula. As deformações são causadas por cargas de impacto num implante dentário instalado numa mandíbula cadavérica seca. O instrumento usa um filtro óptico de referência com sistema de ajuste e pode detectar sinais dinâmicos com componentes de frequência até 10 kHz. Foram instalados FBG e SG na mandíbula (figura 2.17) para comparações. Eles foram colados na superfície exterior no sentido da linha central longitudinal do implante. Os implantes foram carregados estaticamente e dinamicamente e as deformações uniaxiais foram obtidas.

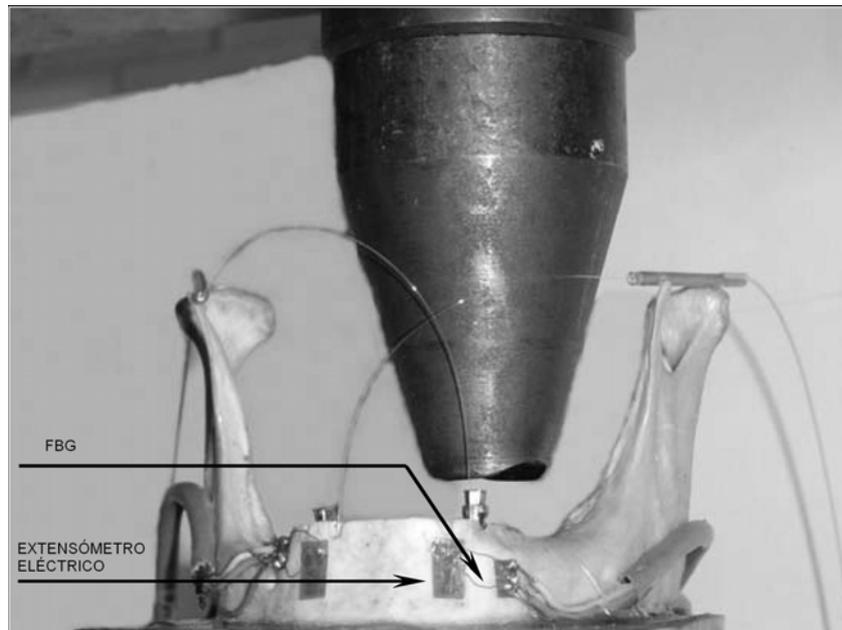


Figura 2.17 – Mandíbula cadavérica com o implante e os sensores FBG e SG.

### 2.3.4.3 Superfícies sensoras

As superfícies inteligentes são formadas por uma malha de fibras ópticas contendo sensores FBG que podem ser revestidas com outros materiais para protecção e aumento da sensibilidade. Na área de biomecânica muitas aplicações poderiam ser beneficiadas com este tipo de superfície inteligente, tais como, em procedimentos cirúrgicos ortopédicos, fabricação de próteses, na melhoria do projecto de implantes, na avaliação da textura ou das características da superfície de um objectos e na monitorização da marcha.

O sensor mecânico bidimensional consiste normalmente de medições de pressão ou da força em um elemento sensor. Os métodos diferentes da medida utilizados em sensores de superfície são baseados predominantemente em dispositivos resistivos e piezoelétricos.

Para fornecer informação na interface de superfícies articulares, como por exemplo em artroplastia, a superfície sensora tem de ser introduzida entre as paredes, e os sensores comerciais podem alterar a topologia natural de contacto.

Estas junções tem normalmente uma estrutura complexa com superfícies curvadas e as FBG possuem vantagens sobre estes outros tipos de sensores, entre elas, a flexibilidade e a capacidade de multiplexação.

FBG em superfícies sensoras têm sido descritas para aplicações biomédicas para obter mapas de pressão durante artroplastia de joelho [Monhanty07] e como sensor táctil [Cowie07].

Mohanty [Mohanty07] desenvolveram um mapa de pressão para ser instalado na articulação do joelho a fim de fornecer informações a respeito da deformação de contacto, da área de contacto e do alinhamento da interface tíbio femoral. Neste trabalho são apresentados os estudos cadavéricos preliminares de um sensor de mapa de pressão. O sensor é feito com redes de Bragg com gorjeio (formando sub-redes) dispostas numa rede bidimensional como mostra a figura 2.18 e é encaixado no espaçador tibial. As fibras foram inseridas em várias camadas de borracha de silicone e polímeros. O embutimento dos sensores faz aumentar a sua sensibilidade a cargas transversais. Estas cargas transversais sobre os sensores provocam deformação axial nas FBG que induz uma variação no comprimento de onda central de cada sub-rede. O sensor pode ser usado para estudos na interface tíbio femoral. Os resultados mostram que o sensor pode detectar o desalinhamento e a distribuição das tensões de contacto na extensão e na flexão. Este sensor de mapa de pressão encaixado ao espaçador tibial pode ser usado para o alinhamento das próteses durante a cirurgia da artroplastia total do joelho.

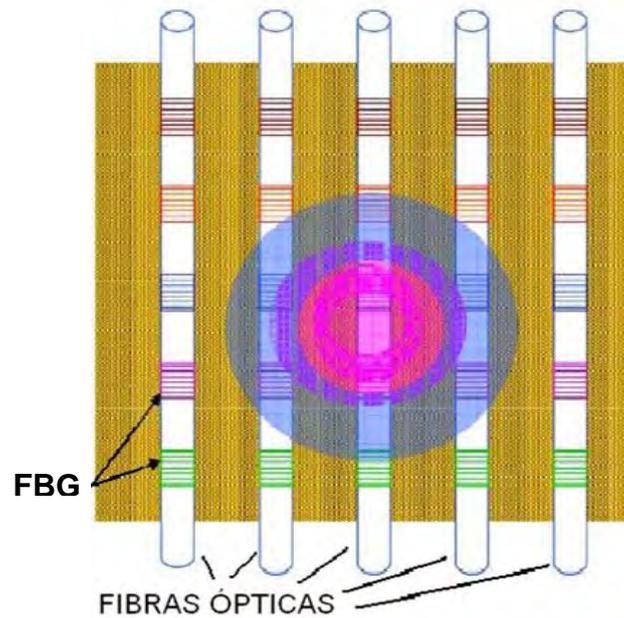


Figura 2.18 – FBG inseridos na tela para análise de pressão na interface tíbio-femoral. A região circular mostra o mapa de pressão sobre algumas FBG.

Cowie [Cowie07] descreveram o uso de FBG como sensores tácteis distribuídos para aplicações em biomecânica. Superfícies sensoras bidimensionais são descritas pelos autores e o uso de redes neurais para o processamento dos dados. Medidas foram realizadas com FBG distribuídos numa configuração unidimensional de sensor táctil para treinar a rede neural. Os sensores foram colados na superfície de uma tira metálica. Os resultados foram comparados com SG. O sensor táctil foi utilizado para distinguir diferentes cargas e os resultados obtidos com as FBG foram melhores do que as do SG. As superfícies bidimensionais foram construídas com 9 redes, distribuídas numa configuração 3x3, coladas sob placas. Duas placas foram utilizadas, uma de aço inoxidável e outra de polimetilmetacrilato. As superfícies foram apoiadas sobre um suporte que permitia que a placa sofresse deflexão quando uma carga era aplicada. O treino

da rede neural foi realizado para que a superfície reconhecesse a posição e a forma de uma carga. Os resultados reportados pelos autores mostram que as superfícies foram capazes de reconhecer a forma de uma carga com exactidão de 91% e 89%, para posições conhecidas e desconhecidas, respectivamente.

#### **2.3.4.4 Medidas de pressão intradiscal**

O princípio de operação dos sensores para medidas de pressão é que quando pressão hidrostática é aplicada sobre um FBG, deformações induzidas por pressão na fibra causam variação do comprimento de onda de Bragg.

Medidas de pressão usando sensores FBG têm sido descritas na literatura. Xu [Xu93] descreveram o uso de uma FBG para monitorizar pressão hidrostática. Os resultados obtidos mostram que o comprimento de onda de Bragg varia linearmente com a pressão aplicada na faixa de 0 a 70 MPa e sensibilidade de 3,04 pm/MPa.

Dennison [Dennison08a] descreveram o uso de FBG para monitorizar pressão em discos intervertebrais lombares em *ex vivo*. O sensor FBG foi inserido numa agulha hipodérmica como mostra a figura 2.19. A agulha hipodérmica é utilizada como instrumento para a abertura da cavidade de inserção da FBG e também como guia. A agulha é introduzida no *nucleus pulposus*. A FBG é avançada pela agulha e fica exposta ao nucleus pulposus. As medidas foram realizadas em discos humanos cadavéricos. Um procedimento adequado de inserção e retirada da agulha evita a quebra da fibra óptica no interior do paciente. O sensor foi calibrado para a pressão hidrostática num instrumento fabricado para este propósito e a sensibilidade média determinada foi de  $-5,7 \pm 0,085$  pm/MPa. O coeficiente médio da correlação para a calibração os dados é de 0,99, e a histerese média do sensor é de 2,13 % do fundo da escala. A FBG foi usada para

medir a resposta intradiscal da pressão à carga compressiva em cinco unidades funcionais lombares da espinha. A pressão medida pelo sensor de FBG varia linearmente com a carga compressiva aplicada sendo que os coeficientes de correlação variam entre 0,84 e 0,97. A sensibilidade do sensor de FBG à carga compressiva flutuou em  $0,702 \pm 0,043$  kPa/N numa espécime L1-L2, e  $1,07 \pm 0,069$  kPa/N num espécime L4-L5. Estas medidas concordam com as de estudos precedentes na região lombar da espinha. Dois extensómetros foram também usados medir a resposta intradiscal da pressão à carga compressiva. A sensibilidade medida da pressão à carga variou entre 0,251 kPa/N (L4-L5) e 0,850 kPa/N (L2-L3). A diferença média na sensibilidade da pressão à carga entre os sensores 1 e 2 era de 12,9% do valor para o sensor 1, com uma escala de 1,1 % a 20,4 %, o que sugere que a pressão do disco não era puramente hidrostática. Isto pode ter contribuído para a diferença entre as respostas do FBG e as dos extensómetros.

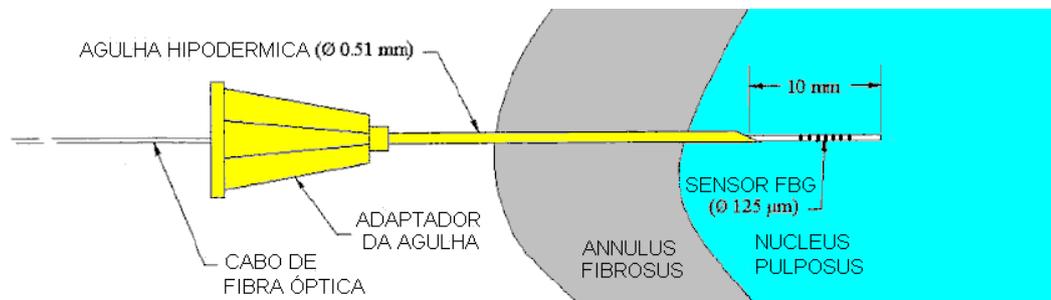


Figura 2.19 – Sensor FBG inserido na agulha utilizado para as análises da pressão do disco intervertebral da coluna.

Os mesmos autores [Dennison08b] descreveram outro trabalho de medidas de pressão intradiscal usando uma abordagem diferente para o sensor FBG. O método utiliza similarmente uma FBG inserida em uma agulha hipodérmica de 0,4 mm de diâmetro. Esta configuração é menos invasiva quando comparadas com similares métodos baseados em SG que utilizam diâmetro de agulha acima de 1,3 mm [Seo07, Steffen98, McNally92]. O tubo da agulha foi preenchido com silicone e a região sensora é formado pela superfície exposta na ponta da agulha. O tubo é rígido e impede que a pressão externa influencie o sensor, a não ser pela ponta exposta da agulha. Desta maneira, variações de pressão deverão actuar apenas na ponta da agulha onde esta localizada a FBG, e apenas esta região está sujeita a deformações. O sensor FBG foi caracterizado através da aplicação de pressão hidrostática na faixa de 0 to 3 MPa. Foi obtida uma sensibilidade do sensor FBG à pressão hidrostática de  $-21.5 \pm 0,07$  pm/MPa. O sensor foi aplicado para medir pressão em discos intervertebrais cadavéricos de porcos. Os autores relatam que os resultados obtidos mostram excelente repetibilidade com erro médio de 2,6 % nas medidas.

#### **2.3.4.5 Medidas de temperatura**

Rao [Rao97] demonstraram a utilização de FBG para monitorização de temperatura para aplicações médicas. Este trabalho mostra uma configuração de sensores de temperatura, utilizando FBG gravadas na região próxima a ponta de uma fibra óptica, afastadas de 4 ou 10 mm, inseridas e distribuídos ao longo do comprimento de um cilindro oco de *nylon* de 1 mm diâmetro externo, para tratamentos de hipertermia. Esta configuração foi chamada de ponta de prova para medida de temperaturas. Na lateral do cilindro de *nylon*, na região aonde estão cada FBG sensora há pequenas aberturas que facilitam a troca de calor com o meio aonde está inserida. Os resultados obtidos para uma ponta de prova

de quatro FBG foram similares aqueles obtidos com termo acopladores. Os testes da ponta sensora foram feitos com um sistema de desmodulação desenvolvido que aplica a multiplexação em comprimento de onda das FBG, sem superposição espectral. Por apresentarem uma resolução de  $0,1^{\circ}\text{C}$ , uma exactidão de  $\pm 0,2^{\circ}\text{C}$  numa faixa de temperaturas de  $30^{\circ}\text{C}$  a  $60^{\circ}\text{C}$  cumprem os requisitos médicos de aplicabilidade. O tratamento hipotérmico, segundo os autores, poderá ser aplicado a um tumor ou tratamento de câncer. Para uma hora de tratamento hipotérmico foi estimado numericamente que a influência gerada no aumento da temperatura das FBGs adjacentes, gerada pela transferência de calor ao longo da fibra, é de apenas  $0,007^{\circ}\text{C}$ , o que é clinicamente desprezável.

O trabalho de Webb [Webb00] descreve os resultados de experimentações *in vivo* de um sistema portátil de monitorização do perfil de temperatura baseado em redes de Bragg em fibra. A ponta sensora incorpora cinco FBG ao longo de uma única fibra (figura 2.20). Um elemento chave do sistema é a ponta de prova que deve impedir que a fibra seja esticada evitando à possibilidade desta ser quebrada e inserida inadvertidamente no tecido vivo e deve permitir também o bom contacto térmico. A fibra foi colada ao longo do comprimento do cateter cirúrgico padrão com 1 mm de diâmetro com a extremidade previamente preparada com cortes ao longo do comprimento de forma a corresponder com as posições das FBG e facilitar o bom contacto térmico. A fibra é aproximadamente 5 mm mais curta do que o comprimento do cateter e a extremidade deste foi fechado com colagem; isto deu espaço à fibra se mover dentro do cateter. A ponta de prova usada para a maioria das experiências conteve cinco FBG. A iluminação é fornecida por um LED super luminescente; um espectrómetro baseado num CCD é usado para a separação e desmodulação dos sinais de cada sensor. Os sinais do CCD são lidos num computador portátil através de uma conversão análogo/digital. O computador calcula então as posições do comprimento de onda de Bragg, fornecendo uma resolução de  $0,2^{\circ}\text{C}$ . Os testes

foram realizados em coelhos que se submeteram ao tratamento da hipertermia do rim e do fígado através do aquecimento indutivo de implantes metálicos.

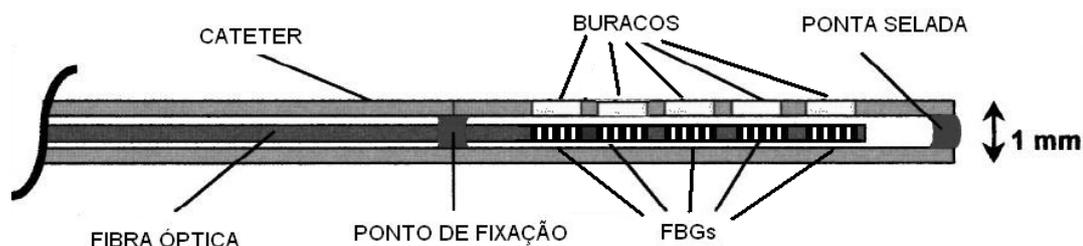


Figura 2.20 – Configuração do sensor de monitorização de temperatura *in vivo*.

#### 2.3.4.6 Monitorização de materiais biomédicos

Alguns trabalhos têm sido descritos na literatura para a monitorização da cura de materiais biomecânicos, tais como, cimentos ósseos, resinas e gessos dentários.

O cimento ósseo é um biomaterial baseado no polimetilmetacrilato (PMMA) usado como o método de fixação em junções artificiais. O cimento ósseo trabalha dentro do ambiente complexo do corpo humano como uma ligação para a transferência otimizada da carga entre o osso e os componentes de uma prótese de uma articulação que sofreu artroplastia. O cimento ósseo é o elemento mais fraco em um implante comum, sendo considerado a razão principal do afrouxamento de uma prótese.

Lennon [Lennon00] mostraram o desenvolvimento da modelização da variação temporal da temperatura e da variação da tensão residual gerado durante a cura do cimento ósseo PMMA. A cura do cimento ósseo é monitorizada em um modelo

experimental especialmente desenvolvido que é formado por cimento contido num molde de *teflon* (PTFE). São inseridos no cimento, um termo-acoplador e uma FBG para monitorização da temperatura e da deformação, respectivamente. Foi desenvolvido um modelo de elementos finitos, correspondente ao modelo experimental. Foi modelado também o contacto de fricção na interface entre PTFE e o PMMA. Nos resultados da modelização foi predito e também confirmado um aumento rápido na temperatura durante a cura, com um pico de 89 °C, que é comparável com um valor medido de 93 °C e a grande deformação compressiva da fibra devido ao encolhimento do cimento. Os valores de deformação obtidos no sentido axial da fibra foram de  $-4.027 \mu\epsilon$  e no sentido axial da fibra de  $-4.555 \mu\epsilon$ .

Whelan [Whelan00] mostram também a aplicação experimental de FBG para o estudo da cura do PMMA. Três tipos de ensaios com cimento ósseo foram realizados para a monitorização da cura: somente com termo-acoplador, somente com sensor FBG e com ambos os sensores. Estes ensaios feitos foram utilizados para obter a medida da temperatura e da deformação independentemente. Os estudos demonstraram a eficácia das FBG como sensores para medida das deformações internas e das temperaturas no cimento de PMMA durante o processo de cura. O tamanho diminuto dos sensores e sua operação passiva reduzem a um mínimo sua influência real no comportamento do cimento. Os resultados indicam uma deformação residual na fibra óptica de aproximadamente  $4000 \mu\epsilon$ , a maior parte desta deformação se deve à contracção do cimento no processo de resfriamento, após a sua temperatura máxima de cura.

Milczewski [Milczewski06] utilizaram sensores FBG para a monitorização da expansão de materiais dentários, tais como, compósitos baseados em resinas e produtos a base de gesso. Para a monitorização dos gessos foram utilizados FBG encapsuladas em tubos rígidos, para análise apenas das variações de temperatura, e FBG sem encapsulamento, sensíveis tanto à deformação e quanto

à temperatura. Esses dois sensores foram colocados dentro dos gessos na fase inicial para a monitorização da cura. Três tipos de gessos foram analisados, *Paris*, *dental stone* e *orthodontic plaster*<sup>®</sup>. Os resultados mostram expansões máximas de 1.700  $\mu\epsilon$  para o gesso Paris, com amplitude térmica de 19°C; 1.100  $\mu\epsilon$  e 25°C para o *orthodontic plaster*<sup>®</sup>; 1.040  $\mu\epsilon$  e 22°C para o *dental stone*. Dois tipos de resinas comerciais foram analisados: *Freedom* da SDI e *Z100* da 3M. A resina foi colocada entre duas placas de vidro com o sensor FBG colocado no meio, e o sistema foi submetido a foto-polimerização. O valor médio de contracção para a resina Z100 foi de  $0,15 \pm 0,02\%$  de deformação, e para a resina *Freedom* foi de  $0,06 \pm 0,01\%$  de deformação.

O propósito do trabalho feito por Frias [Frias08] foi o de analisar um sensor FBG embutido em cimento ósseo. Foram feitos testes de qualificações da FBG para monitorizar deformações dentro do cimento ósseo (PMMA) durante diferentes testes mecânicos. As análises foram realizadas por tracção, por compressão e por dilatação térmica. Os ensaios foram feitos considerando-se as diferentes distribuições das forças a que é sujeita uma haste de uma prótese de anca, fixada pelo cimento. As amostras utilizadas nos ensaios são formadas por FBG (comprimento de 10 mm) embutidas em cimento ósseo (PALACOS<sup>®</sup> R-40). As amostras possuem dimensões de  $120 \times 50 \times 2 \text{ mm}^3$  para tracção e temperatura, e de  $75 \times 50 \times 3 \text{ mm}^3$  para testes de compressão. As amostras foram testadas dois dias após a cura. Os resultados obtidos para as FBG nos ensaios de tracção mostraram comportamentos lineares, com sensibilidade de 1,7 pm/ $\mu\epsilon$ . As análises realizadas de expansão do cimento ósseo sob a variação da temperatura, mostraram também comportamentos lineares, com coeficiente de sensibilidade de 138,75 pm/°C. Para os ensaios realizados por compressão para forças aplicadas perpendicularmente à posição da FBG, a curva foi descrita por um polinómio de segundo do grau,  $-5,4739 \times 10^{-2} x^2 - 4,01 x \text{ pm/kN}$ . A justificação para este comportamento, segundo os autores, pode ser devida à adaptação interna do

sensor de FBG no material do cimento ósseo, com o possível fechamento dos vazios no cimento de osso. Um modelo de elementos finitos foi criado para estimar as tensões transversais e longitudinais induzidos pela presença de fibra óptica na interface material entre a fibra óptica e o cimento de suporte. A compressão e a tracção das amostras foram modelizadas com a análise de elementos finitos (programa *Abaqus* 6.6-1) em circunstâncias estáticas. O malha foi criada usando o programa *FEMAP* v9.2. O modelo foi composto por elementos quadráticos com três graus de liberdade para cada nó. Os modelos testados em tracção e em compressão foram compostos por 107.512 e 67.195 nós, respectivamente. Os resultados numéricos para os testes de tracção mostraram que a variação de deformação, na direcção do comprimento da FBG é de  $3,29 \mu\epsilon/N$ . No teste de compressão dos modelos, a variação da tensão obtida no sentido radial da FBG, foi de  $0,003 \mu\epsilon/N$ .

## 2.4 Considerações finais

O estado da arte dos sensores baseados em redes de Bragg foi apresentado neste capítulo. Foram discutidos os princípios de funcionamento de um sensor FBG, os processos de gravação, de caracterização e de desmodulação. As técnicas principais usadas para a caracterização de sistemas biomecânico, como a modelização por elementos finitos e a monitorização experimental por extensómetros eléctricos.

O estado da arte dos sistemas encontrados na literatura para análise biomédica e biomecânica por FBG também foi apresentado. Foram descritos trabalhos existentes na literatura de aplicações de FBG para medições de deformação em tecidos, para medições de pressão intradiscal, para monitorização de parâmetros biomédicos, para superfícies sensoras, para monitorização de temperatura, para monitorização de materiais biomédicos. Entretanto, não há registo ainda de

aplicações das FBG na área da Ortopedia, principalmente nas análises de implantes e próteses.

## CAPÍTULO 3

---

### **Redes de Bragg para monitorização de sistemas biomecânicos cimentados**

#### **3.1 Introdução**

Neste capítulo são discutidas as aplicações em que os sensores baseados em redes de Bragg são inseridos em mantos de cimento ósseo, utilizados na fixação de componentes artificiais na artroplastia ou prótese.

Os sensores são embutidos antes da cura do cimento ósseo e após a cura são utilizados para monitorização de deformações dos sistemas biomecânicos quando estes estão sob a acção de cargas externas. O objectivo da monitorização no cimento é a de obter as deformações na interface entre o implante e o osso.

Uma das aplicações discutidas neste capítulo é a análise das deformações utilizando as redes de Bragg no cimento ósseo entre um implante de anca e um

fémur. Os ensaios foram feitos *in vitro* e as deformações foram obtidas com a aplicação de cargas controladas sobre o implante.

A utilização das redes de Bragg para a monitorização de deformações num manto de cimento ósseo sob a placa tibial numa artroplastia total do joelho, também é mostrada neste capítulo. Os resultados foram obtidos com a aplicação de cargas sobre a prótese.

Um aspecto importante na caracterização destes sistemas biomecânicos é o coeficiente de sensibilidade do sensor FBG utilizado. Foram realizadas caracterizações prévias para a obtenção e análise do coeficiente de deformação das FBG embutidas em cimento ósseo.

Após alguma experimentação em torno da colagem e instalação da fibra óptica nos elementos sujeitos que levou ao aperfeiçoamento de técnicas, foi acertado um conjunto de procedimentos normalizados. Estes foram então compilados para um protocolo destinado a orientar outros utilizadores (Apêndice A).

### **3.2 Redes de Bragg em cimento ósseo**

Nesta secção serão discutidas as considerações iniciais sobre a utilização de FBG embutidos em cimento para monitorização de sistemas biomecânicos.

As redes de Bragg foram previamente caracterizadas por deformação, em ensaios experimentais de tracção da fibra, para a obtenção do coeficiente de sensibilidade. Também foram realizados ensaios de compressão com a rede embutida em cimento ósseo para a análise do comportamento destes sensores, quando imersos neste material.

### 3.2.1 Redes de Bragg

As FBG utilizadas nas caracterizações e nas aplicações em Biomecânica foram gravadas pelo processo interferométrico com máscara de fase em fibras fotossensíveis, com diâmetro de bainha externa de 125  $\mu\text{m}$  e possuem cerca de 2 mm de comprimento (largura estimado do feixe UV de gravação).

Para a monitorização do processo de gravação e para a caracterização das FBG foi utilizado uma configuração de desmodulação laboratorial. Este sistema é composto por uma fonte óptica de banda larga (ASE de um amplificador em fibra dopada com érbio), um circulador e um analisador de espectros com resolução de 0,1 nm.

Para a desmodulação dos sensores ópticos embutidos no cimento foi utilizado um interrogador de FBG sm125-200 (*Micron Optics Inc.*, EUA) com resolução de 10 pm. Este sistema foi escolhido pelo facto de ter óptima resolução, dos ensaios serem estáticos e de ser um equipamento portátil, pois muitas das medidas foram realizadas fora do departamento de Física da UA.

### 3.2.2 Caracterização da rede de Bragg por deformação longitudinal

O coeficiente de sensibilidade teórico de deformação de uma FBG é de 1,2 pm/ $\mu\epsilon$  para fibras ópticas monomodo convencionais [Othonos97]. Entretanto, as FBG utilizadas neste trabalho foram gravadas em fibras ópticas fotossensíveis (*FiberCore*, PS1250/1500) que são fibras de sílica compostas por núcleos com alto índice de germânio e co-dopados com boro. Assim, devido ao diferente tipo de fibra utilizado, foi necessário realizar caracterizações mecânicas para a obtenção dos coeficientes de sensibilidade de deformação destas redes para utilização como sensores nas aplicações em biomecânica.

As redes foram caracterizadas através de dois posicionadores micrométricos para a obtenção precisa dos valores de deformação longitudinal (figura 3.1). O comprimento da fibra óptica utilizado foi de  $180 \pm 0,1\text{mm}$ . A curva de sensibilidade obtida com a variação do comprimento da fibra óptica através dos posicionadores é mostrada na figura 3.2. Os resultados mostram um comportamento linear de variação do comprimento de onda das FBG com a deformação longitudinal. O gráfico também mostra os desvios adquiridos para 3 repetições de ensaios. O coeficiente de sensibilidade das FBG à deformação longitudinal obtido foi de  $1,35 \pm 0,01 \text{ pm}/\mu\epsilon$  com coeficiente de correlação de 0,99.

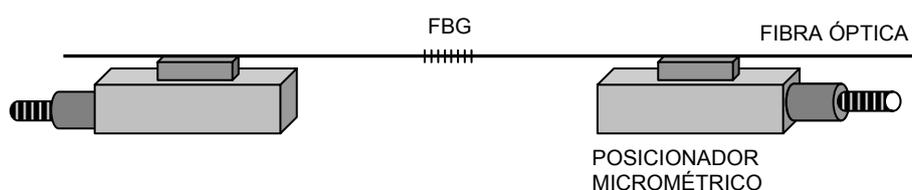


Figura 3.1 - Sistema mecânico baseado em posicionadores micrométricos para a análise de deformações longitudinais nas FBG em fibras ópticas.

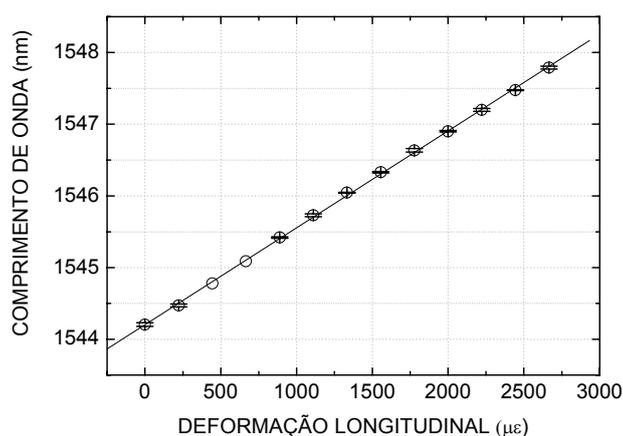


Figura 3.2 – Curva de sensibilidade de variação do comprimento de onda de Bragg com a deformação longitudinal para uma FBG sem encapsulamento.

### 3.2.3 Cimento ósseo

O cimento ósseo é um biomaterial utilizado para a fixação de componentes protéticos nas cirurgias de substituição articular. Os cimentos ósseos não têm propriedades adesivas intrínsecas, dependendo de uma interconexão mecânica entre a superfície irregular do osso e a prótese. Estes actuam como espaçadores entre a prótese e o osso, permitindo que haja uma boa transferência de carga entre as partes assegurando uma melhor distribuição de esforço promovendo assim uma fixação mais estável e duradoura das junções artificiais.

Os cimentos ósseos apresentam várias composições químicas, produzindo-se uma gama com várias características de manipulação adequadas a uma ampla variedade de requisitos clínicos e técnicas cirúrgicas.

Os cimentos ósseos utilizados nas aplicações deste trabalho, *DePuy CMW 1<sup>®</sup>* e *DePuy CMW 3<sup>®</sup>* (*DePuy International, Johnson&Johnson, Warsaw, Indiana, EUA*), são cimentos de auto-solidificação, rádio-opacos e à base de polimetil-metacrilato (PMMA), utilizados para fixação de próteses de metal ou poliméricas ao osso vivo em procedimentos de artroplastia.

O *DePuy CMW 1<sup>®</sup>* é um cimento de elevada viscosidade, enquanto que o *DePuy CMW 3<sup>®</sup>*, é um cimento de viscosidade média. Cada cimento ósseo é fornecido como um sistema de dois componentes, constituído por componentes separados e estéreis, em líquido e em pó, que são misturados no ponto de utilização para produzir o cimento.

Os cimentos ósseos foram misturados manualmente com ajuda de espátula pois segundo alguns ortopedistas, a cimentação deste modo (primeira geração) ainda é feita com muita frequência em Portugal [Ramos05].

### **3.2.4 Máquina de ensaios para aplicação de cargas sobre os sistemas biomecânicos**

Para caracterização estática dos sistemas biomecânicos descrito neste trabalho, como a célula de carga de cimento ósseo e também os implantes e próteses, foi utilizada uma máquina de ensaios desenvolvida pelo Grupo de Investigação em Biomecânica da UA. O dispositivo de aplicação é formado por um sistema pneumático, composto por um cilindro pneumático acoplado a uma célula de carga (CTC41001T5, marca *AEP*, Modena, Itália) com capacidade de medição de até 10.000 N (valor de fim de escala) e erro máximo de 5 N. O cilindro tem uma força máxima de 3.000 N e é controlado por uma válvula pneumática proporcional, comandada por um computador.

### **3.2.5 Célula de carga formada por cimento ósseo e redes de Bragg**

Para analisar o comportamento das FBG embutidas em cimento perante forças externas, foi criado uma célula de carga formada por cimento ósseo e as redes de Bragg. O sistema consiste numa base em aço inoxidável como mostrada na figura 3.3, perfurada para a passagem das fibras ópticas com as redes. O limitador é utilizado para controlar a altura do cimento.

A região onde é depositado o cimento ósseo, foi circundado por uma redoma de borracha, para não permitir o vazamento do cimento antes da cura. As FBG estão localizadas nos extremos das fibras ópticas e foram inseridas nos furos de modo que a região da rede ficasse exposta e o suporte foi então preenchido com cimento. O diâmetro do cilindro é de 4 cm e a altura do cimento é de 3 mm (altura suficiente para cobrir a FBG que tem cerca de 2 mm). A figura 3.4 mostra a célula de carga formada com o cimento ósseo e as FBG embutidas. Uma base plana (pressionador) foi colocada sobre o cimento, e por cima deste foi colocada uma

pequena esfera de aço, de forma a aplicar cargas uniformes e distribuídas sobre a célula de carga.

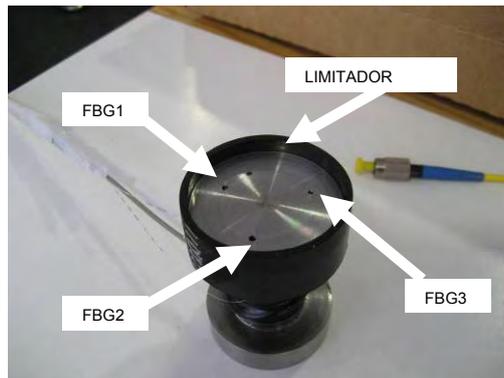


Figura 3.3 – Base da célula de carga com os sensores FBG.



Figura 3.4 – Célula de carga de cimento ósseo com as FBG embutidas.

Os ensaios também foram monitorizados com um LVDT (*Hottinger Baldwin Messtechnik 1WA/10 mm-T GmbH*, Alemanha) com uma resolução inferior a  $1\ \mu\text{m}$ , acoplado à parte externa da célula de carga baseada em cimento ósseo. Os resultados são apresentados no gráfico da figura 3.5, que mostram a média

obtida em 3 ensaios e a recta de melhor ajuste. Os resultados obtidos com o LVDT mostraram desvios e erros bastante altos, com coeficiente de correlação de 0,9789, além do facto da recta de melhor ajuste não passar pelo zero. Estes erros podem ser provenientes do facto das variações de espessura do cimento e portanto das medidas de deformações, serem menores do que  $50 \mu\epsilon$ , ou seja, as variações de posição são menores que a resolução do LVDT (décimos da resolução). O coeficiente obtido foi de  $0,0356 \pm 0,0037 \mu\epsilon/N$ . Estes ensaios foram qualitativos e serviram apenas para confirmar o comportamento linear das deformações no cimento com a aplicação de cargas externas.

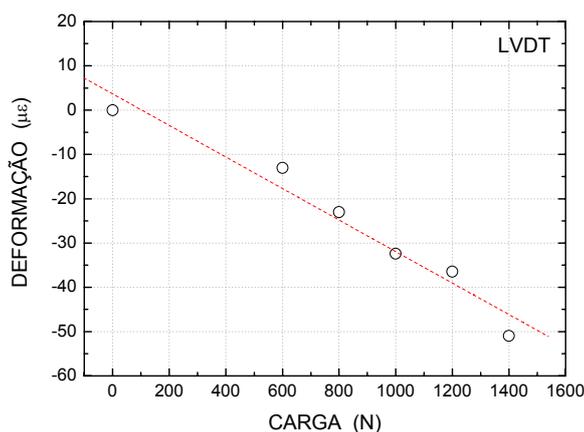


Figura 3.5 – Curva de deformação da célula de carga de cimento ósseo, em relação à carga aplicada obtido com um LVDT. Os pontos abertos representam os valores experimentais e a recta, o melhor ajuste.

Os resultados com a FBG foram quantitativos e forneceram dados de variação do comprimento de onda de Bragg em relação às cargas aplicadas. As curvas apresentadas na figura 3.6 mostram a média dos resultados obtidos em 3 ensaios e a recta de melhor ajuste. O desvio padrão em comprimento de onda também é mostrado para cada ponto, com valor máximo de  $\pm 6,5$  nm. Os resultados obtidos

demonstram que o comportamento do sensor é linear com coeficiente de correlação de 0,99. O coeficiente de sensibilidade em comprimento de onda obtido foi de  $-0,0469 \pm 0,0008$  pm/N. Para análise comparativa, pode-se estimar a relação entre o coeficiente de deformação obtido com o LVDT e o coeficiente de variação de comprimento de onda da FBG em relação à carga aplicada; o quociente calculado é de aproximadamente 1,32 pm/ $\mu\epsilon$ .

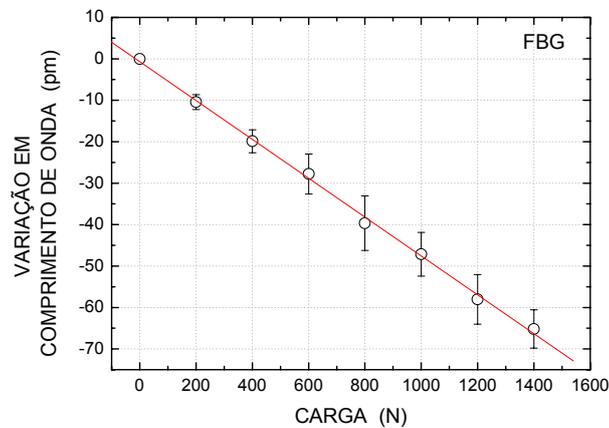


Figura 3.6 - Curva de variação do comprimento de onda da célula de carga de cimento ósseo, em relação à carga aplicada obtido com o sensor FBG. Os pontos abertos representam os valores médios experimentais, e a recta, o melhor ajuste.

Nos ensaios realizados de aplicação das FBG para monitorização de deformações em sistemas biomecânicos foi utilizado o valor de 1,35 pm/ $\mu\epsilon$ . Entretanto, em alguns ensaios anteriores a esta caracterização, foi utilizado o valor teórico de 1,2 pm/ $\mu\epsilon$ . Esta diferença entre os valores de sensibilidade entretanto, não é relevante para a maioria das aplicações, pois, os equipamentos utilizados para interrogação dos sensores FBG tem resolução na ordem de centésimos de nanómetros, e portanto essa diferença fica dentro dos erros nas medidas.

### **3.3 FBG para monitorização de deformação em artroplastia de anca cimentada**

O objectivo deste trabalho é a aplicação das FBG para a caracterização estática de artroplastia de anca através da monitorização das deformações no manto de cimento ósseo em que o implante está inserido.

Os perfis de deformação dentro do manto do cimento adquiridos usando as FBG foram comparados a um modelo numérico obtido por FEM. A correlação aceitável entre resultados numéricos e experimentais permite que o modelo numérico criado seja utilizado para analisar e aprovar outros implantes no futuro sem a necessidade de testes experimentais imediatos.

#### **3.3.1 Introdução**

Um dos principais problemas das artroplastias da anca é a sua falha mecânica, que ocorre principalmente na interface cimento–haste, devido às tensões no local. Contudo, têm sido feitos muitos estudos de análise do desempenho do sistema biomecânico ao longo do tempo [Stolk02].

As falhas ocorrem num tempo relativamente curto após a artroplastia [Graham00] e podem ser devido a uma série de factores como o tipo de cimento, a geometria do implante e a superfície que o compõem, a espessura da camada de cimento e a posição da haste [Jasty91, Race03, Ramaniraka00].

O tempo de vida dos implantes cimentados depende de muitos factores, porém a falha por fadiga do manto de cimento tem sido identificada como o principal mecanismo de falha das artroplastias [Jasty91, Morgan03].

Segundo alguns autores as tensões no manto do cimento ósseo ao redor do implante são o factor inicial das falhas, devido à criação de micro-fissuras, [Race03]. Outros autores discutem que o factor mais importante é a relação entre a haste do implante e o cimento, onde tensões localizadas elevadas ocorrem no cimento por causa da diferença na rigidez dos materiais [Ramaniraka00].

Estudos realizados por Fisher [Fisher97] sugerem que o tempo de vida do implante femoral cimentado depende da espessura do manto do cimento que cerca a prótese, e deformações menores foram associadas a espessuras maiores. Neste trabalho foi realizado o estudo com hastes do cobalto-cromo cimentadas em fêmures sintéticos, variando a espessura do manto do cimento para cada haste. Estes autores usaram extensómetros eléctricos embutidos no manto do cimento. As hastes implantadas foram carregadas axialmente. A espessura do manto do cimento foi variada de 2,4 a 3,7 mm o que provocou reduções substanciais na deformação na parte distal do manto (40-49%). A conclusão dos autores é de que o aumento da espessura do manto do cimento pode aumentar o tempo de vida das artroplastias com implantes cimentados devido à redução das deformações dentro do cimento.

Poucos estudos relatam medidas de deformações dentro dos mantos do cimento. Alguns trabalhos foram realizados para avaliar deformações no manto do cimento ao redor do implante usando SG [Stolk02, Cristofolini00]. Por exemplo, Cristofolini e Viceconti [Cristofolini00] mediram deformações utilizando uma roseta de SG embutida dentro do manto de cimento ósseo.

Modelos numéricos e experimentais podem ser usados em testes pré-clínicos de artroplastia para prever falhas. Aquisições dos valores de deformação no manto de cimento ósseo são importantes e podem ser utilizadas para antever falhas mecânicas e acumulação de danos.

### 3.3.2 Materiais e métodos

O sistema experimental de artroplastia da anca, para ensaios *in vitro*, é composto por um fémur sintético, a prótese de anca implantada no fémur e o cimento ósseo que é utilizado para fixar esta prótese.

O fémur sintético utilizado é um osso esquerdo, modelo 3310 (*Pacific Research Labs*, Vashon Island, WA, EUA).

A prótese de anca de liga de cobalto–cromo usado nestes ensaios é um projecto desenvolvido pelo Grupo de Investigação em Biomecânica da UA (patente INPI N° PT103566).

A prótese foi fixada no fémur através do cimento ósseo *DePuy CMW 3<sup>®</sup>* (*DePuy International, Johnson&Johnson*, Warsaw, Indiana, EUA), de acordo com as técnicas cirúrgicas recomendadas.

Foram colocadas doze redes de Bragg dentro do manto do cimento ósseo. Os sensores foram multiplexados, contendo três redes em cada fibra óptica. Estas redes foram posicionadas na parte proximal, “middle” e distal da haste, como mostrado esquematicamente em figura 3.7. A figura 3.8 mostra os aspectos do fémur onde foram fixadas cada conjunto de redes de Bragg: anterior, medial, lateral e posterior.

A figura 3.9 mostra a haste femoral com os sensores. A figura 3.10 mostra um detalhe da haste com os sensores FBG. Foram feitos quatro furos pequenos no colar da haste para permitir ligar as fibras à unidade da interrogação.

As fibras ópticas foram traccionadas e coladas em pequenos espaçadores de modo que os sensores ficassem suspensos a uma distância de 1 mm da superfície da haste. Após o implante ser cimentado, as FBG ficaram embutidas no meio do manto de cimento.

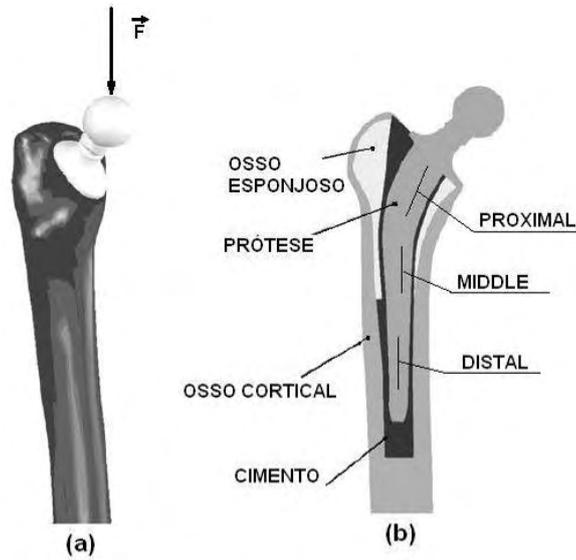


Figura 3.7 - Prótese cimentada (a) e identificação da composição material com a localização das regiões proximal, "middle" e distal da haste cimentada (b).

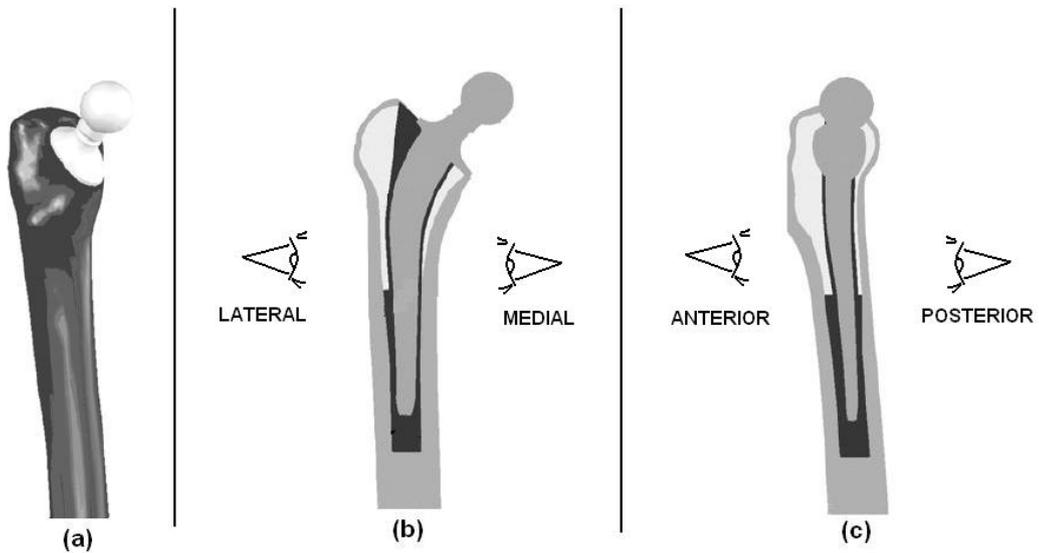


Figura 3.8 - Prótese cimentada (a) e identificação das vistas lateral e medial (b) ; e anterior e posterior (c).

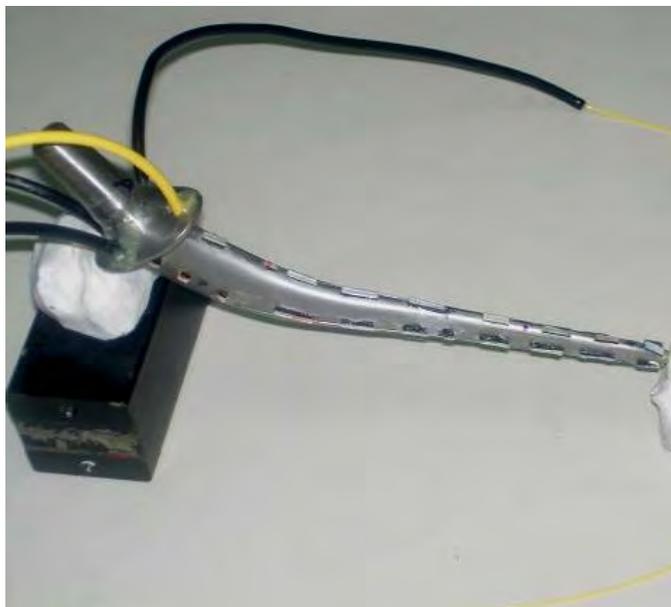


Figura 3.9 - Prótese da anca e fibras ópticas.

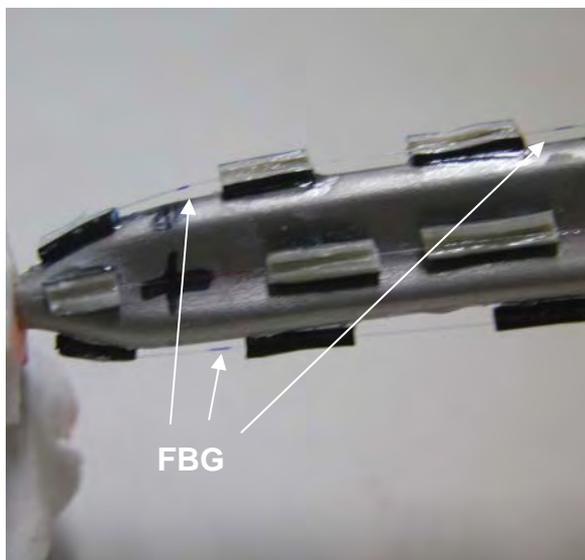


Figura 3.10 - Detalhe da prótese mostrando a localização de algumas FBG e as fibras ópticas suspensas.

As cargas foram aplicadas através da máquina de ensaios e os testes foram realizados usando-se cargas até 500 N (com intervalos de 100 N) aplicados verticalmente à haste da prótese.

Para realizar o carregamento do fêmur foi utilizado um sistema de fixação que é constituído por uma cavidade realizada num bloco de alumínio com uma inclinação de 9° no plano anterior-posterior (sagital) e de 11° no plano medial-lateral (frontal) (figura 3.11).

A figura 3.12 mostra a máquina de ensaios utilizada para a aplicação de cargas controladas sobre o sistema biomecânico. Para assegurar a repetibilidade dos resultados, o fêmur com o implante foi testado 10 vezes e as deformações foram obtidas dos valores médios. As experiências foram realizadas em laboratório com temperatura ambiente estabilizada (aproximadamente 21 °C).

