



**UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ  
CAMPUS CURITIBA**

**GERÊNCIA DE PESQUISA E PÓS-GRADUAÇÃO**

**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA  
E INFORMÁTICA INDUSTRIAL - CPGEI**

**MAURA SCANDELARI MILCZEWSKI**

**AVLIAÇÃO DAS FORÇAS ORTODÔNTICAS  
UTILIZANDO SENSORES DE FIBRA ÓTICA**

**TESE DE DOUTORADO**

**CURITIBA  
FEVEREIRO-2008**



**TESE**  
apresentada à UTFPR para  
obtenção do título de

**DOUTOR EM CIÊNCIAS**

Por

**MAURA SCANDELARI MILCZEWSKI**

---

**AVALIAÇÃO DAS FORÇAS ORTODÔNTICAS  
UTILIZANDO SENSORES DE FIBRA ÓTICA**

---

Banca examinadora:

**Presidente e Orientador:**

Prof. Dr. Hypolito José Kalinowski UTFPR

**Examinadores:**

Prof<sup>a</sup>. Dr. Ana Maria Bolognese UFRJ

Prof<sup>a</sup>. Dr. Elisa Souza Camargo PUC-PR

Prof<sup>a</sup>. Dr. Eliane Wajnberg CBPF

Prof<sup>a</sup>. Dr. Mildred Ballin Hecke UFPR

Curitiba, 22 de Fevereiro de 2008

**MAURA SCANDELARI MILCZEWSKI**



# **AVALIAÇÃO DAS FORÇAS ORTODÔNTICAS UTILIZANDO SENSORES DE FIBRA ÓTICA**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial da Universidade Tecnológica Federal do Paraná, como requisito parcial para obtenção do título de Doutor em Ciências – Área de concentração: Engenharia Biomédica.

Orientador: Prof. Dr. Hypolito José Kalinowski

Curitiba

**2008**

Ficha catalográfica elaborada pela Biblioteca da UTFPR – Campus Curitiba,

M639a Milczewski, Maura Scandelari  
Avaliação das forças ortodônticas utilizando sensores de fibra ótica / Maura Scandelari Milczewski. Curitiba. UTFPR, 2008  
VIII, 144 p. :il. ; 30 cm

Orientador: Prof. Dr. Hypolito José Kalinowski  
Tese (Doutorado) – Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial. Curitiba, 2008

Bibliografia p. 115 – 133

1. Engenharia biomédica. 2. Ortodontia – Equipamentos e acessórios. 3. Sensores óticos. I. Kalinowski, Hypolito José, orient. II. Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial. III. Título.

CDD: 610.28

## **DEDICATÓRIA**

*À minha família, especialmente minha mãe Iara e meu pai Expedito (in memoriam), ao meu filho Filippo e ao meu amor Cícero.*



## AGRADECIMENTOS

À DEUS.

Ao Professor Dr. Hypolito José Kalinowski pela orientação segura.

Aos Professores Dr. Paulo César Borges, Dr. Jean Carlos Cardozo da Silva, e Dr. Ilda Abe, pelas discussões técnicas e sugestões.

Aos colegas do grupo de Dispositivos fotônicos da UTFPR, Aleksander Paterno, Leandro Grabarski e Nilton Harmoni.

Ao Professor Dr. John Canning (University of Sydney's Optical Fibre Technology Centre-OFTC).

Aos colegas do grupo do OFTC, Cícero Martelli, Mike Stevenson, Philip Hambley e Nathaniel Grootooff.

Ao grupo de polímeros (University of Sydney's Optical Fibre Technology Centre-OFTC).

Ao grupo de ortodontia da Associação Brasileira de Odontologia ABO-PR, José Carlos Munhoz da Cunha, Armando Saga, Edmilson Jorge e Sabine Vieira.

Ao CNPq, pela concessão da bolsa e apoio financeiro a este projeto.



## SUMÁRIO

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS .....	xix
RESUMO.....	xxi
ABSTRACT .....	xxiii
Capítulo 1 .....	1
INTRODUÇÃO .....	1
1.1 HIPÓTESE .....	3
1.2 OBJETIVO E DESCRIÇÃO DO ESTUDO.....	4
Capítulo 2.....	7
MOVIMENTO DENTÁRIO.....	7
2.2 FORÇA ÓTIMA .....	13
2.3 FATORES ADVERSOS ÀS FORÇAS DE ALTA MAGNITUDE.....	14
2.4 FORÇAS ORTODÔNTICAS.....	19
Capítulo 3.....	23
SENSORES DE FIBRAS ÓTICAS BASEADOS EM REDES DE BRAGG .....	23
3.1 REDES DE BRAGG (FBG) EM FIBRAS ÓTICAS.....	23
3.1.1 Fotossensibilidade das fibras óticas.....	24
3.1.2 Gravação de redes de Bragg em fibras óticas .....	25
3.1.3. Propriedades das redes de Bragg em fibras óticas.....	27
3.1.4 Sensibilidade à deformação transversal.....	30
3.1.5 Fibras óticas de alta birrefringência.....	33
3.2 APLICAÇÃO BIOMÉDICA DOS SENSORES FBGS .....	39
3.3 AVALIAÇÃO DAS FORÇAS ORTODÔNTICAS COM SENSORES FBG.....	41
3.1.1 Experimento .....	41
3.1.2 Resultados .....	46

Capítulo 4 .....	55
MODELO MAXILAR ELASTOMÉRICO.....	55
4.1 CONSTRUÇÃO DO MODELO ELASTOMÉRICO.....	55
4.2 CONFECÇÃO DE MODELO MAXILAR INSTRUMENTADO COM FIBRAS ÓTICAS.....	59
4.3 MEDIÇÃO DE FORÇAS ORTODÔNTICAS.....	70
4.3.1 Experimento .....	70
4.3.2 Resultados .....	72
4.4 MEDIÇÃO DE FORÇAS ORTODÔNTICAS COM FIBRAS HIBI (SENSOR <i>BRACKET</i> ) .....	75
4.4.1 Experimento .....	75
4.4.1 Resultados .....	78
Capítulo 5.....	81
SENSORES DE FIBRAS ÓTICAS POLIMÉRICAS.....	81
5.1 FIBRAS ÓTICAS POLIMÉRICAS.....	82
5.1.1 FIBRAS ÓTICAS POLIMÉRICAS MICROESTRUTURADAS.....	85
5.2. SENSOR DE PRESSÃO TRANSVERSAL COM FIBRAS ÓTICAS POLIMÉRICAS MICRO-ESTRUTURADAS.....	87
5.2.1 Experimento .....	88
a) Fibras poliméricas micro-estruturadas .....	90
b) Caracterização transversal.....	92
c) Avaliação das forças ortodônticas com sensores de fibras poliméricas (sensor <i>bracket</i> ) .....	95
d) Ensaio com o modelo maxilar ( <i>Typodont</i> ) .....	97
5.2.2 Resultados .....	99

Capítulo 6.....	81
CONCLUSÕES E PERSPECTIVAS .....	105
6.1 Trabalhos futuros .....	109
Publicações resultantes deste trabalho.....	111
Periódicos.....	111
Trabalhos em conferências.....	112
REFERÊNCIAS.....	115
APÊNDICE I.....	135
AVALIAÇÃO DA CONTRAÇÃO EM RESINAS COMPOSTAS DENTÁRIAS.....	135



## LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1 Esquema de dente com lado de aposição e absorção.....	9
Figura 2.2 (a) Área de tensão; (b) Absorção frontal .....	12
Figura 2.3 Dentes de ratos sob forças ortodônticas .....	16
Figura 2.4 Classificação de Malmgren <i>et al.</i> 1982.....	17
Figura 2.5 (a) Eletromicroscopia da raiz dentária.....	18
Figura 2.5 (b) Superfície da raiz do dente .....	18
Figura 3.1 Desenho esquemático de redes de Bragg gravados em fibra ótica .....	28
Figura 3.2 Espectro de FBG mono-modo com a aplicação de forças transversais	31
Figura 3.3 Simulação do deslocamento do comprimento de onda de Bragg .....	33
Figura 3.4 Seções transversais dos principais tipos de fibras HiBi .....	34
Figura 3.5 Bandas de polarização do espectro de reflexão de uma HiBi .....	35
Figura 3.6 (a) Desdobramento dos picos como função da deformação .....	38
Figura 3.6 (b) Desdobramento dos picos como função da deformação longitudinal e/ou temperatura .....	38
Figura 3.7 Separação entre os picos como função da deformação transversal....	39
Figura 3.8 Fotografia do modelo da maxila em metal .....	42
Figura 3.9 Fotografia do sistema de carregamento transversal .....	43
Figura 3.10 Sensor (FBG) e aparelho ortodôntico.....	44
Figura 3.11 Esquema do circuito ótico para leitura das redes de Bragg .....	45
Figura 3.12 Gráfico do afastamento dos comprimentos de onda de pico como função da carga aplicada .....	47
Figura 3.13 Deslocamento do comprimento de onda de Bragg quando aplicadas às forças ortodônticas .....	47

Figura 3.14 Força (N) em função da carga aplicada .....	49
Figura 3.15 (a) Fotografia do modelo da maxila. (b) Forças e deslocamentos como função da carga aplicada no aparelho ortodôntico.....	51
Figura 4.1 Modelo de cera usado para o modelo em material polimérico .....	56
Figura 4.2 Imagens do processo da confecção do modelo elastomérico.....	56
Figura 4.3 Modelos virtuais usados na construção final da maxila virtual .....	58
Figura 4.4 Modelo CAD da maxila com respectivos dentes .....	58
Figura 4.5 Fotografia da construção do modelo maxilar elastomérico .....	60
Figura 4.6 Ilustração do arranjo das redes no modelo elastomérico.....	61
Figura 4.7 Fotografia do modelo maxilar com o suporte metálico.....	62
Figura 4.8 Ensaio mecânico horizontal sobre o dente incisivo e gráfico .....	63
Figura 4.9 Ensaio mecânico horizontal sobre o dente canino e gráfico .....	64
Figura 4.10 Ensaio mecânico horizontal sobre o dente molar e gráfico .....	65
Figura 4.11 Ensaio mecânico transversal sobre o dente incisivo e gráfico .....	66
Figura 4.12 Ensaio mecânico transversal sobre o dente canino e gráfico .....	68
Figura 4.13 Ensaio mecânico transversal sobre o dente molar e gráfico .....	69
Figura 4.14 Fotografia do modelo maxilar elastomérico instrumentado .....	71
Figura 4.15 Variação do comprimento de onda em função da carga aplicada.....	73
Figura 4.16 Variação do comprimento de onda em função da carga aplicada.....	74
Figura 4.17 Variação do comprimento de onda em função da carga aplicada.....	75
Figura 4.18 Fotografia do sensor <i>bracket</i> ; gráfico .....	77
Figura 4.19 Variação do comprimento de onda em função da carga aplicada.....	78
Figura 4.20 Gráfico dos níveis de força (N).....	79
Figura 5.1 Deslocamento do comprimento de onda como função da tensão.....	83
Figura 5.2 Espectro de reflexão da rede sobre fibra polimérica .....	84

Figura 5.3 Microfotografia da secção transversal da fibra polimérica 001.....	89
Figura 5.4 Foto da montagem da transmissão de luz laser (HeNe) .....	90
Figura 5.5 Deformação - POF .....	91
Figura 5.6 Secção transversal da fibra micro-estruturada de sílica e polimérica...	91
Figura 5.7 Secção transversal da fibra micro-estruturada projeção (HeNe).....	92
Figura 5.8 Fotografia do dispositivo de pressão transversal .....	93
Figura 5.9 Gráfico da caracterização da fibra.....	93
Figura 5.10 Pressão transversal das fibras PCF de polímeros e de sílica .....	95
Figura 5.11 Desenho esquemático da POF entre a base o <i>bracket</i> .....	96
Figura 5.12 Circuito integrado com <i>set up</i> .....	97
Figura 5.13 Foto do set up da pressão sobre o sensor <i>bracket</i> .....	97
Figura 5.14 Seqüência de fotos do modelo elastomérico.....	98
Figura 5.15 <i>Set up</i> com o modelo maxilar; sensor <i>bracket</i> .....	99
Figura 5.16 Gráfico dos valores de cargas (g) sobre o incisivo central superior .	100
Figura 5.17 Posição do sensor <i>bracket</i> no sistema de forças ortodônticas.....	101
Figura.5.18 Atenuação de luz como função da ativação do arco de retração .....	102
Figura 5.19 Nível do sinal versus carga; a) início com intervalo de carga 10 g...	103
Figura 5.19 Nível do sinal versus carga; b) início com intervalo de carga 50 g...	103
Figura 5.20 Atenuação de luz como função da ativação do arco de retração .....	103



## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

<b>ASE</b>	Emissão espontânea amplificada ( <i>Amplified Spontaneous Emission</i> )
<b>FBG</b>	Rede de Bragg em fibra ótica ( <i>Fibre Bragg grating</i> )
<b>HiBi</b>	<i>High birefringence</i>
<b>IEEE</b>	<i>The institute of Eletrical and Eletronics Engineers</i>
<b>LED</b>	<i>Light-emitting diode</i>
<b>MEF</b>	<i>Método de Elementos Finitos</i>
<b>OSA</b>	Analisador de espectros óticos ( <i>Optical spectrum analyzer</i> )
<b>PDL</b>	Ligamento periodontal ( <i>Periodontal ligament</i> )
<b>UV</b>	Ultravioleta
<b>POF</b>	<i>Polymer optic fibre</i>
<b>MPOF</b>	<i>Microstructure Polymer optic fibre</i>
<b>PPCF</b>	<i>Plastic photonic crystal fibre</i>
<b>PMMA</b>	Polimetilmetacrilato
<b>HeNe</b>	Hélio-Neônio