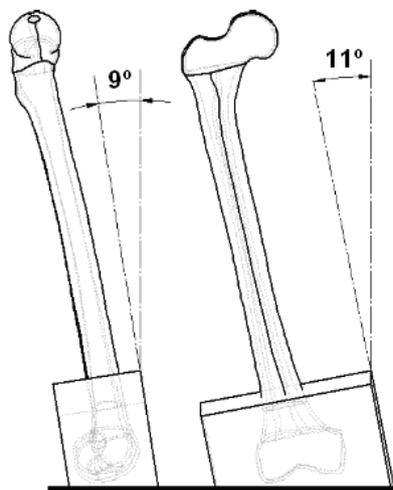


Figura 3.11 - Posicionamento para ensaio do fêmur no qual é instalada a prótese.

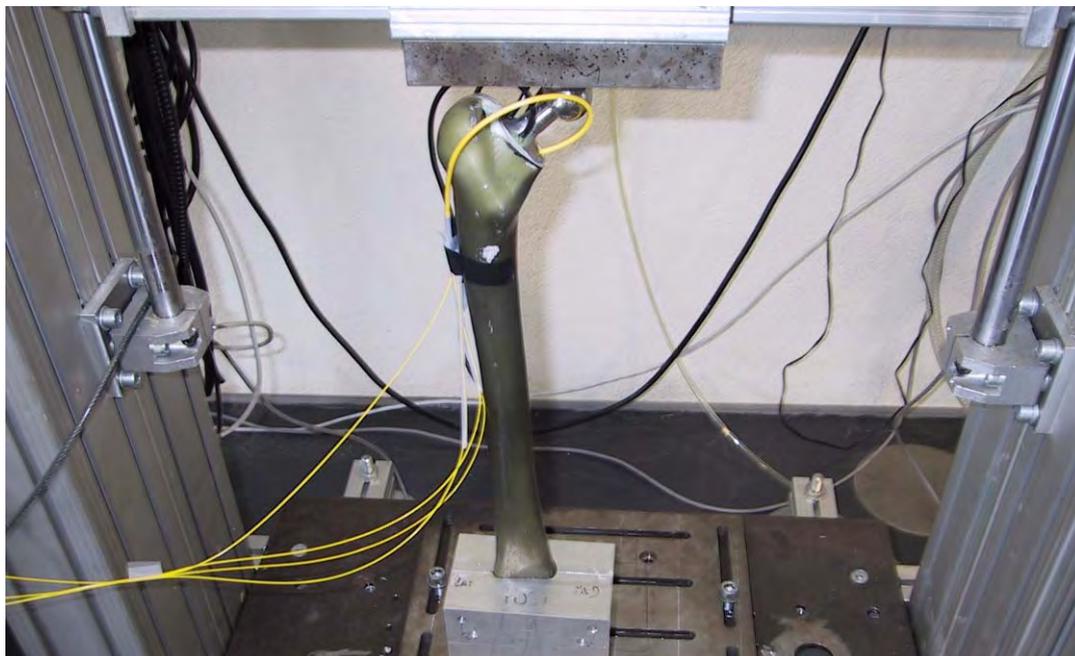


Figura 3.12 – Fémur sintético e a prótese de anca cimentada com os sensores FBG embutidos e a máquina de ensaios utilizada para a aplicação de cargas controladas.

### 3.3.3 Modelo numérico

O modelo de elementos finitos foi criado através da reconstrução computacional da prótese de anca obtida a partir de imagens obtidas por tomografia computadorizada. O fémur sintético foi usado como referência geométrica para a análise de FEM. As condições de contorno foram definidas de forma a reproduzir aquelas usadas no arranjo experimental. O sistema biomecânico modelizado é composto pelo fémur com osso esponjoso e cortical, pela haste de liga de cobalto-cromo e pelo cimento ósseo. As espessuras do manto de cimento foram obtidas pelas imagens de tomografia. Assumiu-se que todos os materiais são homogêneos, isotrópicos e possuem comportamento elástico. As propriedades dos materiais são mostradas na tabela 3.1.

Tabela 3.1 – Propriedades dos materiais da prótese de anca cimentada.

Designação do componente	Materiais	Módulo de Young (E)	Coefficiente de Poisson ( $\nu$ )
Osso cortical	Fibra de vidro – Resina epóxida	12 GPa	0,3
Osso esponjoso	Espuma de poliuretano	280 MPa	0,3
Cimento ósseo CWM 3	Poli-metacrilato-metileno	3 GPa	0,28
Implante de anca	Liga Cobalto-Cromo	210 GPa	0,3

A geração automática dos modelos foi feita usando-se o programa de FEM *HyperMesh v6.0*. As malhas de elementos foram construídas com tetraedros lineares de quatro nós e com seis graus de liberdade por nó. A figura 3.13 mostra o detalhe da malha de FEM utilizada para a modelização da artroplastia da anca. O número dos elementos para o osso cortical foi de 137.600, para o osso esponjoso foi de 69.443, para o manto de cimento ósseo foi de 93.763 e para a o implante de anca foi de 72.938. O número de nós das malhas foi de 67.696 e o número de graus de liberdade foi de 202.461.

As deformações no cimento foram obtidas para cargas verticais de 200 N e de 400 N e comparadas com as deformações experimentais medidas.

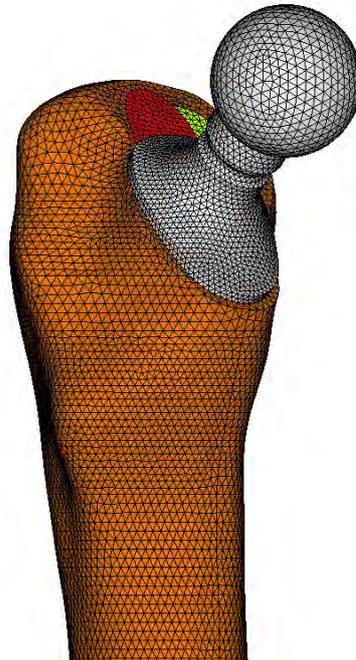
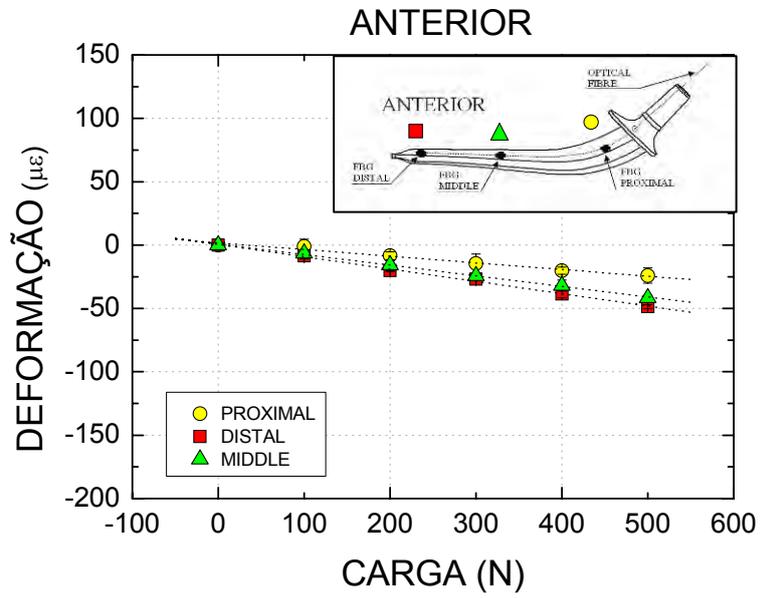


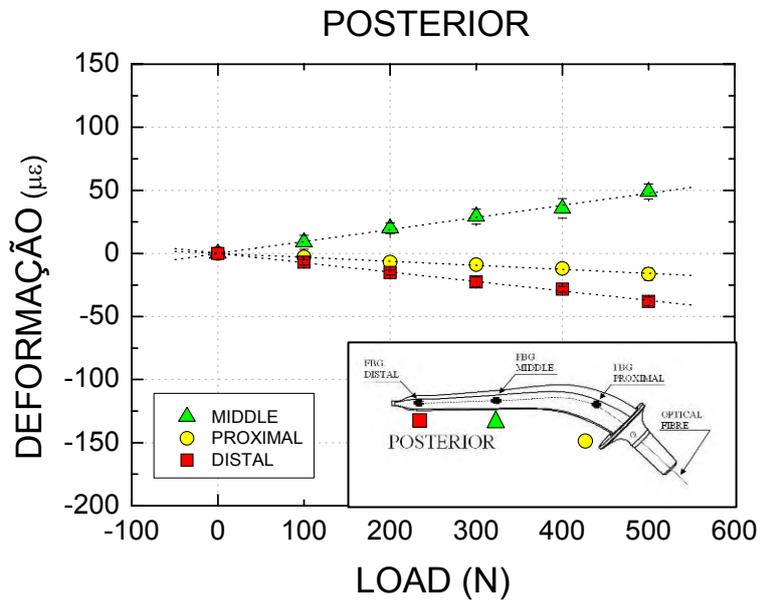
Figure 3.13. Detalhe da malha de elementos finitos da prótese de anca implantada no fêmur.

### 3.3.4 Resultados

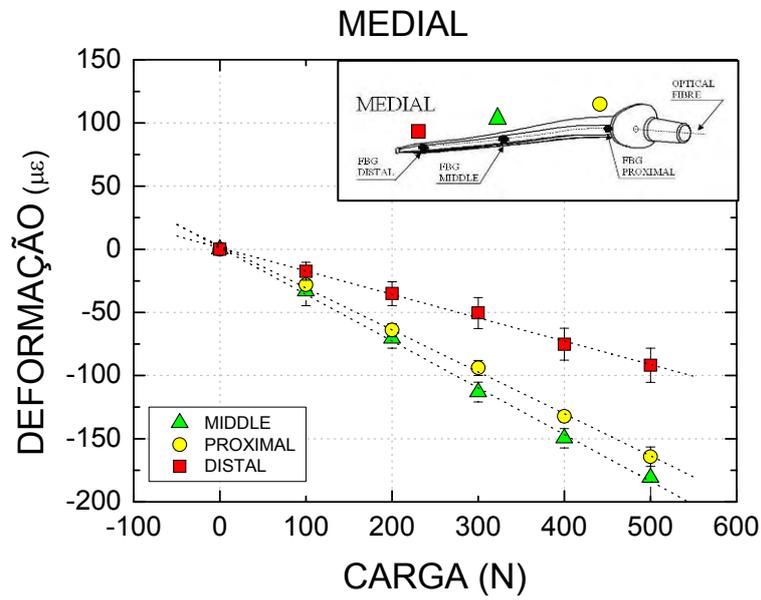
Foram realizados testes de carregamento sobre a prótese de anca cimentada de 0 a 500 N. Os gráficos da figura 3.14 mostram as curvas de deformação em função da carga aplicada para FBG localizadas nos lados anterior (figura 3.14 (a)), posterior (figura 3.14 (b)), medial (figura 3.14 (c)) e lateral (figura 3.14 (d)). Os valores do desvio padrão também são mostrados nas figuras e têm um máximo de  $7,5 \mu\epsilon$ ,  $7,8 \mu\epsilon$ ,  $19,4 \mu\epsilon$  e  $10,5 \mu\epsilon$ , para o anterior, posterior, medial e lateral, respectivamente. As rectas nos gráficos indicam o melhor ajuste para as curvas de deformação.



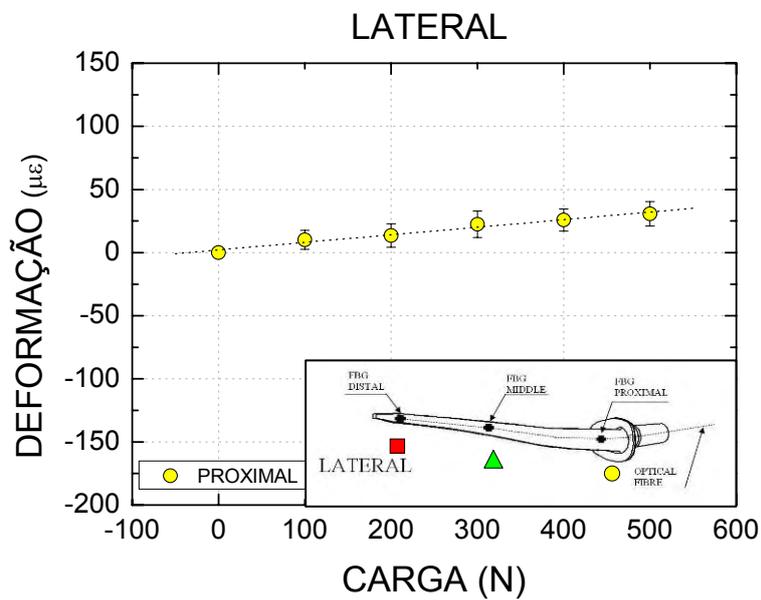
(a)



(b)



(c)



(d)

Figure 3.14 - Curvas de deformação obtidas com as FBG inseridas no manto de cimento da artroplastia de anca para os lados (a) anterior, (b) posterior, (c) medial e (d) lateral.

A tabela 3.2 mostra os coeficientes de sensibilidade a deformação obtidos pela recta de melhor ajuste aos pontos experimentais médios, obtidos com as FBG dentro do manto de cimento, para todos os aspectos da artroplastia de anca.

Tabela 3.2 - Coeficiente de sensibilidade a deformação e correlação obtidos com o melhor ajuste às curvas adquiridas com os sensores FBG para cada aspecto do implante de anca.

	ANTERIOR	POSTERIOR	MEDIAL	LATERAL
Proximal	-0,09 $\mu\epsilon/N$ 0,99	-0,03 $\mu\epsilon/N$ 0,99	-0,33 $\mu\epsilon/N$ 0,99	0,06 $\mu\epsilon/N$ 0,98
“Middle”	-0,05 $\mu\epsilon/N$ 0,98	0,09 $\mu\epsilon/N$ 0,99	-0,37 $\mu\epsilon/N$ 0,99	-
Distal	-0,08 $\mu\epsilon/N$ 0,99	-0,07 $\mu\epsilon/N$ 0,99	-0,18 $\mu\epsilon/N$ 0,99	-

Os gráficos mostram que para a faixa de aplicação de cargas até 500 N, os resultados obtidos com a FBG são lineares para todos os aspectos da artroplastia de anca.

No lado anterior do manto do cimento, os resultados mostram deformações negativas (causadas por compressão) nas três posições do implante.

Para o lado posterior, contudo, observa-se a ocorrência de deformações positivas (causadas por tracção) localizadas no meio do manto de cimento (região “middle”). Deformações negativas (causadas por compressão) foram observadas

nas outras regiões: distal e proximal. Estes resultados podem ficar a dever-se ao facto de que quando são aplicadas cargas no implante, a componente de força é maior para o lado anterior. A haste do implante tende então a curvar-se para o lado anterior, o que poderá explicar a tracção na região central no lado posterior. Esta suposição está de acordo com os resultados obtidos para o lado anterior, onde os valores de deformação são só de compressão, inclusivé na região central.

Para o lado medial do manto, as deformações no cimento são também compressivas e apresentam valores mais elevados. Pode-se observar que a deformação na parte proximal é menor do que aquela na região próxima ao meio da prótese. Isto pode estar relacionado com o facto de na região proximal haver uma espessura no manto do cimento maior do que a da região medial. Alguns ensaios na literatura mostram que deformações menores estão associadas a espessuras de cimento maiores [Fisher97].

As deformações no aspecto lateral do cimento para a posição proximal são de tracção. As deformações nas regiões “middle” e distal da haste não puderam ser lidas pelos correspondentes sensores FBG. Concluiu-se que a causa mais provável da falha foi a quebra da fibra óptica numa posição de emenda. Estas emendas foram efectuadas para a multiplexação das FBG na mesma fibra óptica. Como se sabe, a região da emenda é frágil e a acumulação de tensões na região, devido ao processo de cura e da aplicação de forças sobre o implante, pode ter sido a causa do rompimento da fibra. Previa-se que os valores de deformação neste aspecto viessem a ser maiores do que os das outras regiões.

O modelo de FEM foi utilizado para calcular os valores das deformações nas mesmas localizações das FBG para fins de comparação. A dificuldade principal neste trabalho foi determinar correctamente a localização dos pontos experimentais correspondentes. Pontos vizinhos à região da rede indicavam valores muito diferentes de deformação; consequentemente, a localização

correcta das posições é da maior importância. Por essa razão as tensões do FEM seleccionadas para a comparação são o resultado de uma média de valores obtidos na região do sensor (incluindo pontos em torno da posição presumida do sensor no manto de cimento).

Foi realizada uma análise quantitativa utilizando regressão linear para determinar a correspondência entre os valores de deformações obtidos com o modelo de FEM e os valores de deformações médios experimentais obtidos com os sensores FBG. A figura 3.15 mostra os pontos obtidos e a recta de melhor ajuste, para aplicações de carga de 200 N e 400 N.

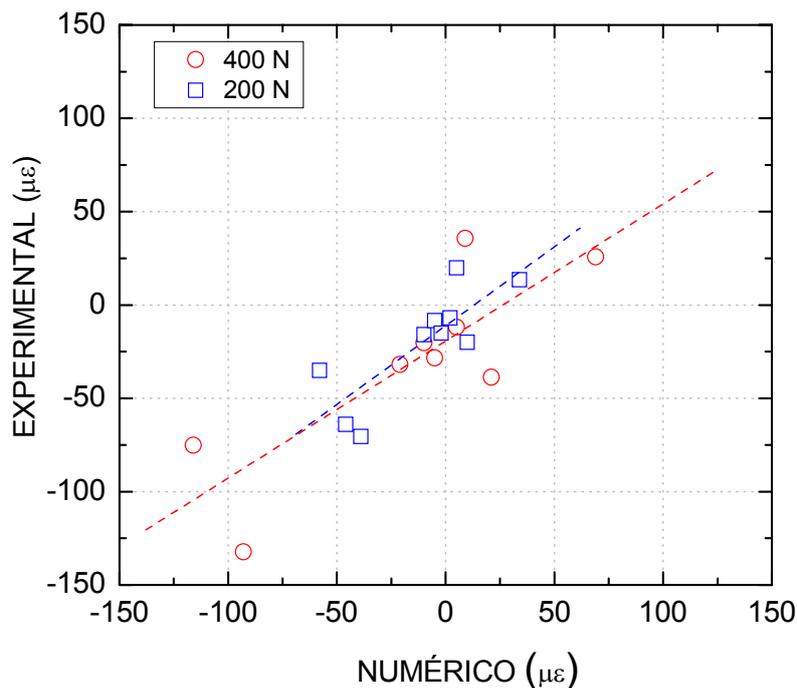


Figure 3.15 – Curva de correlação entre os dados de deformação obtidos com a simulação por elementos finitos e com as FBG para o implante de anca cimentado.

Os coeficientes angulares obtidos foram de 0,84 e 0,73 e coeficientes de correlação de 0,82 e 0,87 respectivamente. Embora a correlação seja baixa, pode-se observar que os pontos seguem um alinhamento linear e que a ordenada na origem é muito próxima do zero.

### 3.3.5 Discussão e conclusão

É apresentado um novo procedimento experimental para medir deformações em mantos do cimento baseado em FBG e os resultados mostram que este método pode ser utilizado como um teste pré-clínico nas artroplastias de anca com implantes cimentados.

Este procedimento poderá ser um excelente método para monitorizar *in situ* a acumulação dos danos do cimento.

A técnica de FBG usada para medir as deformações no cimento demonstrou ter muitas vantagens em comparação com sensores convencionais, tais como, estrutura compacta, flexibilidade e potencialidade de utilizar mais do que um sensor em cada fibra, de fácil instalação e medição.

Além disso, o uso de FBG para a análise das deformações dentro do manto do cimento mostrou ser uma ferramenta de pesquisa que pode ser usada experimentalmente em estudos para melhorar o desempenho biomecânico de cimentos ósseos comerciais. O método também poderá ser empregado no estudo da influência do formato de uma prótese, através das deformações que a haste causa no manto de cimento.

### **3.4 FBG para monitorização de deformação em artroplastia de joelho**

O objectivo deste trabalho é a aplicação de FBG para monitorização de deformações em manto de cimento ósseo que fixa o prato tibial ao osso, numa artroplastia total de joelho.

Os resultados obtidos com os ensaios experimentais realizados com as FBG são usados como ferramenta para auxiliar a validação de um modelo de elementos finitos da prótese de joelho.

#### **3.4.1 Introdução**

A articulação do joelho é formada pelo fémur, tibia e a patela (rótula). Esta articulação tem grande importância na sustentação do nosso corpo e pode sofrer um desgaste com o avançar da idade devido à osteoartrose do joelho. O joelho como um todo pode assim ficar comprometido, sendo necessária a sua substituição total pela prótese de joelho.

A prótese total de joelho funciona como uma articulação artificial com substituição do osso já gasto, por componentes metálicos do fémur, tibia e patela.

Na artroplastia total do joelho a parte femoral é substituída pelo componente femoral constituído de uma liga metálica muito resistente. O componente tibial (prato tibial) também é metálico e ambos são fixados com cimento ósseo. Entre esses dois componentes é colocado um componente de polietileno.

Segundo o estado da arte um dos principais problemas da artroplastia total do joelho é a perda do componente tibial [Completo06]. Esta está relacionada com a assimetria na distribuição de cargas, ou seja, com as diferentes cargas entre os

lados medial e lateral na superfície do componente tibial que ocorre durante o caminhar ou noutras actividades.

Modelos realizados por FEM e análises experimentais *in vitro* com tíbias sintéticas podem ser usados como testes pré-clínicos das artroplastias, onde alguns aspectos biomecânicos para investigações são difíceis, se não impossíveis, de serem feitos *in vivo*.

Entretanto, apesar da vasta literatura disponível sobre as características da tibia sintética, a validação numérica e experimental da tibia sintética intacta e com implante instalado é muito limitada ou inexistente.

Têm sido realizados modelos em elementos finitos para reproduzir o comportamento mecânico do osso intacto e implantado. No estudo desenvolvido durante o doutoramento de A. Completo na UA [Completo06], quatro modelos de elementos finitos das tíbias sintéticas, intactas e reconstruídas com um componente tibial da artroplastia total do joelho, foram comparados com os dados experimentais de deformação do osso obtidos com SG, e foi constatada uma diferença máxima de 10% entre deformações medidas experimentalmente e calculadas. O trabalho descreve os modelos experimentais da tibia sintética intacta e os implantes instrumentados com extensómetros eléctricos. O desempenho nos ensaios mecânicos permitiu validar os modelos computacionais correspondentes que aplicam o método de elementos finitos.

A validação de modelos numéricos com o uso de dados experimentais para análise de ossos sintéticos com implantes é de grande importância para a investigação dos desempenhos pré-clínicos das próteses de joelho.

O modelo em FEM validado poderá ser usado para testes pré-clínicos da artroplastia do joelho, como por exemplo no desalinhamento dos implantes na tibia após a cirurgia e a simulação de acumulação de danos no cimento.

Os usos de SG para a obtenção de dados experimentais para estas validações têm sido constantemente aplicados; entretanto estes extensómetros são utilizados na maioria das vezes, colados na superfície dos materiais a serem sensoriados.

Em alguns casos importantes, como a monitorização da transferência de carga da prótese de joelho para a tibia, esta transferência pode ser estudada através da monitorização das deformações no cimento ósseo.

Neste caso o uso de SG eléctricos não é um sensor viável optando-se antes por usar redes de Bragg em fibras ópticas.

### **3.4.2 Materiais e métodos**

O sistema biomecânico utilizado é composto por uma tibia sintética, a prótese femoral e o cimento ósseo utilizado para a fixação da prótese na tibia.

A figura 3.16 mostra um diagrama esquemático com todas as componentes envolvidas na artroplastia total de joelho.

O osso sintético onde foi implantado a prótese de joelho é uma tibia esquerda fabricada pela *Pacific Research Laboratories Inc.*, (Vashon, WA, EUA).

A tibia sintética possui *Sawbones* um corte na superfície da tibia proximal, perpendicularmente ao eixo anatómico desta.

A tibia é composta por materiais sintéticos (equivalente cortical e equivalente trabecular).

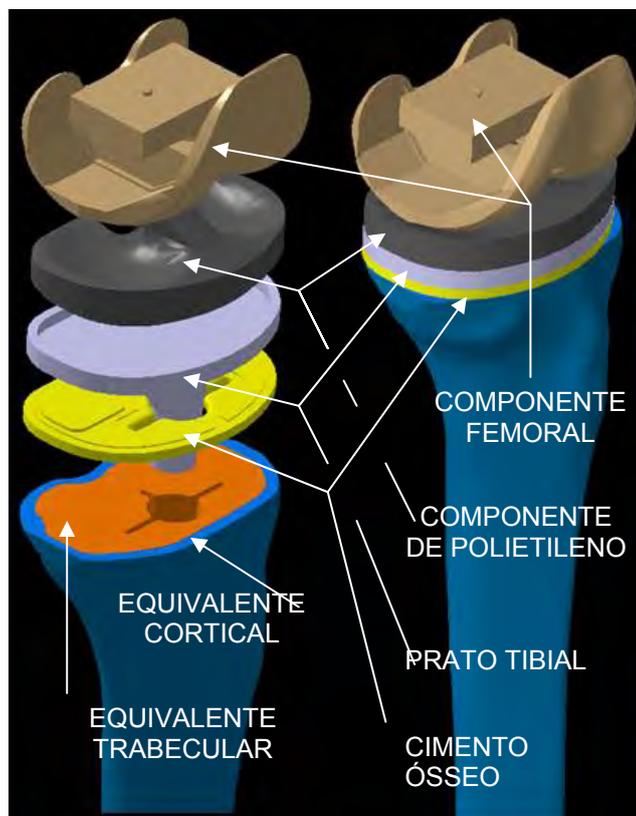


Figure 3.16 – Diagrama esquemático mostrando os componentes envolvidos no ensaio *in vitro* da artroplastia total do joelho.

A prótese de joelho usada nestes ensaios é um modelo comercial da *P.F.C. Sigma Modular Knee System (DePuy International, Johnson&Johnson, Warsaw, Indiana, EUA)*. A prótese total do joelho é composta pelos componentes femoral, tibial e da rótula que foram concebidos para substituir a superfície articular natural da articulação do joelho. O componente femoral é um implante metálico que substitui a parte distal do fêmur.

O componente tibial é constituído por um prato de metal e um componente de polietileno. O prato tibial funciona como uma ponte para a carga axial retirando-a do centro onde se encontra o osso esponjoso e passando-a para a periferia, onde

se situa o osso cortical que possui maior rigidez. O componente de polietileno permite o encaixe do prato na componente femoral.

A prótese de joelho foi fixada na tíbia através do cimento ósseo *DePuy CMW 1*<sup>®</sup> (*DePuy International, Johnson&Johnson, Warsaw, Indiana, EUA*), de acordo com as técnicas cirúrgicas recomendadas.

As FBG foram utilizadas para a monitorização da deformação no manto de cimento que liga a prótese à tíbia, em 10 pontos distintos. Estas deformações são resultantes de cargas mecânicas aplicadas sobre a prótese na direcção perpendicular ao prato tibial. As FBG foram inseridas antes da cimentação e utilizadas para monitorização das deformações apenas após a cura.

Inicialmente são feitos furos na tíbia sintética de 1,2 mm de diâmetro nos pontos onde foram programadas as medidas. Os furos funcionam como guias para a inserção das fibras ópticas. As FBG foram gravadas nos extremos das fibras ópticas e quando instaladas no cimento ósseo ficam a cerca de 0,5 mm da face metálica do prato tibial. Para manter este distanciamento alguns calços de material sintético trabecular foram dispostos estrategicamente no espaço a ser preenchido pelo cimento ósseo.

Durante a preparação para a cimentação do prato tibial, cada FBG é mantida com plasticina na posição perpendicular em relação à face de corte da tíbia. A massa de plasticina é inserida nas duas extremidades dos furos da tíbia com uma profundidade de cerca de 3 mm. Uma agulha fina de 0,3 mm de diâmetro é usada para fazer um furo na plasticina, permitindo o alinhamento da fibra óptica que contém a FBG gravada. Uma placa acrílica rectangular é colocada sobre os calços e quando a FBG encosta na placa, a fibra óptica é imediatamente fixada. Todas as FBG são limpas com álcool isopropílico para assegurar a adesão ao cimento durante a cura.

As pontas das FBG são propositadamente cortadas de forma não uniforme de modo a garantir que não há reflexão de Fresnel na ponta da fibra óptica, efeito que acontece quando as fibras são clivadas. A reflexão de Fresnel nas pontas das fibras resulta na reflexão do espectro da fonte óptica, que acaba por se sobrepor ao espectro do sensor FBG, em alguns casos impedindo até a leitura das redes. Para todos os efeitos as FBG foram consideradas como tendo no mínimo 2 mm de comprimento e estando afastadas em 1 mm do prato tibial. A figura 3.17 mostra uma foto da tíbia sintética com os furos e os sensores FBG fixados.



Figure 3.17 – Corte na tíbia sintética e fibras ópticas sensoras inseridas. As FBG estão localizadas nas pontas das fibras.

A figura 3.18 mostra uma foto da prótese de joelho já cimentada sobre a tíbia sintética, com as FBG embutidas. A base de fixação é presa à máquina de ensaios para a aplicação de cargas controladas sobre a prótese. A figura mostra também a base de fixação da tíbia e a esfera utilizada para distribuir

uniformemente a força sobre o sistema biomecânico (na figura 3.18 a aplicação da força sobre a esfera está na posição simétrica).

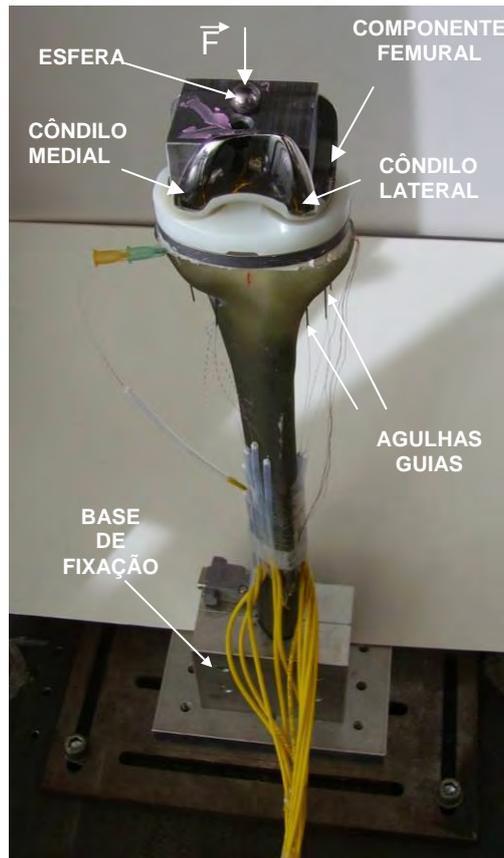


Figure 3.18 – Prótese de joelho cimentado sobre a tíbia sintética e os sensores FBG embutidos no cimento (distribuição de carga simétrica). Vista para o lado anterior da tíbia esquerda.

Os ensaios de monitorização das deformações com as FBG no cimento foram realizados com cargas aplicadas na posição assimétrica, isto é, quando a carga aplicada aos dois côndilos da artroplastia do joelho é desbalanceada. O estudo do

funcionamento da estrutura mecânica do joelho durante a marcha, mostra que a carga nos côndilos mediais representa 60% da carga total e os restantes 40% são aplicados nos côndilos laterais [Completo06].

A figura 3.19 mostra a tíbia esquerda em carregamento assimétrico devido ao posicionamento da esfera sobre o adaptador (desvio para a região do côndilo medial). As medidas estáticas foram realizadas com a aplicação de cargas variando entre 0 e 2.200 N em intervalos de 200 N. Todas as medidas foram feitas com temperatura estabilizada em 25 °C.



Figure 3.19 – Detalhe da prótese de joelho durante o ensaio com a aplicação de carga em distribuição assimétrica.

### 3.4.3 Modelo numérico

A geometria de referência neste estudo foi a tibia em material compósito, disponível comercialmente (*Pacific Research Labs, Vashon Island, WA, EUA*). As geometrias tridimensionais da tibia foram obtidas através do sítio da *Internet* [<http://www.isbweb.org/>]. A geometria utilizada no prato tibial foi do modelo comercial da *P.F.C Sygma Modular Knee System (Johnson&Johnson, Warsaw, Indiana, EUA)*. A geração das geometrias dos componentes comerciais utilizados nos modelos foi realizada a partir de uma digitalização tridimensional das suas superfícies com uma precisão de 0,2 mm (*Rolland LPX250*). Posteriormente foram geradas as diversas superfícies de forma a poderem ser utilizadas na montagem dos conjuntos osso-implante a partir da aplicação de CAD tridimensional (*Catia, Dassault Systems, EUA*).

Nos modelos, o prato tibial foi considerado cimentado na superfície óssea com uma espessura média de cimento de 3 mm. Procedeu-se à criação da malha sólida com elementos tetraédricos de 4 nós e seis graus de liberdade por nó. A figura 3.20 mostra a malha de elementos finitos utilizada no modelo do manto de cimento ósseo.

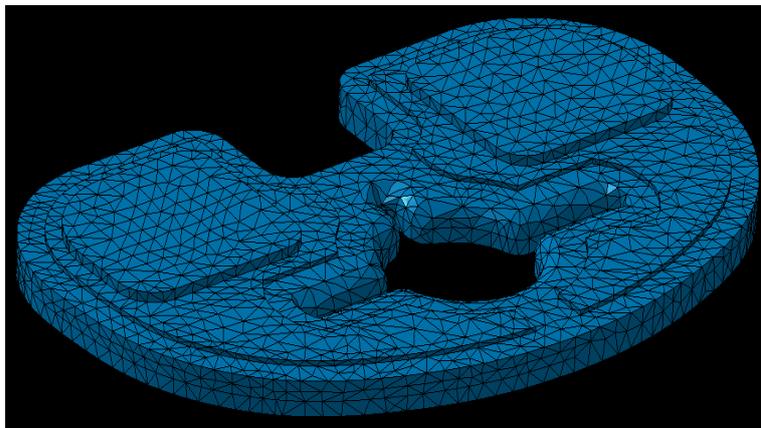


Figura 3.20 – Malha de elementos finitos do manto de cimento.

As propriedades foram consideradas homogêneas para o osso cortical e esponjoso e com comportamento linear elástico. Os valores de módulo de elasticidade do osso cortical e esponjosos considerados são valores representativos do osso *in vivo*. Utilizaram-se os valores de módulo de elasticidade dos modelos compósitos (*Pacific Research Labs, Vashon Island, WA, EUA*) que exibem comportamento idêntico ao osso *in vivo* [Heiner01]. Para o caso dos implantes metálicos, os valores estão de acordo com os materiais de que são fabricados. Para o cimento, as propriedades utilizadas foram as descritas por Murphy [Murphy99]. As propriedades estão resumidas na tabela 3.3.

Tabela 3.3 – Propriedades dos materiais da artroplastia total do joelho.

Designação do componente	Material	Módulo de Young (E)	Coefficiente de Poisson ( $\nu$ )
Osso esponjoso	Espuma de poliuretano	0,104 GPa	0,3
Osso Cortical	Fibra de vidro – Resina epóxida	16,7 GPa	0,3
Prato tibial	Titânio	110 GPa	0,3
Componente de polietileno no prato tibial	Polietileno	0,5 GPa	0,3
Componente femoral	Co-Cr	210 GPa	0,3
Cimento (CWM 1)	Poli-metacrilato-metileno	2,28 GPa	0,3

O número de elementos do componente femoral e prato tibial foi de 427.265 e o número de nós de 95.918. O número de elementos para a tibia foi de 258.541 e o número de nós foi de 58.060. O número de elementos para o cimento ósseo foi de 32.780 e o número de nós foi de 45.887.

Importaram-se os modelos para uma aplicação de análise estrutural (*Marc Research Analysis*, Palo Alto, CA, EUA). As simulações dos diferentes modelos numéricos foram realizadas em condições de contacto entre os diferentes componentes e materiais.

Nas simulações utilizou-se o algoritmo de contacto nó-superfície disponível na aplicação de análise estrutural. Considerou-se que todas as superfícies dos diversos componentes estavam simplesmente em contacto, sem existirem zonas de interferência.

Os coeficientes de atrito utilizados entre o implante e o cimento foi de 0,25 [Stolk02] e entre o implante e o osso esponjoso/cortical foi de 0,3 [Shirazi-Adl93]. A interface entre o cimento, osso esponjoso e cortical nas superfícies condilares foram consideradas de colagem ao osso.

Todos os modelos foram rigidamente immobilizados na zona da diáfise. As cargas aplicadas nas superfícies condilares foram representativas do ciclo de caminhar. A força axial foi repartida em 60% no côndilo medial e 40% no côndilo lateral, de acordo com o centro de pressão descrito por Morrison [Morrison70]. Estas forças correspondem a uma posição de pé apoiado a 45% do ciclo de caminhar. As cargas foram aplicados uniformemente distribuídas nos centros dos côndilos dos implantes.

### 3.4.4 Resultados

São mostrados na figura 3.21 os resultados de deformação obtidos com o modelo em FEM da prótese de joelho para aplicação de carga de 2.000 N em posição assimétrica. A foto mostra a face da tíbia onde foram inseridos os sensores FBG com a numeração de cada rede. Os resultados foram obtidos nos locais onde estavam implantados os sensores FBG e representam os valores médios de cada região.

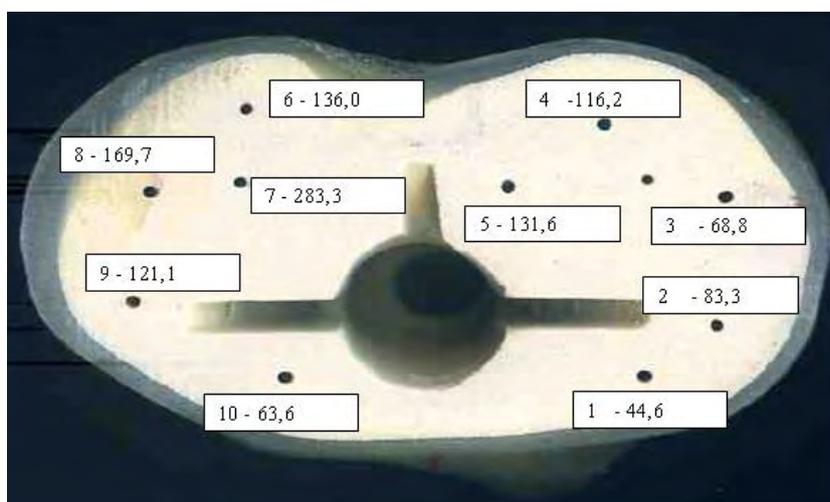


Figura 3.21 – Face da tíbia sintética com os pontos de monitorização mostrando os valores numéricos de deformação obtidos através do modelo de FEM com carga aplicada de 2.000 N em posição assimétrica.

A figura 3.22 mostra uma tela criada (programa em *Visual Basic* para aplicações *Office*) para a visualização dos resultados experimentais de deformação obtidos com as FBG. Um diagrama da face superior da tíbia é mostrado com a localização de cada FBG (pontos pretos). Os resultados são mostrados nas

janelas rectangulares e foram obtidos com a força aplicada na posição assimétrica (ponto amarelo na tela).

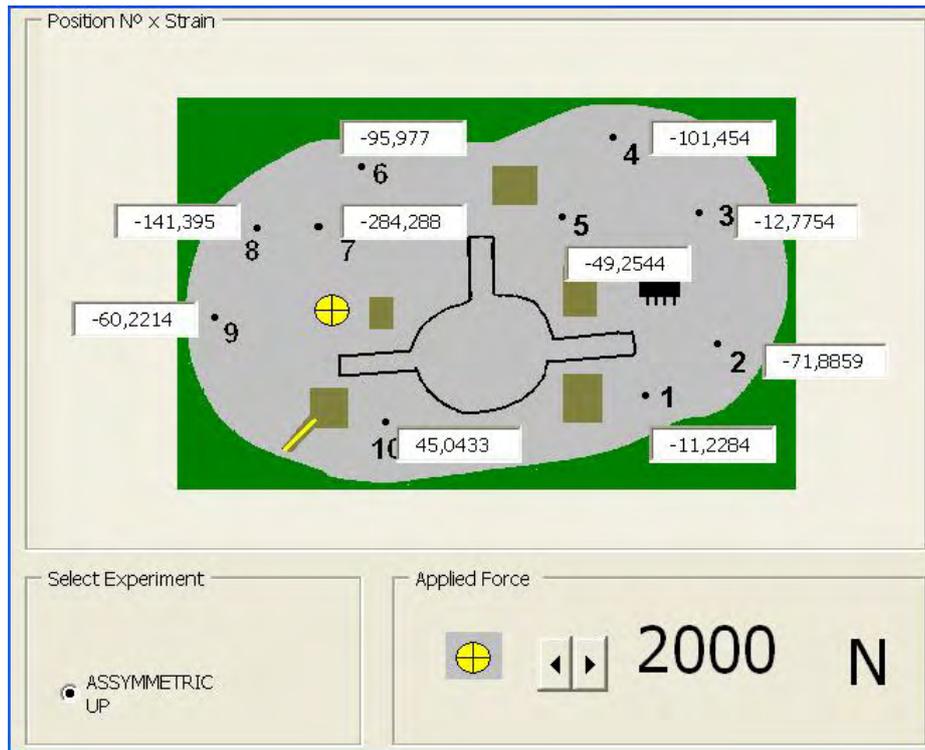
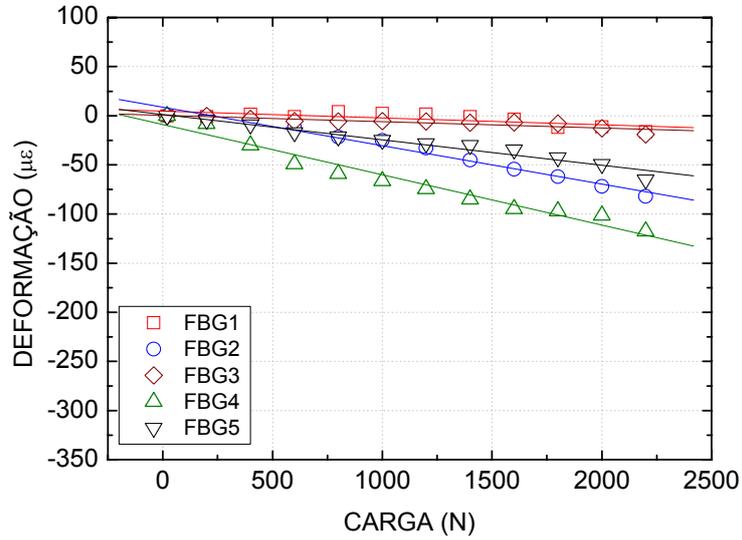
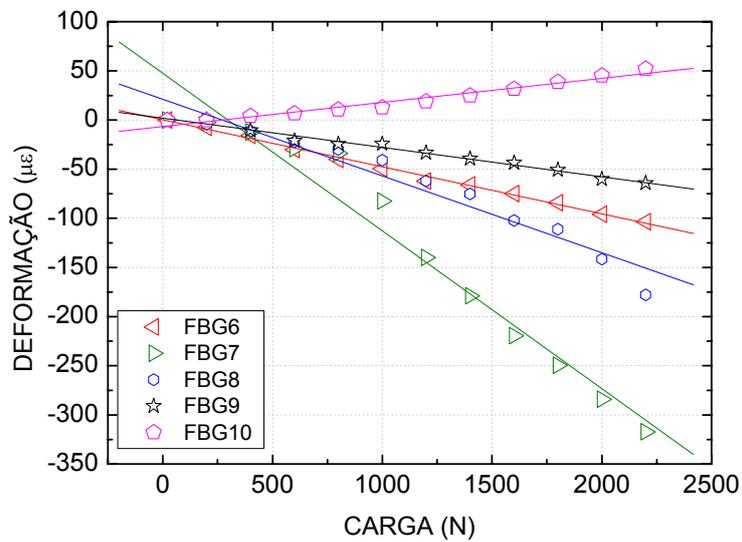


Figura 3.22 – Valores experimentais de deformação obtidos através das FBG com carga aplicada de 2.000 N em posição assimétrica.

Para a análise do comportamento de cada FBG dentro do manto de cimento ósseo, foram obtidas as curvas de deformação para cada sensor com o aumento da carga aplicada. As figuras 3.23 (a) e (b) mostram os valores médios (5 ensaios) de deformação obtidos para cada FBG. Na figura 3.23 (a) estão mostrados os valores experimentais obtidos na região do côndilo lateral e na figura 3.23 (b) os valores obtidos na região do côndilo medial.



(a)



(b)

Figura 3.23 – Curvas de deformação em relação à carga aplicada dos sensores FBG localizados na região do côndilo (a) lateral e (b) medial da prótese de joelho. Os símbolos mostram os pontos experimentais, e as linhas, os melhores ajustes.

Os resultados mostram em geral comportamentos lineares, porém em alguns casos com valores de correlação baixos.

O gráfico da figura 3.24 mostra a curva de correlação obtida através dos valores de deformação numéricos, com o modelo de elementos finitos e os valores experimentais, com as FBG. Os dados foram obtidos para uma carga aplicada de 2.000 N. O coeficiente angular obtido foi de 1,08 e a correlação foi de 0,98.

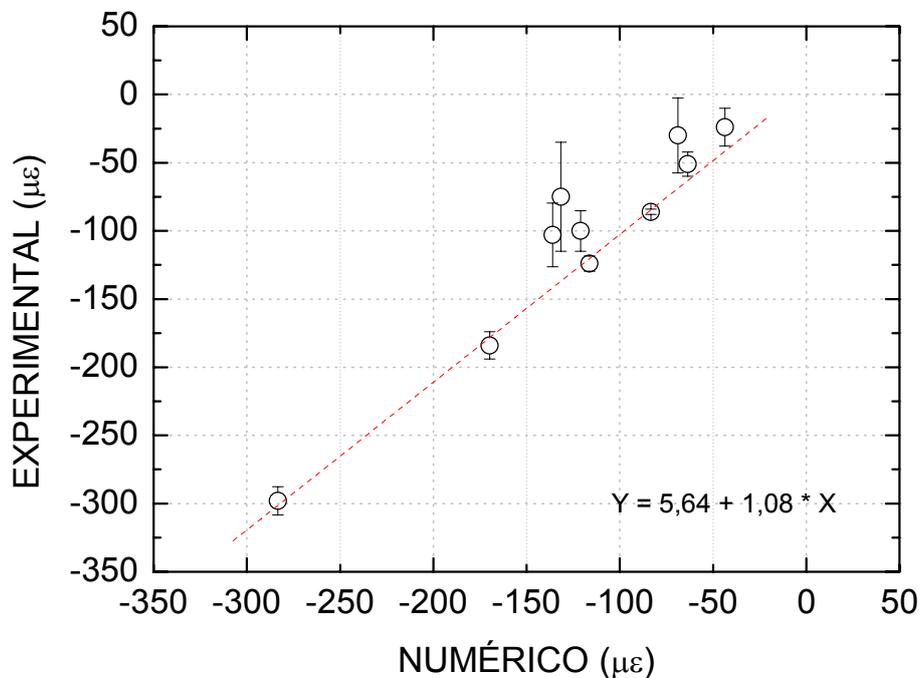


Figura 3.24 - Curva de correlação entre os dados de simulação por elementos finitos e os experimentais por FBG obtidos para deformação com aplicação de carga em posição assimétrica. Carga aplicada: 2.000 N. Coeficiente de correlação: 0,98.

### **3.4.5 Discussão e conclusão**

Foi aplicada uma técnica original de utilização das FBG para monitorização de deformações no manto de cimento que fixa a placa tibial à tibia, com a aplicação de forças assimétricas sobre a prótese.

O erro na curva de correlação de 8% mostra que a técnica experimental com FBG pode ser utilizado como ferramenta para a validação do modelo de FEM. Os resultados obtidos incluem uma análise estatística onde os valores de desvio padrão foram calculados.

### **3.5 Considerações finais**

Neste capítulo foram analisadas as aplicações em que as FBG foram inseridas em mantos de cimento ósseo: na artroplastia de joelho e na artroplastia da anca. Os dados experimentais obtidos foram utilizados para validação de modelos numéricos obtidos pelo FEM.

Nestas aplicações as FBG foram embutidas no material, através da fixação das fibras antes da cura do cimento ósseo, e utilizadas para a monitorização das deformações após a cura.

Existem entretanto outras aplicações que requerem a monitorização das deformações nas superfícies dos sistemas biomecânicos. Estas aplicações serão discutidas no próximo capítulo.

## CAPÍTULO 4

---

### **Redes de Bragg para monitorização de superfícies ou embutidos em sistemas biomecânicos**

#### **4.1 Introdução**

Neste capítulo será abordada a utilização de redes de Bragg para monitorização de deformações em superfícies ou inseridos em materiais. Nestes dois casos, as fibras ópticas contendo as redes são coladas nas superfícies a serem monitorizadas e os sensores possuem sensibilidade à aplicação das grandezas físicas tal como os materiais aos quais estão aderidos.

As redes foram coladas na superfície de placas de osteossíntese e também dentro de furos feitos nos materiais a serem monitorizados, como *nylon* e ossos frescos para a análise de implantes dentários. As redes também foram coladas em furos feitos em silicone, material que representou o ligamento periodontal num modelo dentário.