## RESUMO

Este estudo desenvolve uma técnica para avaliar a magnitude das forças aplicadas sobre um dente por meio da aparelhagem ortodôntica utilizando sensores de fibra ótica com redes de Bragg (FBG) e fibras óticas poliméricas. Esses sensores apresentam características como pequena dimensão, flexibilidade e servem como transdutores óticos, convertendo deformação mecânica em deslocamento espectral, ou em intensidade luminosa, demonstrando ser adequados para inspeção com precisão. Os ensaios foram realizados sobre um modelo maxilar elastomérico que simula uma fase de um tratamento ortodôntico. Os sensores foram posicionados entre o acessório ortodôntico e o dente. Como resultado observou-se valores de forças variando de 0,10 a 0,63 N sobre a superfície do dente incisivo central, medidas com FBG e um intervalo de 0,18 até 0,45 N quando aferidas com fibras poliméricas. O estudo viabiliza a construção futura de sensores para serem empregados em estudos *in vivo*.

Palavras-chave: Forças ortodônticas, Sensores óticos, Redes de Bragg, Fibras óticas poliméricas.



## Orthodontics forces sensing with optic fibre sensors

### ABSTRACT

Fibre Bragg gratings and polymer optical fibre sensors were used to investigate orthodontic forces. These sensors offer advantages for their use due to the reduced dimensions, chemical inertness, dielectric structure, high sensitivity and compatibility. The measured signal is the wavelength position of the peak in the optical reflection spectra of the Bragg sensor or changes in the intensity of the transmitted light in polymer fibre sensors, which are related to the transversal force applied on the tooth. The technique is tested in an artificial maxilla model, which reproduces the orthodontic structure with the sensor placed between the metal tooth and the *bracket*. The results show forces intensity from 0,10 to 0,63 N over the central incisor when FBGs are used and from 0,18 to 0,45 N using a polymer fibre. The sensor can detect the dissipated forces in the orthodontic model. New fibre optic materials can offer promising improvement in the study of orthodontics forces, *in vivo*.

Keywords: Orthodontics Forces, Fibre optic sensors, Fibre Bragg gratings, Polymer optic fibres.



# Capítulo 1

## INTRODUÇÃO

A natureza complexa da oclusão dentária, incluindo seu desenvolvimento, manutenção e correção é a principal razão para a existência da Ortodontia como área específica da Odontologia na arte de curar. A terapêutica ortodôntica está dirigida para a maloclusão, crescimento anormal do complexo ósseo crânio-facial e para a má função da musculatura orofacial, os quais, isoladamente ou em combinação, podem causar mastigação debilitada, disfunção da articulação têmporo-mandibular, suscetibilidade à cárie e à doença periodontal e finalmente, comprometer a estética facial e a dicção [Moyers, 1979].

Mediante aparelhagem, os dentes são posicionados mais adequadamente e a função muscular pode ser corrigida. A correção do esqueleto craniofacial, no entanto, é diferente, sendo possível direcionar favoravelmente o crescimento em crianças e jovens. Em pacientes adultos, nos quais o crescimento está completo, apenas os dentes são posicionados para corrigir desarmonias no padrão esquelético facial. Nos casos mais severos a cirurgia ortognática é utilizada juntamente com a Ortodontia. O tratamento

ortodôntico pode assim utilizar muitos procedimentos, embora o mais freqüente seja o posicionamento preciso dos dentes, individualmente, com aparelhagem ortodôntica.

Quanto ao movimento dentário, ele ocorre de maneira fisiológica, representada pela erupção e pelas forças inerentes ao ato da mastigação, ou induzido através de intervenção ortodôntica, quando há necessidade de correção da oclusão.

A correção da posição dentária ocorre com o deslizamento do dente através de arco metálico por meio de um acessório aderido ao dente, auxiliados por molas ou elásticos, ou ainda com o elemento dentário acompanhando o movimento do arco metálico com o emprego de alças e aparelhos auxiliares. A movimentação ortodôntica é um processo biomecânico caracterizado por reações seqüenciais dos tecidos periodontais frente a forças oriundas da aparatologia ortodôntica [Reitan, 1964; Davidovitch, 1991]. Esta aparatologia tornou-se popular por meio do trabalho de Angle [1907, 1928] com a filosofia e sistema nomeado *Edgewise* ou Arco de Canto [Graber & Vanarsdall 1996]. Através de muitos anos de evolução, foram desenvolvidos materiais, forma e arquitetura para as técnicas ortodônticas, muito embora, a filosofia básica de Angle [1907, 1928], não tenha sido mudada [Graber & Vanarsdall 1996].

O sucesso do tratamento ortodôntico depende do diagnóstico e da eficiência da aparelhagem empregada. Assim, relaciona-se a qualidade do movimento dentário à habilidade clínica de controlar o sistema de forças aplicado sobre a dentição, havendo a necessidade do conhecimento dos fenômenos biológicos, aliado às informações técnicas da mecânica utilizada,

para entender a natureza e os resultados da movimentação [Merrifield, 1989; Gebeck & Merrifield, 1995; Graber & Vanarsdall 1996; Consolaro, 2002].

Em 1945, Tweed difundiu a filosofia e o sistema *Edgewise*, a qual tornou clássica a seqüência da mecânica ortodôntica fazendo técnicas ulteriores variações do mesmo tema. Nas últimas décadas, houve desenvolvimento tecnológico com recursos da engenharia, conferindo teor científico à utilização da mecânica, permitindo benefícios reais para a obtenção dos objetivos e oferecendo mais conforto ao paciente. No entanto, a Ortodontia estima os valores de cargas e não dispõe ainda de recursos tecnológicos que permitam ao profissional mensurar a intensidade de força aplicada na coroa e região da raiz dentária, [Reitan, 1964].

## 1.1 HIPÓTESE

Diversas forças são geradas e distribuídas dentro de um sistema ortodôntico, criando tensões localizadas no dente e ligamento periodontal. A predição de valores de tempo de tratamento, nível de força e quantidade de deslocamento varia de estudo para estudo [Melsen, 2000]. Os diferentes resultados podem ser explicados em função da não determinação dos níveis de força aplicados e das propriedades do periodonto. Como hipótese, ao se determinar com maior acurácia a força aplicada sobre a superfície do dente dentro de um sistema, cria-se a possibilidade de avaliar, com menor erro, como essa força é absorvida pelo dente e ligamento periodontal.