A escolha do melhor adesivo para a colagem das fibras ópticas nas superfícies e furos dependeu de muitos parâmetros, como o tipo de material, a inserção do adesivo no local e geometria do componente ensaiado.

O adesivo utilizado para a colagem das fibras ópticas nas superfícies da placa de osteossíntese e nos furos dos blocos de osso e em materiais sintéticos como o bloco de *nylon* e de silicone, foi a *Loctite Super Cola 3 Precisão* (*Loctite*, Portugal). Esta cola foi escolhida por ser de fácil regulação do gotejamento e bico extra-longo que permite obter uma óptima precisão de aplicação no local.

A cola utilizada para preenchimento dos furos do bloco de silicone, onde estavam coladas as FBG, foi a *Loctite Super Cola 3 Power Gel* (*Loctite*, Portugal), que possui partículas de borracha e são flexíveis. Esta cola foi utilizada para preencher o furo porque, como o silicone é flexível, quando cargas são aplicadas sobre o bloco, a fibra óptica no orifício sofre a deformação da superfície interna do furo no material. A cola dentro do furo constrange as paredes do orifício e a fibra óptica é comprimida, podendo então monitorizar as deformações por compressão no ensaio. Esta cola também foi escolhida devido aos problemas de injeção de silicone para preenchimento de furos com diâmetro de 1,5 mm. A cola com partículas de borracha foi depositada em camadas até ao preenchimento dos furos.

Um removedor de cola (*Loctite*, Portugal) também foi utilizado nas experiências para os casos em que foi necessária a retirada da fibra óptica, após prévia caracterização ou reposicionamento do sensor nas superfícies dos materiais.

## **4.2 FBG para monitorização de deformação em placas de osteossíntese**

O objectivo deste trabalho foi a aplicação das FBG para a monitorização de deformações em placas de osteossíntese visando a caracterização biomecânica da fixação de fracturas de ossos longos.

As placas são aplicadas em fracturas simuladas em ossos sintéticos. As FBG foram coladas na placa e as deformações foram obtidas com a aplicação de cargas estáticas sobre o osso.

### **4.2.1 Introdução**

As placas designadas de osteossíntese são dispositivos que permitem a fixação de fracturas ósseas, fornecendo estabilidade mecânica do osso fracturado, permitindo a sustentação do próprio peso, o uso precoce do membro e a rápida cura óssea [Stiffler04]. A aplicação de uma placa de osteossíntese tem como objectivo a imobilização do local da fractura e a redução da abertura da fractura, permitindo a cura óssea primária ou cura pela formação do calo ósseo [Ganesh05].

Parâmetros mecânicos, biológicos, e clínicos estão envolvidos na escolha da fixação interna da fractura. A selecção da estrutura de fixação para optimização do reparo depende da compreensão das forças que originaram a fractura e das forças que são anuladas com a fixação pela placa; forças de compressão, tracção, flexão, torção e corte, individuais ou em conjunto devem ser considerados na avaliação de uma fractura [Stiffler04].

As placas de osteossíntese são normalmente feitas de uma liga metálica, aço inoxidável 316 L, ou em materiais como titânio e compósitos; estes últimos,

normalmente sob a forma de materiais bio-absorvíveis. A investigação em torno destes componentes tem sido intensa. Em termos das características de funcionalidade, pretende-se que estes dispositivos fixem as estruturas ósseas e permitam a formação do calo ósseo na região fracturada.

Têm sido apresentadas na literatura análises experimentais na área de biomecânica com o uso de extensómetros eléctricos. Entretanto, no caso de monitorização de superfícies complexas como ossos ou em superfícies com área muito reduzida, esses sensores não são aplicáveis.

#### **4.2.2 Materiais e métodos**

Para analisar as deformações axiais ao longo da placa, um cirurgião ortopédico simulou uma fractura num fémur esquerdo sintético (3ª geração, esquerdo, modelo 3306, dos laboratórios de pesquisa *Pacific Research Labs* (Vashon Island, WA, EUA) no qual foi aplicado uma placa de osteossíntese metálica de 10 furos feita do aço inoxidável (modelo 316L, *L. A. Medical Lda.*, Albergaria-a-Velha, Portugal) (figura 4.1) [Talaia07a, Talaia07b]. Desta forma a placa de aço fixa o fémur sintético fracturado. O fémur foi serrado ao meio, para a simulação da fractura com uma inclinação de 45°.

A placa de osteossíntese foi então fixada no fémur sintético com a fractura. Os sensores FBG foram colados na superfície da placa em vários pontos de monitorização, inclusive entre os parafusos, como mostrado em figura 4.1(a), a fim de obter os valores de deformação com a aplicação de cargas externas sobre o fémur.

Uma FBG foi aplicada ao lado de um extensómetro eléctrico (CEA-06-125UN-350, *Measurements Group*, Raleigh, NC, EUA) na região proximal no osso sintético para comparar as deformações obtidas por estes sensores.

Sete redes de Bragg em fibras ópticas foram coladas na superfície da placa de osteossíntese. A figura 4.1(a) mostra as posições de localização dos sensores na placa de osteossíntese e a figura 4.1(b) mostra uma foto da placa com as fibras ópticas coladas.

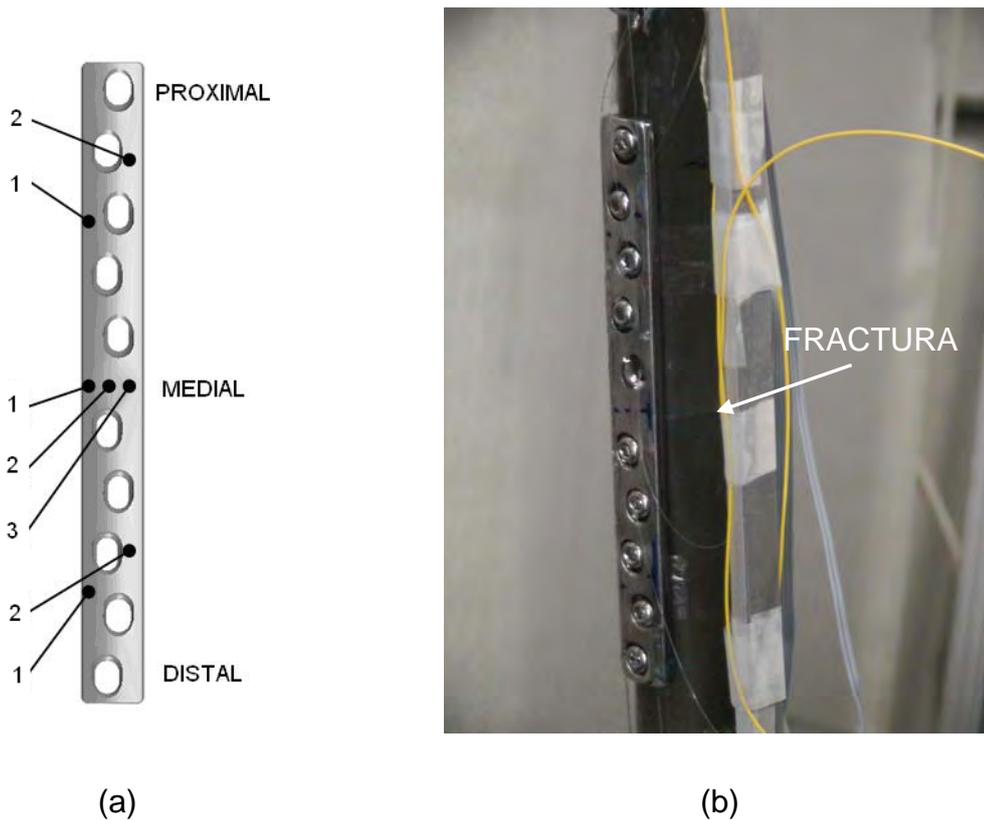


Figura 4.1 - (a) Localização dos sensores na placa de osteossíntese; (b) detalhe da placa e dos sensores FBG colados.

A figura 4.2(a) mostra o fémur sintético com a placa de osteossíntese e o suporte metálico para fixação do fémur. O fémur foi fixado pelos cêndilos através de um dispositivo metálico rígido com  $11^\circ$  no plano medial-lateral (frontal) (figura 4.2(b)). A régua lateral ao fémur serve apenas de apoio e distribuição dos cabos de fibras ópticas.



Figura 4.2 - (a) Fémur sintético fracturado e a placa de osteossíntese com as fibras ópticas no sistema de pressionamento; (b) Visão frontal do fémur e do dispositivo metálico de suporte do fémur na região distal.

As redes foram multiplexadas e as leituras foram realizadas simultaneamente com um analisador de espectros ópticos portátil com resolução de 10 pm. A figura 4.3 mostra o sistema experimental utilizado, com os sensores colados na placa do fémur fracturado, a máquina de ensaios e o sistema de interrogação das FBG.

As experiências foram feitas em laboratório com temperatura ambiente estável de 22°C. Cargas estáticas foram aplicadas variando entre 200 N e 600 N, em intervalos de 100 N, enquanto as deformações foram monitorizadas. A carga foi aplicada directamente na cabeça do fémur e os valores foram obtidos e controlados através da leitura de uma célula de carga.



Figura 4.3 - Visão geral do sistema experimental utilizado para os ensaios com a placa de osteossíntese.

### 4.2.3 Resultados

A figura 4.4 mostra o espectro óptico das redes multiplexadas, adquiridas com o analisador de espectros ópticos.

As deformações na superfície do osso foram obtidas com ambos os sensores, FBG e SG. A figura 4.5 mostra a localização desses sensores no fémur. Os sensores foram dispostos lado a lado. As cargas foram aplicadas de 200 N a 600 N, em intervalos de 100 N, e foram obtidos os dados de ambos os sensores simultaneamente com os respectivos sistemas de interrogação. Através dos dados de variação do comprimento de onda obtidos para a FBG foi possível obter os valores de deformação associados.

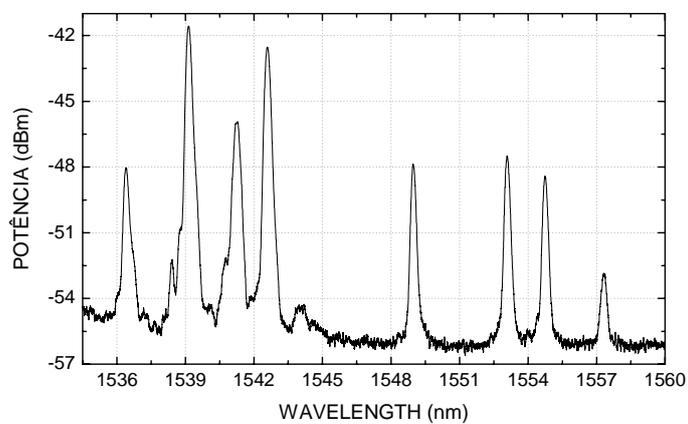


Figura 4.4 - Espectros ópticos dos sensores ópticos multiplexados; sete FBG coladas na placa de osteossíntese e uma FBG colada no fêmur.

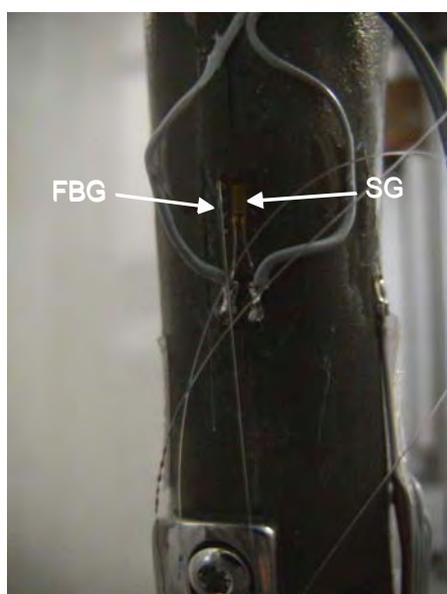


Figura 4.5 - Sensores FBG e SG na região proximal do fêmur sintético.

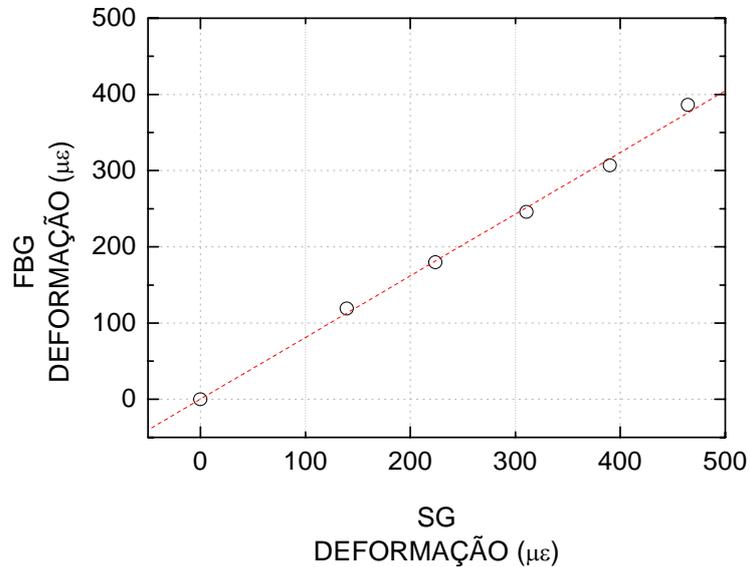


Figura 4.6 – Valores de deformação obtidos com a FBG e o SG na região proximal do fémur sintético.

As figura 4.7 (a), (b) e (c) apresentam as deformações obtidas com as redes de Bragg localizadas nas regiões proximal, medial e distal da placa de osteossíntese, quando são aplicadas cargas sobre o fémur.

Os valores de deformação são obtidos através dos dados de variação do comprimento de onda de Bragg das redes. Os círculos mostrados na figura representam a média de 4 valores. As figuras mostram também as rectas de melhor ajuste aos valores experimentais e os desvios padrão obtidos com as várias experiências. Como pode ser verificado através das curvas, as deformações na placa variam linearmente com as cargas aplicadas.

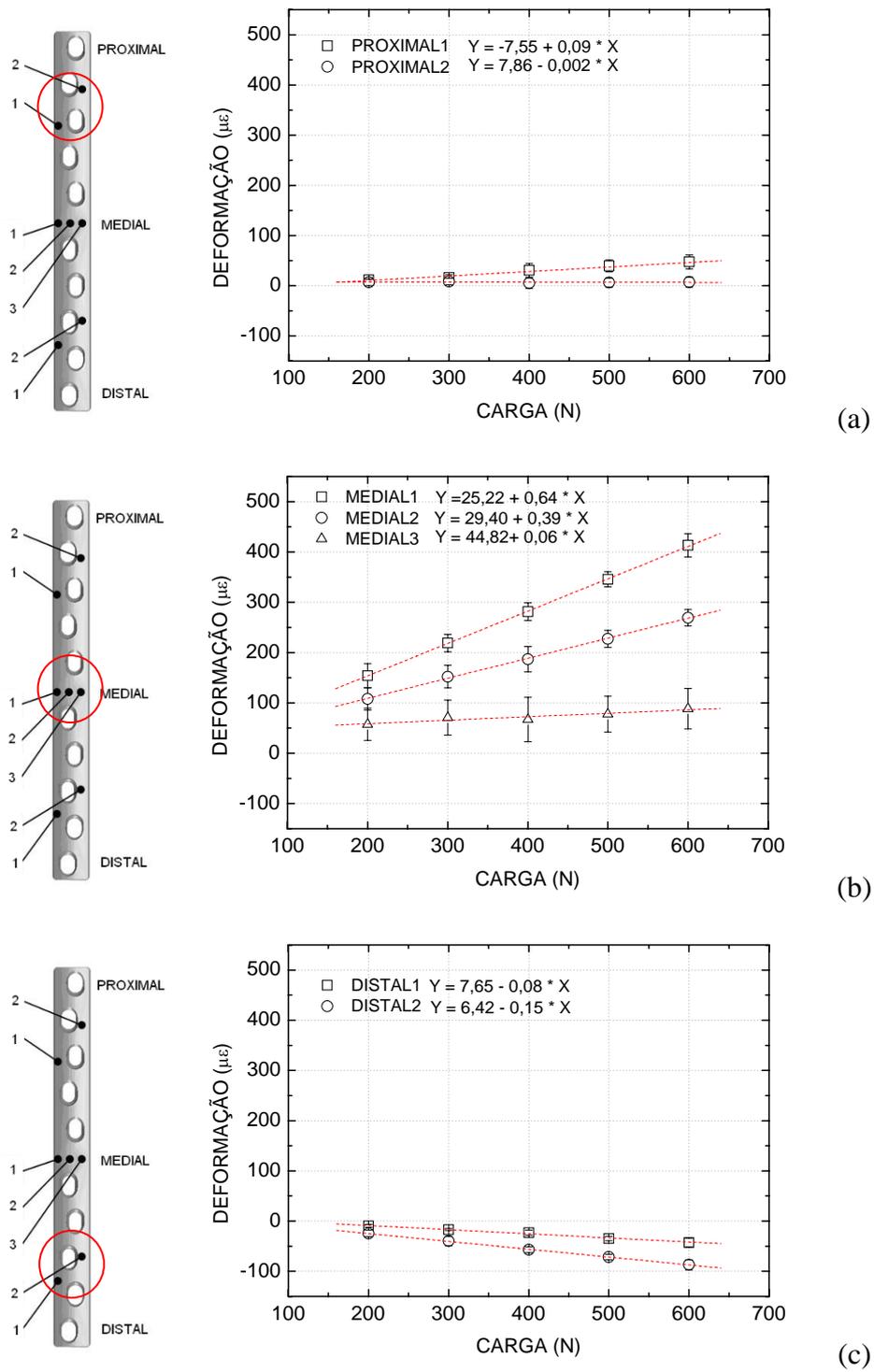


Figura 4.7 - Valores de deformação na placa obtidos com os sensores FBG localizados na região (a) proximal, (b) medial e (c) distal.

As deformações obtidas na placa de osteossíntese mostram valores baixos devido à tracção para as redes na região proximal. Para as FBG na região distal, as deformações possuem também valores baixos, porém em compressão, para a mesma carga aplicada. As redes de Bragg na região medial possuem diferentes valores de deformação por tracção. Os valores de deformação para a carga máxima aplicada e os valores dos coeficientes de sensibilidade obtidos para a FBG nas três regiões da placa de osteossíntese são mostrados na tabela 4.1.

Tabela 4.1 – Valores de deformação e coeficientes de sensibilidade para as FBG coladas na placa de osteossíntese.

FBG	Deformação (Carga 600 N)	Coefficiente de sensibilidade
Proximal 1	47,72 $\mu\epsilon$	0,09 $\mu\epsilon/N$
Proximal 2	7,36 $\mu\epsilon$	0,001 $\mu\epsilon/N$
Medial 1	413,39	0,64 $\mu\epsilon/N$
Medial 2	269,28	0,39 $\mu\epsilon/N$
Medial 3	88,75	0,07 $\mu\epsilon/N$
Distal 1	-42,88	-0,08 $\mu\epsilon/N$
Distal 2	-87,05	-0,15 $\mu\epsilon/N$

#### 4.2.4 Discussão e conclusão

Foram utilizadas redes de Bragg em fibras ópticas para monitorização de deformação em placas de osteossíntese em ensaios *in vitro*. As redes foram

coladas na superfície entre os parafusos da placa, área de difícil acesso para os extensómetros eléctricos normalmente utilizados nas caracterizações em biomecânica ortopédica. As FBG mostraram neste caso vantagens em relação aos sensores eléctricos, devido ao diâmetro da fibra óptica e ao facto da fibra ter um comprimento bastante curto. As redes foram multiplexadas e as leituras de todos os sensores puderam ser feitas simultaneamente. O facto da fibra óptica ser flexível foi essencial realizar a multiplexação das redes, tendo sido necessário curvÁ-la para atingir todos os pontos de monitorização.

Os resultados obtidos com as FBG mostram valores de deformação causados por tracção na região proximal e medial, e deformações por compressão na região distal da placa de osteossíntese. Os valores de deformação adquiridos com as FBG podem ser comparados aos valores obtidos por Talaia [Talaia07a] que analisou o fémur intacto além do fracturado através de extensómetros eléctricos. Segundo Talaia [Talaia07a], as deformações seguem uma estrutura similar à do fémur intacto encastrado pelos cõndilos e a presença de uma fractura não curada, com uma local redução de rigidez estrutural, não provoca alterações significativas em comparação com o fémur intacto em termos de flexão. As deformações, nas regiões distal e proximal da placa de osteossíntese foram significativamente menores do que as observadas na região medial. De facto, deformações de valores elevados são esperadas nesta região da fractura do fémur devido aos momentos de flexão na placa que ocorrem devido à carga vertical aplicada. Essas deformações são significativamente maiores do que as observadas para o fémur intacto [Talaia07a]. Pode-se observar também que diferentes valores de sensibilidade à deformação foram obtidos na região medial. Este resultado pode estar associado ao facto da placa estar sujeita quer a forças de flexão quer de torção.

Os resultados obtidos mostraram que as redes em fibras ópticas podem ser utilizadas para análises de placas de osteossíntese. Vários pontos de deformação

puderam ser obtidos simultaneamente. Um mapeamento completo da placa poderá ser possível aumentando o número de sensores para obtenção de uma análise completa de deformações. Os resultados indicam também que a técnica pode ser aplicada para a obtenção de deformações em tecidos biológicos e implantes superficiais em locais onde a utilização de extensómetros eléctricos não seja tecnicamente viável.

### **4.3 FBG para monitorização de deformação em modelo dentário**

O objectivo deste trabalho é a aplicação das FBG para a caracterização estática dum modelo biomecânico de um sistema dentário através da monitorização do estado de deformação do ligamento periodontal quando o dente é submetido a forças ortodônticas.

Foram realizadas medidas através de sensores de Bragg e os valores de deformação foram comparados com os obtidos pelo método dos elementos finitos.

#### **4.3.1 Introdução**

O ligamento periodontal é um sistema que une o cimento da raiz do dente ao osso alveolar. O ligamento periodontal é constituído por uma estrutura fibrosa do tecido conjuntivo, com componentes nervosos e vasculares. A espessura do ligamento periodontal varia de 0,1 a 0,4 mm com uma média de cerca 0,2 mm.

A obtenção de um mapa de deformações do ligamento periodontal pode ajudar os ortodontistas na análise de forças aplicadas aos sistemas dentários; isto porque muitos problemas são gerados devido a forças excessivas, que podem causar

necroses localizadas (morte de célula) do ligamento por cortar o suprimento normal de sangue às células.

O estudo numérico através da análise por elementos finitos é um dos instrumentos matemáticos que têm sido utilizados para descrever o comportamento biomecânico de um sistema dentário [Clemente04, Geramy00, Viecilli08, Carvalho07]. Porém, para que estes modelos numéricos representem o sistema real a ser simulado é necessária a sua validação através de dados obtidos em ensaios experimentais.

Neste trabalho, redes de Bragg em fibras ópticas são utilizadas como um prévio estudo *in vitro* para monitorização de um ligamento periodontal num sistema dentário artificial.

#### **4.3.2 Materiais e métodos**

O modelo artificial usado no estudo é um macro-modelo simplificado do sistema dente – ligamento periodontal – osso alveolar. Os materiais utilizados para o modelo simplificado do sistema dentário foi o alumínio para representar o dente e a estrutura alveolar, e o silicone, para representar o ligamento periodontal.

O macro-modelo simplificado foi construído com dimensões não proporcionais a um modelo real dentário, com largura do ligamento periodontal sobrestimado em relação às dimensões do dente de forma a permitir a inserção dos sensores ópticos. Esta configuração foi usada porque o objectivo do ensaio foi apenas o de obter deformações no ligamento com cargas aplicadas perante forças ortodônticas, com a finalidade de validar o modelo numérico nesta configuração geométrica. O macro-modelo do dente possui as dimensões 10x30x100 mm<sup>3</sup>; a espessura do ligamento periodontal nas paredes laterais do dente é de 4 mm; e a espessura do ligamento na parede inferior é de 10 mm.

Uma rede de Bragg foi inserida num furo no silicone para medição de deformações. O furo (Y) com 1,5 mm de diâmetro está localizado a 3 mm abaixo da face superior do bloco de alumínio e a 8 mm do eixo de simetria do sistema dentário. A escolha deste posicionamento, para a inserção do sensor FBG, está relacionada com o facto das deformações medidas através do modelo numérico terem sido maiores nesta região e nesta direcção.

A ponta da fibra óptica com a FBG foi inserida de forma guiada no furo ao longo do eixo dos yy, alinhada com o eixo de simetria do orifício. Uma marcação limitadora, pré-estabelecida da profundidade máxima de inserção, é usada para evitar que a ponta da fibra entre em contacto com a parede metálica. A fibra é então colada na região do silicone e o furo é preenchido com cola flexível que contém éster de cianoacrilato.

A figura 4.8 mostra um diagrama do macro-modelo do sistema dentário utilizado nas análises e a rede de Bragg em fibra óptica inserida no silicone. A figura 4.9 mostra uma foto do sistema dentário com a indicação do ponto onde foi inserido o sensor FBG.

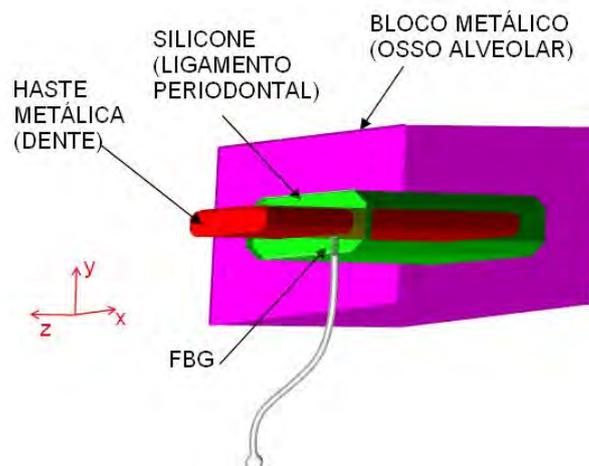


Figura 4.8 – Diagrama do macro-modelo dentário com os sensores FBG inseridos no ligamento periodontal.

Após a colagem do sensor FBG foram aplicadas cargas ortodônticas e oclusivas através de pesos presos no suporte com furos, localizado na parte superior do dente, como é mostrado na figura 4.9.

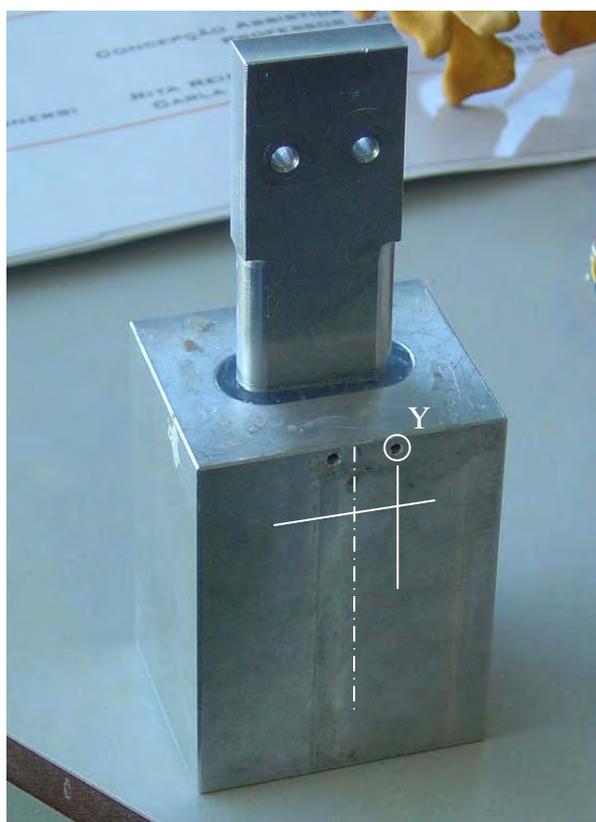


Figura 4.9 – Macro-modelo dentário com os sensores FBG inseridos no ligamento periodontal.

#### 4.3.3 Modelo numérico

A concepção da geometria, da malha e a análise de elementos finitos foi feita com recurso ao programa *Hypermesh 7.0*.

O modelo tridimensional foi constituído por 23.220 nós e 21.000 elementos, dos quais 20.000 são elementos hexaédricos com 8 nós e os restantes são elementos derivados dos hexaedros com 6 nós. Considerou-se que os materiais eram isotrópicos e elásticos.

As propriedades do silicone e do alumínio aplicadas nas simulações do ligamento periodontal, do dente e do osso alveolar, estão mostradas na tabela 4.2

Tabela 4.2 – Propriedades dos materiais do modelo dentário.

<b>Designação do componente</b>	<b>Materiais</b>	<b>Módulo de Young (E)</b>	<b>Coefficiente de Poisson (<math>\nu</math>)</b>
Ligamento periodontal	Silicone	6 MPa	0,45
Dente e osso alveolar	Alumínio	70 GPa	0,34

A figura 4.10 mostra uma imagem da malha de elementos finitos do macro-modelo do sistema dentário. A figura também mostra a direcção de aplicação das forças sobre o dente.

O macro-modelo de elementos finitos foi ensaiado com aplicação de força no eixo dos yy (força ortodôntica). A figura 4.11 mostra o perfil de deformações em metade do macro-modelo na interface do ligamento periodontal e do osso alveolar, com a aplicação de força ortodôntica. Os resultados obtidos através do modelo numérico mostram que só existem deformações por compressão próximo da face superior central do osso alveolar, enquanto que na face inferior central do dente, a região mostra deformações por tracção.

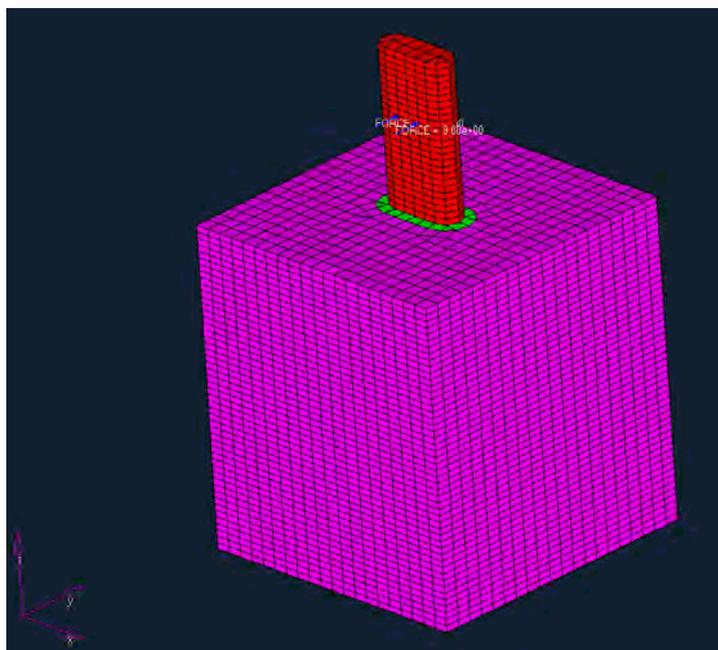


Figura 4.10 – Macro-modelo numérico.

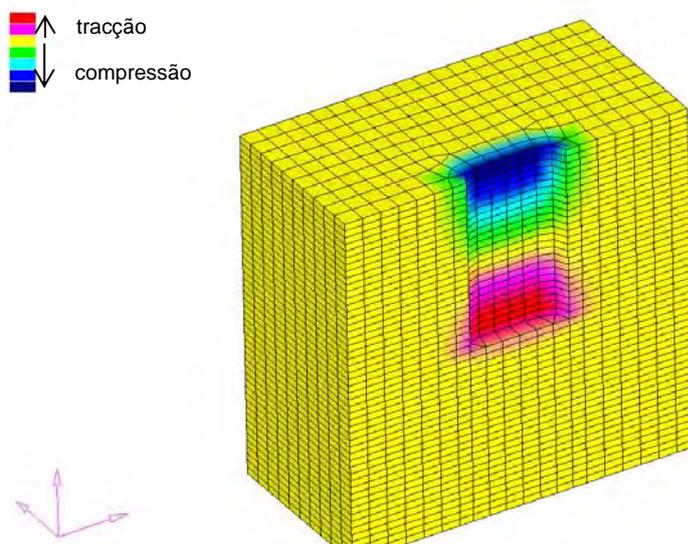


Figura 4.11 – Malha de elementos finitos na interface osso cortical – ligamento periodontal do macro-modelo (deformações no eixo yy).

#### 4.3.4 Resultados

A figura 4.12 mostra as curvas de deformação obtidas com a aplicação de forças ortodônticas (eixo dos yy) obtidas com os ensaios experimentais com a FBG (quadrados) e com as análises numéricas com o FEM (círculos).

Os valores de deformação para a FBG foram obtidos através dos valores de variação do comprimento de onda. A figura também mostra as rectas de melhor ajuste para as curvas de deformação. O coeficiente de sensibilidade à deformação obtido para a rede de Bragg é de  $-52,62 \mu\epsilon/N$  e o coeficiente obtido para as análises com elementos finitos é de  $-52,10 \mu\epsilon/N$ .

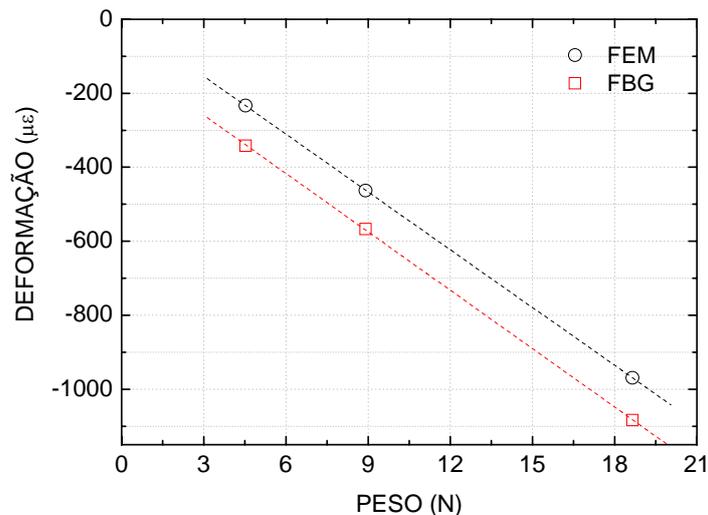


Figura 4.12 – Gráfico comparativo numérico/experimental das deformações no eixo yy com aplicação de carga ortodôntica (eixo yy).

A figura 4.13 mostra o gráfico de correlação entre os valores obtidos com a rede de Bragg e os obtidos com análise numérica por elementos finitos. Os círculos representam os valores de deformação e a recta o melhor ajuste aos dados. A

recta apresentou um coeficiente angular de 1,01, mostrando apenas um pequeno desvio em relação ao zero.

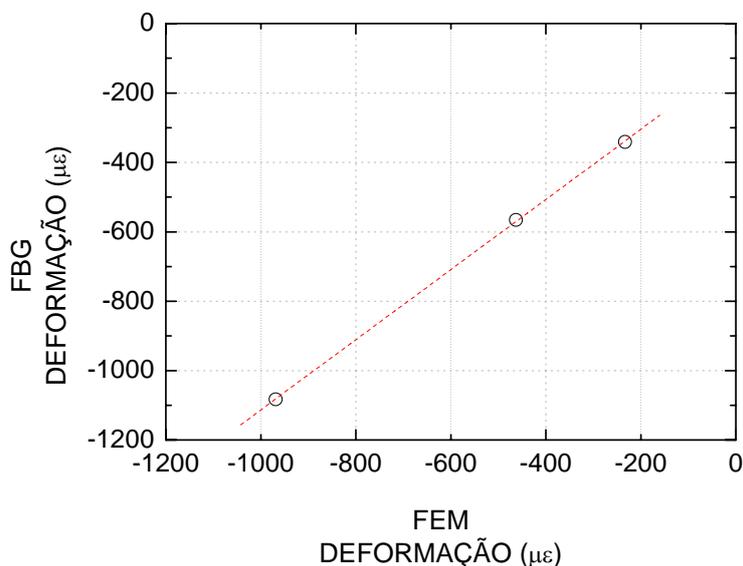


Figura 4.13 – Correlação entre os valores de deformação no eixo dos yy com aplicação de força ortodôntica obtidos com a FBG e com o FEM.

#### 4.3.5 Discussão e conclusão

Foram obtidos valores de deformação no ligamento periodontal de um modelo dentário simplificado através de sensores FBG com cargas ortodônticas aplicadas. A curva para a FBG mostra um pequeno desvio em relação ao eixo de deformação. Isto pode estar relacionada com uma pré-compressão do sensor, de aproximadamente  $80 \mu\epsilon$ , resultante do processo de inserção e colagem da fibra óptica. Os dados mostram um desvio no declive em relação a 1 de aproximadamente 1%.

Estes resultados foram utilizados para validação de um modelo numérico. A correlação entre os dados numéricos e experimentais com as FBG apresentou um coeficiente angular de 1,01, mostrando um bom ajuste entre os dados. O modelo

numérico simplificado, desta forma validado, poderá ser utilizado como base para outras simulações de aparelhos ortodônticos em mandíbulas.

#### **4.4 FBG para monitorização de deformação no estudo da transferência de carga de um implante dentário ao osso**

O objectivo deste trabalho foi a aplicação das FBG no estudo da transferência de carga de um implante dentário ao osso. As redes são inseridas no osso ao redor do implante para a obtenção do perfil das deformações.

##### **4.4.1 Introdução**

A substituição de um dente não saudável por um implante requer que este possua propriedades mecânicas semelhantes às daquele para a obtenção duma boa osteo-integração. A recriação de uma distribuição de tensões no osso circundante ao implante, próxima daquela produzida pelo dente natural, permite que ele seja bem estimulado no contínuo processo de remodelação óssea, levando o implante a uma fixação duradoura [Carter82].

Os implantes comerciais disponíveis actualmente possuem um tempo de vida relativamente baixo (3 meses a 8 anos [Hirsch98]). O tecido ósseo a eles circundante é progressiva e rapidamente reabsorvido levando a uma perda de adesão e finalmente, ao desprendimento. Este fenómeno tem sido relacionado com a excessiva rigidez dos implantes. Existem já diversas abordagens no sentido de o minimizar tais como o recobrimento do implante com materiais bio-activos, a alteração da sua geometria ou mesmo a utilização de materiais constituintes diferentes [Dubois07, Geng01].

A modelização numérica tem sugerido que a utilização de dois materiais diferentes na sua composição permite a criação de um perfil de deformações no osso envolvente mais próximo daquele existente no sistema natural dente–osso [Geng01].

Foram usados três modelos de implantes com dimensões quatro vezes superiores às dos originais para permitir um maior número de pontos de medida. Os implantes foram enroscados num bloco de osso fresco de bovino com propriedades mecânicas muito semelhantes às da mandíbula humana., e sujeitos a cargas estáticas. Foram então aplicados sensores FBG no interior do osso e em torno dos implantes de forma a medir o perfil de deformações do osso circundante causado por aquelas cargas. Na posse daquele perfil pôde-se então avaliar o desempenho de cada um dos novos implantes.

#### **4.4.2 Materiais e métodos**

O sistema de implante dentário foi construído em macro-modelo para uma análise mais detalhada com os sensores FBG. O sistema ensaiado consiste num implante em bi-material rosqueado num bloco de osso, simulando um sistema de implante dentário em mandíbula. O objectivo biomecânico deste tipo de implante é estudar o comportamento de implantes alternativos constituídos por uma combinação de materiais.

Um sistema de implante dentário é constituído por implante e pilar: este efectua a ligação com o dente artificial e aquele fica em contacto directo com a estrutura óssea do maxilar. Nestes ensaios só foi utilizado este último componente. A análise foi realizada para um implante construído em bi-material, constituído por um casquilho metálico revestido a material polimérico e designado por implante metal-plástico. A figura 4.14(a) mostra o desenho desta parte do implante.

O implante foi fabricado pelo Grupo de Investigação em Biomecânica do Departamento de Mecânica da UA, tendo um comprimento de 35 mm e um diâmetro de 13 mm. O implante tem a mesma geometria base do modelo padrão do sistema de *Brånemark* da *Nobel Biocare*. A figura 4.14(a) mostra o macro-implante dentário utilizado fabricado em metal (aço) e plástico ABS (resina polimérica).

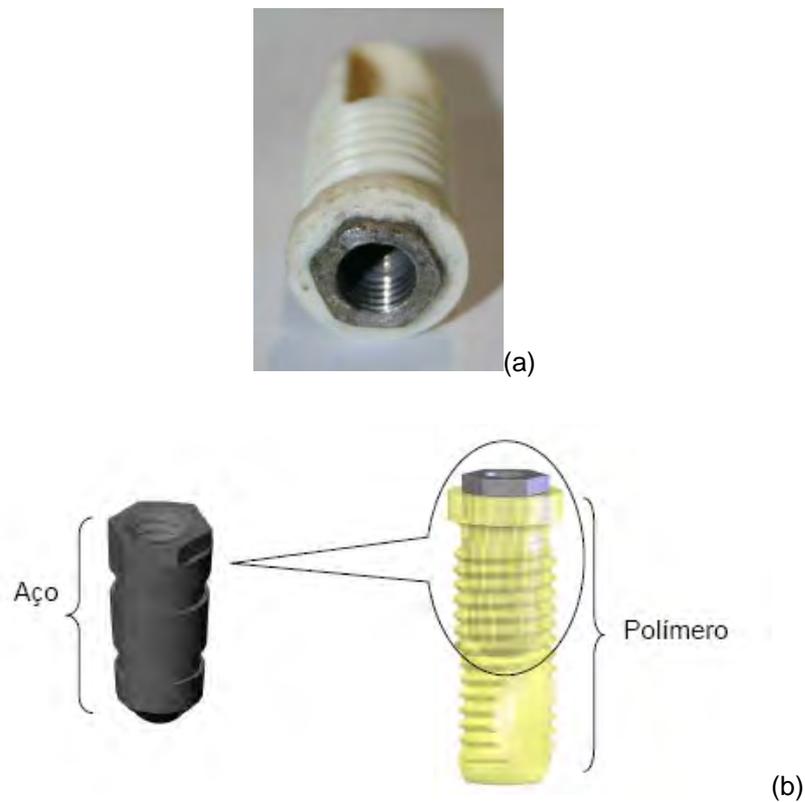


Figura 4.14 – (a) Macro-modelo de implante dentário em plástico ABS e aço; (b) consituição do macro-implante.

Nos ensaios foram utilizados blocos de osso fresco trabecular de bovino. Os implantes foram aparafusados nos blocos com um binário máximo de 1,4 Nm.

Este valor de binário é 4 vezes superior ao praticado no procedimento cirúrgico de inserção deste tipo de implantes em tamanho real em virtude do tamanho 4 vezes superior do macro-implante, com um máximo de 35 Ncm [Carvalho06].

Seguiu-se um procedimento cuidadoso para o trabalho com os blocos de osso frescos, a fim de preservar as suas propriedades. O bloco teve que ser mantido congelado até ser usado e, após um curto período para degelo, o osso foi então utilizado nas experiências por um período não superior a 3 horas.

No interior dos cubos de osso foram colocadas fibras ópticas com sensores de Bragg multiplexados, dispostos radialmente ao implante e coladas de modo a que as 5 FBG se localizassem nas posições 5 mm, 15 mm, 25 mm, 35 mm e 45 mm da superfície superior do cubo. A linha central de sensoreamento ficou localizada a 15 mm da linha central do implante. A figura 4.15 mostra a localização dos sensores assim como todo o suporte para prender o cubo (este é preso firmemente através dos parafusos e placas laterais para evitar deslocamentos).

O furo onde foi inserida a fibra óptica com os sensores FBG multiplexados é de 2 mm de diâmetro. Foram experimentadas diversas técnicas para efectuar uma colagem eficaz da fibra óptica no interior do furo.

A primeira técnica usada consistiu na passagem de cianoacrilato ao longo da fibra, com especial incidência sobre as redes passando depois a fibra através do furo no bloco de material e aguardando alguns segundos na posição correcta até a colagem ficar concluída; esta técnica mostrou, porém, ser muito imprecisa.

Após alguns estudos e várias tentativas, chegou-se à técnica final que consiste em passar a fibra através do orifício no bloco, posicionar correctamente, traccionar com pesos e inserir seguidamente a cola. Isto foi realizado, com a ajuda de uma seringa com agulha flexível marcada com as posições das redes, o que permitiu colocar a cola precisamente no local do sensor.

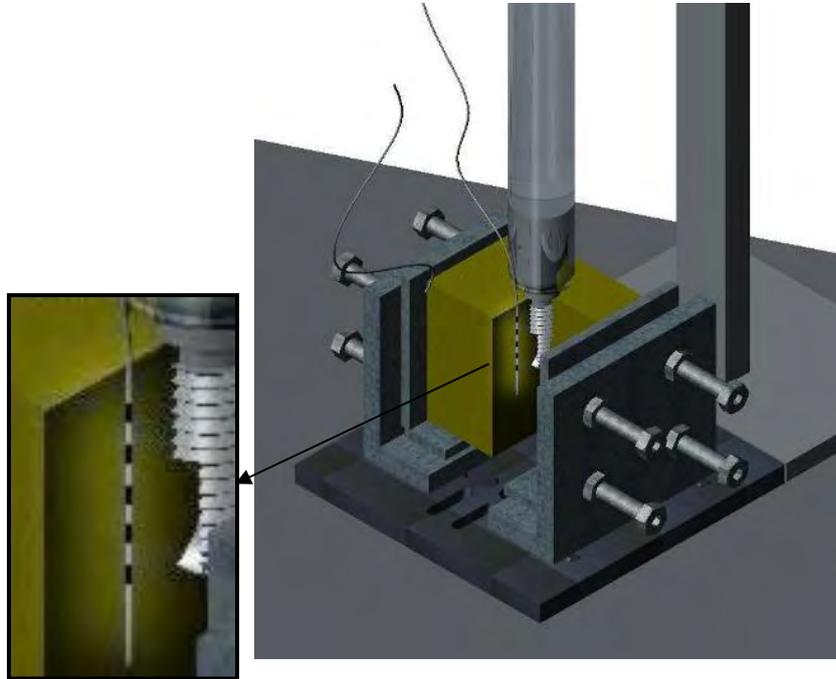


Figura 4.15 - Localização da fibra óptica com sensores de Bragg, dispostos radialmente ao implante em várias alturas.

O implante foi então sujeito a forças até 70 N e foram lidos os valores de deformação nas FBG.

O osso sujeito a teste foi do tipo trabecular com a forma cúbica com 8 cm de lado. A composição óssea da mandíbula é osso cortical, osso trabecular e tecido dentário, que inclui o osso alveolar. A parte cortical à superfície absorve parte da carga mecânica mas como possui uma profundidade comparativamente pequena, ela pôde ser ignorada para efeitos de medição da distribuição de carga no osso adjacente ao implante. A perda de aderência do implante que leva ao seu desprendimento é localizada essencialmente na parte trabecular da mandíbula pelo que o uso deste tipo de osso na experimentação foi considerado adequado.

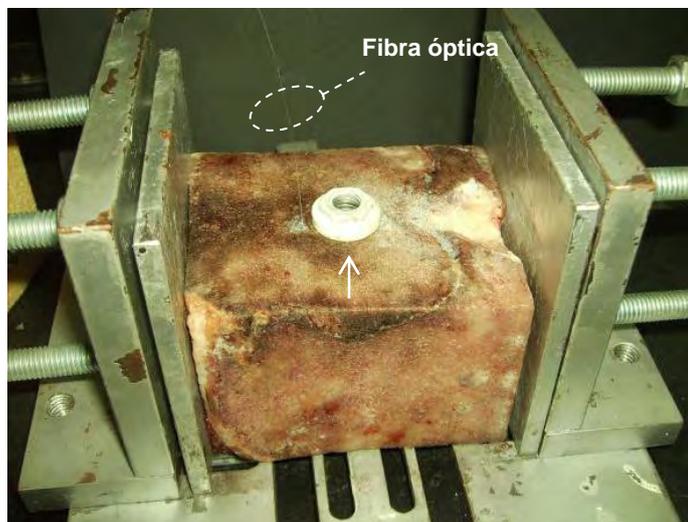


Figura 4.16 Cubo de osso fresco com o implante aparafusado e a fibra óptica instalada num furo feito numa direcção paralela à do implante.

#### 4.4.3 Modelo numérico

O implante e o bloco de osso foram modelados usando um programa comercial (*Solid Works 2007, Dassault Systems, EUA*). A definição da malha, as condições de contorno e as cargas foram aproximadas o mais possível da situação experimental e os arquivos de dados foram criados usando programas de pré e pós-processadores (*GID, CIMNE - International Center for Numerical Methods in Engineering, Espanha*). A simulação por FEM foi realizada usando um algoritmo desenvolvido (3DFRAN2, GRIDS - Grupo de investigação e Desenvolvimento de Software do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro, Portugal). A figura 4.17 mostra a malha realizada para o sistema de implante dentário simulado por FEM. Como foram definidos dois planos de simetria, o modelo foi feito à escala de 1:4. A malha possui elementos tetraédricos com

17.088 elementos e 3.892 nós. A tabela 4.3 mostra as propriedades mecânicas usadas para a análise numérica.

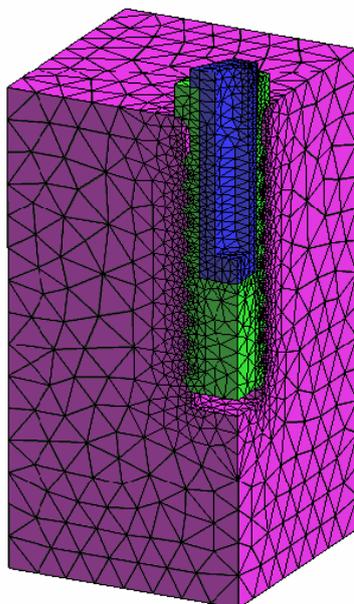


Figura 4.17: Malha de elementos finitos do modelo de implantes dentários.