## 1.2 OBJETIVO E DESCRIÇÃO DO ESTUDO

A proposta deste trabalho é monitorar e avaliar as cargas aplicadas por meio da aparelhagem ortodôntica em estruturas dentárias artificiais usando-se de sensores de fibra ótica baseados em redes de Bragg (Fibre Bragg Gratings - FBG) e fibras óticas poliméricas. Esses sensores apresentam características como pequena dimensão e flexibilidade, servem como transdutores óticos convertendo deformação mecânica em deslocamento espectral e também demonstram ser adequados para inspeção com precisão [Othonos, 1997].

Com a possibilidade de medir a deformação mecânica com fibra ótica e conhecendo-se a sensibilidade da rede de Bragg à pressão mecânica em fibras de alta birrefringência [Wagreich, 1996; Kawase *et al.*, 1997; Gafsi & El-Sherif, 2000], a monitoração do comprimento de onda de ressonância da FBG cria a possibilidade de determinar valores das cargas estabelecidas pelo sistema ortodôntico sobre a dentição.

O capítulo 2 preocupa-se em esclarecer temas relacionados à Odontologia Clínica e à Ortodontia que serão estudados com a ajuda de dos sensores de fibra ótica. Relacionados à Ortodontia, serão apresentados os mecanismos pertinentes à movimentação dentária fisiológica, movimentação ortodôntica e as reações adversas como absorções radiculares relacionadas ao tema.

A descrição da rede de Bragg, suas propriedades e seus princípios básicos associados à resposta espectral e as características das fibras de alta birrefringência e suas diferentes respostas espectrais obtidas com carregamento transversal são apresentados no capítulo 3. Nesse mesmo capítulo são descritas as aplicações das redes de Bragg em fibras óticas na

área da Odontologia, bem como a metodologia e os resultados obtidos na avaliação das forças ortodônticas.

O capítulo 4 descreve a construção de um modelo elastomérico todo instrumentado com fibras óticas e redes de Bragg ao longo dos eixos das raízes dos dentes incisivo, canino e primeiro molar, esquerdos. Esse modelo avalia os níveis de tensões internas nas raízes dos dentes e estruturas vizinhas durante carregamentos gerados pelo sistema ortodôntico. Também são descritos ensaios com o sensor *bracket* construído com redes de Bragg em fibras de alta birrefringência (*high birefringence*, HiBis).

No capítulo 5 é relatado o trabalho realizado com fibras poliméricas e os ensaios com o sensor *bracket* construído com fibra ótica polimérica micro-estruturada.

Por fim, discussão e conclusões sobre as forças ortodônticas medidas por meio dos sensores de fibras óticas, contribuições e limitações do estudo, bem como perspectivas futuras estão no capítulo 6.

O apêndice I apresenta o estudo da contração de resinas compostas, por meio de sensores de redes de Bragg em fibras óticas, durante o processo de foto-polimerização. Avaliou-se a contração volumétrica de duas marcas de resinas compostas utilizadas, normalmente, em restaurações dentárias e colagem de acessórios ortodônticos.



## Capítulo 2

# MOVIMENTO DENTÁRIO

O movimento dos dentes nas arcadas é resultado de fenômenos fisiológicos ou de indução. O movimento dentário induzido ou ortodôntico ocorre como reação à aplicação de forças externas.

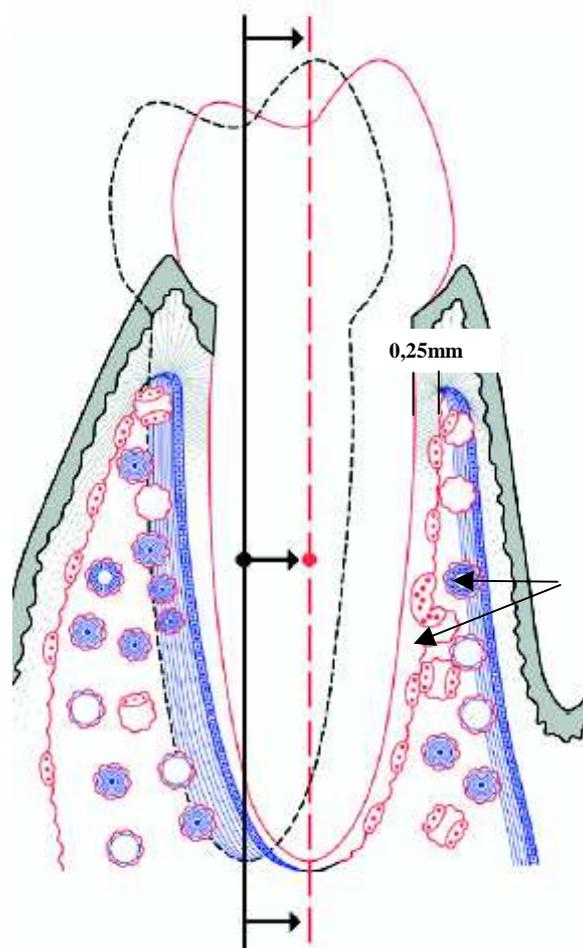
O movimento natural do dente em direção à cavidade bucal recebe o nome de erupção sendo um processo fisiológico adaptativo para o estabelecimento da oclusão dentária. O mecanismo de erupção ocorre e depende de eventos metabólicos no ligamento periodontal ou PDL (*Periodontal ligament*), incluindo o entrecruzamento e encurtamento das fibras colágenas. Esse processo é contínuo, porém com velocidade reduzida na idade adulta. Um dente cujo antagonista (dente da arcada oposta que efetua o contato) tenha sido extraído estará sempre erupcionando, mesmo após alguns anos de aparente imobilização [Moyers, 1979]. De maneira fisiológica, os dentes e estruturas periodontais estão expostos às forças durante a função mastigatória. O contato oclusal pelo espaço de tempo de um segundo ou menos, gera forças significativas de alta magnitude, chegando a 10 ou 20 N, e forças equivalentes a 500 N quando objetos mais resistentes são mastigados [Proffit & Fields, 1993].

Quando o elemento dentário é submetido às cargas pesadas, o movimento rápido é evitado pelo fluido tissular do PDL. Quando ocorre aplicação de forças externas induzidas ou forças ortodônticas e a pressão contra um dente é mantida, o fluido tissular do PDL é escoado, comprimindo o ligamento contra o osso adjacente e iniciando uma reação tecidual. O estímulo mecânico de um aparelho ortodôntico pode traduzir-se biologicamente na geração de proteínas no PDL [Consolaro, 2002]. Apesar do PDL ser adaptável para resistir às forças de curta duração, ele perde rapidamente esta capacidade, extravasando o fluido tissular desta área confinada. Assim, força prolongada, mesmo de baixa magnitude, produz resposta dos tecidos com remodelação do osso adjacente. Conseqüentemente, o movimento ortodôntico é resultado da plasticidade do osso alveolar frente às cargas de um sistema de forças [Storey & Smith, 1952; Graber & Vanarsdall, 1996].

A remodelação do osso ocorre de acordo com o pico de pressão (*peak strain*) de um carregamento dinâmico. A pressão, definida como força sobre área, é representada em termos de deformação relativa provocada, adotando porcentagem de strain ( $10^{-2}$  strain) ou microstrain ( $10^{-6}$  strain,  $\mu\epsilon$ ). A resistência máxima à fratura para o tecido ósseo é de aproximadamente 25.000  $\mu\epsilon$  e o intervalo fisiológico normal apresenta, valores próximos de 200 a 2.500  $\mu\epsilon$ . Desse modo, dentro do intervalo fisiológico (200-2.500  $\mu\epsilon$ ) a massa óssea permanece constante e sua integridade estrutural é mantida por meio do processo de remodelação [Burr, 1993; Roberts *et al.*, 2004].

A resposta à sensibilidade biomecânica por meio de atividade catabólica e anabólica (absorção e aposição) do osso em cada região do PDL (figura 2.1) é o mesmo mecanismo de crescimento, adaptação e atrofia do sistema

esquelético. Deste modo, julga-se que o processo de absorção e formação na superfície do osso é desencadeado com valores pouco acima de  $2500 \mu\epsilon$ . Portanto, a remodelação óssea é um mecanismo adaptativo do tecido esquelético às cargas fisiológicas e terapêuticas.



**Figura 2.1** Esquema ilustrativo de um dente com lado de aposição e absorção [Roberts *et al.*, 2004].

O controle da remodelação óssea durante a movimentação ortodôntica é atribuído a duas teorias, a vascular e a piezoelétrica. As duas baseiam-se na movimentação dentária induzida e a principal causa está representada pela diminuição da oxigenação promovida pela compressão dos vasos sanguíneos do ligamento periodontal. O colapso dos vasos sanguíneos, encontro das

paredes internas por meio da compressão, promove hipóxia ou anóxia e pode gerar proteínas livres decorrentes da destruição celular [Davidovitch, 1991, Consolaro, 2002]. Esses fenômenos desencadeiam a contração das células endoteliais, promovem a vasodilatação, aumento da permeabilidade vascular e como resultado o exsudato plasmático, proveniente da corrente sanguínea que transporta grande quantidade de macromoléculas ou proteínas livres. Essas macromoléculas, no local da inflamação, vão constituir o exsudato inflamatório que participa ativamente na movimentação dentária induzida [Consolaro, 2002].

Outra provável teoria sobre a remodelação óssea durante o movimento ortodôntico é a piezoelétrica. O potencial elétrico gerado por tensão nos tecidos biológicos é um fenômeno normal, as macromoléculas assim como ossos e músculos apresentam tensões geradas por potenciais importantes para regular o metabolismo celular por meio de corrente elétrica. O comportamento eletromecânico do tecido ósseo para induzir ou estimular a osteogênese tem sido estudado teoricamente [Korostoff, 1979] e experimentalmente [Burr, 1976; Otter, Shoenung & Williams, 1985; Davidovitch *et al.*, 1989; Aschero *et al.*, 1996; Aschero *et al.*, 1999]. Esses trabalhos sugerem uma relação entre perturbação mecânica e elétrica do osso, em que o potencial piezoelétrico resulta da distorção das estruturas como os cristais de hidroxiapatita, matriz colágena e superfície das células do tecido ósseo e efeito elétrico no fluido intersticial (entre as células). Alguns estudos relatam o uso de corrente elétrica para tratar fraturas do tecido ósseo, ou induzir formação de osso em áreas enxertadas com hidroxiapatita e implante cerâmico piezoelétrico [Jianqing, Huipin & Xingdong, 1997]. A estimulação elétrica foi motivo de estudo para potencializar o movimento ortodôntico [Davidovitch, 1991]. Aschero *et al.* [1999]

citam que a piezoelectricidade é propriedade constante inerente ao tecido ósseo entre os animais e que provavelmente participa da remodelação óssea durante a movimentação dentária.

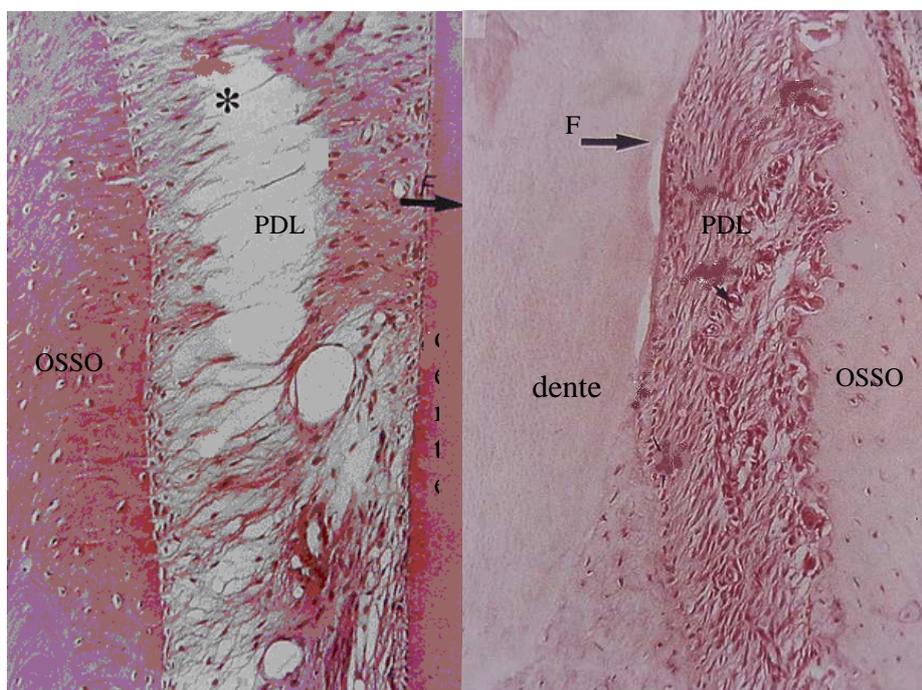
## 2.1 RESPOSTA DO LIGAMENTO PERIODONTAL À PRESSÃO

Sob o aspecto anatômico, o PDL é uma extensão do periósteo, tecido que reveste o osso e apresenta grande potencial para atividade celular. A reação ao agente irritante leva à quebra da homeostasia celular e à redução significativa do oxigênio (hipóxia), estabelecendo aumento da atividade inflamatória. A modificação do equilíbrio iônico da membrana celular implica no afluxo maior de íons cálcio para o interior da célula, levando-a à secreção de substâncias mediadoras cujo efeito contribui para o restabelecimento da oxigenação. Os mediadores químicos liberados pelas células para a intercomunicação são os peptídeos, pequenas proteínas denominadas de citosinas que recebem individualmente vários nomes e classificações. Quando estas citosinas induzem fenômenos relacionados à diferenciação celular ou proliferação, recebem a designação geral de fatores de crescimento [Graber e Vanarsdall, 1995].