Tabela 4.3 – Propriedades dos materiais do modelo de implante dentário.

Designação do componente	Materiais	Módulo de Young (E)	Coefficiente de Poisson ( $\nu$ )
Implante dentário	Metal (aço)	210 GPa	0,3
Implante dentário	Plástico ABS (resina polimérica)	2,32 GPa	0,3
Bloco de osso	Osso trabecular	1,37 GPa	0,33

Os valores de deformação foram calculados apenas para a simulação da carga de 50 N sobre o implante, nas regiões onde os sensores FBG estão localizados.

#### 4.4.4 Resultados

Os gráficos na figura 4.18 mostram os valores das deformações medidas por todos os cinco sensores FBG em função da carga de 50N usada para o implante de metal-plástico.

Os valores de comprimento de onda de cada FBG são obtidos simultaneamente e convertidos para deformação através do coeficiente da sensibilidade previamente estimada para as redes: 1,2 pm/ $\mu\epsilon$ . Os valores registados são o valor médio após cinco experiências. O desvio de valores medidos detectado também está registado. Apesar dos desvios, que são mais elevados para o centro do implante (FBG situado em 25 mm e em 35 mm) as curvas mostram um comportamento linear para cada uma das FBG.

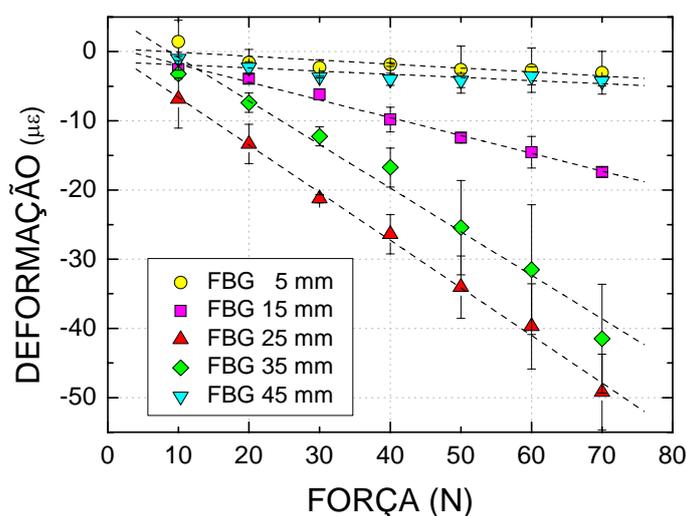


Figura 4.18 - Deformação em função de carga aplicada para cada FBG para o implante em metal-plástico. Cada ponto representa a deformação média de cinco experiências (é mostrado o desvio padrão para cada conjunto). As linhas representam o melhor ajuste aos dados experimentais.

Os gráficos de barra da figura 4.19 mostram a sensibilidade a deformações para cada FBG que são uma medida da transferência mecânica da carga ao osso. Os desvios associados aos coeficientes de sensibilidade também são mostrados. Os valores mais elevados são para a região central do implante: 0,27, 0,71 e 0,65  $\mu\epsilon$  /N para as FBG situadas em 15, 25 e 35 mm, respectivamente. Os valores de sensibilidade nas regiões próximas da face superior do cubo e logo abaixo do implante, são baixos, como mostra a figura 4.19.

Os valores de deformação para uma carga de 50 N obtidos com as FBG e com a simulação numérica são mostrados na figura 4.20. Como esperado, a sensibilidade da deformações é mais alta perto e em torno da ponta embutida do implante, onde é sabido que o impacto mecânico gera a maior deformação.

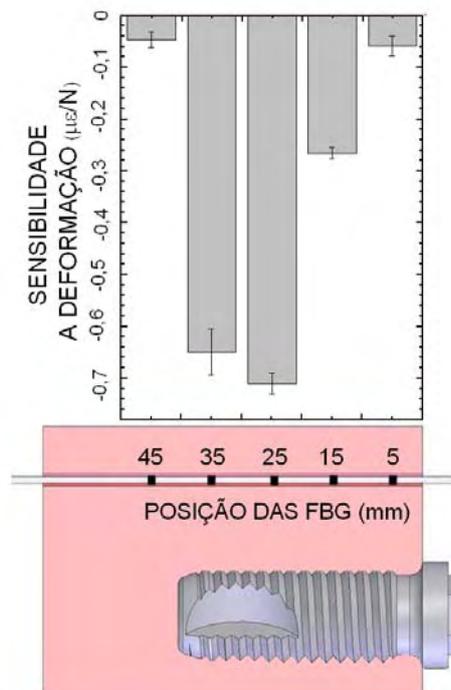


Figura 4.19 - Valores da sensibilidade a deformações para as FBG para o implante em metal-plástico, obtido em experiências estáticas.

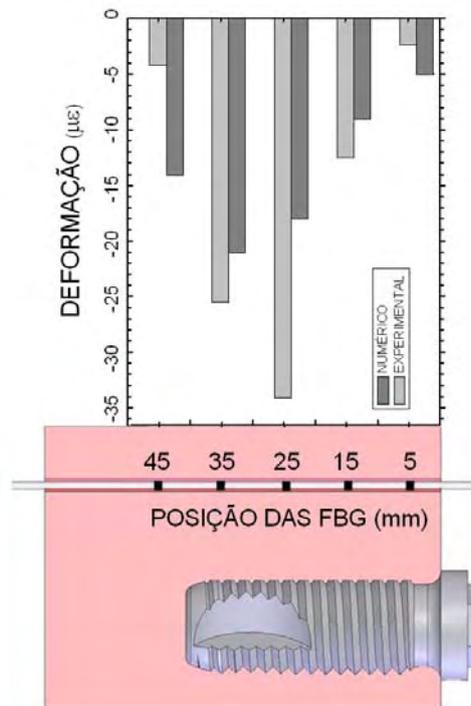


Figura 4.20 - Comparação entre dados numéricos e experimentais para as cinco localizações quando uma carga de 50 N é aplicada sobre o implante de metal-plástico.

#### 4.4.5 Discussão e conclusão

Foi obtido o perfil de deformação no osso em torno dum implante dentário e ao longo duma direcção paralela a ele, perante a aplicação de cargas estáticas. Os dados de deformação foram obtidos através da leitura de variação do comprimento de onda de ressonância das FBGs, tendo estas sido multiplexadas numa mesma fibra óptica que foi inserida num osso fresco.

É de salientar que a execução deste estudo só foi possível devido ao tamanho reduzido dos sensores FBG que puderam ser inseridos dentro da estrutura do osso. Foi criado um método para a instalação e fixação das fibras ópticas com os sensores FBG nos cubos de osso.

Os resultados experimentais de transferência de carga para o osso puderam ser comparados a um modelo de FEM do sistema.

Não há uma correspondência perfeita entre resultados numéricos e experimentais para as deformações obtidos para a carga aplicada de 50 N: para as FBG nas posições 5, 25 e 45 mm as discrepâncias estão em torno de 50%; para as regiões 15 e 35 mm, contudo, há uma boa correspondência.

As discrepâncias surgidas podem ser justificadas devido à falta da homogeneidade do osso e mesmo das aproximações usadas na análise computacional. Tendo isso em conta pode-se concluir que há uma similaridade razoavelmente boa entre as duas curvas, que significam que o procedimento experimental está correcto e que as FBG estão medindo deformações mecânicas com exactidão razoável.

## **4.5 FBG para análise comparativa das distribuições de deformação no estudo de transferência de carga de diferentes tipos de implantes dentários ao osso**

O objectivo deste trabalho foi a análise comparativa de diferentes tipos de implantes dentários feita através dos mapas de deformação obtidos com dezenas de FBG, no estudo da transferência de carga ao osso.

### **4.5.1 Introdução**

Os implantes comerciais disponíveis actualmente possuem um tempo de vida relativamente baixo (3 meses a 8 anos [Hirsch98]). O tecido ósseo a eles circundante é progressiva e rapidamente reabsorvido levando a uma perda de

adesão e finalmente, de desprendimento. Este fenómeno tem sido relacionado com a excessiva rigidez dos implantes. Existem já diversas abordagens no sentido de o minimizar tais como o recobrimento do implante com materiais bio-activos, a alteração da sua geometria ou mesmo a utilização de materiais constituintes diferentes [Dubois07, Geng01].

A modelização numérica tem sugerido que a utilização de dois materiais diferentes na sua composição permite a criação de um perfil de deformações no osso envolvente mais próximo daquele existente no sistema natural dente–osso [Geng01].

Uma análise comparativa de implantes feitos em materiais diversos pode ser feita através de um mapa de deformações no osso obtidos quando cargas são aplicadas aos implantes. Estes perfis de deformações no osso permitem averiguar a viabilidade do uso dos materiais na constituição dos implantes, pois deformações elevadas localizadas numa região do osso podem causar danos às células levando à perda do implante. Assim, uma melhor distribuição da carga pode aumentar o tempo de vida do implante dentário.

Mapas de deformações podem ser obtidos em ensaios com a criação de uma rede matricial experimental de vários sensores FBG multiplexados. Estas redes matriciais instaladas no osso nas regiões ao redor do implante podem dar informação da distribuição das deformações em ensaios de transferência de carga do implante ao osso. Estes ensaios podem ajudar na análise comparativa de implantes fabricados em materiais diferentes.

#### **4.5.2 Materiais e métodos**

Foram caracterizados três tipos de implantes dentários com os sensores FBG em ensaios estáticos. Os implantes (macro-modelos) foram fabricados pelo grupo de

Biomecânica do Departamento de Mecânica da Universidade de Aveiro, tendo um comprimento 35 mm e diâmetro de 13 mm. Os implantes têm a mesma geometria base do modelo padrão do sistema de *Brånemark* da *Nobel Biocare*, porém foram fabricados combinando-se diferentes materiais. A figura 4.21 mostra os macro-modelos de implantes fabricados (a) em metal (aço), (b) combinação de metal com plástico ABS (resina polimérica) e (c) plástico ABS.

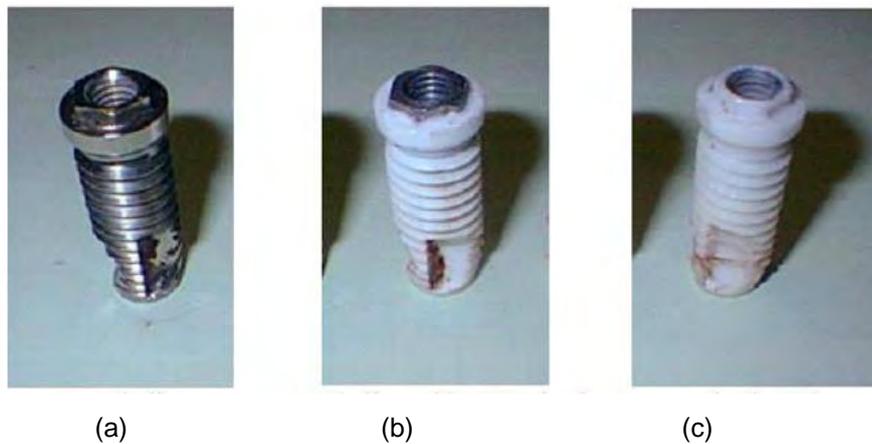


Figura 4.21. Macromodelos de implantes dentários: (a) aço; (b) plástico ABS com aço; (c) plástico ABS.

Para os ensaios, os implantes foram inseridos num cubo de material homogéneo e isotrópico para minimizar o efeito de variáveis que pudessem mascarar as deformações provenientes da transferência de carga.

O cubo foi construído em *nylon* com uma aresta de 60 mm. As superfícies inferiores e as laterais do cubo estão restringidas por placas metálicas. A figura 4.22 mostra o cubo de *nylon* com um macro-modelo de implante inserido.

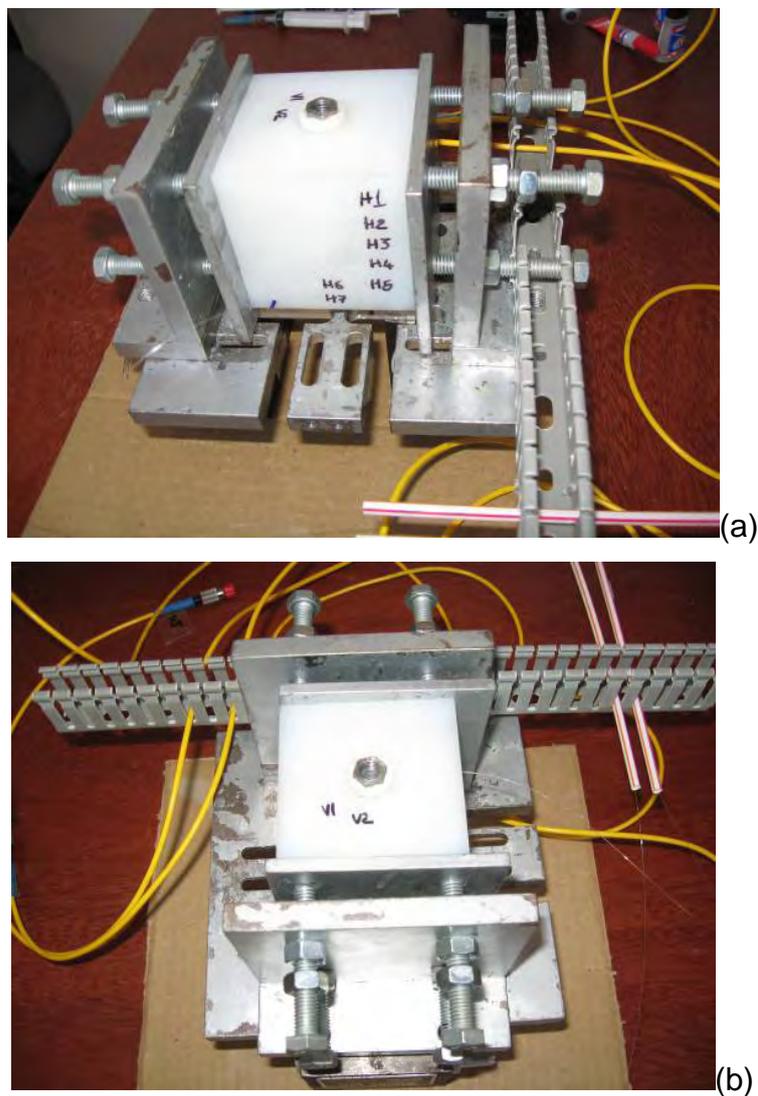


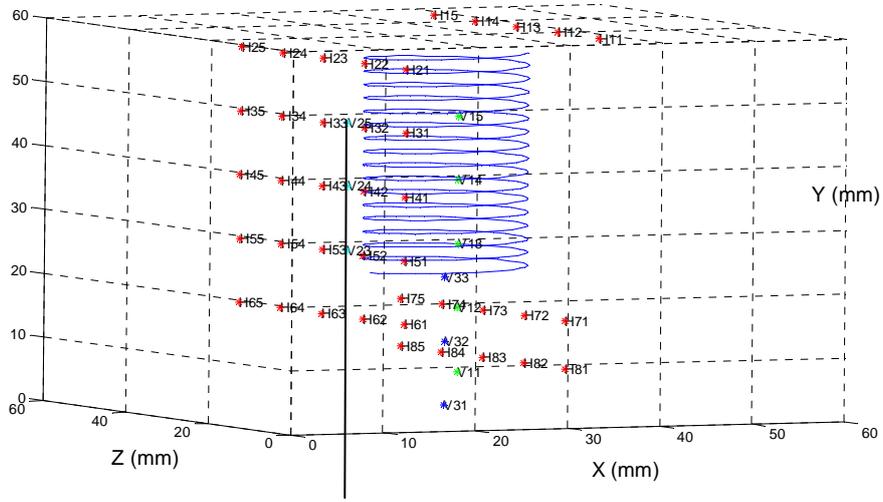
Figura 4.22 - Duas vistas do mesmo bloco de *nylon* após a instalação das fibras nos furos, feitas a partir (a) da face lateral e (b) da face superior.

Foi utilizada nestes ensaios a mesma metodologia de inserção e colagem dos sensores FBG descrita para o caso do macro-modelo de implante dentário em bi-material (secção 4.4 desta tese).

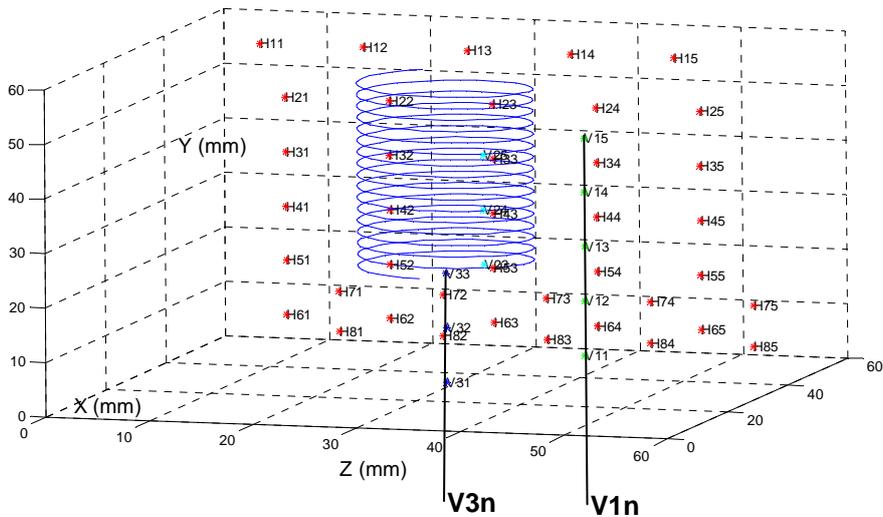
Neste ensaio foram utilizadas 51 FBG distribuídas em 8 linhas horizontais, cada uma contendo 5 sensores, e em 3 linhas verticais, tendo uma linha 5 sensores e as outras duas 3 sensores. Foram feitos furos de 1,5 mm nessas linhas no cubo de *nylon* para a inserção das FBG. O posicionamento dessas linhas pode ser visto nas figuras 4.23 e 4.24.

A disposição das FBG escolhida para avaliar a transferência de carga é a vertical, sendo que uma delas foi colocada abaixo do implante e outras na lateral do implante, o mais próxima possível da rosca. A fibra V1m é também vertical e paralela ao eixo de simetria principal do implante e está inserida a 8 mm do seu centro e 2 mm da sua borda. A distância do furo que contém a fibra V2m ao centro do implante é de 15 mm e da sua borda 9 mm. A fibra V3m está inserida na posição do eixo de simetria principal do implante, sob ele, com o propósito de avaliar a transferência de carga para a região abaixo do implante. As FBG verticais estão instaladas nas posições de coordenadas cartesianas (z,x,y), identificadas pelas posições matriciais V (m, n), sendo que n está associada a posição vertical (m = 1,2,3), na direcção z e n a sua posição horizontal (n = 1,2,3,4,5), na direcção y.

A monitorização das deformações na direcção horizontal foi realizada com o intuito de avaliar quais das FBG verticais é que estão submetidas a componentes de deformações por tensão de corte e para qual dos implantes ocorrem maiores erros de leitura nas medidas das FBG verticais, resultantes de suas interferências. As FBG horizontais estão instaladas nas posições de coordenadas cartesianas (z,x,y), identificadas pelas posições matriciais H (m,n), sendo que m está associada a posição horizontal (m = 1,2,3,4,5,6,7,8), na direcção y e n a sua posição vertical (n=1,2,3,4,5), na direcção z.

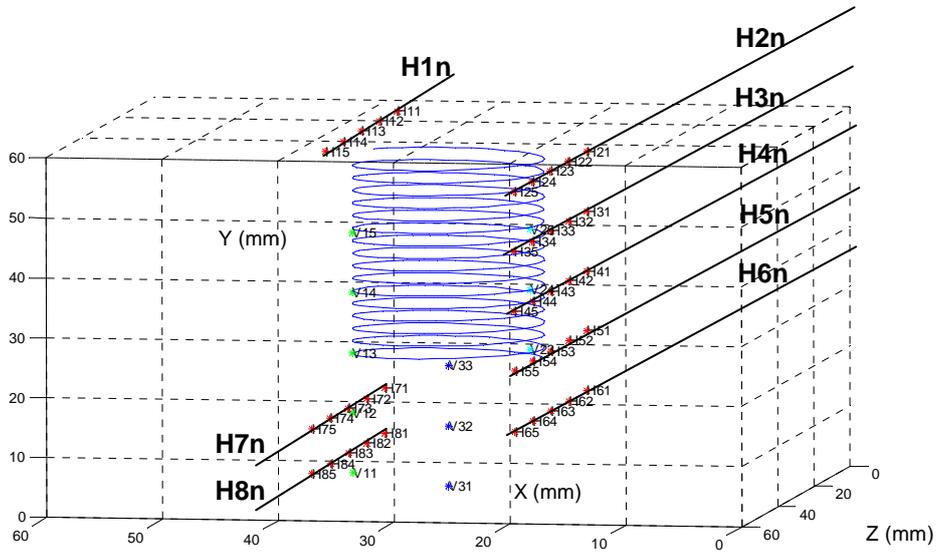


(a)

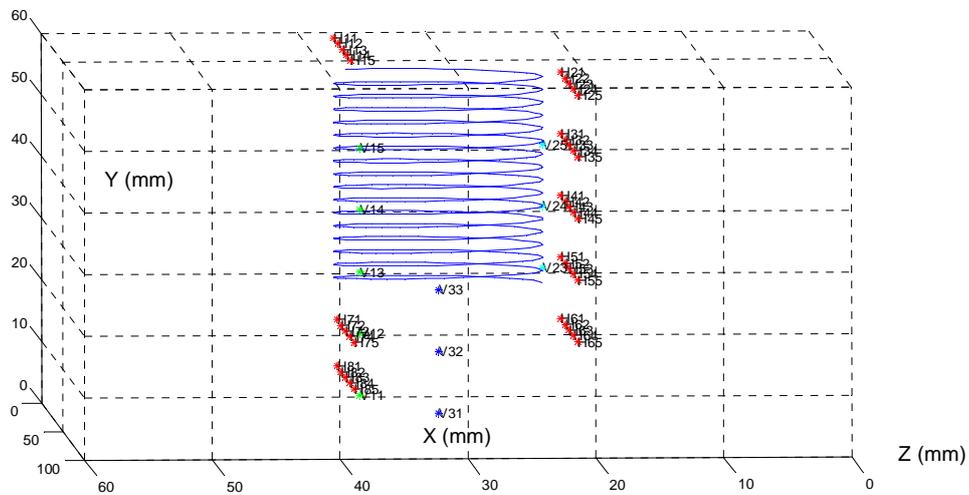


(b)

Figura 4.23 – Posicionamento das FBG nas posições verticais. As rectas indicam a localização de cada fibra com as FBG: (a) V1n e (b) V3n e V2n.



(a)



(b)

Figura 4.24 – Posicionamento das FBG nas posições horizontais. As rectas indicam a localização de cada fibra com as FBG: (a) H1n, H2n, H3n, H4n, H5n, H6n, H7n, H8n; (b) posicionamento frontal das fibras ópticas na horizontal.

As aquisições foram feitas após a aplicação de força no centro em relação ao eixo vertical, simetricamente distribuída sobre o implante, com cargas variando de 0 a 800 N, em intervalos de 200 N.

### 4.5.3 Resultados

Os gráficos da figura 4.25 mostram os valores obtidos para as FBG nas posições verticais, quando são aplicadas cargas nos 3 implantes. Os desvios padrão correspondentes são mostrados na figura 4.26.

Para efeito de comparação entre os implantes, a figura 4.27 mostra os valores de deformação para a carga máxima obtidos com as FBG do eixo V2n, localizadas nas posições superior e inferior do implante.

Os valores de deformação para as FBG nas posições horizontais são mostrados na figura 4.28, para cargas aplicadas nos 3 implantes. Os desvios padrão correspondentes são mostrados na figura 4.29.

As deformações horizontais mais próximas do plano de simetria  $z = 30$  estão relacionadas com as FBG nas posições H13, H22, H32, H42, H52, H62, H72, H82. Quando se comparam todas as deformações correspondentes a posições simétricas, a partir das posições centrais na mesma altura (coordenada y) e para a mesma carga, conclui-se que não apresentam simetria notável. Assim, considerando-se a posição central H13 compara-se H12 com H14 e H11 com H15 verifica-se que não são iguais, porém é evidente que na região do implante, coluna H13 a deformação é de compressão enquanto que as outras posições desta fibra (H11, H12, H14 e H15) são de tracção.

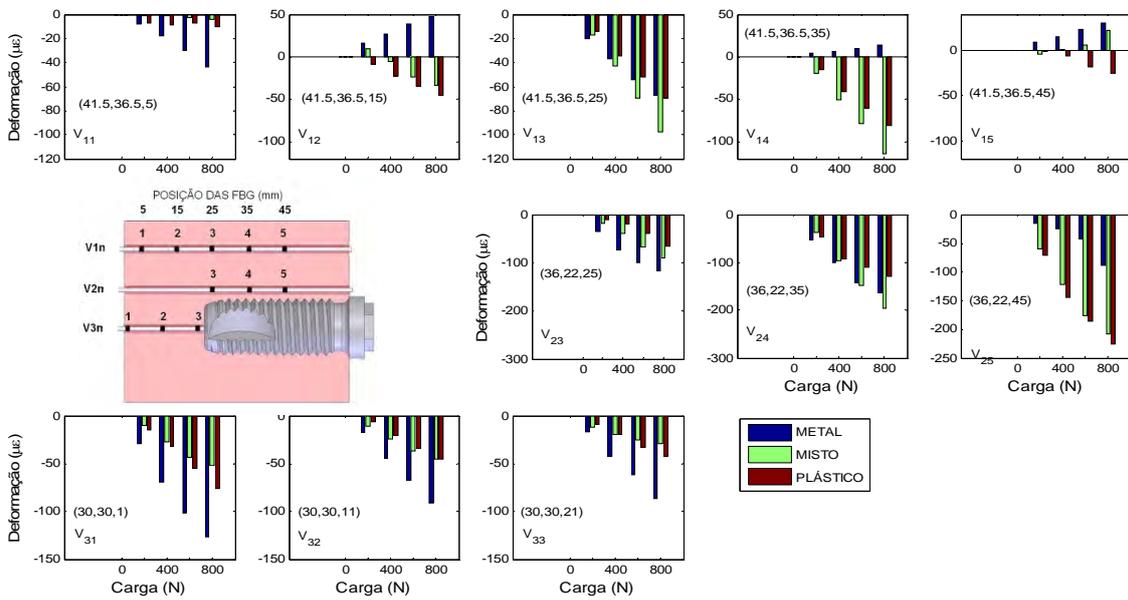


Figura 4.25 - Deformações verticais a 3 mm da rosca do implante (FBG das posições V23, V24 e V25). Deformações abaixo do implante e no seu eixo de simetria central (V31, V32 e V33). Deformações distantes 30 mm do centro do implante (V11, V12, V13, V14 e V15).

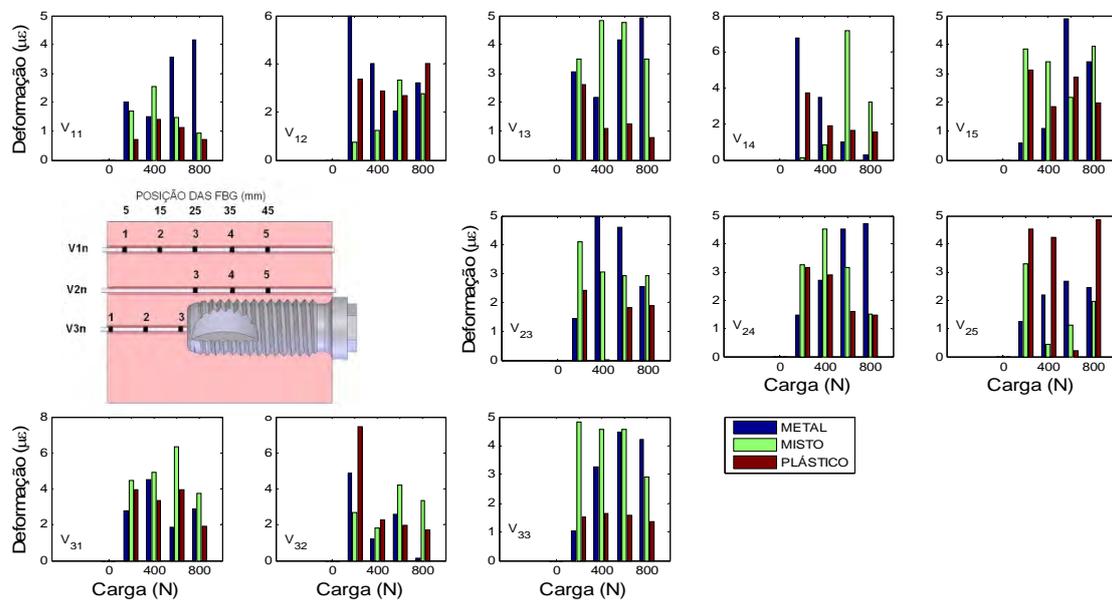


Figura 4.26 - Desvio padrão das medidas de deformações verticais.

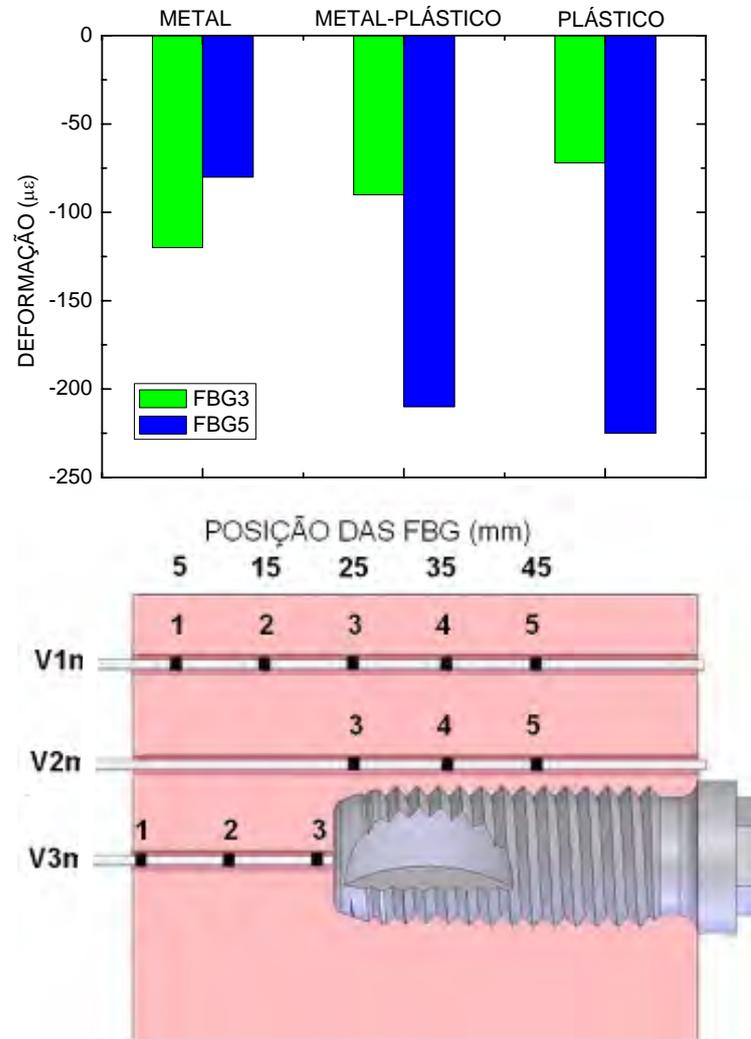


Figura 4.27 – Variações de deformação obtidos com as FBG em ensaio estático com a carga impulsiva aplicada sobre cada um dos implantes.

FBG para monitorização de superfícies ou embutidos em sistemas biomecânicos

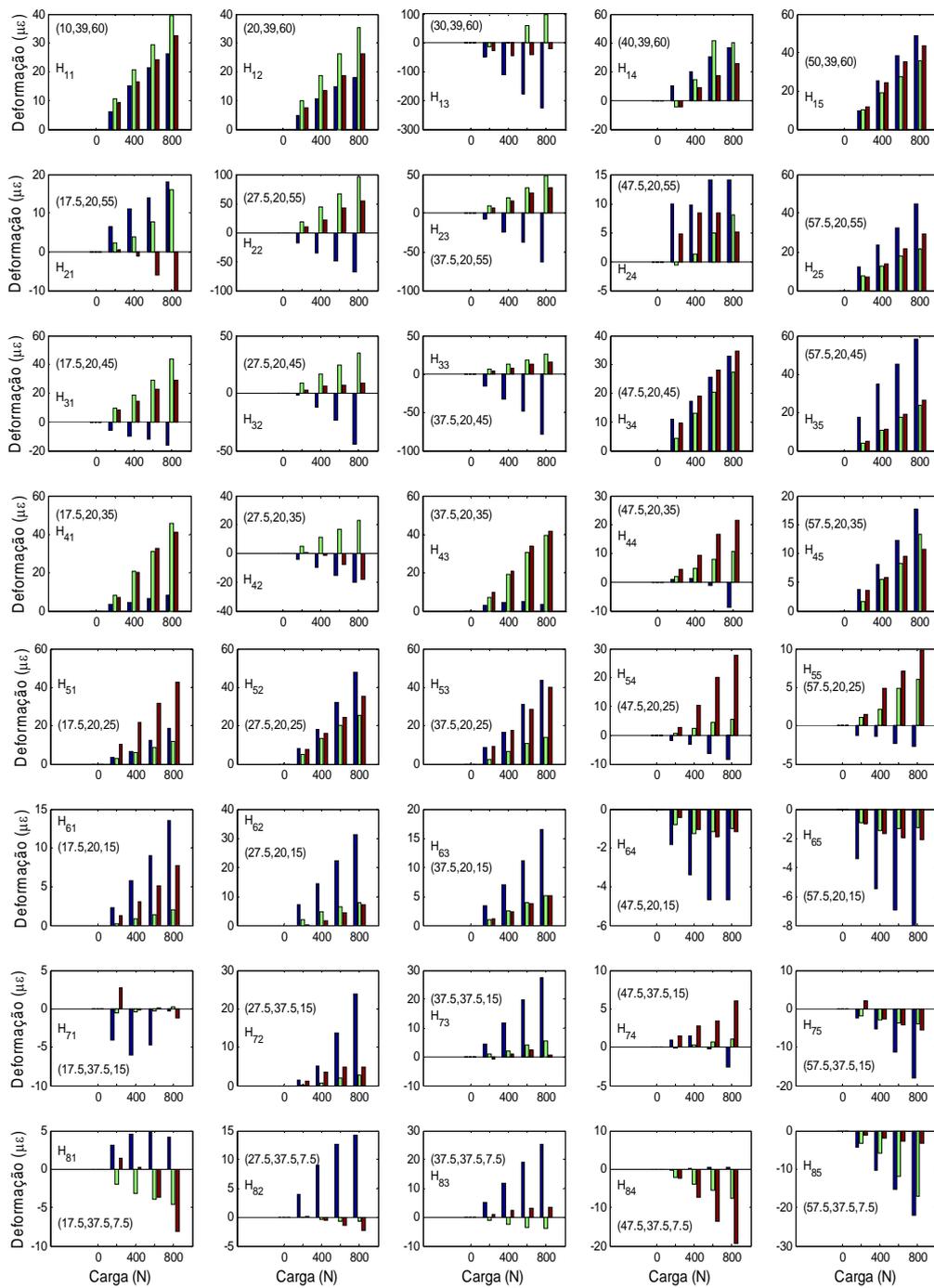


Figura 4.28 - Deformações Horizontais, medidas em posições do plano  $x = 20$  (FBG das posições H11 a H65) e plano  $x=37$  (FBG das posições H71 a H85).

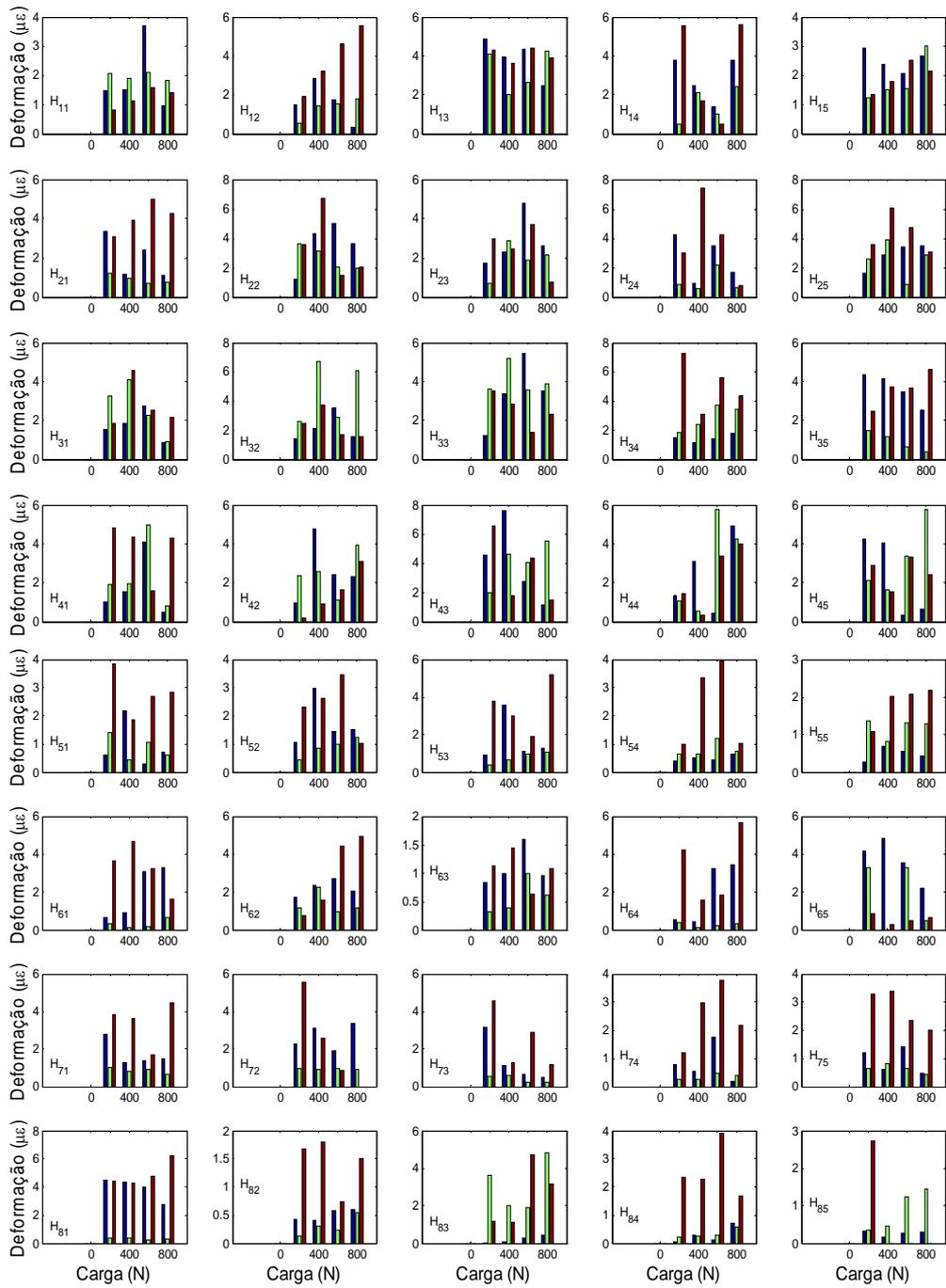


Figura 4.29 - Desvio padrão das deformações Horizontais, medidas em posições do plano x = 20 (FBG das posições H11 a H65) e plano x=37 (FBG das posições H71 a H85).

O registo da deformação por compressão para o implante metálico observado na coluna de gráficos identificados como H13, H22 e H32, H42 correspondem aos primeiros dois terços do implante, de comprimento total de 35 mm enquanto o de tracção inicia-se no terço inferior do implante, gráfico da posição H52, e segue abaixo do implante.

Os registos da deformação por compressão para o implante metálico observado na coluna de gráficos são identificados como H62 até H72 e H82. Nesta região, abaixo do implante as deformações registadas, são baixas, atingindo um máximo de cerca de 30  $\mu\epsilon$  e para o implante metálico sofrem um aumento de cerca de 10  $\mu\epsilon$  por centímetro, para a mesma carga de 800 N, o que indica uma ausência relevante de gradientes de deformações por tensão de corte na direcção vertical compreendida logo abaixo do implante, quando comparadas as deformações verticais registadas, para o implante metálico em V31, V32 e V33. A presença de gradientes de deformação por tensão de corte torna a região em análise, abaixo do implante, apropriada para a medida de deformações verticais, por não adicionar ao longo do comprimento da FBG componentes de forças de tracção ou compressão verticais.

A fibra sensora vertical V1n foi embutida no cubo numa direcção compreendida entre duas colunas de FBG horizontais: V11 está compreendida entre H83 e H84, V12 entre H73 e H74. V13, V14 e V15. A simetria de deformação está compreendida, respectivamente entre H53 e H54, H43 e H44, e H23 e H24.

O carregamento do implante gera flexão da fibra óptica, como pode ser visto nos gráficos de resultados de deformação por tracção e não por compressão. As deformações por tracção também estão presentes nas fibras horizontais instaladas no cubo de *nylon*. Na região superior do bloco a força sobre o implante empurra o material próximo da rosca o que pode causar a flexão das fibras periféricas localizadas no topo do implante até aproximadamente a altura do seu

centro ( $y = 45 \text{ mm}$ ). Pode-se acompanhar esta variação observando-se os gráficos da figura 4.27. São deformações causados por tracção da região periférica: H24, H25, H34, H35, H43, H44 e H5. Na altura da fibra sensora H5 ocorre uma mudança nas direcção das deformações, que passam de tracção para compressão, pois é a região próxima a ponta do implante. Esta alteração é visível nos gráficos de H53, H54 e H55. O deslocamento e o carregamento na altura da face inferior da ponta do implante gera compressão das FBG horizontais periféricas H64 e H65, que se mantém em H75 e H85. O gráfico referente a FBG de posição H74 é uma zona de transição, que está entre H73 e H75.

Observando os gráficos das deformações verticais da fibra sensora V1m da figura 4.25 conclui-se que a FBG da posição V13 é aquela que apresenta deformações de compressão justamente por estar numa região de transição da direcção do deslocamento que gerou menor perturbação nos valores lidos. Todas as outras FBG, à excepção de V11, estão submetidas a significativos deslocamentos durante o carregamento e por consequência a deformações por tensão de corte.

O gradiente de deformações por tensão de corte poderá ser uma fonte de erros significativa que pode até levar a falsos resultados, podendo substituir o efeito da compressão pelo da tracção.

As FBG das posições V25, V24, V23 estão instaladas ao longo do corpo do implante. O implante plástico quando carregado causa uma transferência de carga decrescente na medida em que a região monitorizada se afasta do topo do implante em direcção à ponta. Para a maior carga (800 N) a deformação ao longo da distância que vai de V25 até V23 decresce em módulo de  $-230 \mu\epsilon$  até  $-70 \mu\epsilon$ .

A deformação do implante misto (metal-plástico) é aproximadamente igual àquela do plástico para a posição V25 e, decresce em módulo mais lentamente que o implante plástico, nas regiões da fibra que afastam-se de V25 e seguem até V23,

assim, para uma carga de 800N, a deformação decresce em módulo de  $-210 \mu\epsilon$  até  $-90 \mu\epsilon$ . O implante de metal apresenta uma transferência de carga que inicia em  $-100 \mu\epsilon$ , aumenta em módulo em V24, até  $-170 \mu\epsilon$ , e decresce em módulo, até  $-120 \mu\epsilon$ , em H23.

Para a posição V25 o valor da deformação para o implante de plástico e o de metal-plástico é cerca do triplo da do implante metálico. Em V24 as deformações são aproximadamente equivalentes.

Na altura de V23, para a carga de 200 N, em ordem crescente em módulo da deformação têm os valores,  $-70 \mu\epsilon$  para o plástico,  $-90 \mu\epsilon$  para o misto e  $-120 \mu\epsilon$  para o metal.

Abaixo do implante a deformação maior é causada pelo implante metálico, que é aproximadamente o dobro das deformações dos implantes misto e plástico.

#### **4.5.4 Discussão e conclusão**

Foi construída uma rede matricial experimental com 51 FBG multiplexadas que foi aplicada num bloco de *nylon* com implante dentário inserido. Foram utilizados três tipos de implantes dentários, fabricados com diferentes materiais e foram analisados os respectivos efeitos, quando lhes eram aplicadas cargas. A rede matricial de deformações obtidas com as redes puderam ser utilizadas para comparar o desempenho desses diferentes implantes.

Um dos fenómenos que puderam ser analisados com essa rede matricial de FBG foi a ocorrência de deformações por tracção, quando o esperado era só de compressão.

Isto pode estar relacionado ao facto de que deformações por tensão de corte, durante o ensaio de compressão, ao longo da FBG, podem gerar curvaturas cujo efeito final corresponde a um esticamento da fibra óptica, que é contrário ao da compressão. Esta flexão da fibra óptica pode ter ocorrido para várias direcções; porém, não foi possível determinar esta direcção neste ensaio.

No caso específico do bloco de *nylon* este posicionamento da fibra sensora V2n pareceu inadequado para medidas de deformação vertical devido à presença inesperada de deformações de tracção quando o implante provoca compressão do bloco. As possíveis razões das inversões observadas nas posições monitorizadas V11, V21 e V41 podem ser compreendidas através do comportamento das deformações horizontais mais próximas.

O implante misto assim como o implante plástico possuem a maior deformação na região superior do corpo do implante (no primeiro um terço medido a partir da superfície superior do cubo). No segundo terço as deformações dos três implantes são aproximadamente iguais.

O implante metálico possui a maior deformação na região da terça parte inferior do corpo do implante.

Abaixo da ponta do implante metálico a deformação causada pelo carregamento é aproximadamente o dobro das deformações dos implantes plástico e misto, cujas deformações são aproximadamente iguais.

A obtenção do mapa de deformações através das FBG pôde auxiliar na avaliação comparativa dos diferentes implantes dentários. Através da distribuição de deformações também foi possível verificar o comportamento do material em que está inserido o implante, podendo mesmo localizar falhas e considerar fenómenos não previstos, como o caso da tracção causada por tensão de corte.

## **4.6 Considerações finais**

Neste capítulo foram analisadas as aplicações biomecânicas em que as FBG são coladas nas superfícies ou em furos nos materiais a serem sensoriados. Foi estudada uma placa de osteossíntese através do perfil de deformações obtidas com FBG multiplexadas. As redes também foram utilizadas para o estudo de um ligamento periodontal num sistema dentário simplificado, formado por silicone para o ligamento e metal para o dente e o osso. Um implante dentário inserido num cubo de osso foi analisado com FBG coladas em furos, num estudo de transferência de carga. Foi criada uma rede matricial de sensores FBG através da inserção de fibras em diferentes pontos de um cubo de material homogéneo utilizado na simulação de osso num sistema de implante dentário. O mapa de deformações obtido pode ser utilizado para a análise comparativa de implantes dentários fabricados com materiais diferentes.

Todas essas aplicações das FBG em sistemas biomecânicos foram analisadas em ensaios estáticos. Entretanto, em alguns estudos é necessária uma análise dinâmica para obter uma avaliação correcta do sistema. Estes estudos serão discutidos no próximo capítulo.

## CAPÍTULO 5

---

### **Redes de Bragg para monitorização dinâmica de sistemas biomecânicos**

#### **5.1 Introdução**

O objectivo da construção de um sistema de desmodulação para a caracterização de impulsos é obter a variação dinâmica e impulsiva de deformações que são muitas vezes imprescindíveis para as análises biomecânicas pois se aproximam de situações reais de carregamento. Devido aos elevados custos, utilizaram-se apenas os recursos disponíveis no laboratório de óptica: a solução mais conveniente e rápida encontrada foi a aplicação no sistema de um filtro sintonizável mecanicamente já existente e cujo desempenho era já conhecido de experiências anteriores nas quais apenas uma FBG tinha sido utilizada [Silva05]. A configuração testada também foi utilizada posteriormente na construção de um acelerómetro baseado em fibra óptica, trabalhando apenas com uma FBG sensora [Antunes07].

O sistema especialmente concebido para este fim e que será detalhadamente descrito neste capítulo, foi designado de “Caracterizador de Vibrações” ou CVB.

A sua concepção baseou-se em um sistema já descrito anteriormente que faz uso de um filtro lateral fixo associado a uma fonte óptica com potência constante (filtros de sintonia lenta ou fixa).

Uma inovação crucial neste projecto foi a capacidade de ler várias FBG na mesma fibra óptica, mesmo quando ocorresse perda de sinal e houvesse variação da reflectividade das FBG. A inovação foi implementada levando-se em conta que a finalidade do sistema de desmodulação é projectado apenas para gravar dados referentes a deformações impulsivas, de duração da ordem dos milissegundos.

O sistema de interrogação desenvolvido com alta taxa de amostragem ficou a operar em 15 kHz.

Neste trabalho em concreto, o sistema foi aplicado para a desmodulação de sensores baseados em redes de Bragg na biomecânica, cujas medidas foram interpretadas para a caracterização de diferentes tipos de sistemas de implantes dentários.