Além das citosinas e fatores de crescimento, as células se intercomunicam por meio de ácidos graxos produzidos a partir de fosfolipídios das membranas das células agredidas, principalmente as prostaglandinas e os leucotrienes, portanto as células executam suas funções a partir de estímulos ou mensagens por mediadores e receptores [Consolaro, 2002; Davidovitch *et al.*, 2005]. No PDL esses mediadores levam à absorção óssea frontal resultando em alargamento do espaço periodontal e perda da ação da força

aplicada [Storey & Smith, 1952; Davidovitch, 1991; Consolaro, 2002].

A figura 2.2 (a), mostra em corte histológico, o lado de tração dos primeiros momentos da movimentação dentária induzida de um dente de macaco da espécie *Cebus Apella* [Cuoghi, 1996], as reações do lado de tração promovem a aposição de tecido ósseo. A fotomicrografia do lado de compressão, visualizado em (b), ilustra aumento da atividade celular com absorção frontal do tecido ósseo.



**Figura 2.2** (a) Área de tração; (b) Absorção frontal [Cuoghi, 1996].

Os mecanismos de resistência deixam de ser celulares e passam a ter importância mais ampla, apesar de estarem restritos ao local, fenômeno denominado inflamação. A inflamação caracteriza-se por ser um mecanismo de defesa local em resposta a qualquer agente agressor, por diluição, circunscrição ou dissipação de forças. Todos esses fenômenos promovem estresse funcional metabólico nas células do PDL.

Muitas análises sobre remodelação óssea induzida pelo tratamento ortodôntico foram realizadas com ensaios histológicos, matemáticos ou Método

de Elementos Finitos [Storey & Smith, 1952; Davidovitch, 1991; Iwasaki *et al.*, 2000; Geramy, 2002; Chang *et al.*, 2004]. Esses estudos concluem que forças de tração induzem a osteogênese, enquanto forças máximas de compressão coincidem com a absorção do tecido ósseo [Al-Qawasmi *et al.*, 2003]. Por outro lado, cargas fisiológicas tão baixas quanto 2 gf efetivamente movem o elemento dentário [Weinstein, 1967]. Geramy [2002] em estudo com Método de Elementos Finitos, descreveu movimento de inclinação do dente por meio de de 36 gf, com limites de tração sugeridos por Lee em 1965 [Geramy, 2002]; o mesmo estudo mostra que forças consideradas leves causam pequena quantidade de movimento dentário, assumindo-se o comportamento elástico-linear dos tecidos envolvidos.

Sob o aspecto biomecânico, frente à compressão o PDL apresenta fisiologia específica, complexa de ser definida matematicamente considerando-se o fluído periodontal [Aschero *et al.*, 1999; Yoshida *et al.*, 2001; Ren *et al.*, 2004].

## 2.2 FORÇA ÓTIMA

A intensidade da força possível de movimentar um dente com o mínimo de danos aos tecidos e aceitável desconforto ao paciente é conhecida como força ótima [Proffit & Fields, 1993]. Esse conceito foi desenvolvido considerando ser a força ótima levemente superior à pressão que o sangue exerce nas paredes dos vasos da microcirculação, de 15 a 20 mmHg e corresponde a 20 a 26 gf/cm<sup>2</sup> na superfície da raiz em condições metabólicas normais [Schwarz, 1932; Ren *et al.*, 2003; Chan & Darendeliler, 2005]

Ren *et al.* [2003], em extensivo trabalho de revisão, encontraram grande intervalo de valores referidos como compatíveis com a movimentação ortodôntica, estes valores variaram entre 10 e 1200 gf e a variação dos resultados foi atribuída às diferentes metodologias empregadas e outros parâmetros como dentes envolvidos e tipo do movimento. Alguns estudos utilizaram animais e outros avaliaram a movimentação de dentes em humanos.

Os trabalhos pertinentes ao tema ressaltam que forças de baixa intensidade (50-100 gf) são capazes de criar movimento dentário [Owman-Moll *et al.*,1996]. Isso implica que forças de altas intensidades, utilizadas na prática ortodôntica, não necessariamente produzem movimento dentário mais eficiente.

Ren *et al.* [2004] realizaram estudo com humanos, validado matematicamente, sobre resposta tecidual (aposição e absorção óssea) após aplicação de cargas sobre a dentição. Os autores encontraram valores indicando que a velocidade máxima (mm/mês) para movimentar um dente canino requer magnitude de força na ordem de 272 gf.

O conceito atual de movimentação dentária relaciona a magnitude da força com a velocidade do movimento [Proffit & Fields, 1993; Ren *et al.*, 2004].

### 2.3 FATORES ADVERSOS ÀS FORÇAS DE ALTA MAGNITUDE

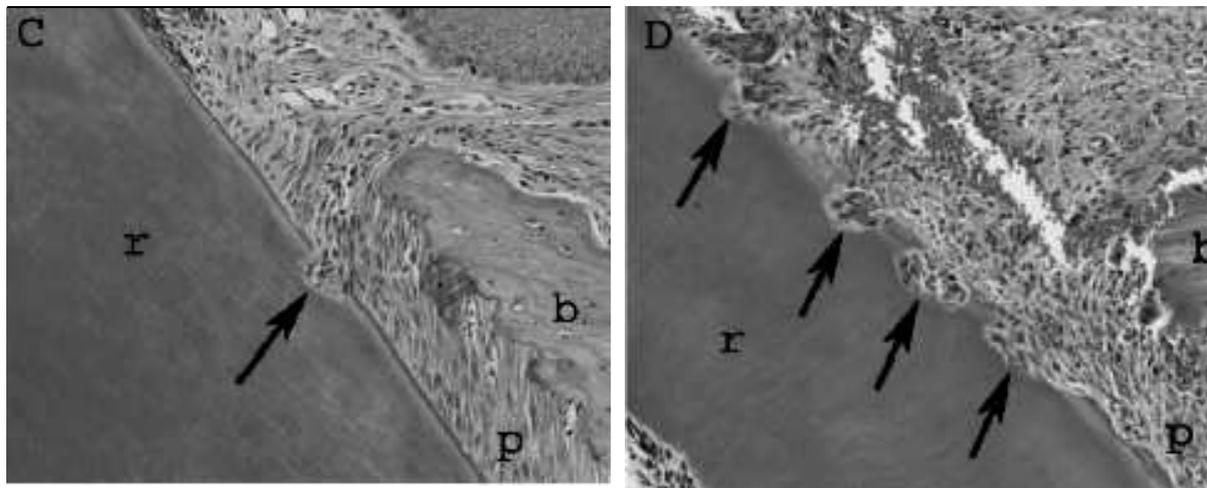
Os efeitos deletérios na dentição durante a aplicação de forças ortodônticas têm sido amplamente discutidos [Vlaskalic *et al.*,1998; Casa *et al.*, 2001;.Chan *et al.*, 2004; Smale *et al.*, 2005; Chan & Darendeliler, 2005; Al-Qawasmi *et al.*, 2006]. A magnitude da força e sua duração, seja contínua, intermitente ou em tratamentos longos, estão associados a reações adversas

como absorções radiculares (absorções na raiz do dente), dor ou desconforto, mobilidade dentária, e perda óssea [Reitan,1964; Vardimom *et al.*,1981; Proffit & Fields, 1993 Edward, 2000; Al-Qawasmi *et al.*, 2006].

Os aparelhos corretivos fixos e os dispositivos auxiliares com forças excessivas e intermitentes podem desencadear absorções radiculares, embora alguns estudos não correlacionem, de forma significativa, a aplicação contínua ou intermitente e as absorções apicais dentárias [Owlman-Moll, 1996; Smale *et al.*, 2005]. As absorções ou absorções das raízes dentárias provenientes do movimento dentário ortodôntico ocorrem em nível celular onde os cementoblastos, células de proteção encontradas na superfície da raiz do dente, podem entrar em necrose ou migrar se a força aplicada sobre o dente comprimir excessivamente os vasos do PDL. As células (cementoblastos) diferenciam o tecido dentário do tecido ósseo que são ambos mineralizados. Com a raiz desprotegida, inicia-se por meio de células osteorremodeladoras (clastos e blastos) a absorção radicular associada ao movimento ortodôntico como ilustra a figura 2.3 (a, b) [Al-Qawasmi *et al.*, 2006]. A absorção dentária relacionada com a movimentação ortodôntica, quanto ao seu mecanismo de ocorrência é classificada como absorção inflamatória [Consolaro, 2002].

Aproximadamente 10 % da população ocidental tem a movimentação induzida como causa principal e mais freqüente das absorções dentárias. Quando se excluem as pessoas tratadas ortodonticamente, a freqüência da absorção varia de 7 a 10 % [Harris *et al.*, 2002]. Causas sistêmicas são teorias controversas na literatura [Hana *et al.*, 1993; Furquim, 2000; Franchiscone, 2002]. Constata-se certa predisposição à absorção da superfície e ápice da raiz

dentária relacionada com a morfologia radicular e morfologia do tecido ósseo de suporte [Smale *et al.*, 2005].



(a)

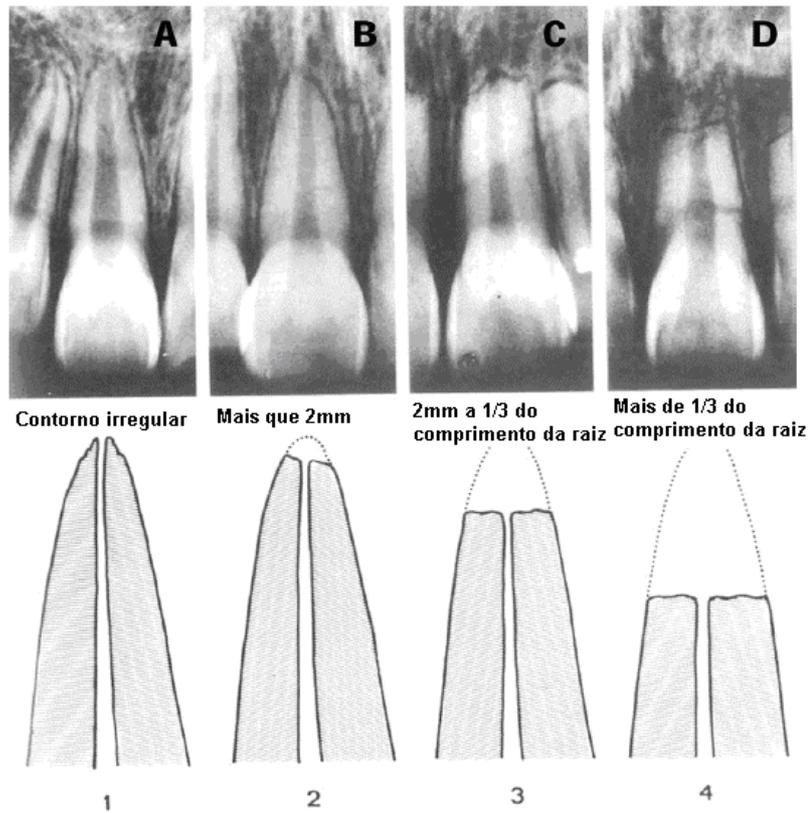
(b)

**Figura 2.3** (a) Absorção radicular inicial da superfície mesial da raiz mesial do molar esquerdo de ratos; (b) locais de absorção da superfície da raiz; r = raiz; p = PDL; b = osso alveolar; escala de 100  $\mu$ m [Al-Qawasmi *et al.*, 2006].

Segundo Malmgren *et al.* [1982] a absorção dentária relacionada à movimentação ortodôntica pode ser classificada quanto a sua magnitude em quatro estágios: (1) contorno apical irregular; (2) absorção apical com mais de 2 mm de redução do comprimento da raiz; (3) com mais de 2 mm a um terço do comprimento da raiz original e (4) absorção apical com mais de um terço do comprimento da raiz original (figura 2.4).

As absorções não estão limitadas à região apical da raiz, apenas o movimento ortodôntico exige mais do terço apical e sua estrutura favorece a visualização e detecção de absorções que as demais.

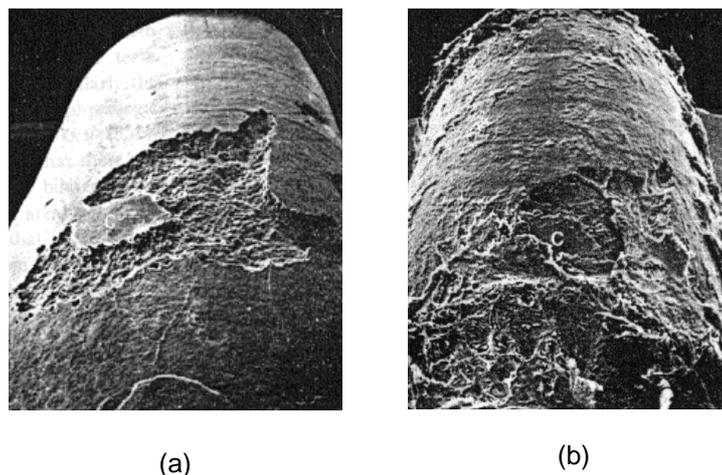
Nas faces laterais as absorções são longas, superficiais e irregulares como se mostra na figura 2.5 (a), por outro lado as forças liberadas através de aparelhos ortodônticos se concentram mais no ápice cônico da raiz, exacerbando reações induzidas nesta região.



**Figura 2.4** Classificação do grau de absorção de Malmgren *et al.*; Imagens radiográficas de incisivos centrais e laterais superiores A, B, C, D e desenho esquemático graduados em 1, 2, 3, 4, Malmgren *et al.* [1982].