## **5.2 Sistema de interrogação dinâmico**

A desmodulação das FBG já foi utilizada para estimar o campo de deformações no exterior do osso de uma mandíbula cadavérica em torno de um implante [Silva05] e desta forma obteve informação útil para a concepção e desenvolvimento de um novo sistema de implante dentário.

O trabalho proposto tem como objectivo a utilização de pontas sensoras feitas de fibras ópticas com cinco FBG para estimar o campo de deformações máximas

internas na vizinhança de um implante dentário, durante a propagação de deformações impulsivas no osso, e geradas através do impacto de um grave sobre o implante instalado.

Para facilitar o processo de manuseamento e instalação decidiu-se trabalhar com macro-modelos de implantes, que são quatro vezes maiores que os convencionais e substituir o osso humano por um bloco de osso de bovino. O estudo foi conduzido para avaliar o desempenho qualitativo baseado em dados quantitativos da deformação interna provocada no bloco, quando há um impacto mecânico sobre o implante durante a aplicação de forças oclusivas, de direcção e intensidade similares àquelas que ocorrem durante a mastigação. As deformações provocadas no osso na vizinhança do implante foram lidas em cinco alturas diferentes. Foram avaliados três tipos de implantes com composição e material diferentes.

Pretende-se com este arranjo experimental obter indicadores de desempenho sobre o efeito mecânico impulsivo recebido pelo implante durante a mastigação. Três novos projectos de um sistema de implante dentário comercial, com composições materiais específicas, são avaliados comparativamente com a utilização do CVB.

### **5.2.1 Especificações funcionais principais e justificativas**

Para as aplicações neste projecto, levando-se em conta o arranjo experimental construído e utilizado em experimentos prévios [Silva05], foram estabelecidas as especificações da instrumentação para leitura e gravação de deformações impulsivas.

### 5.2.1.1 Escala de leitura

Os limites da escala de leitura de deformação restringem-se aos valores colectados sem a necessidade do uso de funções de linearizações para a tensão de saída adquirida. Na prática os limites encontram-se entre  $\pm 350 \mu\epsilon$ . Estes limites são definidos pela função de filtragem, que é inalterável e pela reflectividade e largura de banda das FBG. Para FBG com valor máximo de reflectividades maiores do que 30 dBm e larguras a meia altura maiores do que 0,3 nm a escala de leitura pode estender-se além de  $\pm 350 \mu\epsilon$  até um máximo de  $\pm 1000 \mu\epsilon$ .

### 5.2.1.2 Precisão

A precisão foi de  $\pm 10 \mu\epsilon$ , que corresponde à maior precisão dos instrumentos a serem utilizados na calibração: OSA, interrogador de FBG SM125-200 (*Micron Optics, Inc., EUA*).

### 5.2.1.3 Faixa de operação

A faixa de operação foi de 1.545 a 1.555 nm, que corresponde à parte mais próxima do patamar da fonte óptica de alta potência (ASE, *AMONICS ALS CL 17 BFA*, Hong Kong) utilizada. A figura 5.1 mostra o espectro óptico completo da ASE utilizada.



Figura 5.1 – Espectro de emissão da fonte ASE utilizada.

#### 5.2.1.4 Interface com o computador e programa

O programa de controlo em *Windows* que faz a leitura dos dados tem um sistema automático do início e paragem para controlar a sua aquisição; eles são registados na forma de arquivo de dados para então ser tratada por um programa em *Matlab*.

#### 5.2.1.5 Taxa de amostragem

Para desmodular dinamicamente a intensidade óptica variável associada a um sinal mecânico impulsivo com duração variável entre 1 e 10 ms, arbitrou-se uma taxa de amostragem mínima de 15 kHz de modo a não ocorrerem falhas no registo da variação da deformação.

### 5.2.1.6 Imunidade a variações de potência.

O sistema funciona ligado a uma fonte óptica externa já estabilizada cuja potência óptica deve permanecer estável durante o tempo de aquisição de dados, ou seja, de centésimos de segundos. Antes de cada aquisição de dados de uma nova FBG o CVB deverá ser calibrado. O CVB deve proporcionar também o registo e a comparação temporal da variação da potência da fonte óptica durante a medição. Se a potência estiver fora de uma estreita janela pré-estabelecida de valores de potência o programa aplicativo do CVB acusa a necessidade de nova calibração. O método da calibração permite ao CVB operar com espectros de reflexão de FBG cuja reflectividade foi atenuada durante a instalação, operação ou medição.

### 5.2.2 Desenvolvimento do protótipo

De acordo com as especificações estabelecidas elaborou-se a selecção e integração dos componentes optoelectrónicos.

#### 5.2.2.1 Diagrama em blocos geral

O CVB aplica-se a medidas dinâmicas e no seu projecto foram aplicadas duas interfaces BNC2120 (*National Instruments*, EUA). O uso exclusivo de uma das interfaces para a aquisição de um apenas um sinal analógico relacionado com a deformação permite a configuração de uma taxa de aquisição máxima de até  $1,2 \times 10^6$  amostras por segundo, permitindo flexibilidade na caracterização da resposta dinâmica e impulsiva. À outra interface são ligados os sinais analógicos e digitais que habilitam a calibração e controlo totalmente geridos por um programa em *LabView* especialmente desenvolvido. Como é mostrado na figura 5.2, no diagrama optoelectrónico, o CVB é ligado ao computador pessoal

(PC) através de duas interfaces de aquisição de dados, uma para calibração e a outra para aquisição de dados. O programa de controlo desenvolvido em *LabView 8.5* corre no PC.

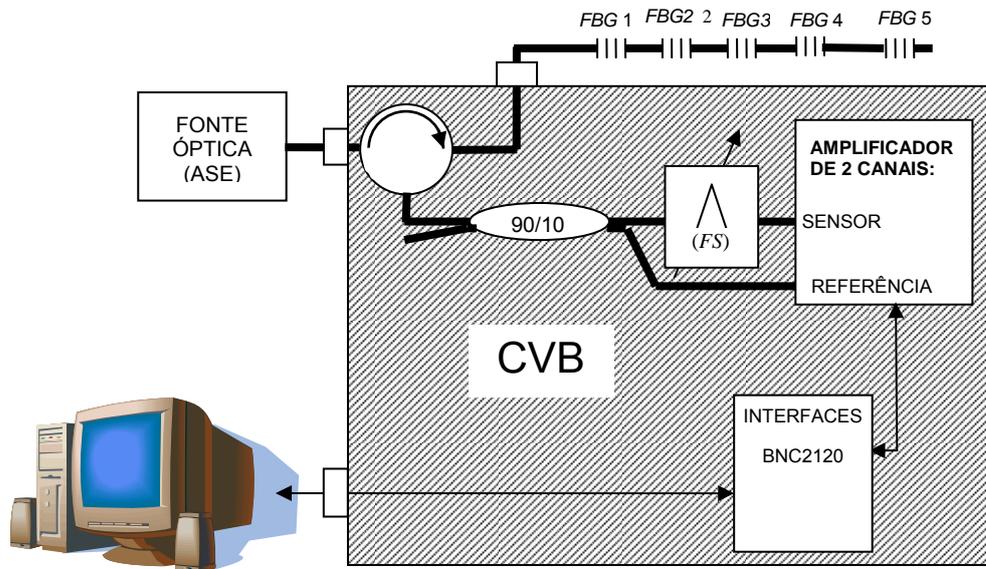


Figura 5.2- Diagrama de interligação optoelectrónico do CVB com o braço sensor, a fonte óptica e o PC.

### 5.2.2.2 Descrição de funcionamento

Na figura 5.3 é mostrada o diagrama optoelectrónico do CVB.

O CVB é composto pelas partes óptica e electrónica e dois foto-detectores que recebem a luz das fibras ópticas, presentes nos canais sensor (figura 5.3 – posição F) e referência (figura 5.3 – posição G). Na entrada de cada canal de amplificação um foto-detector recebe e converte a potência do sinal óptico recebido em tensão eléctrica, de forma directamente proporcional. O controlo dos amplificadores é feito também pelas interfaces ligadas ao PC.

Inicialmente o operador ajusta uma potência fixa através do controlo da corrente de bombeamento da fonte óptica de alta potência com amplificação de emissão estimulada (ASE) para níveis apropriados de trabalho.

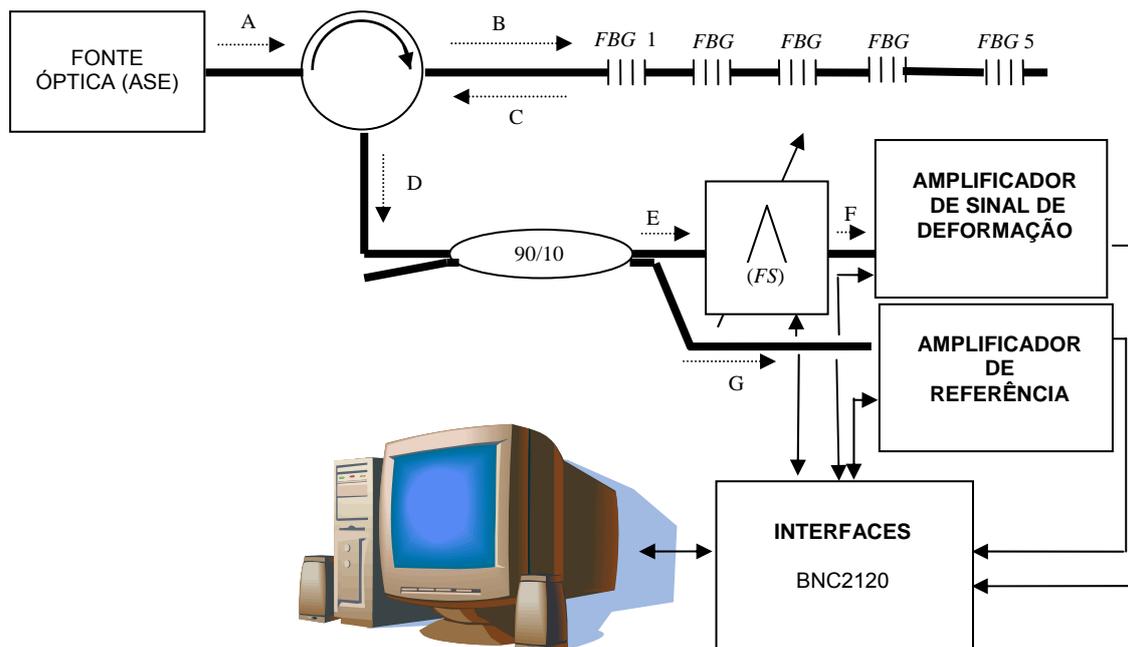


Figura 5.3 – Diagrama em blocos do CVB, composto por fonte Óptica (ASE), circulador óptico, FBGs (1,2,3,4 e 5) gravadas numa mesma fibra, acoplador óptico 90/10, filtro sintonizável (FS), sistema de amplificação electrónica do sinal da luz foto-detectada e interface electrónica de ligação com o computador.

A luz emitida pela ASE é transmitida de forma guiada em fibra óptica ao circulador óptico (A) e direccionada ao braço sensor (B). Todas as 5 FBGs são iluminadas e reflectem (C) portanto a luz na faixa do infravermelho próximo correspondente, com perfil espectral de distribuição de intensidade aproximadamente gaussiano, centradas nos respectivos comprimentos de onda de Bragg [Nogueira02].

Os sinais ópticos reflectidos pelas FBGs em direcção oposta (C) são guiados de volta para o circulador óptico na mesma fibra óptica do braço sensor. O circulador óptico apresenta baixa atenuação dos sinais reflectidos pelas FBGs e ao recebê-los direcciona-os para a sua saída (D), interligada ao acoplador 90/10. Este acoplador divide os sinais em dois braços. O braço que transfere 90% da potência recebida é ligado ao canal electrónico de amplificação do sinal da deformação através de um filtro óptico, com ajuste de sintonia mecânica, e o braço que transfere 10% da potência recebida é ligado ao canal electrónico de referência.

A sintonia do filtro é feita por um motor controlado pelas INTERFACES. O filtro óptico atenua o sinal recebido do acoplador quando estiver compreendido na banda de passagem, de acordo com o ajuste de uma função de filtragem pré-determinada. Se o espectro do sinal da deformação estiver compreendido na faixa passante do filtro, a sintonia de operação é obtida pela sobreposição parcial da banda de filtragem com o espectro de reflexão da FBG seleccionada, destacada pela área sombreada da figura 5.4.

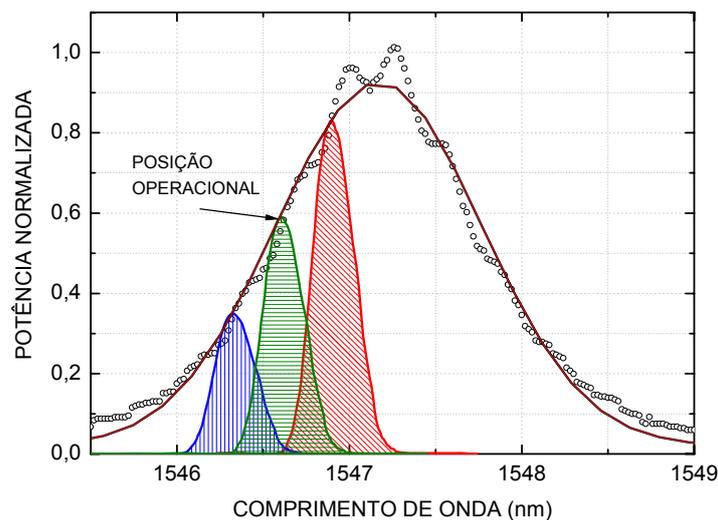


Figura 5.4 - Determinação da potência aplicada ao foto-detector no canal sensor de deformação pela convolução do espectro de reflexão da FBG com uma função de filtragem do filtro fixo.

Na figura 5.4 a área sombreada é determinada pela convolução dos espectros de reflexão da FBG e de transmissão do filtro (fixo e ajustável). O filtro impõe uma atenuação na intensidade do sinal óptico reflectido consoante a sua sintonia fixa, de valor distinto para cada FBG.

O sistema desenvolvido desmodula dinamicamente a intensidade óptica variável produzida pela convolução do espectro variável de reflexão de uma FBG e um filtro passa-banda de sintonia fixa.

Somente o sinal óptico de reflexão de uma FBG pode passar na saída do filtro ajustável pois a largura da faixa de filtragem, considerando-se a média em toda a largura, é de aproximadamente 5 nm e as FBGs são gravadas com comprimentos de onda de Bragg espaçados aproximadamente 10 nm.

Devido à acção do filtro a potência óptica recebida pelo foto-detector do canal SENSOR pode variar de um mínimo de zero a um máximo correspondente aproximadamente à potência associada ao espectro de reflexão de uma FBG, que é sintonizada.

A variação da potência óptica foto-detectada é convertida em variação de tensão eléctrica, que por sua vez é digitalizada num computador e convertida directamente em deformação associada a uma ocorrência mecânica impulsiva.

Quando o filtro é sintonizado correctamente, a relação entre a potência óptica foto-detectada lida e a variação do comprimento de onda de Bragg é aproximadamente linear, conforme mostra o gráfico da figura 5.5.

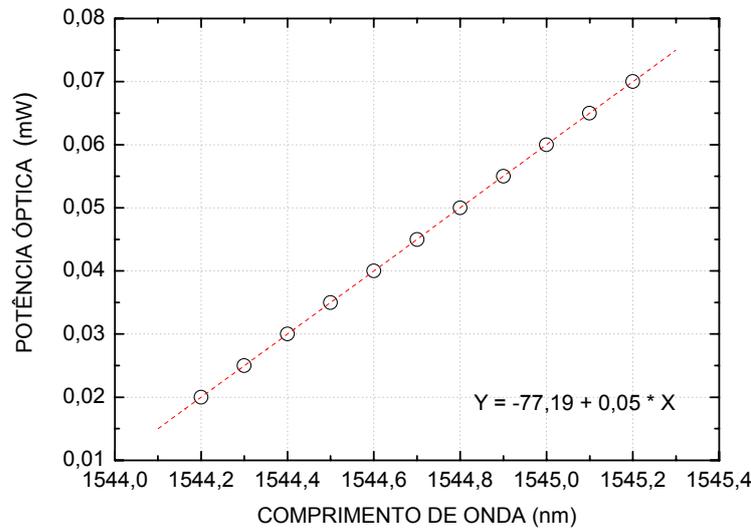


Figura 5.5 – Exemplo de curva da leitura de potência obtida para uma FBG com a variação do seu comprimento de onda de Bragg. O coeficiente angular da recta é de 0,05 mW/nm.

Os valores lidos de potência óptica são obtidos pela integração numérica de uma curva gaussiana ajustada aos espectros de reflexão lidos através do sm125-200 nos diferentes comprimentos de onda relacionados.

A linearidade da curva de resposta depende de muitos factores, entre eles a influência dos lóbulos laterais de reflexão, da posição de sintonia do filtro, e do espectro de emissão da fonte ASE, entre outros. A potência da fonte óptica foi mantida constante graças ao seu óptimo sistema de controlo automático de potência.

Na prática a região mais linear é identificada pela simetria da deformação sinusoidal aplicada sobre a FBG a ser sintonizada. O dispositivo desenvolvido para esta finalidade consta de uma lâmina oscilatória de aço que oscila livremente numa frequência de aproximadamente 12 Hz. A FBG é colada à lâmina e durante a oscilação o filtro é ajustado até que a oscilação foto-detectada e amplificada seja simétrica.

Na figura 5.6 está o oscilograma de deformações lido através de extensómetros também colados à lâmina. Um sistema PSA21 permite a leitura da oscilação, com alta resolução, com  $1 \mu\epsilon$  de resolução, e baixo nível de ruído, quando comparado aos sistemas analógicos de amplificação.

O amplificador de sinal que recebe o sinal óptico foto-detectado, produz, no primeiro estágio interno de foto-deteccção uma tensão eléctrica proporcional à intensidade do fluxo de energia luminosa recebida no fotodíodo. Na figura 5.7 está representado em blocos o primeiro estágio do canal de amplificação do sinal de deformação.

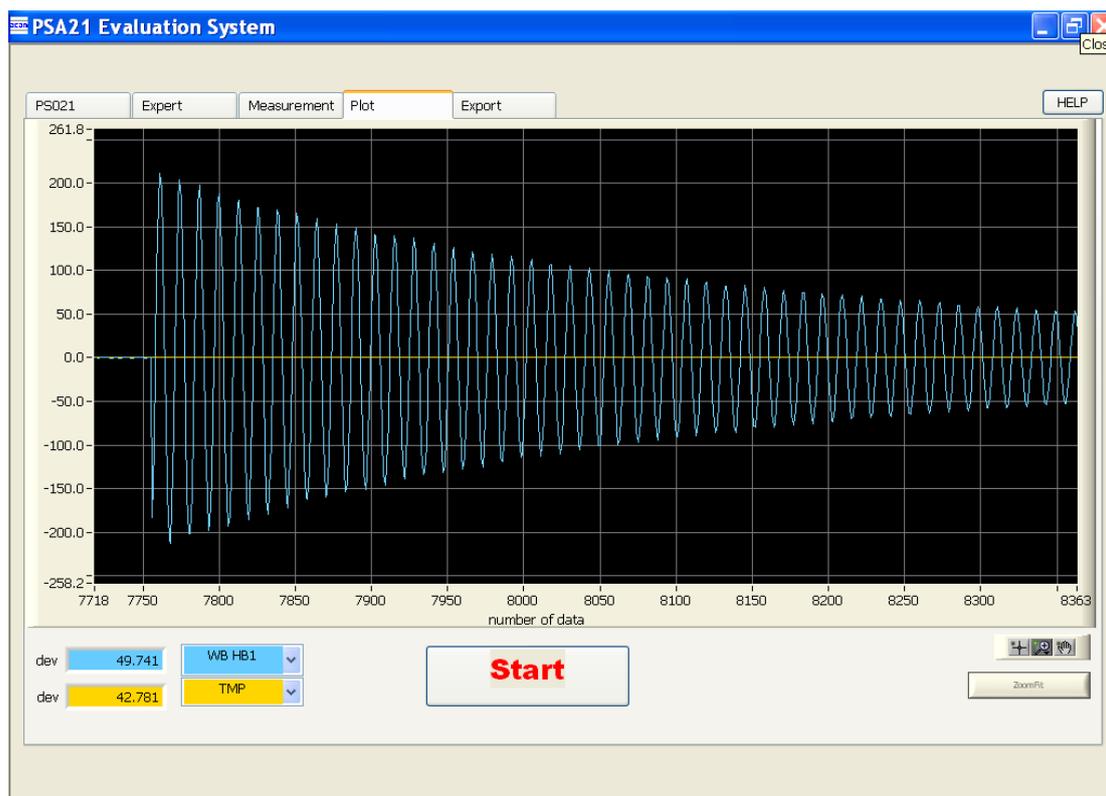


Figura 5.6 – Tela de registo da oscilação da lâmina de calibração que utiliza extensómetros, pelo sistema de leitura digital “PSA21-WSB”.



Figura 5.7 – Primeiro estágio interno do amplificador de sinal de deformação.

Quando o amplificador é convenientemente ajustado nos seus valores de amplificação e polarização, a variação da intensidade luminosa pode ser convertida directamente em tensão eléctrica numa escala apropriada de leitura. A configuração optoelectrónica do amplificador de transimpedância é aplicada devido à baixa intensidade dos sinais ópticos. O amplificador operacional empregado nesse estágio deve apresentar baixo ruído e alto ganho. Foram utilizados amplificadores OPA602 (*Burr-Brown*), que são específicos para conversão optoelectrónica e apresentam baixo ruído e baixo tempo de resposta.

O sistema optoelectrónico do CVB está ajustado para aplicar as devidas correcções nos coeficientes angulares e lineares do gráfico de variação de intensidade luminosa com a variação do comprimento de onda de Bragg para que tenha sempre a mesma resposta padronizada, conforme mostra o gráfico da figura 5.8.

As correcções feitas permitem que o ajuste da tensão de saída, com valores entre  $-10\text{ V}$  e  $+10\text{ V}$ , sejam convertidos pelo sistema informático em deformações, de  $-1.000\ \mu\epsilon$  a  $+1.000\ \mu\epsilon$ , respectivamente.

A variação de tensão eléctrica é convertida directamente pelo programa executado no PC em deformação pela multiplicação do factor 100. Para diferentes FBG são encontradas regiões lineares que apresentam diferentes sensibilidades.

Na prática, a linearidade operacional restringiu a faixa operacional de deformações de  $-350 \mu\epsilon$  a  $+350 \mu\epsilon$ .

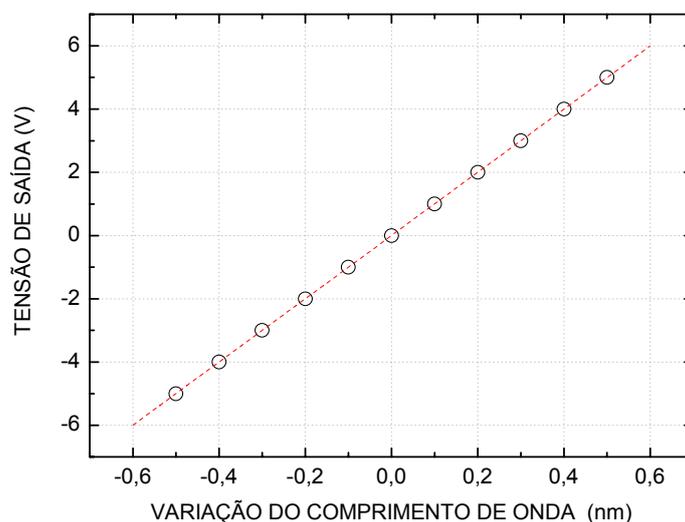


Figura 5.8 – Curva de resposta padrão obtida para uma FBG após o procedimento de calibração sobre a tensão proveniente do amplificador do sinal de deformação. O coeficiente angular da recta é de 10 V/nm.

O procedimento de sintonia de uma FBG descrito anteriormente e mostrado na figura 5.5, quando é repetido para outras FBG com especificações já citadas, produz dados referentes a rectas de sintonia não coincidentes, conforme ilustra a figura 5.9.

Para cada uma das curvas de sintonia obtidas por integração numérica existe também uma recta correspondente à variação da tensão medida na saída do primeiro estágio interior do amplificador de sinal (de transimpedância), conforme mostra a figura 5.10.

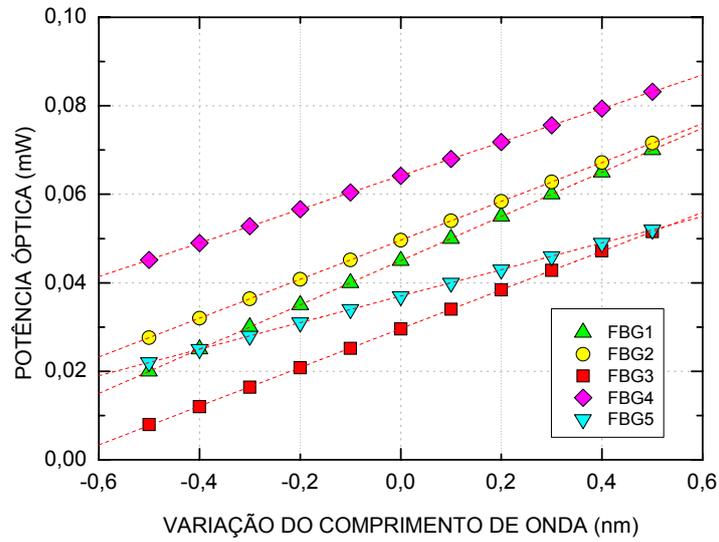


Figura 5.9 – Exemplo de curvas de sintonia obtida para cinco FBG.

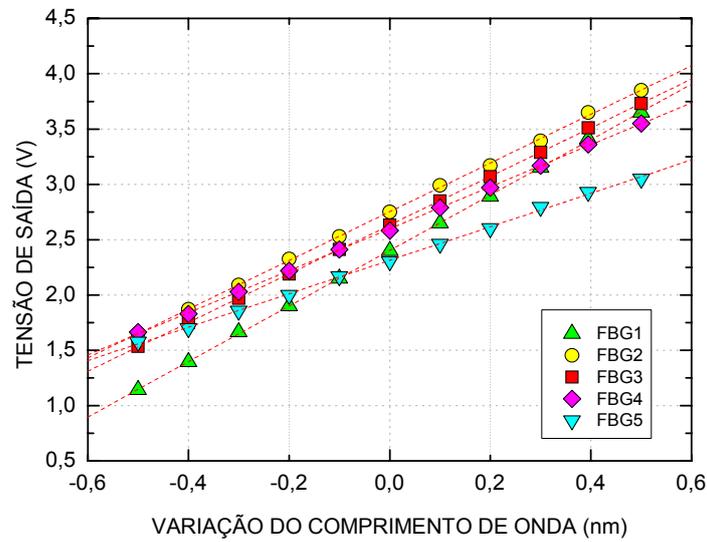


Figura 5.10 – Exemplo de curvas de saída obtidas para cinco FBG lidas na saída do primeiro estágio do amplificador de deformações.

A repetibilidade das curvas de sintonia para as 5 FBG mostradas na figura 5.9 e conseqüentemente da figura 5.10 depende da estabilidade temporal de muitos elementos; de entre eles destacam-se a potência óptica emitida pela ASE, a reflectividade das FBG, a atenuação do cabo óptico e a intensidade de reflexão de Fresnel na ponta da fibra sensora. Variações temporais destas grandezas podem impedir a repetibilidade das curvas mostradas nas figuras 5.9 e 5.10.

Neste trabalho foi desenvolvida uma metodologia para garantir a repetibilidade das curvas mostradas nas figuras 5.9 e 5.10. Tal metodologia aplica operações analógicas e digitais de adição e multiplicação e permite a utilização das curvas de tensão de saída mostradas na figura 5.6 para a leitura de deformações das FBG. A metodologia consiste nas necessárias correcções matemáticas nas equações de recta ajustadas às curvas mostradas na figura 5.10 para que fiquem de acordo com a curva padrão mostrada na figura 5.8.

### **5.2.2.3 Descrição da metodologia de ajustes**

Como o CVB é aplicado na caracterização de deformações impulsivas, para cada FBG o filtro terá que ser posicionado no comprimento de onda operacional, destacado na figura 5.4. Na posição operacional a deformação a ser lida deve ser nula.

Após o filtro ser posicionado na posição operacional o primeiro passo é anular a tensão eléctrica proveniente do valor de potência encontrado a zero nanómetros de variação de comprimento de onda com o estágio subtracção (figura 5.11).

A figura 5.12 mostra as curvas de tensão de saída do amplificador de transimpedância do sinal de deformação após a operação de subtracção com a variação do comprimento de onda.

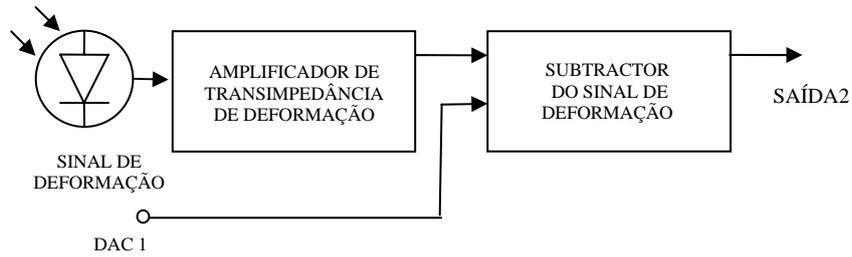


Figura 5.11 – Primeiro e segundo estágio interno do amplificador de sinal de deformação.

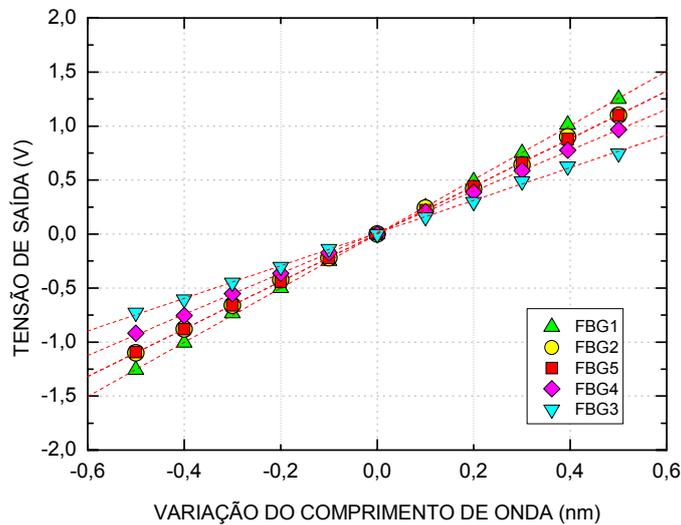


Figura 5.12 – Exemplo de curvas de saída obtida para cinco FBG lidas na saída do segundo estágio do amplificador de deformações.

O procedimento implementado pela simples subtração do valor existente da tensão na saída do amplificador de transimpedância, quando o filtro permanece na posição operacional permite fazer coincidir o zero de deformações com zero Volts na saída do amplificador de sinal de deformação.

O valor da deformação, associado à tensão de saída do amplificador de sinal de deformação, deve entretanto ser ajustado de acordo com a curva de resposta

padrão. O ajuste de acordo com a curva de resposta é feito em duas etapas: a primeira através de hardware, pré-amplificando-se a tensão de saída com um ganho fixo de tal forma que as tensões não ultrapassem os limites de  $\pm 10$  V; e na segunda etapa, envolvendo a digitalização do sinal através da interface *National Instruments BNC2120*.

O programa desenvolvido em *LabView 8.5* está preparado para multiplicar a tensão pré-amplificada por uma constante de forma a atenuar ou aumentar os valores digitalizados para que fiquem de acordo com a curva padrão de calibração. A figura 5.13 ilustra a estrutura completa do canal amplificador de deformação.

A figura 5.14 mostra as curvas de tensão de saída do amplificador de transimpedância do sinal de deformação após a operação de subtração e pré-amplificação com a variação do comprimento de onda. A tensão de saída do pré-amplificador de sinal de deformação fica então pronta para ser digitalizado.

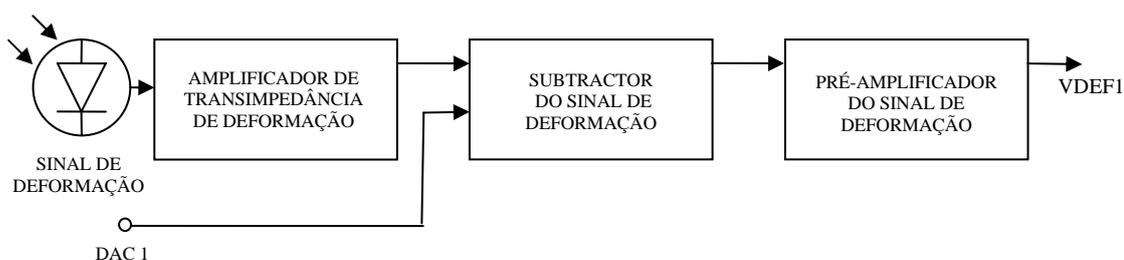


Figura 5.13 – Primeiro e segundo estágio interno do amplificador de sinal de deformação.

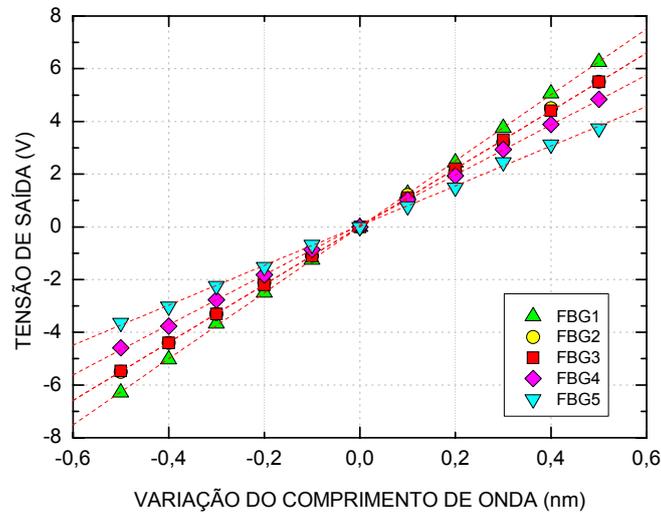


Figura 5.14 – Exemplo de curvas de saída obtida para cinco redes de Bragg da tensão de saída do pré-amplificador de sinal de deformação.

As equações de recta ajustadas aos pontos das tensões de saída do amplificador de sinal de deformação obtidas experimentalmente para 5 FBG, são apresentadas na tabela 5.1.

Para cada um dos ajustes obtidos são necessárias correcções aos coeficientes angulares para que possam reproduzir a curva padrão de resposta mostrada na figura 5.8. Na tabela 5.1 estão os valores de correcção.

Para tornar a curva da tensão de saída, que é uma recta, na faixa de variação de comprimentos de onda de  $\pm 350 \mu\epsilon$ , basta multiplicar toda a equação pelo valor da correcção angular.

Tabela 5.1. Equações das rectas da tensão de saída de FBGs de uma ponta sensora.

<b>FBG</b>	<b>Recta de sintonia</b>	<b>Correcção angular</b>
1	$V_{SAÍDA} = 12,5 \times \lambda_B \text{ (nm)}$	10 / 12,5
2	$V_{SAÍDA} = 11 \times \lambda_B \text{ (nm)}$	10 / 11
3	$V_{SAÍDA} = 10,955 \times \lambda_B \text{ (nm)}$	10 / 10,955
4	$V_{SAÍDA} = 9,5 \times \lambda_B \text{ (nm)}$	10 / 9,5
5	$V_{SAÍDA} = 7,5 \times \lambda_B \text{ (nm)}$	10 / 7,5

Para garantir que durante a fase de medições, os valores de tensão lidos na saída do amplificador de transimpedância do sinal de deformação estejam correctamente calibrados, durante a fase de determinação da posição operacional são gravados pelo programa os valores da tensão de saída do amplificador de transimpedância do sinal de deformação, para cada uma das FBG. Também são guardados os valores da potência máxima reflectida por cada FBG, para os quais há também associados valores da tensão de saída do amplificador de transimpedância do sinal de deformação.

Para armazenar o valor da tensão associado à máxima potência reflectida, o filtro sintonizável é ajustado para coincidir com o comprimento de onda de Bragg, posição onde encontra-se minimamente atenuado, conforme mostra o gráfico da figura 5.13. Nesta posição a fonte óptica é ajustada até que a tensão do canal amplificador de deformações seja igual a 5 V.

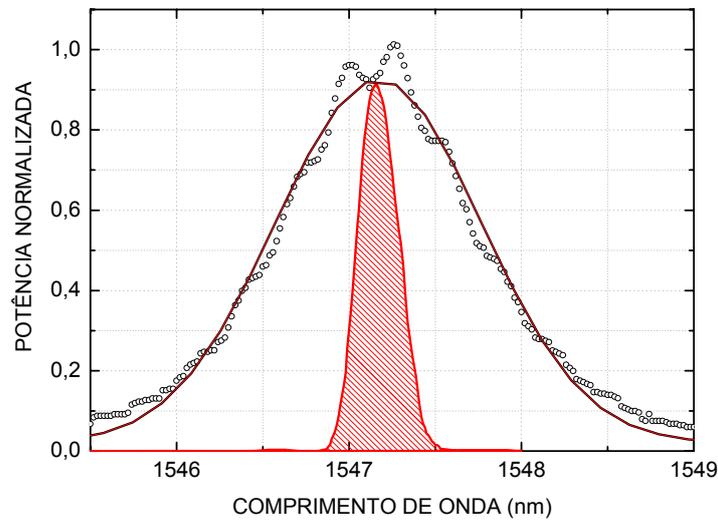


Figura 5.13 – Sintonização do filtro fixo até à posição de mínima atenuação.

Durante a fase de medições são feitas então duas sintonizações do filtro. Na primeira sintonização o filtro é sintonizado até à posição de mínima atenuação e a potência da fonte óptica é reajustada até que a tensão do canal de amplificação de deformação seja igual a 5V.

Na segunda sintonização o filtro é posicionado na posição operacional quando então a tensão do canal de amplificação de deformação é reduzida para valores próximos de 3 V, conforme mostra o gráfico da figura 5.4.

Após a sintonização na posição operacional, a tensão foto-detectada pelo amplificador de transimpedância do sinal de deformação é lida pela interface e o seu valor simétrico é aplicado ao bloco subtractor (DAC1).

Durante a fase de medições a tensão de saída do canal de referência corresponde à intensidade luminosa reflectida pelas 5 FBG e deve permanecer constante durante todo o tempo de aquisição de dados de deformação, sob pena de invalidá-lo.

#### 5.2.2.4 Subsistema óptico

Um dos braços do acoplador óptico transfere 10% da potência, do sinal recebido da totalidade das FBG, ao foto-detector do canal de referência. A corrente gerada no foto-detector é convertida em tensão por um amplificador de transimpedância.

Os ajustes de zero e ganho do amplificador de transimpedância, conforme será detalhado a seguir permitem que a potência recebida seja convertida numa escala de tensão variável entre zero, ausência de luz foto-detectada, até um máximo, compreendido entre 5 Volts a 10 Volts, correspondente a potência a reflexão somada das 5 FBG. Se a potência da fonte óptica for fixada, qualquer variação da tensão de saída do canal de referência pode ser associada a uma atenuação no circuito óptico.

#### 5.2.2.5 Subsistema optoelectrónico

Para o controle do amplificador optoelectrónico utiliza-se uma interface BNC2120 (*National Instruments*). Essa interface é utilizada para a aquisição da temperatura ambiente e para a calibração analógica do CVB. Os dois canais de amplificação, de sinal de deformação e de referência, contêm três estágios iguais conforme mostra a figura 5.14 (a) e (b).

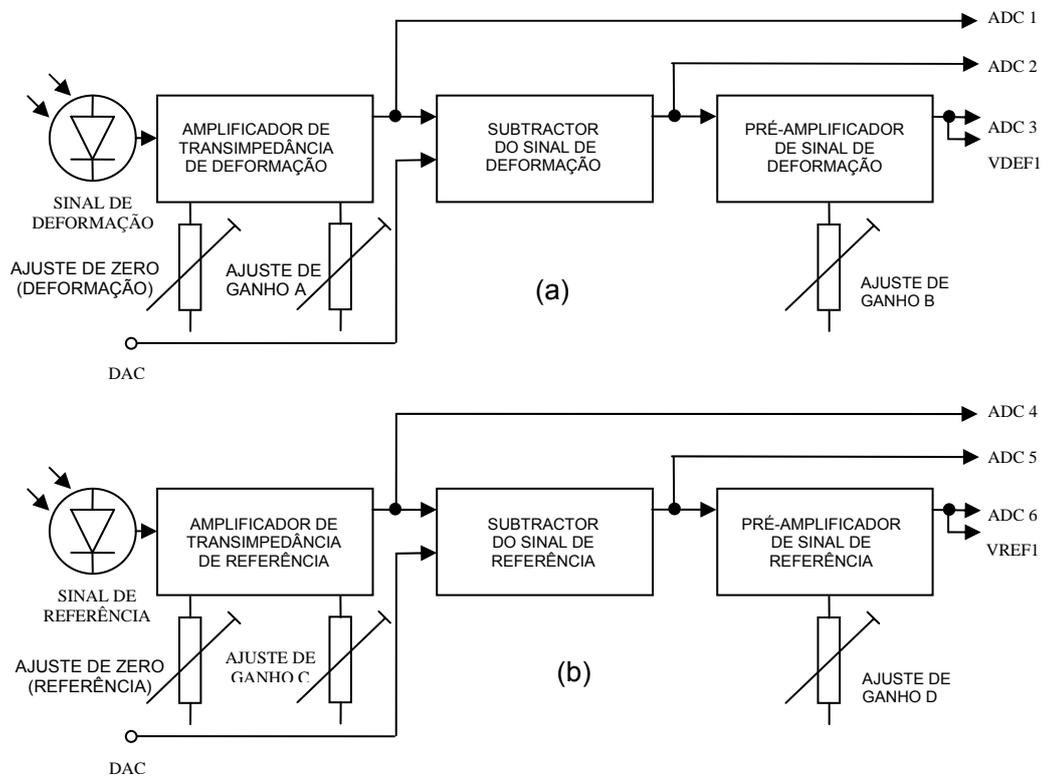


Figura 5.14 - (a) Diagrama em blocos do amplificador de sinal de deformação e (b) amplificador de referência.

Em cada canal o amplificador de transimpedância converte em tensão amplificada a corrente gerada pelos foto-detectores; o subtrator coloca a zero a tensão durante a fase de calibração. Um estágio subtrator também está presente no canal de referência para anular qualquer desvio da polarização do amplificador de transimpedância, cuja tensão de saída pode ser diferente de zero mesmo quando a fonte ASE estiver desligada.

Na tabela 5.2 estão descritas as funções de cada um dos três ajustes dos canais de amplificação.

Tabela 5.2 - Funções dos ajustes dos canais de amplificação.

Ajuste de:	Função
ZERO DE DEFORMAÇÃO	Ajusta a polarização do amplificador de transimpedância de deformação para que a sua tensão de saída, ligada ao ADC1, seja igual a 0 V quando o foto-detector não recebe luz. Esta situação ocorre quando a fonte ASE está desligada.
GANHO A	Ajusta o ganho para que a tensão de saída, ligada ao ADC1, seja máxima e próxima de 3 V quando o comprimento de onda de Bragg de cada FBG sintonizada coincide com o comprimento de onda nominal da banda passante do filtro. Na posição operacional para a leitura de deformações, há a sobreposição entre os espectros de reflexão e de de filtragem. Na posição operacional a tensão do foto-detector é de aproximadamente 2,5 V.
GANHO B	Ajuste fino para que o ganho de tensão seja igual a 5. Opera após a tensão de polarização do amplificador de transimpedância, ligada ao ADC1, ser tornada zero pelo subtrator quando recebe a tensão do DAC1. Esta operação ocorre quando a sintonia do filtro atinge a posição operacional.
ZERO DE REFERÊNCIA	Ajusta a polarização do amplificador de transimpedância de referência para que a sua tensão de saída, ligada ao ADC4, seja igual a 0 V quando o foto-detector não recebe luz. Esta situação que ocorre quando a fonte ASE está desligada.
GANHO C	Ajusta o ganho para que a tensão de saída, ligada ao ADC4, seja máxima e igual a 5V, quando recebe toda a potência óptica reflectida pelas 5 FBGs.
GANHO D	Ajuste fino para que o ganho de tensão seja igual a 2. Opera quando a tensão de polarização residual, lida quando a fonte ASE é desligada e uma eventual tensão residual do amplificador de transimpedância é anulada pelo subtrator.

Na tabela 5.3 estão descritas as funções dos sinais em cabos eléctricos ligados às interfaces BNC2120. Cada sinal poderá ser utilizado nas fases de calibração (C), sintonia (S) e de medições (M).

Tabela 5.3 – Funções dos sinais ligados à interface de utilização.

Sinal	Função na Interface	C	S	M
<b>ADC1</b>	Sinal de entrada. Digitalização da tensão de saída do amplificador de transimpedância de deformações.	×	×	
<b>ADC2</b>	Sinal de entrada. Digitalização da tensão de saída do subtractor.	×	×	
<b>ADC3</b>	Sinal de entrada. Digitalização da tensão de saída do canal de amplificação do sinal de deformações.	×	×	×
<b>DAC1</b>	Sinal de saída. "Injecta" uma tensão simétrica à lida na saída do amplificador de transimpedância de deformações.	×	×	
<b>ADC4</b>	Sinal de entrada. Digitalização da tensão de saída do amplificador de transimpedância de deformações.	×	×	
<b>ADC5</b>	Sinal de entrada. Digitalização da tensão de saída do subtractor.	×	×	
<b>ADC6</b>	Sinal de entrada. Digitalização da tensão de saída do canal de amplificação do sinal de deformações.	×	×	×
<b>DAC2</b>	Sinal de saída. "Injecta" uma tensão simétrica à lida na saída do amplificador de transimpedância de deformações.	×	×	

Os ajustes de zero nos amplificadores de transimpedância descritos na tabela 5.2 são feitos manualmente pelo operador somente uma vez durante uma fase de montagem do sistema.

Durante a fase de montagem do sistema, os ganhos dos amplificadores de transimpedância são ajustados para que a tensão de saída não ultrapasse os 3 V, quando receberem a máxima potência óptica durante a sua operação na fase de medidas.

#### **5.2.2.6 Subsistema para localização do ponto de operação de cada FBG**

Na fase inicial de determinação da tensão eléctrica operacional para cada FBG, lida na saída do amplificador de transimpedância de deformação, associada à posição espectral operacional do filtro, deve-se colar as FBG na lâmina de ensaios, como ilustrada o diagrama da figura 5.15.

O suporte de ensaios permite transladar e prender a lâmina horizontalmente para que possa oscilar livremente na região do entre-ferro de um eletro-íman, conforme é ilustrado no lado direito do diagrama da figura 5.15.

O meio da FBG em teste deve aproximar-se da borda do suporte.

Um electroíman com entre-ferro, pela acção do campo magnético, aplica na lâmina uma deformação mecânica máxima. Após cerca de 1 s a corrente é desligada, a lâmina de aço de ponta magnetizada deixa de ser atraída por um dos pólos do entre-ferro e entra em oscilação livre.

A lâmina é posta automaticamente a oscilar, ao desligamento da corrente no entre-ferro, a partir de posições com máximos de deformação que chegam a  $\pm 450 \mu\epsilon$ . De modo a determinar o ponto operacional, com o auxílio de um

oscilograma, apresentado no aplicativo do PC, ajusta-se minimamente a posição espectral do filtro durante a oscilação até que a tensão de saída do canal de deformação seja simétrica.

Para avaliar a deformação da lâmina e a fase da oscilação é usado um leitor de extensómetros digital ACAM PSA21-WSB para extensómetros.

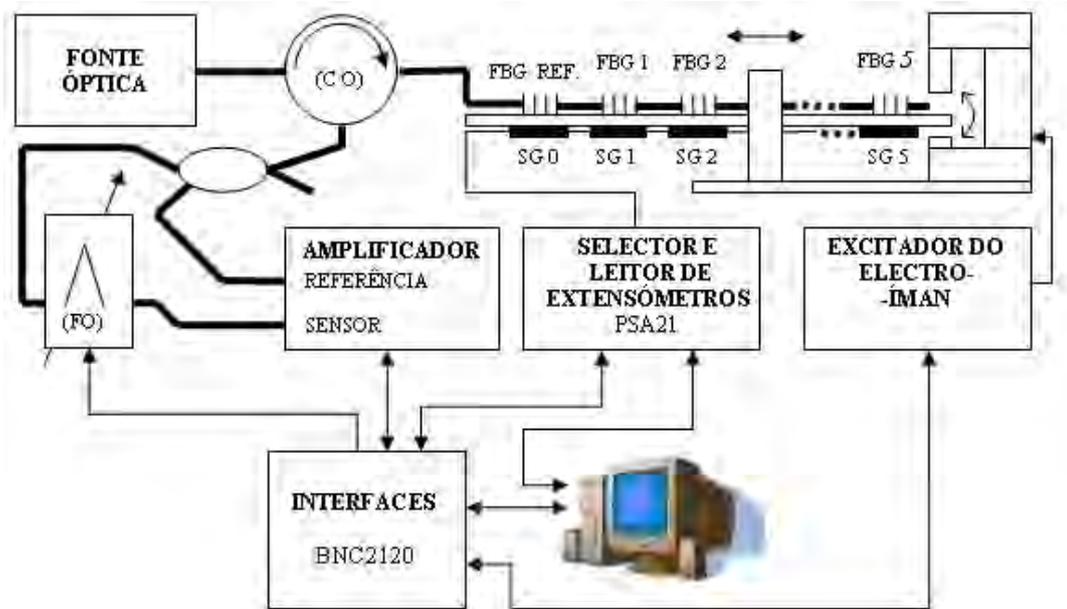


Figura 5.15 - Diagrama em blocos do sistema de leitura digital e analógica da resistência do extensómetro seleccionado pela interface BNC2120.

A ponte extensiométrica é colada na lâmina na parte de baixo e centrada com o meio da FBG e suas variações de resistências são convertidas, mediante cálculos, no valor da deformação com alta resolução ( $0,5 \mu\epsilon$ ) e precisão ( $\pm 1 \mu\epsilon$ ) e taxa de amostragem de dezenas de kHz.

Quando a lâmina é posta a oscilar livremente, o sistema óptico associado à FBG em prova deve gerar deformações similares às aquelas registadas pelo sistema eléctrico com a ponte extensiométrica, com concordância de fase e amplitude.

O programa exhibe simultaneamente as duas oscilações. Dada a existência de imprecisão no posicionamento entre o centro da meia ponte extensiométrica e da FBG o posicionamento do ponto de operação é feito somente pela observação do oscilograma lido a partir do amplificador do canal de deformações.

Para localizar a simetria da forma de onda o operador deve reposicionar o filtro através do controlo do programa, até que a forma de onda seja simétrica. Esta concordância é posteriormente avaliada também no ensaio estático para diferentes níveis de deformações.

O electroímã com entre-ferro permite, através da flexão automática da lâmina controlada pelo sentido da corrente no enrolamento, seleccionar compressão ou tracção da FBG. Assim a simetria das deformações estáticas pode ser ajustada com rapidez e se ocorrerem erros pode-se reposicionar o filtro.

Aplica-se o sistema de interrogação SM125-200 na calibração estática. A ponta da fibra óptica que é normalmente ligada ao foto-detector do canal de referência durante o uso do CVB é retirada e ligada na entrada do sistema de desmodulação SM125-200. Desta forma pode-se ter acesso à variação do comprimento de onda de Bragg e conseqüentemente às deformações de cada uma das FBG.

#### **5.2.2.7 Interface com o computador**

O sistema desenvolvido faz a desmodulação dinâmica da intensidade óptica variável associada a um sinal mecânico impulsivo com a duração de centésimos de segundo. O sistema da aquisição digital pode ler e gravar dados numa taxa da

amostragem máxima de 1,2 MHz e pode detectar sinais dinâmicos com componentes de frequência até 120 kHz. Entretanto a taxa de amostragem poderá ser reduzida para não implicar um volume desnecessário de dados a armazenar assim como um tempo excessivo de processamento.

Devido à acção do filtro a intensidade luminosa recebida pelo foto-detector do canal SENSOR de deformação pode variar de um mínimo de zero a um máximo correspondente ao espectro de reflexão de uma FBG quando o filtro é sintonizado na posição de mínima de atenuação.

Levando-se em conta que o filtro representa uma atenuação significativa do sinal óptico foto-detectado e amplificado no canal de deformação o processo de desmodulação com a filtragem lateral apresenta uma relação sinal/ruído relevante [Melle92, Othonos97].

Para aumentar a relação sinal/ruído aplicou-se no projecto do sistema óptico uma fonte de alta potência óptica ASE em vez de um LED e componentes direccionadores de baixa perda tais como o circulador óptico em detrimento de um acoplador 50/50; e também um acoplador 90/10 em detrimento de um acoplador 50/50. Desta forma obtêm-nos níveis maiores de potência de sinal foto-detectados, garantindo-se assim relações sinal/ruído maiores.

Após a foto-deteccção e amplificação, as tensões do sinal e de referência são aplicadas à interface de aquisição National Instruments que faz as conversões A/D simultaneamente.

O programa aplicativo que recebe e coordena a digitalização dos sinais, provenientes do canal de sinal de deformação e de referência, apresenta um painel de instrumentos (apêndice B). No painel são visualizáveis botões, outros elementos e telas de osciloscópios. Associado a tela virtual está um diagrama correspondente a subrotina de aquisição e ajuste de dados, provenientes dos

canais de deformação e referência, ilustrados na figura 5.16, que representa com ícones Waveform Chart e Result duas telas de osciloscópios.

Os valores das tensões amostradas em 12 bits do sinal de deformação e de referência, *DAQ Assistant2*, podem então ser exibidos, sincronizada e simultaneamente no gráfico (*Waveform Chart*), figura A.3. O processamento dos dados é feito através da estrutura matemática particular de cada canal, detalhada no diagrama da figura 5.16. O gráfico *WaveformChart* exibe as tensões adquiridas nos dois canais. Os valores das tensões amostradas dos sinais de deformação e referência são multiplicados pelas constantes Gain1 e Gain Ref, respectivamente e exibidos novamente no mesmo gráfico do painel virtual associado ao ícone “Result”.

Os valores obtidos na fase de calibração passam a ser utilizados nesta fase de leitura e exibição de gráficos como incógnitas das equações de processamento.

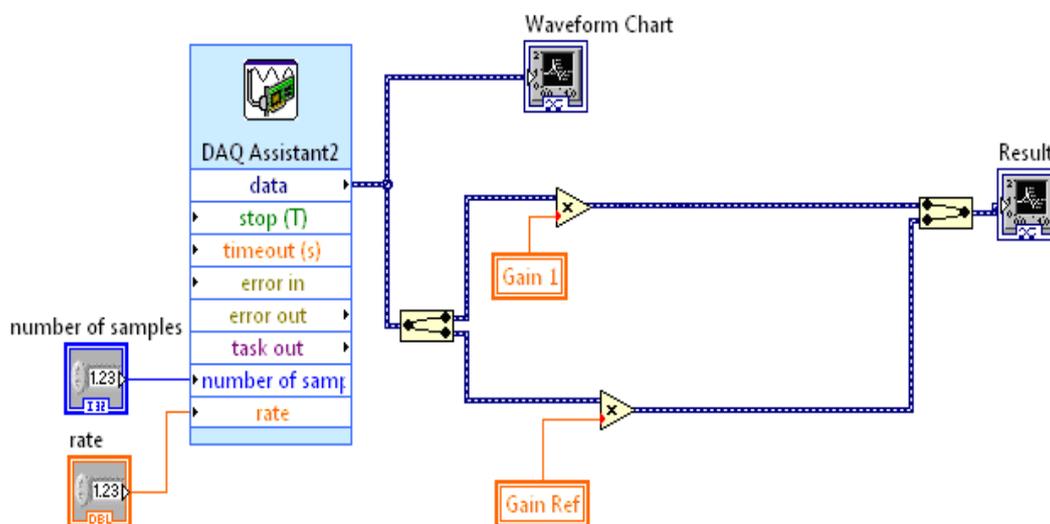


Figura 5.16 - Aquisição de dados e processamento. Cada par de valores do sinal da deformação e da referência adquiridos simultaneamente (“data”) são processados, combinados, armazenados e exibidos (“Result”).

Associada ao diagrama da figura 5.16 estão duas equações simples que fazem as correcções em cada valor lido da tensão de deformação de acordo com a tabela 5.1.

$$\text{DEFORMAÇÃO} = \text{VDEF1} \times \text{GAIN1} \times 100 \quad (5.1)$$

onde DEFORMAÇÃO é o valor de deformação lido pelo CVB a partir da tensão digitalizada VDEF1 e GAIN1 é uma constante, obtida na fase de calibração, particular para cada FBG, exemplificada na tabela 5.1.

O valor de saída de referência, associada a potência óptica reflectida pelas FBG (REFERÊNCIA) é dada por (5.2):

$$\text{REFERÊNCIA} = \text{VREF1} \times \text{GAINREF} \quad (5.2)$$

onde REFERÊNCIA é o valor calculado proporcional à tensão digitalizada na saída do amplificador de referência VREF1. GAINREF é um valor fixo necessário para que REFERÊNCIA seja no máximo igual a 10 V no painel da instrumentação virtual.

A tensão de saída REFERÊNCIA é mostrada simultaneamente com DEFORMAÇÃO no gráfico RESULT. Se ocorrer uma variação da tensão de referência durante o ensaio, a variação é gravada e um alarme é disparado, indicando que o ensaio terá que ser repetido.

### **5.3 FBG para monitorização dinâmica de deformação no estudo da transferência de carga de um implante dentário ao osso**

O objectivo deste trabalho é a aplicação das FBG no estudo de implantes sujeitos a cargas de oclusão dinâmicas. As FBG foram utilizadas para a monitorização de deformações no estudo de transferência de carga de um implante dentário ao osso. O estudo feito com as FBG com cargas de oclusão dinâmicas pode ser usado para a análise comparativa de implantes fabricados com materiais diferentes.

#### **5.3.1 Introdução**

O estudo da transferência de carga em ensaios dinâmicos de oclusão é um procedimento essencial para a análise de implantes dentários. A forma como o implante transfere as cargas de oclusão para o tecido ósseo circundante, permite correlacionar as suas características material e geométrica com o estado de tensão-deformação que induz.

Um implante que possa induzir deformações de nível fisiológico e distribuição mais uniforme, evitando fenómenos indesejáveis de reabsorção óssea, serão potencialmente mais apropriados, devido ao processo de osteointegração.

A experimentação para determinação da melhor combinação de materiais consistiu na aplicação de impulsos mecânicos de curta duração nas cabeças dos implantes. Estes impulsos propagavam-se ao osso circundante de forma diferenciada, formando perfis de deformações variáveis no espaço e no tempo. As FBG foram então utilizadas para medir esses perfis.

Os implantes dentários utilizados nos ensaios são os mesmos macro-modelos empregados nos ensaios estáticos de transferência de carga, já descritos no

capítulo 4. O mesmo método de colagem dos sensores FBG foi utilizado para as experiências realizadas nestes ensaios dinâmicos.

O sinal foi medido usando o sistema optoelectrónico dedicado CVB, desenvolvido pelo autor e baseado num filtro mecanicamente ajustável.

### **5.3.2 Caracterização do CVB**

Uma prévia caracterização do sistema CVB foi realizada com a finalidade de confirmar a linearidade do sistema optoelectrónico.

Um material homogéneo (cubo de silicone) foi utilizado nos ensaios para caracterizar o CVB. O cubo possui 5 cm de aresta e um furo foi projectado no processo de fabricação, estando a 15 mm do centro do implante, posicionado longitudinalmente ao eixo do implante. Para este ensaio uma FBG foi colada no furo numa posição a 20 mm da superfície. Como o objectivo deste ensaio era verificar a linearidade foi utilizado apenas um implante dentário (implante em metal). O cubo com o implante inserido e a fibra óptica com a FBG é mostrado na figura 5.17. As variações dos comprimentos de onda das FBG foram obtidos num ensaio de caracterização estática. As cargas, que foram aplicadas ao centro do implante, variaram entre 1 e 6 kg.

O gráfico da figura 5.18 mostra as curvas obtidas com o CVB e com um analisador de espectros comercial (OSA), que foi utilizado para comparação com o sistema construído. Os dados obtidos (círculos) mostram linearidade com o aumento da carga aplicada. As rectas de melhor ajuste também são mostradas no gráfico. O coeficiente obtido para o OSA foi de  $77,67 \mu\epsilon/\text{kg}$  enquanto que para o CVB foi de  $74,89 \mu\epsilon/\text{kg}$ , ambos com correlação de 0,99.

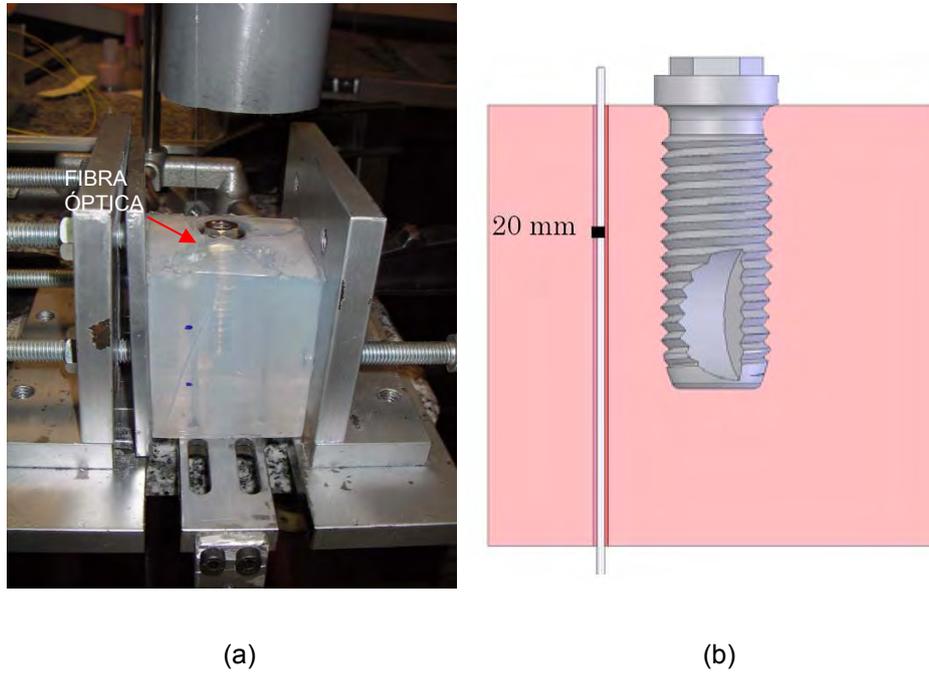


Figura 5.17 - (a) Bloco de silicone com o macro implante inserido e (b) localização da fibra óptica com a FBG.

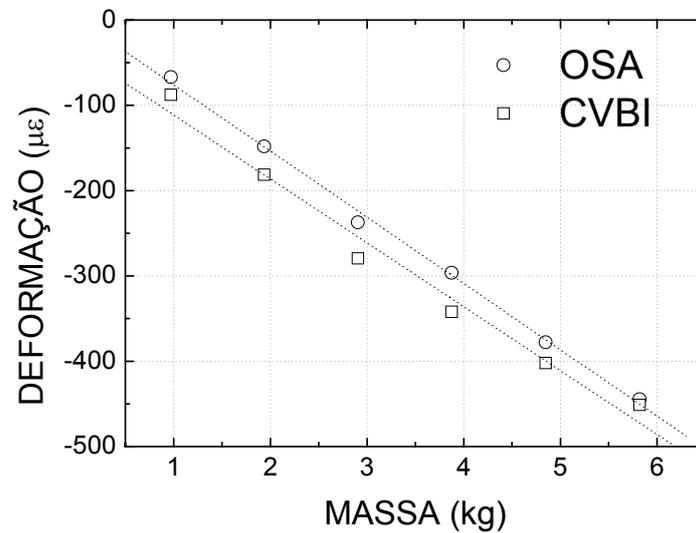


Figura 5.18 - Valores de deformação obtidos através do analisador de espectros ópticos (OSA) comercial e do caracterizador de vibrações desenvolvido (CVB).

### 5.3.3 Materiais e métodos

Os ensaios dinâmicos foram realizados num cubo de osso fresco de bovino com 8 cm de aresta. Duas FBG multiplexadas de 3 mm de comprimento cada foram coladas num furo situado a 15 mm do eixo longitudinal do implante. As FBG foram coladas em duas alturas diferentes, localizadas a  $H1 = 15$  mm e  $H2 = 35$  mm da superfície superior do osso. A FBG1 está localizada no meio do implante enquanto que a FBG2 está aproximadamente no nível do final do implante. A figura 5.19 mostra o posicionamento das duas redes e a configuração esquemática do sistema para ensaios dinâmicos. A figura 5.20 mostra o cubo de osso com o implante e a fibra óptica com a FBG já inserida. Ao contrário do que o diagrama da figura 5.19 mostra, a fibra óptica foi inserida por baixo do cubo evitando um possível acidente e quebra da fibra que certamente ocorreria se fosse colada na parte superior do osso.

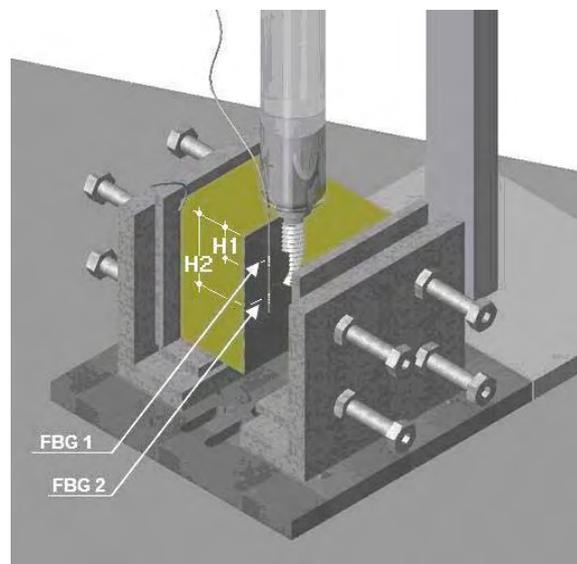
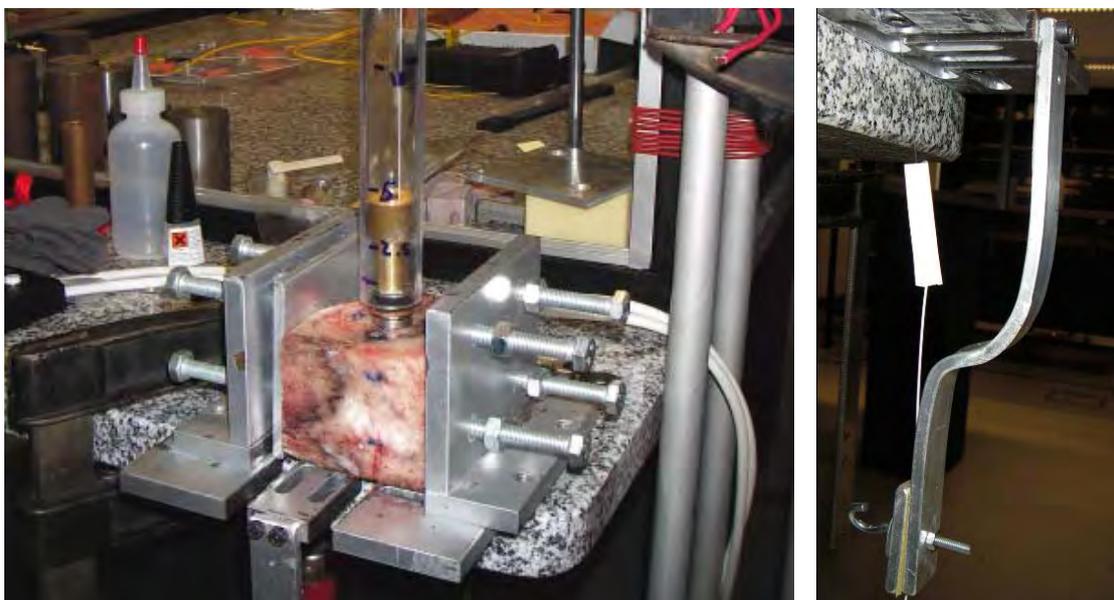


Figura 5.19 – Localização dos sensores FBG dentro do cubo e o sistema de aplicação de cargas dinâmicas sobre o implante dentário.



(a)

(b)

Figura 5.20 – (a) Foto do momento exacto da colisão da massa impulsora sobre o implante no cubo de osso. (b) Suporte da fibra óptica na parte inferior do bloco.

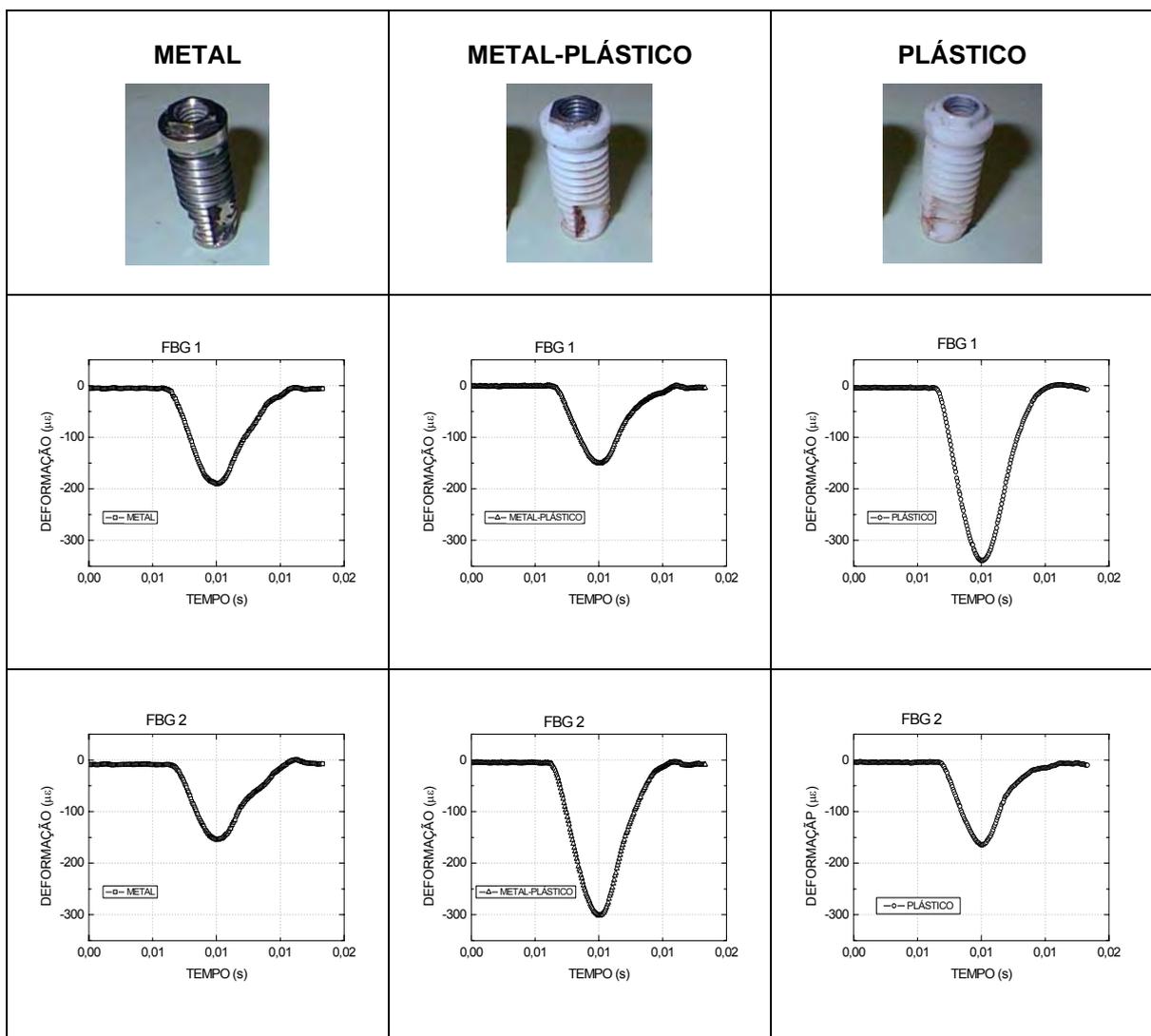
Os impulsos foram gerados pelo lançamento de massas de 50 g a uma altura de 200 mm directamente na cabeça do implante (alturas maiores poderiam danificar o osso). Para evitar a transferência de impulsos secundários por ressalto das massas, foi incluído um disco em borracha com 3 mm de espessura. Através do sistema de desmodulação dinâmico CVB foi então possível obter a variação temporal de deformação para cada FBG.

#### 5.3.4 Resultados

A tabela 5.4 mostra os resultados obtidos com os ensaios dinâmicos para as duas redes em cada implante dentário. Os gráficos mostram os valores de deformação obtidos ao longo do tempo quando a carga impulsiva é lançada sobre o implante.

Os gráficos de deformação em função do tempo mostrados na figura são uma média de 5 ensaios e encontram-se normalizados na escala do tempo apenas para fins de comparação.

Tabela 5.4 – Valores de deformação obtidos com as duas FBG ao longo do tempo com uma força impulsiva aplicada sobre o implante.



A figura 5.21 mostra os valores de deformação máximos obtidos para cada implante nas duas regiões no ensaio dinâmico.

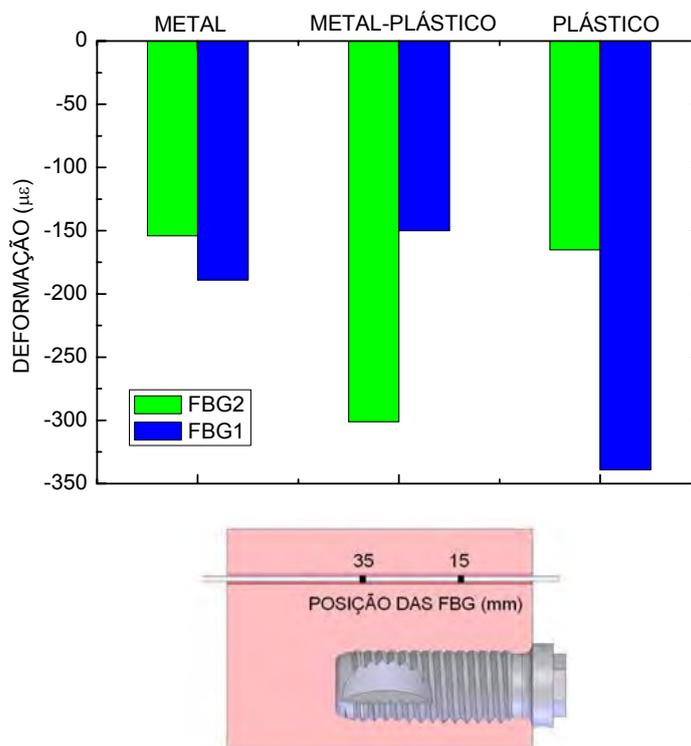


Figura 5.21 – Variações de deformação obtidos com as FBG em ensaio dinâmico com a carga impulsiva aplicada sobre cada um dos implantes.

### 5.3.5 Discussão e conclusão

Foram obtidos valores de deformação com as FBG inseridas em ossos em ensaios dinâmicos. O ensaio foi realizado com impactos de massas sobre a cabeça do implante e os impulsos temporais foram registrados com o CVB desenvolvido.

Os valores de deformação obtidos com o ensaio dinâmico mostram que para o implante plástico a maior parte da deformação é localizada na parte superior do

implante, com valor máximo de 340  $\mu\epsilon$  enquanto que a parte inferior tem cerca de 50% deste valor. Este mesmo perfil está presente também nos ensaios estáticos, onde a maior deformação também é na parte superior do implante (vide capítulo 4).

No caso do implante metálico, os ensaios dinâmicos mostram deformações razoavelmente distribuídas com valores de 56% e 44%, para as partes superior e inferior do implante, respectivamente. Isto também está de acordo com os valores estáticos.

O caso do implante de metal-plástico mostrou ter as maiores diferenças nos dois casos, estático e dinâmico. No ensaio dinâmico, a maior parte da força é distribuída na parte inferior do implante; a parte superior tem cerca de 50% desse valor. Porém, o efeito contrário acontece no caso estático.

## **5.4 Considerações finais**

Foi desenvolvido um sistema de desmodulação dinâmico baseado num filtro sintonizável. O sistema caracterizador de vibrações, CVB, foi utilizado para o estudo dinâmico de implantes dentários. Neste ensaio as FBG foram utilizadas para a monitorização de deformações em duas regiões do osso para análise de transferência de carga. A simulação de cargas oclusivas nos implantes dentários pode ajudar na comparação entre implantes fabricados com materiais diferentes.

Nas aplicações das FBG em biomecânica, o parâmetro monitorizado de interesse é a deformação. Entretanto, existem alguns ensaios onde a temperatura se torna importante, como nos casos de cura do cimento ósseo. Estes ensaios serão discutidos no próximo capítulo.

## CAPÍTULO 6

---

### Redes de Bragg para monitorização de temperatura em sistemas biomecânicos

#### 6.1 Introdução

A temperatura é uma grandeza física de grande interesse de monitorização em Biomecânica. O uso do cimento ósseo na fixação de próteses apresenta o risco inerente da necrose térmica das células adjacentes a interface cimento osso, durante a cirurgia da sua instalação. A conclusão da polimerização do cimento tem lugar no doente, consistindo numa reacção exotérmica com libertação considerável de calor. Segundo o fabricante de cimentos ósseos *DePuy CMW 3<sup>®</sup>* (*Johnson&Johnson, Warsaw, Indiana, EUA*), os efeitos a longo prazo do calor produzido *in situ* não se encontram ainda estabelecidos.

Assim, a monitorização da cura no cimento ósseo fornecerá uma informação necessária para o estudo das artroplastias cimentadas. A cura do cimento ósseo depende de uma reacção exotérmica, que aquece a prótese a temperaturas

maiores do que a do regime homeotérmico humano. O grau de dano dependerá do tempo de aquecimento e da variação da temperatura na interface.

A utilização de FBG para a realização da monitorização da temperatura nesta aplicação particular possui contudo um problema: é que a FBG estando em contacto directo com o cimento ósseo, e em virtude da existência duma reacção exotérmica, não é possível *a priori* diferenciar a informação no sinal óptico devido à contracção do cimento da variação de temperatura.

As análises da cura podem auxiliar no estudo dos cimentos ósseos nas aplicações em artroplastia. Por exemplo, problemas como as fissuras podem ocorrer no processo de polimerização da cura do cimento, sendo induzidas termicamente [Ramos06].

O objectivo deste trabalho é a monitorização da temperatura que ocorre durante a cura do cimento ósseo na artroplastia total do joelho e da anca. Esta monitorização foi feita com o uso de FBG completamente isoladas do contacto do cimento ósseo, contidas no interior de agulhas, e também com uma FBG livre em contacto directo com o cimento ósseo.

## 6.2 Sensor de temperatura: FBG encapsulada

O encapsulamento do sensor FBG tem como objectivo a discriminação da variação do comprimento de onda por temperatura e por deformação, quando a rede está potencialmente sujeita a essas duas grandezas em simultâneo. Vários métodos têm sido descritos na literatura para a monitorização simultânea dessas duas grandezas. Entretanto, a ideia mais simples é a utilização de duas FBG embutidas no material a ser monitorizado, com o encapsulamento de uma das redes em material rígido, de modo que esta fique insensível a variações mecânicas, para medição apenas da variação térmica.

### **6.2.1 Introdução**

Como já visto anteriormente, o comprimento de onda de Bragg numa FBG depende do índice de refração efectivo do núcleo e da periodicidade da rede e ambos serão afectados por perturbações mecânicas e térmicas. A FBG portanto tem uma sensibilidade dupla, em que uma perturbação de temperatura é indistinguível da de uma deformação, caso se observe somente a variação do comprimento de onda de Bragg. Quando se utilizar o sensor FBG para monitorizar outro parâmetro diferente da temperatura, uma solução elementar para a dependência dupla consiste em monitorizar-se a temperatura do sensor principal com outro sensor FBG, aproveitando assim o mesmo sistema de interrogação.

Assim, nas aplicações onde foi necessário medir também a temperatura além das deformações, caso da monitorização da cura do cimento ósseo, dois sensores foram usados no estudo: uma FBG exposta, para a monitorização de deformação e uma FBG dentro de duas agulhas. Este mesmo tipo de configuração já foi utilizado em outros trabalhos [Milczewski06].

### **6.2.2 Materiais e métodos**

A FBG dentro das agulhas foi utilizada para obter as curvas de temperatura, pois a rede exposta é sensível tanto à temperatura quanto à variação de deformação causada pela expansão do material durante a cura. A FBG é colada na ponta da agulha com menor diâmetro e então encapsulada pela segunda agulha. A ponta da agulha de maior diâmetro que recobre o sensor é vedada com silicone, para impedir a entrada do material a ser monitorizado. A FBG deste modo fica centralizada (sem contacto com as bordas da agulha) e livre de deformações (sem contacto com o material exterior). A figura 6.1 mostra a configuração de encapsulamento.

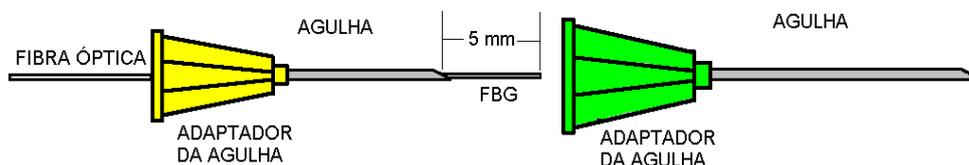


Figura 6.1. Esquema de encapsulamento das FBG para monitorização de temperatura; esta configuração foi utilizada para proteger a fibra de tensões externas causadas pelo material a ser analisado.

Os sensores FBG encapsulados foram previamente caracterizados para a obtenção dos coeficientes de temperatura. Os sensores FBG encapsulados foram caracterizados por temperatura através de um sistema electrónico baseado em pastilhas termoeléctricas e termistor. A FBG encapsulada foi colocada sobre uma placa metálica em contacto com a pastilha termoeléctrica e variou-se a temperatura de 10 a 60°C com esse sistema. Os espectros de reflexão ópticos dos sensores FBG foram obtidos através de uma fonte óptica de banda larga baseada em emissão espontânea amplificada (ASE) de um amplificador em fibra dopada com érbio, um circulador e um analisador de espectros com resolução de 0,1 nm.

### 6.2.3 Resultados

O gráfico da figura 6.2 mostra os valores obtidos para a FBG gravada em fibra óptica fotossensível encapsulada nas agulhas e os desvios associados para 5 ensaios. O gráfico mostra também a recta de melhor ajuste. O coeficiente de sensibilidade obtido foi de  $15,9 \pm 0,1$  pm/°C com coeficiente de correlação de 0,99. Para comparação o valor teórico de sensibilidade de variação do

comprimento de onda de Bragg com a temperatura de uma FBG sem encapsulamento é de aproximadamente 13,7 pm/°C [Othonos97].

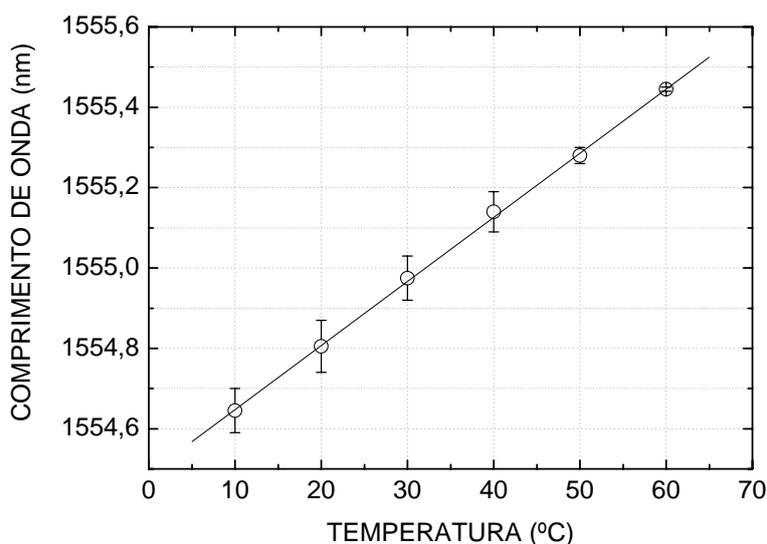


Figura 6.2. Curva de sensibilidade de variação do comprimento de onda de Bragg com a temperatura de uma FBG encapsulada em agulha.

#### 6.2.4 Discussão e conclusão

As redes encapsuladas foram caracterizadas através de variação de temperatura e os resultados obtidos mostraram linearidade com correlação de 0,99. O coeficiente de sensibilidade obtido para o sensor encapsulado tem uma diferença percentual de 14% em relação ao valor teórico. Porém esta diferença pode estar associada ao facto da fibra ser fotossensível, e portanto diferente da fibra associada ao valor teórico.

### 6.3 Sensor FBG na cura do cimento ósseo

O objectivo deste ensaio é o estudo do comportamento de redes de Bragg em fibra óptica sob tracção dentro do manto de cimento ósseo. A determinação do instante em que a fibra fica fixa dentro do cimento após a cura ter começado, enquanto a fibra é continuamente tracionada por uma força externa, é uma caracterização importante a ser definida nas aplicações em que as redes são utilizadas como sensores nas artroplastias cimentadas. Este valor é necessário para predizer quando os sensores estão presos dentro do manto de cimento, e o sistema biomecânico pode ser manipulado. Qualquer manipulação por parte do cirurgião antes deste instante de fixação pode influenciar na posição da FBG, inviabilizando o seu uso como sensor.

#### 6.3.1 Introdução

Em experiências prévias da cura do cimento ósseo, verificou-se que nos primeiros minutos decorridos após a mistura do cimento ao catalisador, decorre uma variação rápida do  $\lambda_B$  no sentido do aumento em comprimento de onda ( $\Delta\lambda_B > 500$  pm), devido ao aumento da temperatura; e seguido de uma variação lenta no sentido da diminuição em comprimento de onda ( $\Delta\lambda_B < -1.000$  pm), devido à contracção do cimento e ao seu arrefecimento.

Estimou-se em experiências prévias que o fenómeno da cessação do deslizamento e travamento ocorre muito próximo do pico da temperatura resultante da reacção exotérmica, pois a contracção parece coincidir com o pico de temperatura.

Entretanto também foi notado que para uma FBG imersa no cimento sem recobrimento e sob tracção por uma força externa, a fibra continuava a deslizar após o máximo de temperatura na polimerização do cimento ter sido atingida.

O propósito desta experiência é saber em que instante, após a polimerização do cimento, uma FBG sob tracção pode ser considerada aderida ao cimento ósseo.

### **6.3.2 Materiais e métodos**

A figura 6.3 mostra o diagrama do arranjo experimental utilizado. A figura 6.4 mostra uma foto da experiência já com o cimento ósseo depositado sobre a FBG sensora. A FBG1 fica fora do cimento no ar e um dos extremos desta fibra está colada no suporte rectangular metálico que se desloca solidária com o motor linear. O outro extremo desta fibra está multiplexada a outra rede, a FBG2. Esta pode correr livre dentro do cimento quando o material está no estado líquido. No decorrer do processo de cura a fibra óptica na região da FBG2 e adjacências recebe os efeitos da contracção do cimento e o coeficiente de atrito entre a fibra e o cimento que a rodeia aumenta quadraticamente à medida que a cura ocorre. Uma outra rede encapsulada em agulhas, a FBG3, é utilizada para monitorizar a temperatura. Esta rede encapsulada fica situada a cerca de 2 mm da FBG2.

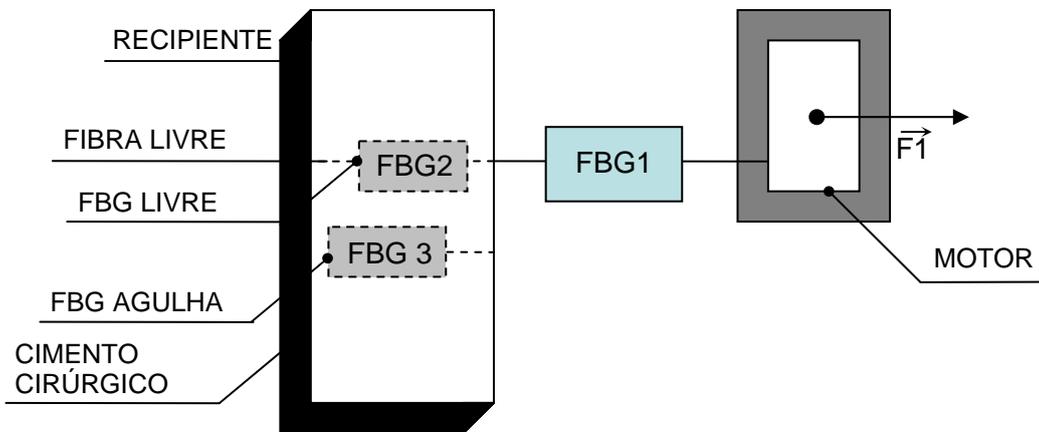


Figura 6.3 - Arranjo experimental composto de recipiente do cimento, fibras ópticas com FBG e motor linear que puxa a fibra.

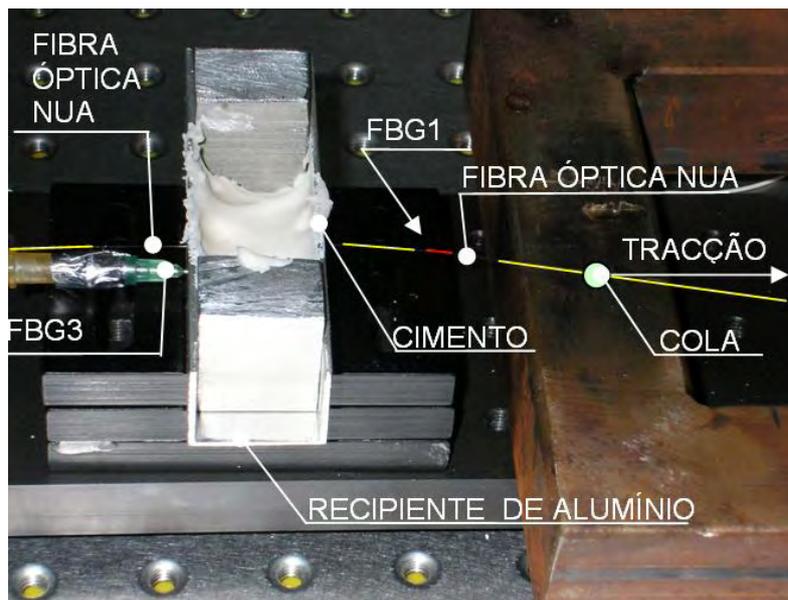


Figura 6.4 – Fibra óptica nua com a FBG2 sensora que inicialmente desliza livremente pelo interior do cimento que a envolve. A FBG1 externa está gravada na mesma fibra que FBG2. A FBG3 para a medição da temperatura é ligada na ponta livre da mesma fibra óptica.

A fibra na região da FBG2, pode correr livre dentro do cimento antes da polimerização. No decorrer do processo de cura a FBG2 está sujeita aos efeitos da contracção do cimento.

As 3 FBG estão multiplexadas em comprimento de onda numa mesma fibra óptica e a leitura dos sensores é simultânea. O registo das variações de comprimento de onda é realizado com o sistema de leitura SM125-200 (*Micron Optics Inc.*, EUA). O controlo do motor linear é ligado ao PC e faz o registo de variação da posição simultaneamente às aquisições dos sensores. O motor de passo, parte integrante do motor linear, é ajustado para meio passo e intervalo entre cada passo de 100 ms. A figura 6.5 mostra a configuração de ligações do arranjo experimental.

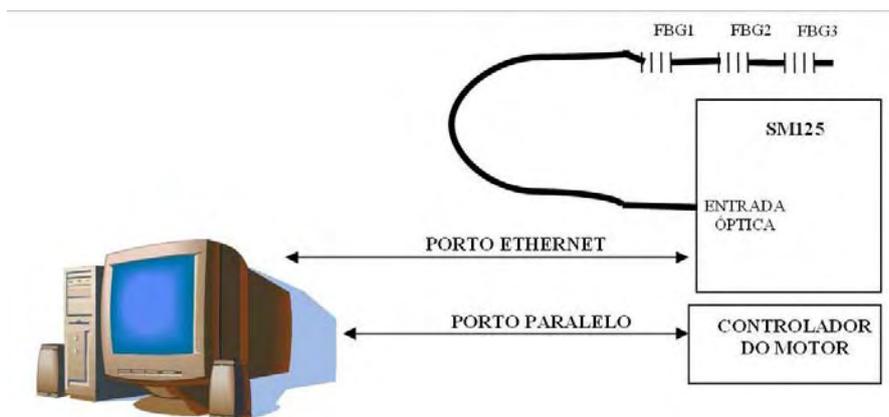


Figura 6.5 - Diagrama de ligações e desmodulação do sistema para análise das FBG inseridas no manto de cimento ósseo.

O cimento ósseo *DePuy CMW 1*<sup>®</sup> (*Johnson&Johnson*, Warsaw, Indiana, EUA) é preparado misturando-se os componentes sólidos e líquidos de acordo com o procedimento estabelecido pelo fabricante. A mistura é imediatamente depositada no recipiente com o auxílio de uma espátula plástica. A FBG2 é inserida no furo

do recipiente e é então adicionada a última camada do cimento que cobre a FBG. É então inserida a agulha com a FBG3 e ligado o sistema de leitura e o programa correspondente é ajustado para a leitura das 3 redes sensoras. O motor linear é ligado simultaneamente.

Ao rotor do motor passo-a-passo, controlado pelo porto paralelo do computador, é acoplado um parafuso. Ao girar o parafuso, o eixo puxa horizontalmente um suporte rectangular metálico a intervalos regulares de 100 ms e com tempo de movimento de tracção de cerca de 50 ms. O suporte permanece travado mecanicamente na posição horizontal, durante os 50 ms restantes, a cada passo, até receber um novo passo de traccionamento. O interrogador regista os dados a cada 1 s e durante 450 s.

Para o cálculo da deformação no interior do cimento ósseo, aos dados de variação do comprimento de onda obtidos com a FBG2, são subtraídas as variações por deformações de tracção obtidas pela FBG1 e as variações por efeito da alteração da temperatura observadas com a FBG3 encapsulada.

### **6.3.3 Resultados**

Na figura 6.6 (a) observa-se o gráfico da variação da deformação no cimento obtido com os dados de variação do comprimento de onda da FBG2, já com a subtracção da variação de temperatura devido à reacção exotérmica na polimerização e a subtracção da variação da deformação por tracção da fibra. A figura 6.6 (b) mostra o gráfico da deformação por tracção externa ao recipiente da fibra, obtido com a FBG1.

Nesta experiência determinaram-se quatro fases da deformação no processo de cura do cimento ósseo, definidos conforme ilustra o gráfico da figura 6.6, definidas pelos separadores A, B e C.

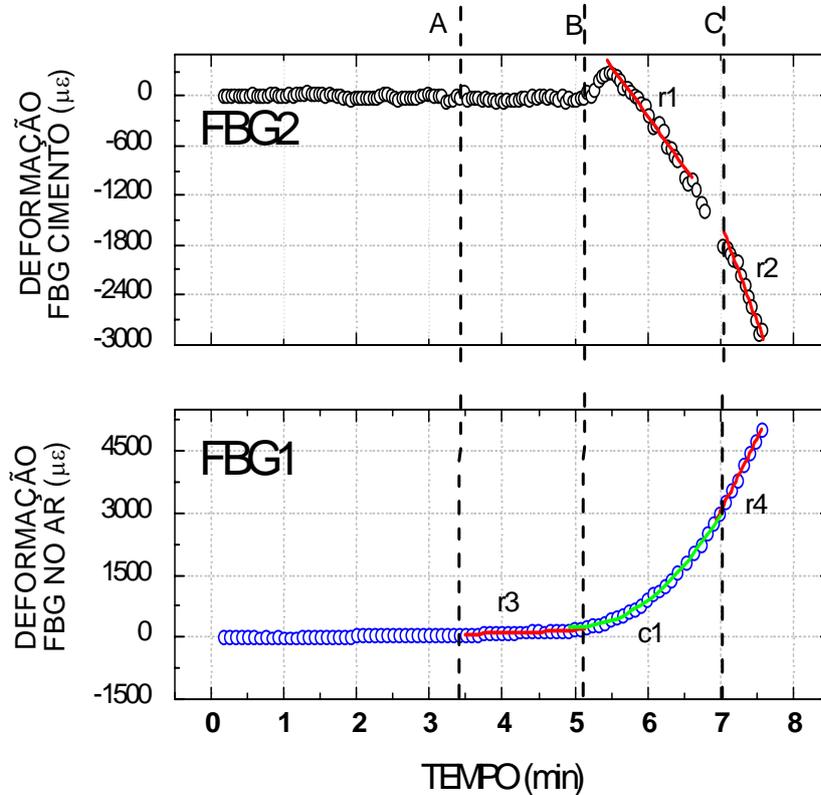


Figura 6.6 - (a) Gráficos simultâneos da variação temporal da deformação no cimento obtido com a FBG2 e (b) da variação temporal da deformação por tracção obtido com a FBG1 externa ao cimento.

A primeira fase, até A, é de deslizamento livre da fibra, até cerca de 3,5 min do início do processo de cura do cimento.

Na segunda fase, AB entre 3,5 min e 5 min do início da cura, tem início o processo de contracção, ilustrado pelo leve aumento da deformação na FBG1; a recta r3 representa o melhor ajuste a esses pontos.

A terceira fase, BC, é caracterizada pelo deslizamento com atrito na qual a FBG2 regista contracção, cuja variação temporal é ilustrada pela recta r1 que representa

o melhor ajuste aos pontos; a FBG1, em consequência, regista tracção. O gráfico da variação temporal da tracção é uma curva com ajuste quadrático (c1).

A quarta fase, C, é definida quando ocorre a travagem do deslizamento da fibra no interior do cimento. A FBG2 regista uma contracção mais acentuada pois a inclinação de r2 é maior do que a de r1 e a curva registada pela FBG1 deixa de ser quadrática e passa a ser linear, representada pelo melhor ajuste, r4. Esta recta deve-se ao incremento periódico da força de tracção. A ruptura da fibra óptica foi registada com uma deformação máxima de 4.600  $\mu\epsilon$ .

A tabela 6.1 mostra as equações obtidas com curvas de melhor ajuste aos dados obtidos, nas fases definidas da cura do cimento.

Tabela 6.1. Equações das curvas obtidas pelos melhores ajustes aos pontos de variação da deformação (Y) com o tempo (X).

Curvas de melhor ajuste	Equações
r1	$Y = 7.036,89 - 1.212,61 \cdot X$
r2	$Y = 15.267,74 - 2.397,16 \cdot X$
r3	$Y = -179,93 + 71,04 \cdot X$
r4	$Y = -21.550,70 + 3.509,62 \cdot X$
c1	$Y = 18.069,32 - 7.065,94 \cdot X + 700,49 \cdot X^2$

#### **6.3.4 Discussão e conclusão**

Os gráficos obtidos com a FBG livre dentro do cimento, mostraram que a fibra fica aderida ao material após a máxima temperatura atingida pelo cimento. Porém, quando a fibra é submetida a deslocamentos em passos submilimétricos por uma tracção externa, o instante de fixação ocorre depois da temperatura máxima. Ou seja, a fibra continua a deslizar dentro do cimento após um curto período. No caso do ensaio realizado, isto ocorre 2 min após o início da cura do cimento, com aquela força aplicada. Após esse instante a FBG permanece firmemente aderida no interior do cimento.

A FBG livre de forças externas pode entretanto ser utilizada para a monitorização da cura do cimento, pois a fibra adere ao material já no processo de polimerização, como mostram os ensaios descritos nas próximas secções.

### **6.4 FBG na análise da cura do manto de cimento ósseo em artroplastias cimentadas**

#### **6.4.1 Introdução**

Tendo em conta que as FBG são sensíveis também às variações da temperatura além da deformação, utilizou-se uma FBG exclusivamente para as medidas de temperatura. A fim de manter a FBG livre da influência das deformações sofridas pelo cimento, a fibra foi introduzida em agulhas.

Os dados obtidos por esta FBG encapsulada são usados para remover a influência da temperatura nos dados recolhidos pelas FBG destinadas às medidas de deformações.

O estudo do perfil de temperatura durante a cura do cimento no interior do osso tem como objectivo criar dados para minimizar os extremos de temperatura que causam danos térmicos, nomeadamente a necrose do osso e que atingem principalmente o tecido de osso que cerca o cimento. A necrose de osso pode promover a formação de tecido fibroso na interface cimento-osso e consequentemente provocar a instabilidade nos micro-movimentos da prótese.

Os valores de deformações dependem de vários factores, um deles é associado à espessura do manto de cimento ósseo, segundo o que consta na literatura relacionada. Estudos precedentes [Fisher97] sugerem que a vida prevista do implante femoral cimentado pode depender da espessura do manto de cimento que cerca a prótese além da sua geometria. Fisher conduziu um estudo com próteses de cobalto-cromo cimentadas no fémur implantadas com espessuras variadas de manto de cimento. Estes autores usaram os extensómetros inseridos no manto de cimento para a monitorização quando a haste das próteses foi carregada axialmente. A espessura crescente do manto de cimento de 2,4 a 3,7 mm causou reduções substanciais da deformação no lado distal do manto (40-49%).

#### **6.4.2 FBG para monitorização de deformação e temperatura na cura do manto de cimento ósseo numa artroplastia de anca**

O objectivo deste ensaio é a monitorização da cura do cimento ósseo que fixa o implante de anca no fémur através de sensores FBG. A monitorização da cura foi feita *in vitro* durante o processo de inserção do implante no osso sintético.

#### 6.4.2.1 Materiais e métodos

A cura do cimento ósseo *DePuy CMW 3<sup>®</sup>* (*Johnson&Johnson*, Warsaw, Indiana, EUA) foi realizada no processo de inserção do implante de anca, detalhado no capítulo 3 desta Tese. Para a monitorização da variação de temperatura foi utilizada uma FBG encapsulada em agulhas.

A monitorização da variação do comprimento de onda das FBG para as medidas de deformações foi feita simultaneamente com a de variação de comprimento de onda para a determinação da temperatura. A rede encapsulada foi inserida no manto de cimento na lateral da anca, na região proximal, como mostra a figura 6.7.



Figura 6.7 - Prótese da anca introduzida num fémur sintético e a FBG encapsulada para monitorização de temperatura, não sujeita às deformações mecânicas do cimento.

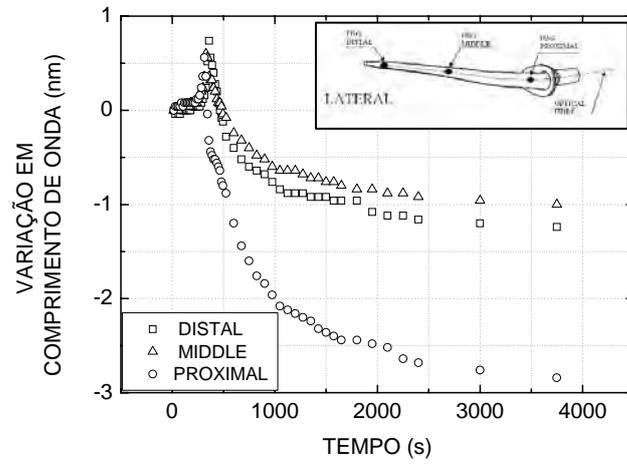
A fibra óptica monitorizada é a lateral, com as respectivas redes localizadas nas regiões distal, “middle” e proximal. Estas FBG foram monitorizadas simultaneamente com a FBG encapsulada na agulha, por meio de um acoplador óptico. O interrogador para a aquisição das variações em comprimento de onda utilizado é o SM125-200 (*Micron Optics Inc.*, EUA).

#### 6.4.2.2 Resultados

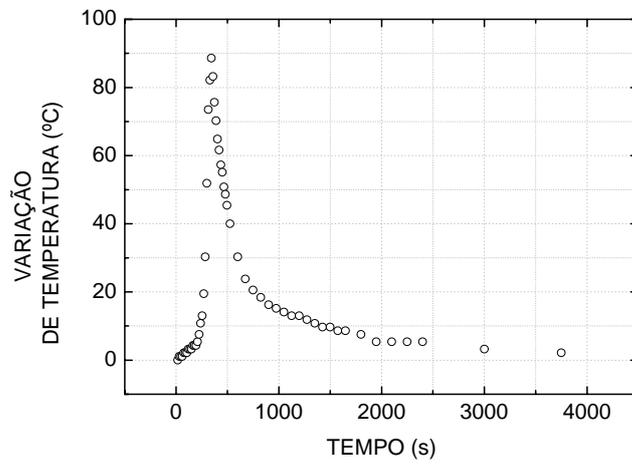
A figura 6.8 (a) mostra o gráfico de variação do comprimento de onda obtido para as FBG na lateral, nas regiões distal, “middle” e proximal do implante.

A figura 6.8 (b) mostra a variação da temperatura durante o processo de cura do cimento com o tempo. Pode ver-se que após 345 s a temperatura alcança um máximo de 88 °C.

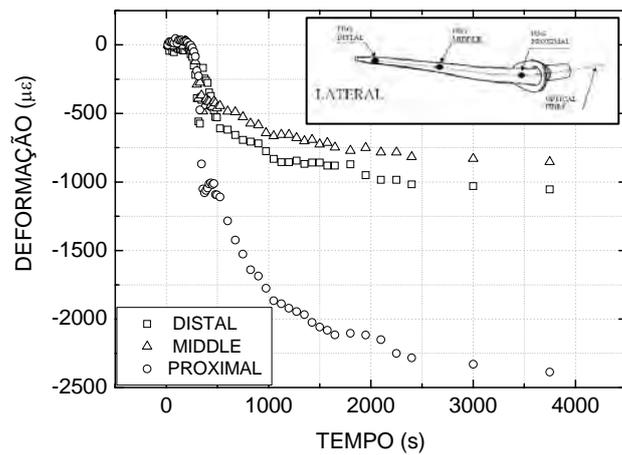
A figura 6.8 (c) mostra as deformações obtidas, após a influência da temperatura nas medidas ter sido removida. Todos os perfis de deformação seguiram distribuições similares. Devido ao processo da polimerização do cimento ósseo, as leituras finais de deformação máxima por compressão, nos lados proximal, “middle” e distal do implante de anca foram de  $-2.400 \mu\epsilon$ ,  $-1.000 \mu\epsilon$  e  $-750 \mu\epsilon$ , respectivamente.



(a)



(b)



(c)

Figura 6.8 - (a) Variação temporal do comprimento de onda da FBG; (b) variação temporal da temperatura obtida com uma FBG embutida numa agulha; e (c) variação temporal da deformação durante a cura do cimento ósseo numa artroplastia de anca.

### 6.4.2.3 Discussão e conclusão

As FBG foram utilizadas para monitorização da cura do manto de cimento ósseo em artroplastia de anca. O valor máximo de deformação por contracção obtido foi de  $-2.400 \mu\epsilon$  e o de temperatura foi de  $88 \text{ }^\circ\text{C}$ . Estes valores máximos foram obtidos na região proximal da lateral do implante, onde a espessura do manto de cimento é maior.

### 6.4.3 FBG para monitorização de deformação e temperatura na cura do manto de cimento ósseo numa artroplastia de joelho

O objectivo deste ensaio é a monitorização da cura do cimento ósseo que fixa o prato tibial no osso através de sensores FBG. A monitorização da cura foi feita *in vitro* durante o processo de colocação da prótese na tibia sintética.

#### 6.4.3.1 Materiais e métodos

A figura 6.4 (a) mostra a tibia com a FBG encapsulada nas agulhas para monitorização de temperatura durante a cura do cimento. A figura mostra também as FBG livres utilizadas para o sensoreamento da prótese. Uma dessas FBG, localizada na região mais perto possível do sensor de temperatura encapsulado (posição 10) foi utilizada para monitorização da deformação durante o processo de cura. A figura 6.4 (b) mostra os sensores FBG já embutidos no cimento para monitorização da cura.

A monitorização simultânea da cura foi realizada com o interrogador SM125-200 (*Micron Optics Inc.*, EUA) através dum acoplador a fibra óptica e os dados foram obtidos até 3.000 s.



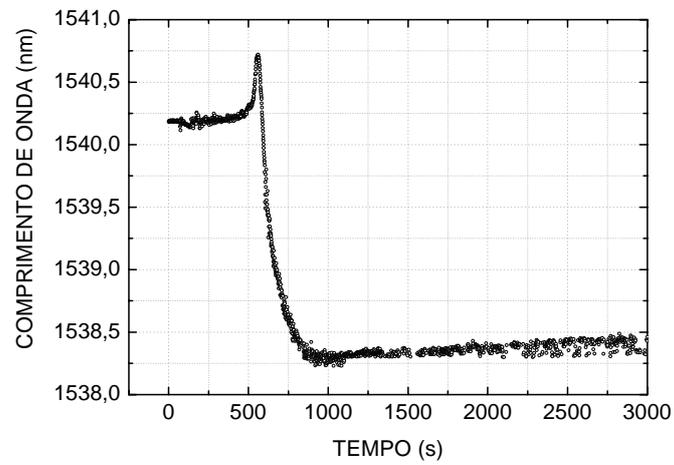
Figura 6.9 – (a) Sensor FBG de temperatura encapsulado na agulha e as FBG inseridas nos furos para monitorização da cura do cimento ósseo, antes da deposição do cimento e (b) depois da cimentação.

#### 6.4.3.2 Resultados

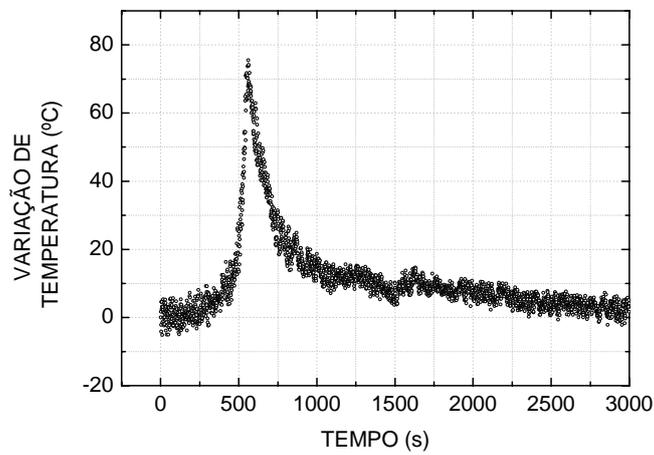
A figura 6.10 (a) mostra o gráfico temporal do comprimento de onda obtido para a FBG localizada na posição 10 da face cortada da tíbia.

A figura 6.10 (b) mostra a variação da temperatura durante o processo de cura do cimento com o tempo. O valor máximo de temperatura, 75,5 °C, foi alcançado em 561 s após o início da cura.

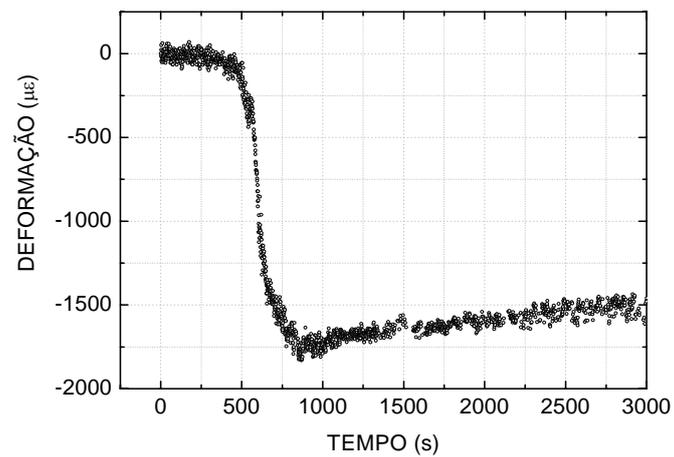
A figura 6.10 (c) mostra o perfil de deformação obtido, após a influência da temperatura ter sido removida. A máxima deformação,  $-1.700 \mu\epsilon$ , foi atingida após 900 s do início da cura.



(a)



(b)



(c)

Figura 6.10 - (a) Variação temporal do comprimento de onda da FBG; (b) variação temporal da temperatura obtida com uma FBG embutida numa agulha; (c) variação temporal da deformação durante a cura do cimento ósseo numa artroplastia de joelho.

### **6.4.3.3 Discussão e conclusão**

As FBG foram utilizadas para monitorização da cura do manto de cimento ósseo em artroplastia de joelho. Neste ensaio a máxima temperatura foi atingida em 561 s, diferentemente do caso do implante de anca, cujo máximo foi atingido em 345 s. Este facto pode ser devido à dissipação do calor através do prato tibial metálico sobre o cimento.

O valor máximo de temperatura no caso da artroplastia de joelho foi de 75,5 °C e o valor máximo de deformação alcançado foi de  $-1.700 \mu\epsilon$  para o manto de cimento com espessura de 3 mm. Estes dados estão de acordo com os obtidos na artroplastia da anca em que os valores foram maiores, 88 °C e  $-2.400 \mu\epsilon$ , para a temperatura e deformação respectivamente, provavelmente devido à espessura do cimento ósseo, que na parte proximal do implante é irregular com regiões de até 5 mm de espessura.

## **6.5 FBG para monitorização de temperatura na interface cimento– –osso**

Procurou-se neste trabalho observar a evolução temporal da variação do comprimento de onda de Bragg durante a cura, estabelecendo-se um intervalo de tempo em que a FBG não encapsulada pudesse ser utilizada como um sensor de temperatura durante a cura do cimento ósseo. Porém, estes valores de variação do comprimento de onda deverão ser válidos apenas até o momento antes de estarem sobrepostos aos valores de deformação correspondentes à contracção do material na polimerização. Ou seja, num dado instante da cura, os dados de variação do comprimento de onda da FBG não serão mais devido apenas à temperatura, mas às duas grandezas, temperatura e deformação.

### 6.5.1 Introdução

Considerando-se as características da FBG e seu histórico em aplicações biomédicas *in-vivo*, procuraram-se neste trabalho explorar as possibilidades de utilizar a FBG como sensor invasivo para a medida da temperatura da interface cimento ósseo – osso. Além disso desenvolveram-se estudos e experiências preliminares para o uso de refrigeradores e aquecedores termoelétricos na retirada e injeção de calor a partir da superfície metálica da prótese com o objectivo de alterar a temperatura da interface cimento-osso. Escolheu-se o prato tibial da artroplastia total de joelho como componente de trabalho.

Na artroplastia total do joelho, particularmente na região cortada, plana, entre o prato tibial e a tibia, desprovida dos côndilos, foram monitorizadas a temperatura do cimento e da interface cimento–osso durante a operação dos refrigeradores e aquecedores termoelétricos.

Um programa informático foi desenvolvido para operar em conjunto com uma interface electrónica para o controlo da cura do cimento ósseo de acordo com uma metodologia optimizada, investigada na literatura, para garantir o aumento do tempo de vida do sistema de fixação da prótese.

Actualmente, a maioria dos implantes ósseos utilizados na reconstrução articular são fixos ao osso através da utilização de cimento ósseo designado comercialmente por polimetilmetacrilato. Após a mistura dos componentes, base e monómero, dá-se uma reacção exotérmica que conduz à libertação de calor e ao consequente aumento da temperatura para além da temperatura normal do corpo humano de aproximadamente 37 °C.

O aumento de temperatura no cimento ósseo, 45 °C a 70 °C, para além dos limites tolerados pelo organismo, durante determinados períodos de tempo é apontado como uma das razões para o surgimento de necrose de origem térmica

no osso. Esta necrose pode conduzir à impossibilidade ou dificultar da regeneração do osso em torno do implante, pondo em causa o seu suporte e assim a longevidade da artroplastia. Por este motivo torna-se interessante reduzir os níveis de temperatura do cimento ósseo na interface com o osso durante o seu processo de polimerização.

O processo de polimerização do cimento ósseo, após a colocação dos implantes, inicia-se normalmente na interface cimento-osso porque a temperatura do osso no corpo humano é mais elevada do que a do cimento e a do implante que estava originalmente à temperatura ambiente. Este facto implica que o processo de polimerização do cimento se dê no sentido do osso para o implante e que a última parte a polimerizar seja a interface implante-cimento, o que conduz à existência de vazios e imperfeições resultantes da solidificação mais tardia do cimento. Estes vazios e imperfeições podem agir como núcleos de iniciação de fissuração do cimento ósseo e, gerar assim micro-partículas de cimento que podem dar origem à osteólise (perda óssea). Alguns estudos científicos referem que, quando o processo de polimerização se inicia na interface implante-cimento, a resistência mecânica desta interface é mais elevada contribuindo para a longevidade desta ligação [Talbot03, Hsieh06, Li03]. Este direccionamento do processo de polimerização do cimento do implante para o osso necessita que o implante seja aquecido a uma temperatura ligeiramente superior à do corpo humano para que se inicie o processo de polimerização nesta interface.

Tendo em conta o que foi descrito, será de todo o interesse desenvolver um sistema que permita o aquecimento do implante a fim de garantir propriedades mecânicas superiores na interface implante-osso e, ao mesmo tempo, evitar uma temperatura excessiva no cimento para evitar a necrose de origem térmica no osso. Também é necessário conseguir estes requisitos através de um dispositivo que seja de fácil manuseamento por parte do cirurgião e de fácil esterilização.

Assim, foi estudado e desenvolvido um dispositivo composto que permite controlar os fluxos de calor entre os implantes ósseos (fixos ao osso através de cimento ósseo) e o meio ambiente (bloco operatório) durante o processo de polimerização do cimento ósseo. O dispositivo é composto por um comutador de calor manuseável que será encaixado sobre a prótese na artroplastia durante a cura do cimento ósseo. Um conjunto de sensores ópticos e electrónicos permitem à unidade de controlo monitorizar e ajustar a temperatura da interface cimento–osso.

### **6.5.2 Dispositivo de controlo da cura do cimento ósseo**

Escolheu-se o prato tibial para iniciar-se este trabalho de controlo da cura do cimento ósseo feita sobre um osso sintético, por apresentar uma superfície superior plana de encaixe do componente de polietileno, onde se encaixam 3 TEC planos e uma placa dissipadora de calor. O aperfeiçoamento desta técnica para a sua implementação prática, não foi contudo levada a cabo. Durante a artroplastia total do joelho o espaço para a inserção de um elemento comutador de calor é bastante reduzido pela presença de tendões, músculos, grampos fixadores e outros. O uso de um comutador de calor em contacto com a prótese exigiria certamente projectos mecânicos optimizados. Procurou-se explorar o conceito do ponto de vista dos testes iniciais que provassem a possibilidade da exequibilidade futura através de dois testes *in vitro*. As sugestões de alteração de projecto e desenho do comutador de calor encontram-se no capítulo 7. Na figura 6.11 está ilustrada uma secção de corte do dispositivo instalado na tíbia incluindo os cabos ópticos e eléctricos de ligação à unidade de alimentação e controlo.

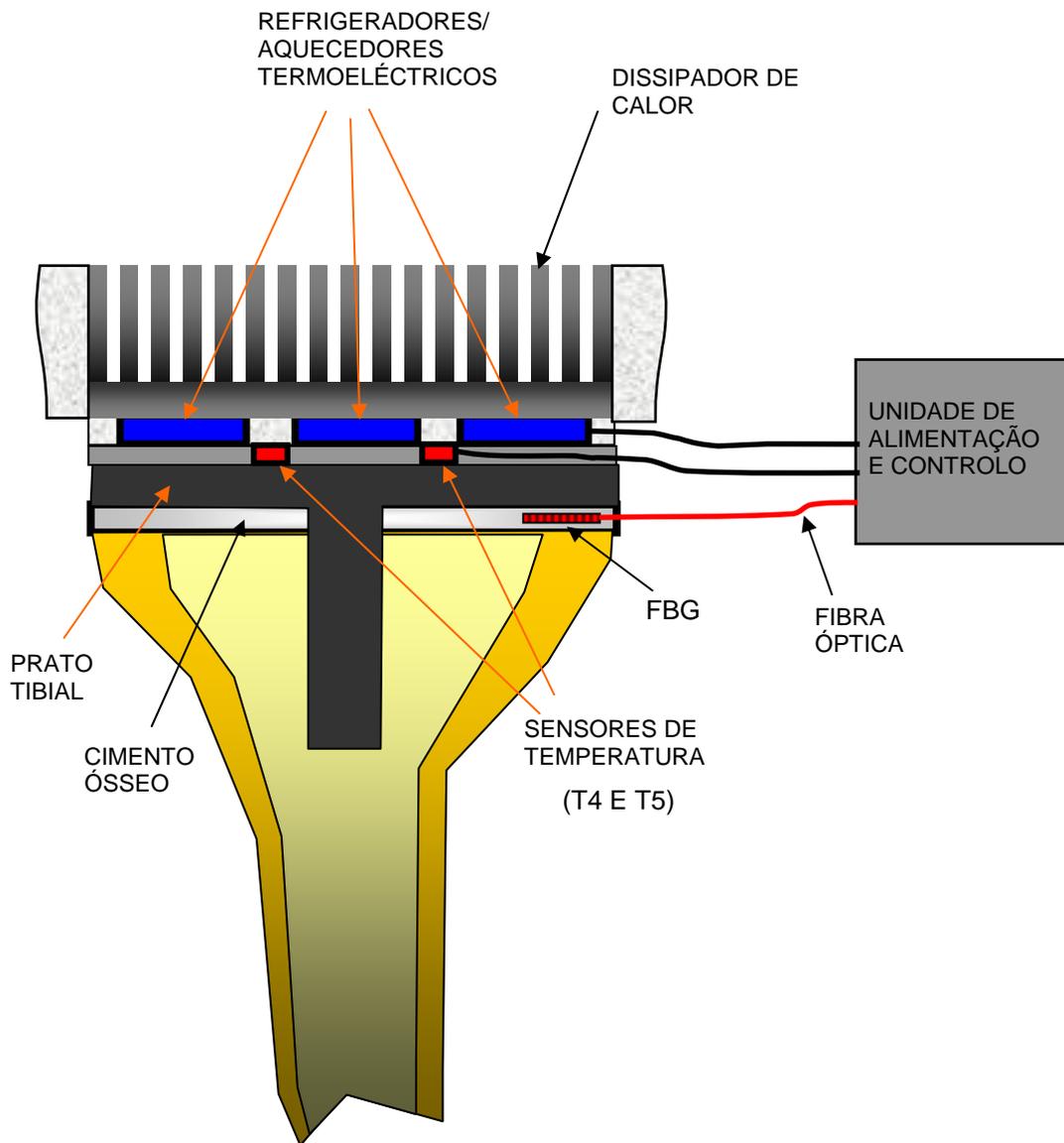


Figura 6.11- diagrama esquemático do sistema de controlo da cura do cimento ósseo com o comutador de calor instalado sobre o prato tibial. Um sensor de temperatura baseado numa FBG está inserido no manto do cimento ósseo, paralelo à interface osso-cimento.

### 6.5.2.1 Comutador de calor

O comutador de calor é constituído por um conjunto de refrigeradores ou aquecedores termoelétricos (figura 6.12), que trabalham segundo o efeito de *Peltier*, onde a direcção e quantidade de fluxo de calor que as atravessa é regulada quer pela sua polarização quer pela quantidade de corrente que as alimenta. Estes refrigeradores ou aquecedores termoelétricos encontram-se ligados a uma unidade de alimentação e controlo.

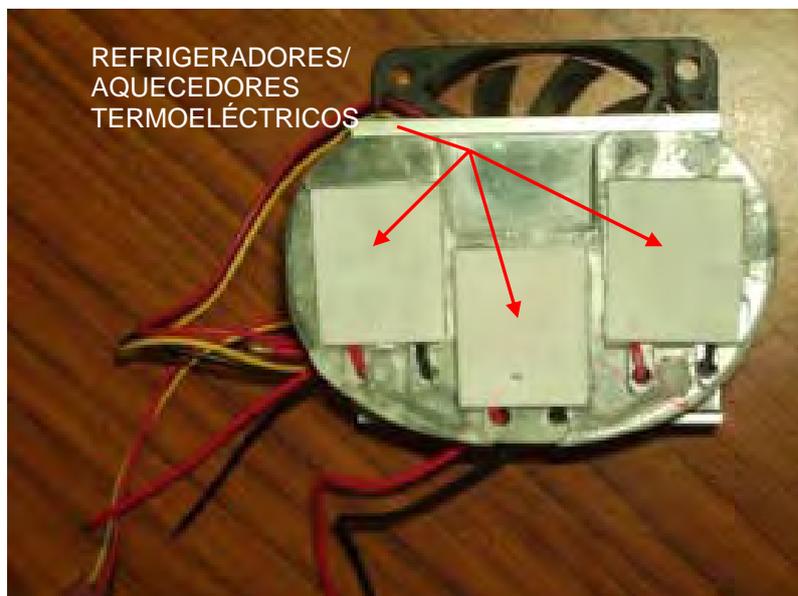


Figura 6.12 – Visão inferior da montagem do comutador de calor com termómetros.

Uma das faces da pastilha está em contacto com uma peça em liga metálica de baixa capacidade térmica, com a forma das superfícies expostas do implante e onde se pretende controlar o fluxo de calor.

A peça em liga metálica que está em contacto com o implante, aloja sensores de temperatura que medem o valor de temperatura do implante e envia esse sinal à unidade de alimentação e controlo para que esta possa controlar os fluxos de calor entre as duas faces dos refrigeradores ou aquecedores termoeléctricos.

A face da pastilha termoeléctrica oposta à face em contacto com a peça está em contacto com dissipadores de calor, que por sua vez têm uma configuração que permita a boa resposta térmica do sistema e que seja compatível com a exposição permitida pela cirurgia e que possibilite o fácil manuseamento por parte do cirurgião. Sobre o dissipador de calor estão montadas barreiras isolantes que permitem o fácil manuseamento do conjunto.

#### **6.5.2.2 Sensor FBG de temperatura na interface osso–cimento**

A fibra óptica com o sensor FBG é introduzida no cimento ósseo durante o seu processo de colocação, de forma a medir directamente a temperatura do cimento e que será, então, enviada para a unidade de controlo para verificação dos fluxos térmicos.

Após o término do processo de cura do cimento, a fibra óptica colocada no cimento ósseo é seccionada e o comutador de calor é retirado.

Os sensores de temperatura existentes no prato são ligados à unidade de alimentação e controlo através dos cabos eléctricos e a fibra óptica com a FBG é ligada à unidade de alimentação e controlo através da fibra óptica.

O implante é colocado sobre o cimento ósseo, que por sua vez está em contacto com o osso cortical e esponjoso, dependendo do tipo de implante (joelho, anca, ombro ou acetábulo).

A utilização da tecnologia dos refrigeradores ou aquecedores termoelétricos com efeito de *Peltier* possibilita o controlo do fluxo de calor entre o implante e o dissipador de calor. A variação de sentido e intensidade do fluxo de calor permite que o dispositivo controle a temperatura do implante e, conseqüentemente, do cimento durante o seu processo de polimerização.

### **6.5.2.3 Ciclo de aquecimento e resfriamento**

Após a colocação do cimento ósseo e respectivo implante o dispositivo é posicionado sobre o implante.

De forma a aumentar a resistência mecânica da interface implante-cimento é necessário que a polimerização se inicie nesta interface. Para isso, numa primeira fase, o dispositivo dirige o fluxo de calor do dissipador para o implante para aumentar a sua temperatura (37–40°C) e iniciar o processo de polimerização do cimento nesta interface.

Após o início da polimerização do cimento na interface implante-cimento, o dispositivo inverte o sentido do fluxo de calor de forma a extrair o calor gerado pelo cimento durante os seu processo de polimerização e, desta forma, diminuir a temperatura do cimento reduzindo o risco de necrose de origem térmica no osso junto à interface osso-cimento.

O controlo dos fluxos de calor, através dos refrigeradores ou aquecedores termoelétricos, é efectuado pela unidade de alimentação e controlo em função dos valores de temperatura medidos pelos sensores de temperatura em contacto com o implante e cimento.

O dispositivo permite controlar a direcção e as quantidades dos fluxos de calor entre o meio ambiente e o implante – cimento ósseo através da utilização do efeito de *Peltier*.

O dispositivo permite aumentar ou diminuir a temperatura do implante em contacto com o cimento ósseo e, desta forma, influenciar a direcção de polimerização do cimento ósseo.

O sistema é capaz de manter uma temperatura de polimerização do cimento independente da sua espessura, devido ao controlo dos fluxos térmicos entre o implante – cimento ósseo e o meio ambiente e devido ao facto de ser um sistema em malha fechada, onde a unidade de controlo regula as trocas de calor entre o implante e o meio ambiente e ao mesmo tempo mede as temperaturas atingidas no implante e no manto de cimento, A espessura do manto de cimento é o factor que mais influencia os níveis de temperatura de polimerização do cimento ósseo.

Na fase de reacção exotérmica da polimerização do cimento ósseo, o dispositivo é capaz de determinar o incremento de temperatura e de extrair a quantidade de calor necessária para manter temperaturas no cimento que evitem necrose de origem térmica no osso adjacente. A quantidade de calor extraído depende dos valores de temperatura lidos pelos sensores de temperatura.

É possível condicionar a zona de início da polimerização do cimento, já que logo numa primeira fase é possível provocar um aquecimento do implante através de um fluxo térmico dirigido do meio ambiente para o implante e, desta forma, dar início à polimerização do cimento na interface implante-cimento, o que evita o surgimento de defeitos (vazios e imperfeições) devido a contracção do cimento na fase de polimerização, aumentando desta forma as propriedades mecânicas da interface implante-cimento. Exemplo de aplicação do dispositivo no prato tibial fixo por cimento ósseo à tibia na artroplastia total do joelho.

### 6.5.3 Materiais e método

O primeiro protótipo desenvolvido de comutador de calor em material metálico e acrílico foi concebido de acordo com as dimensões geométricas do componente de polietileno para ser encaixado directamente sobre o prato tibial do mesmo modo que esse componente é encaixado. No primeiro protótipo desenvolvido o componente tem 3 refrigeradores ou aquecedores termoeléctricos TEC (DT 3 - 6, Marlow, EUA) posicionados conforme ilustra a figura 6.13.

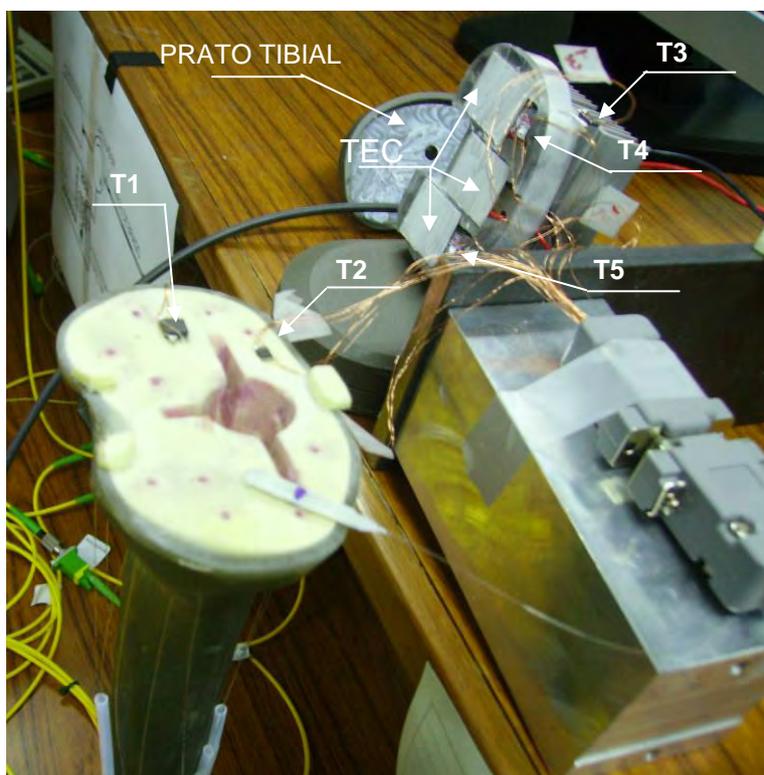


Figura 6.13– Vista da tíbia sintética instrumentada com 10 FBG e 2 termómetros electrónicos antes da inserção e cimentação do prato tibial. O protótipo do comutador de calor encontra-se pronto a ser testado.

Inicialmente estabeleceu-se como objectivo a avaliação da capacidade do comutador de calor em retirar o calor produzido durante a reacção de polimerização e em avaliar a possibilidade de utilizar a fibra óptica nua directamente colocada na interface cimento osso para medir a temperatura desta interface. Para esse fim foi executada a experiência de monitorização da cura do cimento ósseo fixador do prato tibial, sem haste.

Conforme ilustra a figura 6.13 foram utilizados termómetros electrónicos (DS1631A com encapsulamento SO, *Maxim*, EUA). Um termómetro foi usado para medir a temperatura da interface cimento osso (T2) e outro para medir a temperatura do cimento ósseo (T1). Um terceiro termómetro foi utilizado para medir a temperatura do dissipador do comutador de calor (T3).

Conforme mostra a figura, dois outros termómetros (T4 e T5) foram colocados sobre o prato tibial para medir a temperatura da face dos TEC que está em contacto com o prato tibial. Próximo ao termómetro electrónico T2 foi colocada uma fibra óptica nua para verificar a possibilidade de a utilizar como termómetro. Os TEC foram ligados em potência máxima no modo refrigerador para poder absorver o calor proveniente da reacção de cura. O momento de ligação foi decidido visualmente ao observar-se a elevação da temperatura no interior do manto do cimento ósseo.

#### **6.5.4 Resultados**

A figura 6.14 mostra uma comparação entre os valores de temperatura medidos com um termómetro electrónico e uma FBG sem encapsulamento. Os dados foram obtidos estando os dois sensores numa mesma região do interior do manto de cimento ósseo fixador do prato tibial. Estes dados foram obtidos para comparação e um estudo de viabilidade do uso da FBG na monitorização da temperatura antes da polimerização do cimento ósseo.

Os dados mostram que até ao ponto de temperatura máxima (58 °C e 255 s) a FBG livre acompanhou o termómetro electrónico e o valor de variação do comprimento de onda poderá ser utilizado para monitorização da temperatura. Após 255 s é possível verificar, através da discrepância entre os dados de ambos os sensores, que a FBG está a ser influenciada pela contracção devido à polimerização do cimento. As medidas foram feitas com uma FBG sem encapsulamento e um termómetro electrónico.

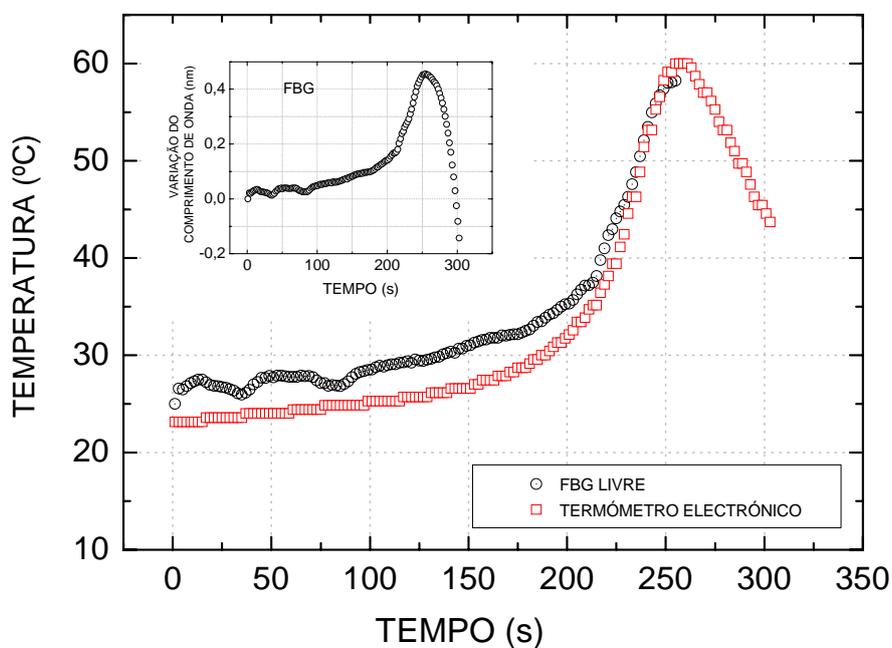


Figura 6.14 – Curvas de variações de temperatura numa região próxima à interface cimento–osso durante a cura do cimento ósseo. O detalhe no gráfico mostra a curva obtida com a FBG de variação em comprimento de onda com o tempo.

De acordo com os gráficos da figura 6.14, a temperatura da FBG poderá ser utilizada como indicador válido da temperatura da interface cimento–osso até o instante em que aquele sofre a contracção, ou seja, depois de 250 s.

Durante o intervalo de tempo posterior que decorre até o fim da cura, poder-se-ão utilizar os termómetros electrónicos T4 e T5 para a medição indirecta da temperatura da interface cimento-osso pois neste intervalo o desempenho das FBG não é satisfatório. Porém, caso não se pretenda a utilização de componentes electrónicos mas apenas de fibra óptica, aquela utilização também será dispensável em virtude da função das FBG já ter sido devidamente cumprida até àquele instante: a de determinar a fase de pré-aquecimento e o instante para desencadear a posterior refrigeração do prato tibial. Os valores máximos das variações de temperatura medidas com T4 e T5 são 3 a 5 vezes maiores do que aqueles medidos com T2 na interface cimento–osso conforme mostram os gráficos da figura 6.15.

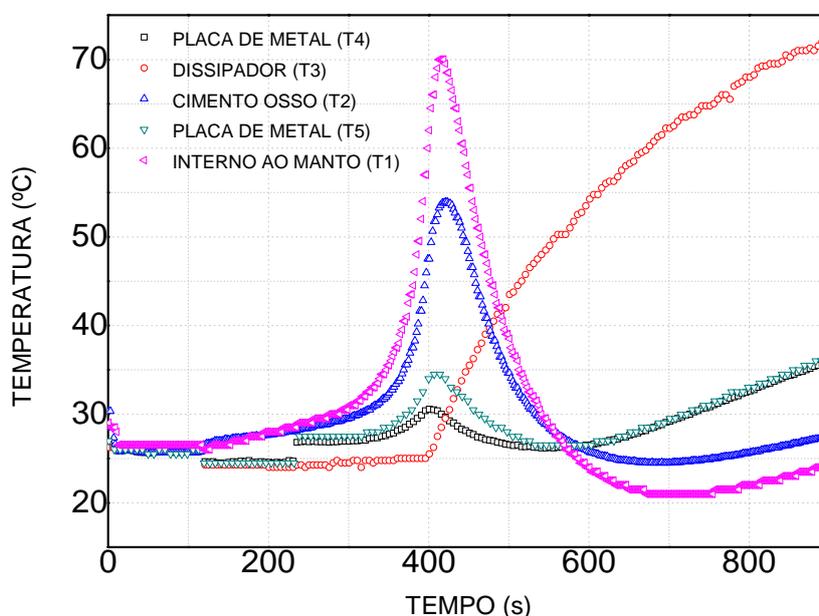


Figura 6.15 - Curva de variação de temperatura durante a cura do cimento óseo, medida com cinco termómetros electrónicos.

O valor máximo da temperatura lida no interior do manto de cimento (T1) é aproximadamente 1,5 vezes maior do que o valor máximo da temperatura lida na interface cimento–osso (T2).

O sistema de refrigeração ligado à potência máxima durante a elevação da temperatura da interface, no instante de tempo de 400 s, não foi capaz de absorver significativamente o calor liberado na reacção exotérmica; entretanto foi capaz de reduzir a temperatura significativamente aos 650 s durante a fase de arrefecimento do conjunto formado pela prótese, cimento e osso.

#### **6.5.5 Discussão e conclusão**

Não ficou estabelecido se a falha na absorção do calor da reacção exotérmica presente na cura ficou a dever-se ao atraso na ligação do comutador de calor que opera como refrigerador ou se é devido à insuficiente potência em que operaram os refrigeradores termoeléctricos (cerca de 60 W).

A viabilidade do uso da FBG para a medida da temperatura no interior do manto do cimento cirúrgico, dentro das limitações estabelecidas ficou comprovada. As temperaturas medidas em T4 e T2 são ligeiramente diferentes e desfasadas quanto à posição temporal dos máximos, o que pode evidenciar que a cura não é absolutamente simultânea em todas as regiões do cimento. Comparando-se os tempos verificaram-se atrasos máximos de 20 s.

A temperatura que apresentou a maior variação foi aquela do sensor localizado no interior do cimento cirúrgico (T1). A elevação de temperatura em T1 iniciou-se de forma lenta a partir do instante 100 s. Provavelmente seria preferível observar a variação da temperatura em T1 para iniciar o processo de refrigeração em detrimento da observação da temperatura na interface cimento–osso efectuada com T2.

Após 650 s o comutador de calor deixou de resfriar, mesmo estando ligado na função de resfriamento. Isto deve-se à acumulação de calor no dissipador e revela a sua incapacidade numa boa dissipação térmica (a ventoinha ilustrada na figura 6.12 não foi ligada).

## 6.6 Considerações finais

Provavelmente uma FBG normal imersa no cimento ósseo poderá funcionar como termómetro pois continua a fornecer indicações válidas da subida rápida da temperatura durante a sua cura mesmo quando submetida a deslocamentos devido à tracção externa da fibra.

Com base na leitura óptica da temperatura com as FBG feitas *in vitro*, idealizou-se e testou-se um dispositivo para otimizar *in vivo* a cura do cimento ósseo. O dispositivo projectado será capaz de:

- controlar os fluxos térmicos entre o implante/cimento ósseo e o meio ambiente;
- controlar a direcção de polimerização do cimento ósseo;
- controlar a temperatura de polimerização independentemente da espessura do manto cimento ósseo;
- reduzir/eliminar os efeitos de necrose térmica no osso adjacente ao cimento;
- melhorar a interacção mecânica na interface implante–cimento.

Foram feitos testes preliminares *in vitro* que atestaram a possibilidade do sistema vir a controlar a direcção do fluxo de calor nas diferentes fases da cura do cimento ósseo.

Não foi comprovada a exequibilidade e as vantagens do controlo no modo *in vivo*; mas o facto de ser capaz de manter a superfície do prato tibial a uma temperatura controlada numa faixa que vai de 0 °C até à temperatura ambiente é uma propriedade útil, pois a temperatura controlada da sala cirúrgica é um dos requisitos para o uso do cimento ósseo na cirurgia de artroplastias.

Outra propriedade interessante apontada pelo sistema de cura do cimento ósseo é a possibilidade de monitorizar a temperatura da interface cimento–osso *in vivo* durante o procedimento cirúrgico.

Embora de uma forma mínima, ela é certamente uma técnica invasiva; porém é uma boa solução técnica de medida de temperatura pois está nas proximidades do prato tibial que é metálico e que por isso distorce possíveis estimativas não invasivas de temperatura feita com uso de ressonância magnética nuclear.

## Conclusões finais e perspectivas futuras

### **7.1 Conclusões finais**

O presente trabalho teve como objectivo o estudo, desenvolvimento e aplicações na área da Biomecânica, de sensores intrínsecos baseados em redes de Bragg em fibras ópticas (FBG). As aplicações foram feitas em modelos biomecânicos *in vitro*, tais como implantes de anca, prótese de joelho, placas de osteossíntese, sistemas de macro-implantes dentários e macro-modelos do ligamento periodontal. Estas aplicações deverão contribuir para a optimização dos sistemas biomecânicos já existentes e o desenvolvimento de novas configurações com a finalidade de aumentar a vida útil das artoplastias.

A optimização do desenvolvimento de próteses e respectivos elementos de fixação é actualmente dependente da geração e validação experimental dos seus modelos computacionais. A validação destes modelos é normalmente feita

utilizando-se dados de ensaios não invasivos e invasivos em modelos sintéticos. Nos ensaios do tipo *in vivo* e *in vitro*, os sensores invasivos convencionais têm um princípio de funcionamento eléctrico e apresentam normalmente ou eventualmente dimensões inadequadas. Existem situações que foram exploradas no presente trabalho, tais como sensoriamento de superfícies irregulares e junções ou ainda análises de deformações internas, onde é recomendável a utilização de sensores ópticos em fibra, a exemplo daqueles baseados em FBG, pois apresentam dimensões reduzidas e permitem efectuar medidas localizadas com erros de  $\pm 1$  mm. Além disso, tendo em vista futuras aplicações *in vivo* estes não expõem o paciente ao risco de micro-choques.

Os resultados alcançados nos ensaios indicam que o sensor FBG tem alto potencial para utilização em Biomecânica e áreas afins. As FBG foram aplicadas com êxito na Biomecânica para a validação de modelos numéricos de próteses e implantes.

Foram efectuados estudos da deformação do cimento ósseo aplicado a próteses de anca. A monitorização foi realizada através de FBG inseridas no manto de cimento com a aplicação de cargas sobre o sistema da prótese de anca e osso sintético. Os resultados experimentais obtidos foram utilizados para a validação de um modelo numérico do sistema biomecânico. A cura do cimento ósseo também foi monitorizada e foi estudada a aplicação da FBG como sensor de temperaturas para a interface cimento–osso.

Foi efectuada a monitorização da cura do cimento ósseo utilizado como fixador do prato tibial na artroplastia total do joelho através da medida da sua contracção e temperatura. Foram efectuados estudos de deformação nesse cimento após a sua cura, causados pela aplicação de cargas mecânicas estáticas sobre o sistema da prótese de joelho e osso sintético. Através dos resultados experimentais foi possível validar um modelo numérico deste sistema.

Foi monitorizado um modelo biomecânico do sistema dentário (dente–ligamento periodontal–alvéolo), com uma FBG inserida no ligamento periodontal, através de um furo na estrutura alveolar. As análises foram realizadas após a aplicação de forças ortodônticas. Um modelo de FEM foi, assim, validado através daqueles resultados experimentais.

Foi também desenvolvido um sistema de controlo de temperaturas com aquecedor e refrigerador termoelétricos com resposta às leituras de temperatura monitorizadas por FBG com vista a evitar a necrose do osso em implantes cimentados. O sistema de controlo da cura do cimento ósseo originou uma patente, depositada no INPI de Portugal, nº 103799, em 24/07/2007, já aprovada e publicada (BPI 26/01/2009) (Apêndice C).

Foi realizada a monitorização de deformações utilizando FBG coladas ao longo da superfície de uma placa de osteossíntese metálica, aparafusada a um fémur sintético fracturado.

Foi ainda efectuado o estudo de três tipos de sistemas de implantes dentários através da medida da distribuição de deformações como resposta a excitações mecânicas impulsivas. Os implantes foram aparafusados em osso fresco de bovino e as fibras ópticas com FBG foram inseridas no bloco, paralelas à linha longitudinal do implante.

Entretanto, como o osso é um material viscoelástico e heterogéneo, o que poderia induzir erros em algumas medidas, foi feito um estudo complementar com os mesmos macro-modelos de implantes inseridos num bloco de material homogéneo (*nylon*). Neste estudo complementar também foram realizados, recorrendo a FBG, os mapeamentos das deformações horizontais que poderiam influenciar as medidas verticais. Foram utilizados cerca de 50 sensores, localizados em linhas paralelas e transversais às do implante. Neste estudo de transferência de carga dos sistemas de implantes dentários ao bloco de osso

fresco e ao de *nylon*, ficou evidente a importância da localização do sítio mais adequado para a instalação da FBG. Nem sempre o local mais desejável do ponto de vista clínico é aquele no qual as deformações por tensão de corte não distorcem as medidas de deformações verticais.

A FBG pode ser aplicada em medidas de compressão, desde que seja instalada num material homogéneo e isotrópico, preferencialmente elástico, e numa região em que os gradientes das deformações por corte ao longo da FBG não comprometam a medida a ser feita. Outro critério para a escolha da região de instalação é a escolha de regiões onde são evidentes as maiores deformações longitudinais e de distribuição uniforme ao longo da FBG.

Para a desmodulação das FBG utilizadas neste trabalho foram inicialmente utilizados sistemas comerciais: um interrogador óptico com laser sintonizável com taxa de amostragem de 1 Hz (*Micron Optics sm125-200*), um analisador de espectros ópticos com redes de difracção (OSA) à taxa de aproximadamente 1 Hz (*Anritsu Optical Spectrum Analyser MS961A*).

Para a realização de análises dinâmicas, como não havia na altura um sistema com alta taxa de amostragem disponível nem no laboratório nem disponível no mercado, foi desenvolvido um sistema optoelectrónico completo de desmodulação baseado na atenuação variável com a variação do comprimento de onda de Bragg do espectro de reflexão da FBG por um filtro sintonizável (*JDS FIBEL TB4500*), e que tem como característica principal a alta taxa de aquisição – 15 kHz – podendo mesmo ser aumentada até 1,2 MHz. O sistema construído também se destaca pela facilidade na reconfiguração dos parâmetros de leitura, pela apresentação dum interface de utilizador amigável e pela capacidade de operar com até 5 FBG na mesma fibra óptica.

O sistema de leitura projectado foi desenvolvido especificamente para o registo de deformações impulsivas que ocorrem em centésimos de segundo e é dependente

de uma fonte ASE de potência óptica e espectro de saída estabilizados. O procedimento interno de auto-calibração, feito a partir dos parâmetros da calibração inicial quando as FBG estão coladas numa lâmina de aço, confere imunidade às variações de potência da fonte óptica e às perdas de potência por manipulação das fibras que venham a ocorrer entre os períodos de recolha de dados.

O desenvolvimento de um protocolo de aplicações de FBG em sistemas biomecânicos [Apêndice A] demonstrou ser apropriado para a validação de modelos numéricos, graças à precisão de medida de deformações apresentada e, na provável aplicação *in vivo* idealizada. Todas as aplicações nos sistemas biomecânicos foram realizadas baseadas neste protocolo de instalação desenvolvido e em estudos numéricos preliminares.

## 7.2 Perspectivas futuras

Com base nos ensaios que foram realizados e nos resultados positivos obtidos, várias propostas de trabalho futuro poderão ser apresentadas no campo de análises em sistemas biomecânicos utilizando sensores FBG.

Poderão ser realizados ensaios dinâmicos nos implantes de anca e próteses de joelho com as FBG embutidas associados a ensaios de fadiga nestes sistemas. Os resultados assim obtidos poderão contribuir para uma análise das falhas nas artroplastias.

Na área de implantes de anca, testes comparativos realizados com as FBG poderão ser realizados visando o estudo de diferentes tipos de materiais e geometria das hastes. Diferentes tipos de hastes dos pratos tibiais também poderão ser estudados através das FBG nos ensaios de artroplastia de joelho para obter resultados comparativos com o obtido, do prato se a haste. Poderá ser

feita uma comparação entre as diferentes configurações de próteses através da análise das deformações no manto de cimento ósseo com os sensores FBG.

No caso das próteses cimentadas, o objectivo do trabalho realizado foi o de verificar a transferência de carga do implante ao osso. Para tal os sensores foram colocados no centro do cimento ósseo. Porém, outros ensaios poderão ser realizados visando as deformações nas interfaces cimento–osso e cimento–implante. Esses ensaios poderão ser realizados com redes coladas directamente nas superfícies dos implantes e dos ossos.

Poderão também ser realizadas comparações entre placas de osteossíntese fabricadas com diferentes materiais. FBG coladas nas superfícies em locais específicos das placas instaladas nos ossos, quando são aplicadas cargas sobre o sistema, deverão dar informações a respeito das deformações sofridas pelas placas, para efeitos de comparação.

No caso dos implantes dentários, novas configurações de ensaios poderão também ser realizadas com o objectivo de comparar os diferentes materiais que as compõem. O método dinâmico de estudo deverá também ser generalizado. No estudo realizado nesta Tese foram obtidos os valores de deformação apenas com forças oclusivas aplicadas sobre os implantes. Entretanto, novos ensaios poderão ser realizados através da aplicação de forças ortodônticas sobre os mesmos.

O sistema de leitura desenvolvido para ensaios dinâmicos poderá passar da fase de protótipo para a de dispositivo comercializável, com a minimização de custos através da escolha de filtros fixos ou ajustáveis adequados. Se o filtro for ajustável poder-se-á aplicar a metodologia de recalibração desenvolvida nesta Tese e deverá concluir-se os trabalhos já iniciados com vista à total capacidade de auto-calibração quer entre experiências quer durante essas mesmas experiências.

Futuramente a potência da fonte ASE também poderá vir a ser controlada pelo programa através duma ligação GPIB.

Com vista a fazer baixar o custo de produção o filtro ajustável poderá ser substituído por filtros triangulares baseados em FBG.

Um outro filtro que poderá ser utilizado é o baseado em processadores espectrais (OSP 9500, *Lambda Commander programmable spectral processor*, Newport, EUA). Este permite eliminar a dependência quer de um analisador de espectros ópticos e de um sistema de interrogação de FBG, pois estes filtros conseguem localizar o comprimento de onda de Bragg. Embora esta substituição não faça necessariamente baixar o custo de produção do protótipo, ele vem introduzir uma flexibilidade não existente que o torna potente: ele permite definir a curva de resposta do filtro directamente na consola do programa controlador e a função de filtragem poderá inclusivé ser fixa ou variável no tempo, introduzindo assim e facilmente modulações.

Nas análises de regiões dos materiais onde as deformações não sejam isotrópicas, problema devido principalmente ao efeito decorrente de tensões de corte, as FBG poderão ser gravadas com menor comprimento físico para a realização de um sensoreamento mais localizado. Este processo deverá ser feito com uma optimização cuidadosa da rede escrita, pois menores comprimentos de rede poderão afectar a reflectividade dos sensores.

Redes de Bragg gravadas em fibras ópticas especiais, como as fibras de alta birrefringência (Hi-Bi) poderão também vir a ser utilizadas para a monitorização de sistemas biomecânicos. Alguns ensaios poderão ser beneficiados com o emprego deste tipo de sensores, onde a monitorização de mais de uma componente de deformação seja necessária num mesmo ponto ou ainda onde seja necessário a medida de temperatura além da de uma componente de deformação. Nesse sentido foram já realizadas sistemas para medição simultânea de temperatura e

deformação [Abe06]. Esta aplicação só não foi realizada no presente trabalho em virtude dos altos custos envolvidos visto que para a execução do mapeamento teve que ser utilizado um número elevado de sensores FBG (cerca de 50).

## APÊNDICE A

---

### **Protocolo de instalação e aplicação de FBG na Biomecânica**

Baseado nas experiências realizadas neste trabalho, foi desenvolvido um protocolo para a aplicação das redes de Bragg em ensaios *in vitro* em sistemas biomecânicos.

O objectivo do protocolo é otimizar a escolha dos sensores, caracterização, instalação, monitorização, escolha do sistema de desmodulação, escolha da fonte de excitação e validação mecânica. O sistema permite seleccionar dentre muitas variáveis a melhor solução para determinada aplicação. As etapas do protocolo descritas facilitam a escolha e implementação dos sensores FBG.

<b>Protocolo</b>
<b>I - Escolhas dos sensores</b>
Tipo de Fibra: <ul style="list-style-type: none"><li>○ Diâmetro de 80 <math>\mu\text{m}</math> ou 125 <math>\mu\text{m}</math>.</li><li>○ Especiais: de alta birrefringência, corroídas</li></ul>
Tipo de sensor: <ul style="list-style-type: none"><li>○ FBG, LPG, redes Inclínadas ou redes com gorjeio</li></ul>
Características do sensor: <ul style="list-style-type: none"><li>○ Comprimento de onda central</li><li>○ Largura de linha</li><li>○ Reflectividade</li><li>○ Comprimento físico da rede</li></ul>
<b>II - Caracterização do Sensor:</b>
Caracterização prévia: <ul style="list-style-type: none"><li>○ temperatura,</li><li>○ deformação longitudinal</li><li>○ deformação transversal</li></ul>
Resolução, precisão e exactidão

### III - Monitorização:

Parâmetros a serem monitorizados:

- Deformação longitudinal
- Deformação Transversal
- Temperatura

Eixos:

- Uni axial,
- Bi axial
- Tri axial

Número de sensores:

- Intervalo da deformação e de temperatura medidos e largura de linha dos sensores
- Multiplexação na mesma fibra óptica
- Várias fibras ópticas

Sensor pontual ou distribuído

Monitorização remota ou *em situ*

Monitorização com alta ou baixa taxa de aquisição

- Ensaio estático/ quase estático
- Ensaio dinâmico a baixa frequência
- Ensaio de fadiga

Medida: <ul style="list-style-type: none"><li>○ Direta: deformação, temperatura</li><li>○ Indiretas: tensão, pressão</li></ul>
Tempo de monitorização
Intervalos de medição:
Leituras paralelas com STG ou LVDT de confirmação
<b>IV - Sistema Biomecânico:</b>
<i>In vivo</i> ou <i>in vitro</i> .
Tipo de material: <ul style="list-style-type: none"><li>○ Único material / diferentes materiais</li><li>○ Isotrópico / não isotrópico</li><li>○ Homogêneos/ não homogêneo</li></ul>
Robustez
<b>V - Instalação:</b>
Elementos de fixação: <ul style="list-style-type: none"><li>○ Tipo de cola a utilizar</li><li>○ Presilhas</li></ul>

Tipo de superfície:

- Liso ou
- rugoso (evita o deslize do sensor)
- ondulada ou plana

Fixação Superficial:

- Preferencialmente usar um sulco (ou risco) recto de orientação
- Afastar a fibra de cantos vivos. Usar uma lima ou lixa fina, se possível.
- Suportar a fibra próxima a FBG para que fique esticada e posicionar a FBG para que fique muito próxima da superfície a ser colada
- Procurar fazer a colagem em mais de uma camada se tiver dúvidas da qualidade da colagem. Sempre retirar o excesso de cola de cada camada pois atrasa a secagem.
- Posicionar a FBG somente com operações de tracção, evitando forças de corte e de compressão. Avaliar a necessidade e valor da deformação inicial antes da colagem
- Usar álcool isopropílico para a limpeza das superfícies e da fibra óptica
- Usar marcador de retro-projector para marcar as fibras

Embutido em furos de um material sólido:

- Osso, silicone, nylon ou outro material
- Furo de orientação: liso ou rugoso
- Aparato de inserção e colagem

Embutido em um material que se solidifica e agarra (no interior de cimento, gessos, resinas ou colas):

Guias de sustentação. Procurar sustentar a fibra óptica sobre a posição de colagem sem presilhas próximas a FBG. Fazer com que a montagem seja robusta a puxões nos cabos ópticos. Criar pontos de fixação para que a fibra com recobrimento e a fibra nua não recebam esforços durante o manuseamento dos cabos.

Incluir sensores de temperatura e/ou FBGs para leitura de temperatura

Posicionamento orientado e milimétrico dos sensores

Resistência à tracção manual dos cabos.

Limitar a curvatura das fibras ópticas a raios maiores que 30 mm.

Evitar cantos vivos que produzam tensões de corte inesperadas

#### **VI - Sistema de desmodulação / instrumentação de leitura:**

Sm 125 / OSA Anritsu

- Ensaio estático/ quase estático
- Ensaio dinâmico a baixa frequência
- Ensaio de fadiga

CVB (desenvolvido pelo autor no departamento de Física)

- Ensaio impulsivo
- Ensaio dinâmico a alta frequência
- Ensaio de fadiga
- Incluindo redes de Bragg com baixa reflectividade

## **VII - Fontes de Excitação mecânica**

Máquina de ensaios automatizada

- Ensaio estático/ quase estático
- Ensaio dinâmico a baixa frequência
- Ensaio de fadiga

Sistema de aplicação de cargas impulsivas

- Ensaio impulsivo
- Ensaio dinâmico a alta frequência
- Ensaio de fadiga

## **VIII - Validação de modelos computacionais**

Tipo e Tamanho do elemento

Nós e Graus de liberdade

Propriedades mecânicas dos materiais: coeficiente de Poisson, módulo de Young

Valor associado à medida experimental

## APÊNDICE B

---

### Programa de controlo do CVB

#### **B.1. Introdução**

O objectivo deste apêndice é fazer uma descrição da janela do aplicativo de controlo do CVB. O aplicativo desenvolvido trabalha no comando das duas interfaces de aquisição de dados e controlo BNC2120 ligadas no PC.

#### **B.2. O programa de controlo do CVB**

O programa de controlo do CVB é subdividido em três abas. A primeira, é utilizada durante a fase de calibração de cada FBG, a segunda é utilizada antes da aquisição de dados, para a selecção da FBG e ajuste do zero da escala de deformações, e a terceira é utilizada para a aquisição de dados.

### B.2.1 Fase de calibração

Na fase de calibração, aba ilustrada na figura A.1, é feita a calibração assistida onde o operador ajusta a posição espectral do filtro, referente a uma *FBG* da ponta sensora, através de um botão horizontal deslizante (*Filter Adjust* habilitado) e selecciona sequencialmente as funções existentes no formulário de entrada de dados (*Input Data*).

Os dados da calibração obtidos são automaticamente registrados em formulário (*Recorded Data*) e devem ser salvos ao comando do operador (*Save Data*).

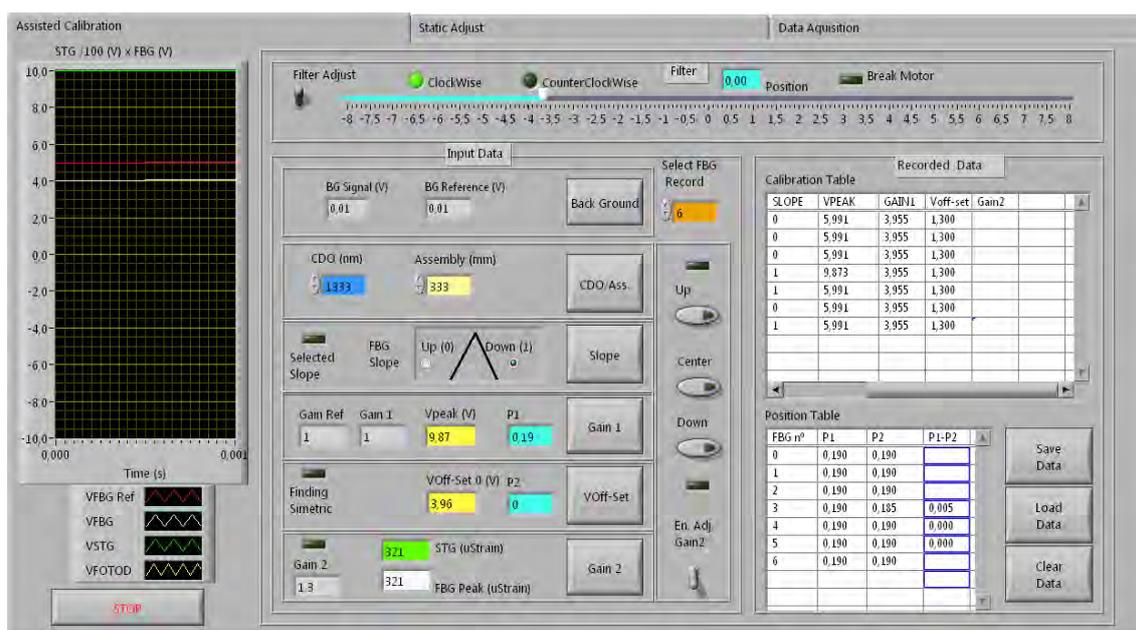


Figura A.1 - Nesta aba o operador selecciona a rede de Bragg através da posição espectral do filtro óptico e segue a sequência estabelecida pelos controlos de entrada de dados (*Input Data*) e de gravação de dados (*Save Data*).

### B.2.2 Selecção da FBG e verificação do zero

Na fase de ajuste estático, aba da figura A.2, é feito o carregamento dos valores das tabelas *Position Table* e *Calibration Table*, referentes a FBG seleccionada na caixa selectora *Select FBG*.

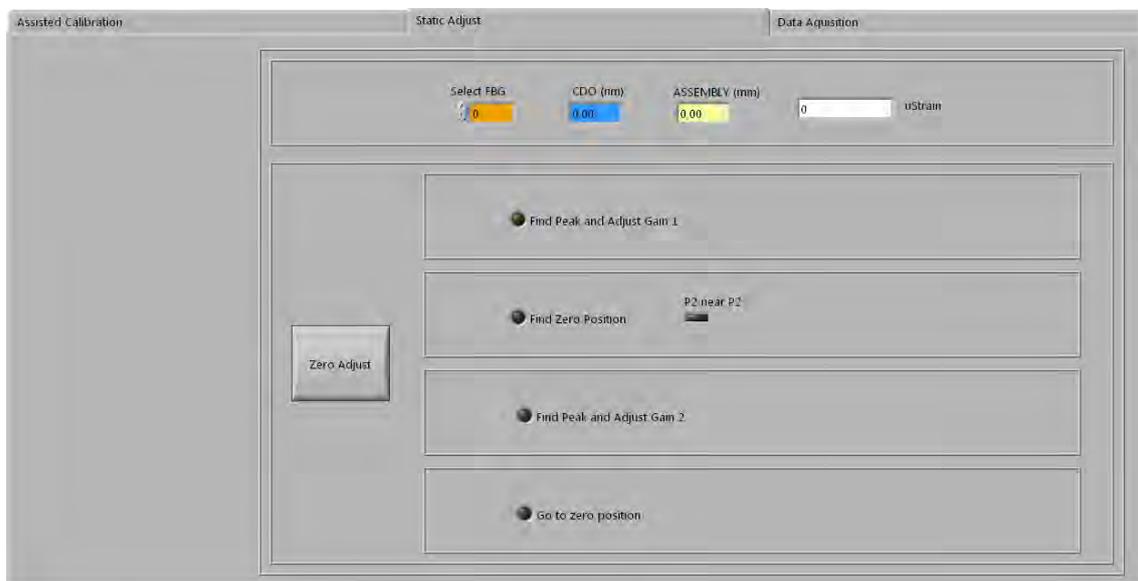


Figura A.2 – Ajuste Estático – Selecciona-se a *FBG* a ser utilizada na caixa selectora e carrega-se no botão *Zero Adjust* para preparar o CVB para a aquisição de dados.

Durante a instalação da FBG no modelo e durante o experimento é comum a presença de deformações do modelo em estudo que fazem com que o comprimento de onda de Bragg operacional seja diferente daquele obtido na calibração. Carregando-se o botão *Zero Adjust* é executado o procedimento de calibração de acordo com os valores tabelados de tensões foto-detectadas e amplificadas o que prepara o instrumento para a aquisição de dados,

independente da variação de deformação recebida durante a instalação, que não pode ser em módulo maior que  $500 \mu\epsilon$ .

### B.2.3 Aquisição de dados

Quando o filtro é finalmente sintonizado na posição operacional o CVB está então preparado para a aquisição de dados (*Data Acquisition*) cuja aba é mostrada na figura A.3.

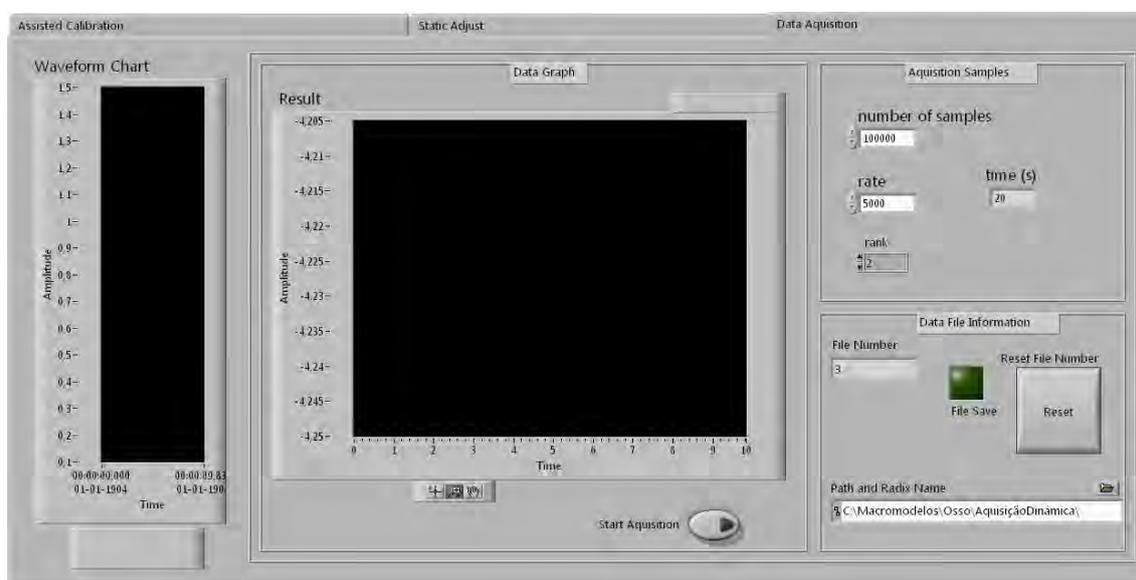


Figura A.3 – Aquisição de dados – A aquisição é iniciada carregando-se no botão Start Aquisitivos ou através de botoeira externa.

No gráfico temporal *Waveform Chart* está sempre visível a deformação lida pela FBG e no gráfico *Data Graph* a mesma deformação é gravada em um intervalo de tempo previamente definido quando o botão *Start Aquisição* for carregado. O tempo e a taxa de aquisição de dados assim como a filtragem estatística estão no formulário *Acquisition Samples*.

Para habilitar o registo informático de muitas deformações impulsivas, uma botoeira externo permite mudar automaticamente o nome do arquivo em que os dados são gravados e a outra botoeira externa opera com as mesmas funções do botão *Start Aquisition* da aba.

# APÊNDICE C

## Patente de invenção

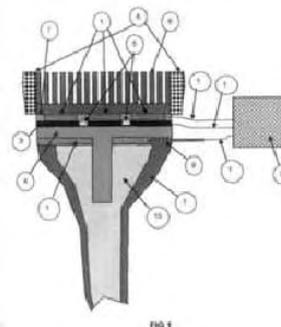


### PATENTE DE INVENÇÃO NACIONAL Nº 103799

#### DISPOSITIVO DE CONTROLO DE TEMPERATURA DO IMPLANTE E CIMENTO ÓSSEO NA ARTROPLASTIA CIMENTADA

##### Síntese do Processo

Nº do Pedido	20020
Data de Apresentação	24-07-2007
Data do Pedido	24-07-2007
Fase Actual	PEDIDO-ESTUDO EM CURSO
Data de Início da Fase	22-04-2009
Data de Fim Previsto	---
Situação de Taxas	PAGAMENTO INICIAL
Data de Início da Sit.	26-01-2009
Data de Fim Previsto da Sit.	24-07-2009
Taxas Pagas	2
Taxas Devidas	0
BPI 1ª Publicação	26-01-2009
Data do Despacho	---
BPI do Despacho	---
Data de Início de Vigência	24-07-2007
Data Limite de Vigência	24-07-2027
Titulares	UNIVERSIDADE DE AVEIRO
Mandatário	JOÃO PAULO SENA MIOLUDO
Classificação Internacional	A61B 18/02 (2006.01)
Processo em Tribunal	NÃO
Tribunal	---
Data de Envio	---



## Publicações e comunicações resultantes do trabalho efectuado

Schiller M.W., Abe I., Ramos A., Lopes P.A., Simões J.A., Optical Fiber Bragg Gratings Sensors to Assess Strain and Temperature in a Cemented Hip Arthroplasty, *Journal of Arthroplasty*, 2009. *submetido*

Abe, I., Carvalho, L., Schiller, M.W., Carvalho, P., Lopes, P., Simões, J.A., Pinto, J.L., Application of Optical Fibre Bragg Grating to Assess the Performance of a Novel Dental Implant System, *Proceedings of the 10th Italian Conference Sensors and Microsystems*, pp. 117-122, 2008.

Completo, A., Schiller, M.W., Abe, I., Simões, J.A., Fonseca, F., Lopes, P., Experimental and Finite Element study of strains in cement mantle under tibial plate in Total Knee Arthroplasty with Fiber Bragg sensors, *8th International Symposium on Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, CMBBE 2008, Porto*, 2008.

Talaia P., Ramos A., Abe I., Schiller M.W, Lopes P, Nogueira R., Pinto J.L, Claramunt R., Simoes, J.A., Plated and intact femur strains in fracture fixation using fiber Bragg gratings and strain gauges. *Experimental Mechanics*, vol. 47, pp. 355-363, 2007.

Abe, I., Schiller, M.W., Ramos, A , Lopes, P. , Pinto, J.L., Simões, J.A., Análise de Deformação e Temperatura no Manto de Cimento Utilizando Sensores de Fibra Óptica Em Prótese de Anca Cimentada, *2º Encontro Nacional de Biomecânica*, Évora, 2007.

Schiller, M.W., Abe I., Carvalho, P., Lopes P., Carvalho, L., Nogueira, R.N., Pinto, J.L., Simões J.A., On the Use of FBG Sensors to Assess the Performance of a Dental Implant System, 18th Optical Fiber Sensors Conference, OFS 18, pp. 1-4, Cancun, 2006.

Abe, I., Frazão, O., Schiller, M.W., Nogueira, R., Kalinowski, H.J., Pinto, J.L., Bragg gratings in normal and reduced diameter high birefringence fibre optics. Measurement Science & Technology, vol. 17, pp. 1477-1484, 2006.

Ramos, A , Abe, I., Schiller, M.W., Lopes, P. , Nogueira, R. , Pinto, J.L., Simões, J.A., Assessment of Femoral Hip Cement Mantle Strains Using Bragg Sensors, 5th International Conference on Mechanics and Materials in Design 2006, pp. 1-2, Porto, 2006.

Talaia, P., Abe, I., Schiller, M.W., Lopes, P., Nogueira, R., Pinto, J.L., Claramunt, R., Simões, J.A., Measuring Strains on Fractured Femurs with Osteosynthesis Bone Plates using Fibre Bragg Sensors and Strain Gauges, Proceedings of the 4th IASTED, international Conference Biomechanics, pp. 24-27, Palma de Mallorca, 2006.

Ramos, A, Abe, I., Schiller, M.W., Lopes, P., Nogueira, R., Pinto, J.L., Simões, J.A., On the use of fiber Bragg sensors to assess temperature and thermal induce strain profiles in cemented hip mantles, Journal of Biomechanics, vol. 39, pp. S514-S514, 2006.

Carvalho, P., Abe, I., Schiller, M.W., Carvalho, L., Simões, J.A., Lopes, P., Pinto, J.L., FEA and experimental FBG sensing system for the analysis of different dental implant concepts, Journal of Biomechanics, vol. 39, pp. S568-S568, 2006.

Talaia, P., Abe I., Schiller, M. W., Simões, J. A., Nogueira, R. N., Lopes, P., Pinto, J. L., On the use of Bragg sensors to monitor in vitro strains of fractured femurs fixed with osteosynthesis bone plates, ECCM-2006, III European Conference on Computational Mechanics, Lisboa, 2006.

Abe, I., Schiller, M.W., Nogueira, R., Carvalho, L., Silva, J.C.C., Milczewski, M.S., Lopes, P., André, P.S.B., Kalinowski, H.J., Pinto, J.L., Application of Bragg grating sensors in medical research, Física 2005, Sociedade Portuguesa de Física, pp. 195-196, Porto, 2005.

Abe, I., Carvalho, L., Schiller, M.W. , Carvalho, P. , Lopes, P. , Simões, J.A., Pinto, J.L., Application of Optical Fibre Bragg Grating to Assess the Performance of a Novel Dental Implant System, The 10th National Conference on Sensors and Microsystems, AISEM, pp. 72, Firenze, 2005.

## Referências

---

- [Abe08] Abe, I., Carvalho, L., Schiller, M.W., Carvalho, P., Lopes, P., Simões, J.A., Pinto, J.L., Application of Optical Fibre Bragg Grating to Assess the Performance of a Novel Dental Implant System, Proceedings of the 10th Italian Conference Sensors and Microsystems, pp. 117-122, 2008.
- [Abe06] Abe, I., Frazão, O., Schiller, M.W., Nogueira, R., Kalinowski, H.J., Pinto, J.L., Bragg gratings in normal and reduced diameter high birefringence fibre optics, Measurement Science & Technology, vol. 17, pp. 1477-1484, 2006.
- [Anderson93] Anderson, D.Z., Mizrahi, V., Erdogan, T., and White, A.E., Production of in-fibre gratings using a diffractive optical element, Electronics Letters, vol. 29, Issue 6, pp. 566-568, 1993.
- [Antunes07] Antunes, P.F.C., Análise dinâmica de estruturas com sensores de Bragg, Tese de Mestrado, Universidade de Aveiro, 2007.
- [Barbosa00] Barbosa, C.L., Rabelo, R.C., Lisboa, O., Almeida, V.R., Hattori H.T., Cazo R.M., Técnica da Máscara de Fase para a Fabricação de Grades de Bragg em Fibras Ópticas, Anais IX Simpósio Brasileiro de Microondas e Optoeletrônica, 2000.
- [Carter82] Carter, D.R., The relationship between in vivo strains and cortical bone remodelling, Critical Reviews in Biomedical Engineering, vol. 8(1), pp. 1-28, 1982.

- [Carvalho07] Carvalho, P.F.S., Utilização de Sensores Bragg em Fibra Óptica para Medir a Transferência de Carga em Sistemas de Implantes Dentários. Tese de Mestrado, Universidade de Aveiro, 2007.
- [Carvalho06] Carvalho, L., Silva, J., Nogueira, R., Pinto, J., Kalinowski, H., Simões, J., Application of Bragg Grating Sensors in Dental Biomechanics, *The Journal of Strain Analysis for Engineering Design*, vol. 41, n. 6, pp. 411-416, 2006.
- [Clemente04] Clemente, R., Schneider, J., Brambs, H.J., Wunderlich, A., Geiger, M., Sander, F.G., Quasi-automatic 3D finite element model generation for individual single-rooted teeth and periodontal ligament, *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, vol. 73, pp. 135-144, 2004.
- [Cowie07] Cowie, B.M., Webb, D.J., Tam, B., Slack, P. Brett, P.N., Fibre Bragg grating sensors for distributive tactile sensing, *Measurement Science and Technology*, vol. 18, pp. 138-146 , 2007.
- [Completo06] Completo, A.M.G., Estudo Numérico e Experimental da Biomecânica da Prótese do Joelho. Tese de Doutoramento, Universidade de Aveiro, 2006.
- [Cook89] Cook, R.D., Malkus, D., Plesha, M.E., Concepts and Applications of Finite Element Analysis, 3. ed., John Willey & Sons, 1989.
- [Cristofolini00] Cristofolini, L., Viceconti, M., Development and Validation of Technique for strain measurement inside polymethyl methacrylate, *Journal of Strain Analysis*, vol. 35, pp. 21-33, 2000.
- [Dennison08a] Dennison, C.R., Wild, P.M., Byrnes, P.W., Saari, A., Itshayek, E., Wilson, D.C., Zhu, Q.A., Dvorak. M.F., Crompton, P.A., Wilson, D.R., Ex vivo measurement of lumbar intervertebral disc pressure using fibre-Bragg gratings. *Journal of Biomechanics*, pp. 41(1), pp. 221-225, 2008. (a)

- [Dennison08b] Dennison, C.R., Wild, P.M., Wilson, D.R., Crompton, P.A., A minimally invasive in-fiber Bragg grating sensor for intervertebral disc pressure measurements, *Measurement Science and Technology*, vol. 19, pp.12, 2008. (b)
- [Dubois07] Dubois, G., Daas, M., Bonnet, A., Lipinski, P., Biomechanical study of a prosthetic solution based on an angled abutment: Case of upper lateral incisor. *Medical Eng Physics*, 29(9), pp.989-998, 2007
- [Erdogan97] Erdogan, T., Fibber Grating Spectra, *Journal of Lightwave Technology*, vol. 15, n.8, pp. 1277-1294, 1997
- [Fresvig08] Fresvig, T., Ludvigsen, P., Steen, H., Reikerås, O., Fibre optic Bragg grating sensors: An alternative method to strain gauges for measuring deformation in bone, *Medical Engineering & Physics*, pp. 104-108, 2008.
- [Fisher97] Fisher, D.A., Tsang, A.C., Paydar, N., Milions, S. and Turner, C.H., Cement mantle thickness affects cement strains in total hip replacement, *Journal of Biomechanics*, vol. 30, pp. 1173-1177, 1997.
- [Frias08] Frias, C., Frazão, O., Tavares S., Vieira A., Marques A.T., Simões, J., Mechanical characterization of bone cement using fibber Bragg grating sensors, vol. 30(5), pp.1841-1844, 2008.
- [Ganesh05] Ganesh, V.J., Dhanjoo, K.R. and Ghista, N., Biomechanics of bone-fracture fixation by stiffness-graded plates incomparision with stainless-steel plates, *BioMedical Engineering OnLine*, vol. 4(46), 2005.
- [Geng01] Geng, J.P., Tan, KBC. and Liu, GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. *J Prosthetic Dentistry*, vol. 85(6), pp.585-598, 2001.

- [Geramy00] Geramy, A., Alveolar bone resorption and the center of resistance modification (3-D analysis by means of the finite element method), *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, vol. 117, pp.399-405, 2000.
- [Gois02] Góis, J.P., Piteri, M.A., Geração Automática de Malhas de Elementos Finitos e a Estrutura de Dados Winged-Edge Modificada, *Tendências em Matemática Aplicada e Computacional*, vol. 3, n. 1, pp. 121-130, 2002.
- [Graham00] Graham, J., Pruitt, L., Ries, M., Gundiah, Fracture and fatigue properties of acrylic bone cement. *Journal of Arthroplasty*, vol. 15, pp. 1028-1035, 2000.
- [Heiner01] Heiner, A.D., Brown, T.H, Structural properties of new design of composite replicate femurs and tibias, *Journal of Biomechanics*, vol. 34(6), pp. 773-781, 2001.
- [Hill93] Hill, K.O., Malo, B., Bilodeau, F., Johnson, D.C., and Albert, J. Bragg gratings fabricated in monomode photosensitive optical fiber by UV exposure through a phase mask, *Applied Physics Letters*, vol. 62, pp.1035-1037, 1993.
- [Hill97] Hill, K.O., Meltz, G., Fiber Bragg Grating Technology Fundamentals and Overview, *Journal of Lightwave Technology*, vol. 15, n. 8, pp.1263-1276, 1997.
- [Hill78] Hill, K.O., Fufii, Y., Johnson, D.C., Kawasaki, B.S., Photosensitivity in Optical Fiber Waveguides: Application to Reflection Filter Fabrication, *Applied Physics Letters*, vol. 32, pp. 647-649, 1978.
- [Higuera02] Higuera, J.M.L., *Handbook of Optical Fiber Sensing Technology*. John Wiley & Sons Ltd., 2002.
- [Hirsch98] Hirsch, J., Lekholm, U., Thomsen, P., Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants: I- Success

criteria and epidemiology, *European Journal of Oral Sciences*, vol. 106, pp.527-551, 1998.

- [Hsieh06] Hsieh, P.H., Tai, C-L. , Chang, Y-H. , Lee, M.S., Shih, H-N., Shih, C-H., Precooling of the femoral canal enhances shear strength at the cement-prosthesis interface and reduces the polymerization temperature, *Journal of Orthopaedic Research*, vol. 24, n.9, pp. 1809-1814, 2006.
- [Jasty91] Jasty, M., Maloney, W. J., Bragdon, C. R., O'Connor, D. O., Haire, T. and Harris, W. H. The initiation of failure in cemented femoral components of hip arthroplasties, *Journal of Bone and Joint Surgery*, vol. 73B, pp.551-558, 1991.
- [Kao66] Kao, K. C. & Hockham, G. A., Dielectric Fibre Surface Waveguides for Optical Frequencies, *Proceedings of the IEEE*, vol. 113, pp. 1151-1158, 1966.
- [Kashyap99] Kashyap R. *Fiber Bragg grating*. San Diego, Academic Press, 1999.
- [Kersey97] Kersey, A.D., Davis, M.A., Patrick, H.J., LeBlanc, M., Koo, K.P., Askins, C.G., Putnam, M.A., Friebele, E.J., *Fiber grating sensors*, *Journal of Lightwave Technology*, vol. 15, pp.1442-1463, 1997.
- [Kersey93] Kersey, A.D., Berkoff T. A., Morey W.W., *Multiplexed fiber Bragg grating strain-sensor system with a fiber Fabry-Perot wavelength filter*, *Optics Letters*, v. 18, pp. 1370-1372, 1993.
- [Lennon00] Lennon, A.B., Prendergast, P.J, Whelan, M.P. Kenny, R.P., Cavalli, C., *Modelling of temperature history and residual stress generation due to curing in polimethylmethacrylate*, 12<sup>th</sup> Conference of the European Society of Biomechanics, pp. 253, Dublin, 2000.
- [Li03] Li, C., Schmid S., Mason, J., *Effects of pre-cooling and pre-heating procedures on cement polymerization and thermal osteonecrosis*

in cemented hip replacements, *Medical Engineering & Physics*, vol. 25(7), pp. 559-564, 2003.

- [Lotti06] Lotti, R.S., Machado, A.W., Mazzeiro, E.T., Landre Jr.,J., Aplicabilidade científica do método dos elementos finitos, *Revista Dental Press de Ortodontia e Ortopedia Facial*, vol. 11, n. 2, pp. 35-43, 2006.
- [Malo93] Malo, B., Hill, K.O., Bilodeau, F., Johnson, D.C., and Albert, J., Point-by-point fabrication of micro-Bragg gratings in photosensitive fibre using single excimer pulse refractive index modification techniques, *Electronics Letters*, vol. 29, pp.1668-1669, 1993.
- [McNally92] McNally, D.S. and Adams, M.A., Internal intervertebral disc mechanics as revealed by stress profilometry, *Spine*, vol. 17, pp. 66-73. 1992.
- [Melle93] Melle, S.M., Liu, K., Mesures, R.M., A Practical Fiber Optic Bragg Grating Strain Gauge System, *Applied Optics*. vol.32, n. 19, pp. 3601-3609, 1993.
- [Melle92] Melle, SM, Liu, K and Measures, RM., A passive wavelength demodulation system for guided-wave Bragg grating sensors, *IEEE Photonics Technology Letters*, vol. 4, pp. 516-518, 1992.
- [Meltz89] Meltz, G., Morey, W.W., Glenn, W.H., Formation of Bragg Gratings in Optical Fibers by a Transverse Holographic Method, *Optics Letters*, vol. 14, pp. 823-825,1989.
- [Mihailov94] Mihailov S.J., and Gower, M.C., Recording of efficient high-order Bragg reflectors in optical fibres by phase mask image projection and single pulse exposure with an excimer laser, *Electronics Letters*, vol. 30, pp. 707-709, 1994.
- [Milczewski08] Milczewski, M.S., Silva, J.C.C., Abe, I, Simões, J.A., Paterno, A.S, Kalinowski, H.J., Avaliação de Forças Ortodônticas através de

Sensores em Fibra Óptica, Mecânica Experimental, vol. 15, pp. 39, 2008.

- [Milczewski06] Milczewski, M.S., Silva, J.C., Abe, I., Carvalho, L.M., Fernandes, R.C., Kalinowski, H.J., Nogueira, R.N., Pinto, J.L., FBG Application in the Determination of Setting Expansion of Dental Materials, Measurement Science Technology, vol. 17, n. 5, pp. 1152-1156, 2006.
- [Miles92] Miles, A.W. and Tanner, K.E., Strain Measurement in Biomechanics, Chapman & Hall London, 1992.
- [Mohanty07] Mohanty, L., Tjin, S.C., Lie, D.T., Panganiban S. E., Chow P. K., Fiber grating sensor for pressure mapping during total knee arthroplasty, Sensors and Actuators A: Physical, vol. 135(2), pp. 323-328, 2007.
- [Morgan03] Morgan, R.L., Farrar, D.F., Rose, J., Forster, H. and Morgan, Creep behavior of bone cement: a method for time extrapolation using time-temperature equivalence, Journal Materials Science: Materials in Medicine, vol. 14, pp.321-325, 2003.
- [Morrison70] Morrison, J.B., The mechanics of the knee joint in relation to normal walking, Journal of Biomechanics, vol. 3, pp. 51-61, 1970.
- [Mulligan98] Mulligan, J. F., Who Were Fabry and Pérot?, American Journal of Physics, vol. 66, n.9, pp. 797-801, 1998.
- [Murphy99] Murphy, B.P., Prendergast, P.J., Measurement of non-linear microcrack accumulation rates in polymethylmethacrylate bone cement under cyclic loading, Journal of Materials Science, vol. 10, pp. 779-781, 1999.
- [Nogueira02] Nogueira, R., Abe, I., Kalinowski, H.J., Pinto, J.L., Rocha, J.F., Sistema Interferométrico Automatizado para Gravação de Redes de Bragg em Fibra Óptica, Anais da 13<sup>a</sup>. Conferência Nacional de Física, Física 2002, Portugal, 2002.

- [Othonos99] Othonos, A. and Kalli, K., Fiber Bragg Gratings, Fundamentals and Applications in Telecommunications and Sensing, Artech House, Boston, 1999.
- [Othonos97] Othonos, A., Fiber Bragg Gratings, Review of Scientific Instruments., vol. 68, n.12, pp. 4309-4341, 1997.
- [Ramaniraka00] Ramaniraka, N.A., Rakotomanana, L.R., Leyvraz, P.F., The fixation of the cemented femoral components: Effects of stem stiffness, cement thickness and the roughness of the cement bone surface. Journal of Bone Joint Surgery, vol. 82B, pp.297-303, 2000.
- [Race03] Race, A., Miller, M. A., David, C. A., Kenneth, A. M., Early cement damage around a femoral stem is concentrated at the cement/bone interface, Journal of Biomechanics, vol. 36, pp.189-496, 2003.
- [Ramos06] Ramos, A, Abe I, Schiller, M.W., Lopes, P, Nogueira, R, Pinto J.L., Simões, J.A., On the use of fiber Bragg sensors to assess temperature and thermal induce strain profiles in cemented hip mantles, Journal of Biomechanics, vol. 39(1), pp. S514, 2006.
- [Ramos05] Ramos, A., Estudo Numérico e Experimental de uma Nova Componente Femoral da Prótese de Anca Cimentada, Tese de Doutorado, Departamento de Engenharia Mecânica, Universidade de Aveiro, 2005.
- [Rao97a] Rao, Y.J., Hurle, B., Webb, D.J., Jackson, D.A., Zhang L., Bennion I., In-situ temperature monitoring in NMR machines with a prototype in-fibre Bragg grating sensor system, 12th International Conference on Optical Fiber Sensors, vol. 16, 1997. (a).
- [Rao97b] Rao, Y.J., Webb, D.J., Jackson, D.A., Zhang, L. and Bennion, In-Fibre Bragg Grating Temperature Sensor System For Medical Applications, IEEE Journal Of Light Wave Technology, vol.15(5), pp.779-785, 1997. (b)

- [Rao97c] Rao, Y.J., Jackson, D.A., Webb, D.J., Zhang, L. And Bennion, I., In-Fibre Bragg Grating Flow-Directed Thermodilution Catheter for Cardiac Monitoring, 12th International Conference on Optical Fiber Sensors, vol.16, pp. 354-357, 1997. (c).
- [Ren07] Ren, L., Song, G., Conditt, M., Noble, P. C., and Li H., Fiber Bragg grating displacement sensor for movement measurement of tendons and ligaments, Applied Optics, vol. 46, pp.6867-6871, 2007.
- [Saleh91] Saleh, B.E.A., Teich, M.C., Fundamentals of photonics, Wiley Series in Pure and Applied Optics, pp. 310-322, 1991.
- [Seo07] Seo, K-S, Derby, R, Date, E S, Lee, S-H, Kim, B-J and Lee, C-H., In vitro measurement of pressure differences using manometry at various injection speeds during discography, The Spine Journal, vol.7, pp.68-73, 2007.
- [Silva05] Silva, J.C.C, Monitoração de vibrações de estruturas com o emprego de sensores em fibra ótica, Tese de Doutorado, Universidade Tecnológica Federal do Paraná, 2005.
- [Shirazi-Adl93] Shirazi-Adl, A., Dammak, M., Paiement, G., Experimental determination of friction characteristics at the trabecular bone/porous-coated metal interface in cementless implants, Journal of Biomedical Materials Research, vol. 27, pp. 167-175, 1993.
- [Simões98] Simões, J.A.O., Estudo da componente femoral da prótese de anca com rigidez controlada, Tese de Doutorado, Universidade do Porto, 1998.
- [Steffen98] Steffen T., Baramki H.G., Rubin R., Antoniou J. and Aebi M. Lumbar intradiscal pressure measured in the anterior and posterolateral annular regions during asymmetrical loading, Clinical Biomechanics, vol. 13, pp.495-505, 1998.

- [Stiffler04] Stiffler, K. S., Internal fracture fixation, *Clinical Techniques Small Animals Practice*, vol. 19, pp.105-113, 2004.
- [Stolk02] Stolk, J., Verdonschot, N., Cristofolini, L., Toni, A., Huiskes, R., Finite element and experimental models of cemented hip joint reconstructions can produce similar bone and cement strains in pre-clinical tests, *Journal of Biomechanics*, vol. 35, pp. 499-510, 2002.
- [Talaia07a] Talaia, P.M.A., Integridade Estrutural de Placas de Osteossíntese Metálicas e Compósitas Para Fixação Óssea. Tese de Mestrado, Departamento de Engenharia Mecânica, Universidade De Aveiro, 2007. (a)
- [Talaia07b] Talaia, P., Ramos, A., Abe, I., Schiller, M.W., Lopes, P., Nogueira, R., Pinto, J.L., Claramunt, R., Simoes, J.A., Plated and intact femur strains in fracture fixation using fiber Bragg gratings and strain gauges. *Experimental Mechanics*, vol. 47, pp.355-363, 2007. (b)
- [Talbot03] Talbot, J.C., Shaw D.L., Effects of pre-cooling and pre-heating procedures on cement polymerisation and thermal osteonecrosis in cemented hip replacements, *Medical Engineering & Physics*, vol. 25, pp.559-64, 2003.
- [Torres02] Torres, P.I., Análise Teórica E Experimental De Aplicações De Redes de Bragg em Fibra Óptica, Ph.D. Thesis, Department of Physics, Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro, 2002.
- [Tsai08] Tsai, P., Fengguo, S., Gaozhi, X., Zhiyi, Z., Rahimi, S., Dayan, B., A New Fiber-Bragg-Grating Sensor Interrogation System Deploying Free-Spectral-Range-Matching Scheme With High Precision and Fast Detection Rate, *Photonics Technology Letters, IEEE*, vol. 20(4), pp. 300 - 302, 2008.

- [Viecilli08] Viecilli, R., Katona, T., Chen, J., Hartsfield, Jr.J., Roberts, W., Three-dimensional mechanical environment of orthodontic tooth movement and root resorption, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, vol. 133 (6), pp. 791.e11-791.e26, 2008.
- [Wehrle00] Wehrle, G., Nohama P., Kalinowski, H. J., Torres, P. I. and Guedes V.L.C, Fiber Optic Bragg Grating Strain Sensor Used to Monitor the Respiratory System, *Proceedings of the SPIE Journal, International Conference on Optical Fiber Sensors*, vol. 4185, pp. 310-13, 2000.
- [Webb00] Webb, D.J., Hathaway M.W., and Jackson, D.A., Jones, S., Zhang, L. and Bennion I., First in-vivo trials of a fiber Bragg grating based temperature profiling system, *Journal of Biomedical Optics*, vol. 5(1), pp. 45-50, 2000.
- [Wehrle01] Wehrle, G., Nohama, P., Kalinowski, H.J., Torres P.I. and Guedes L.C.V., A fibre optic Bragg grating sensor for monitoring ventilatory movements, *Measurement Science and Technology* vol. 12 n. 7, pp.805-809, 2001.
- [Whelan00] Whelan, M.P., Kenny, R.P., Cavalli, C., Lennon, A.B., Prendergast P.J., Application of optical fibre Bragg grating sensors to the study of PMMA curing, *Proceedings of the 11th Conference of the European Society of Biomechanics, ESB-2000, Dublin, 2000.*
- [Williams93] Williams, D.L., Ainslie, B.J., Armitage J.R., Kashyap R., and Campbell. R., Enhanced UV photosensitivity in Boron codoped germanosilicate fibres, *Electronics Letters*, vol. 29, pp. 45-47, 1993.
- [Xu96] Xu, M.G., Geiger H., and Dakin, J.P., Modeling and performance analysis of a fiber Bragg grating interrogation system using an acousto-optic tunable filter, *IEEE Journal of Lightwave Technology*, vol. 14, pp. 1006-1007, 1996.

- [Xu93] Xu, M. G., Reekie, L. Y., and Chow J. P., Optical in-fibre grating high pressure sensor, *Electronics Letters*, 18th February 1993, vol. 29 No. 4, pp. 398-399, 1993.
- [Zhang94] Zhang, Q., Brown, D.A., Reinhart, L., and Morse, T.F., Simple prism-based scheme for fabricating Bragg gratings in optical fibers, *Optics Letters*, vol. 19, pp. 2030-2032, 1994.
- [Zhou03] Zhou, Z., Graver, T.W., Hsu, L., Ou, J., Techniques of Advanced FBG sensors: fabrication, demodulation, encapsulation and their application in the structural health monitoring of bridges, *Pacific Science Review*, vol. 5, pp.116-121, 2003.