A figura 2.5 (b) mostra a eletromicroscopia da superfície de um dente (pré-molar) no seu terço apical, após sofrer a força de 50 gf, com aparelhagem ortodôntica durante 35 dias.

Srivicharnkul *et al.* [2005] investigaram as alterações como dureza e módulo de elasticidade das estruturas das raízes de pré-molares de humanos. Para tanto foram aplicadas forças leves (25 gf) sobre o pré-molar de um lado do arco dentário de um indivíduo e forças excessivas (225 gf) sobre o pré-molar do outro lado; os autores não encontraram diferença significativa nas superfícies das raízes entre os dois grupos.



**Figura 2.5** (a) Eletromicrografia eletrônica da raiz dentária; b) Raiz dentária sob força de 50 gf durante 35 dias (x 30). C = cimento. [Kvam, 1971; Graber & Vanarsdall, 1996, pg 173].

Chan e Darendeliler em 2005 também realizaram estudo semelhante, aplicando forças entre 25 a 225 gf em pré-molares indicados para extração durante o tratamento ortodôntico. Esse estudo utilizou microscopia eletrônica para localizar absorções, iniciadas com as forças ortodônticas, não registradas em radiografias convencionais. Os autores encontraram maior absorção volumétrica nos dentes submetidos à força de maior magnitude nas superfícies da direção da força e ressaltam que fatores relacionados às forças dissipadas na aparelhagem, como as ligaduras em metais, podem estar distorcendo o sistema de forças, introduzindo momentos inclusive torques.

Tem sido relatado [Mirabella & Artun, 1995; Sameshima & Sinclair, 2001, Smale *et al.*, 2005] que a etiologia da absorção radicular é multi-fatorial. A anatomia das raízes (afiladas), traumas, distúrbios endócrinos e causas idiopáticas, podem estar relacionados à absorção. Somados às diferentes e prováveis causas, o tratamento ortodôntico, sua duração e a magnitude das forças aplicadas, também podem iniciar um processo de absorção dentária [Al-Qawsmi *et al.*, 2006]. Assim, como se relaciona a qualidade da força aplicada

com reações adversas torna-se necessário conhecer a magnitude de cada força dissipada em um sistema.

## 2.4 FORÇAS ORTODÔNTICAS

O movimento dentário induzido depende de dois fatores essenciais, o primeiro é a resposta metabólica individual e o segundo é a natureza da força aplicada.

Com a finalidade de saber qual é a força apropriada para movimentar um determinado dente e qual é a magnitude de força dissipada em um sistema, a pesquisa, na área da Ortodontia, utiliza metodologias variadas e obtém diversas respostas. O conceito fundamental de movimentação dentária relaciona a magnitude da força com a velocidade do movimento, sem causar prejuízo aos tecidos [Proffit & Fields 1993; Ren *et al.*, 2004]. Todavia, uma dificuldade inerente ao tratamento ortodôntico é determinar qual é a intensidade da força distribuída pela aparelhagem em um determinado dente [Consolaro, 2002; Chan & Darendeliler, 2005]. Darendeliler [2007] em seu estudo sobre absorções radiculares utilizou uma película de carga, sobre a superfície da coroa de um dente, para medir forças ortodônticas. Tal película é sensível à pressão e sofre alteração de cor de acordo com a carga aplicada. No entanto, esse tipo de sensor não foi sensível suficiente para detectar níveis de força utilizados em um tratamento ortodôntico, inviabilizando o uso de películas de carga para medir forças ortodônticas.

White *et al.* [1979] preocuparam-se em determinar as cargas dissipadas sobre os acessórios ortodônticos (*brackets*), através de um arco retangular com geometria pré-determinada, denominado arco utilidade. Um dispositivo foi

ajustado para permitir a simulação de maloclusões e as forças foram medidas com extensômetros resistivos (*strain-gauge*). Com esta técnica observou-se que os dentes primeiros molares e os incisivos laterais sofreram cargas com maiores magnitudes de forças do que os incisivos centrais. Outro estudo envolvendo arcos ortodônticos utilizou o método fotoelástico sendo possível observar locais de tensão em réplicas de estruturas naso-maxilares, confeccionadas em material de baixo módulo de elasticidade [Chaconas, Caputo & Myashita, 1988]. No entanto, esse método não atribui valores às forças dissipadas por meio dos arcos ortodônticos.

Muitos outros estudos são direcionados às medições de forças liberadas por arcos com alças de geometrias diversas [Ferreira, M. *et al.* 2005]. Burstone *et al.* [1993] analisaram o comportamento de alças verticais “*Bull*” e “*Vertical*” (0.017 X 0.022 polegadas, aço inoxidável) e relataram forças de 57 e 114gf/mm, respectivamente. No entanto, esses estudos relatam forças dissipadas sobre a dentição, não sendo possível determinar com precisão a força exercida sobre um dente apenas.

Em função da escassez de informações sobre a magnitude das forças dissipadas sobre a dentição, os profissionais não podem avaliar verdadeiramente os resultados da sua intervenção mecânica. A determinação dos valores de força em um sistema ortodôntico sobre a superfície de um dente tem o propósito de orientar o profissional para o emprego de níveis de forças compatíveis com a resposta tecidual fisiológica, sugerida na literatura [Schwarz, 1932; Proffit & Fields 1993; Braun *et al.*, 1993; Iwasaki *et al.*, 2000; Ren *et al.*, 2004].

Iwasaki *et al.* [2000], em estudo com humanos utilizando cargas leves e pesadas (10 e 100 gf) sobre dentes caninos superiores, relatam que 60 gf movimentam distâncias aproximadamente de 1,27 mm/mês enquanto 18 gf em média, induzem movimento de 0,87 mm/mês, onde os ângulos formados pelas inclinações dos dentes e seus longos eixos não foram relevantes nos diferentes grupos. Ren *et al.* [2003], em trabalho de revisão sobre movimento dentário e força ótima, encontraram valores de carga entre 10 e 1200 (gf), considerando parâmetros diferentes para cada estudo como a metodologia, os dentes envolvidos e o tipo do movimento.

Os ensaios mecânicos com sensores a fibra ótica podem permitir a simulação dos carregamentos e a obtenção dos resultados das forças geradas por aparelhos corretivos fixos e seus dispositivos auxiliares na região dos incisivos centrais superiores. Conhecer a intensidade da força aplicada em um sistema ortodôntico pode auxiliar no controle e prevenção de efeitos indesejáveis como a absorção radicular, dor e perda óssea. Os resultados encontrados neste estudo devem ser analisados junto às informações encontradas na literatura, as quais sugerem níveis de forças compatíveis com reações teciduais fisiológicas.



## Capítulo 3

# SENSORES DE FIBRAS ÓTICAS BASEADOS EM REDES DE BRAGG

O estudo das fibras óticas esteve direcionado principalmente para a área de comunicações, no entanto os avanços tecnológicos dos dispositivos óticos e optoeletrônicos permitiram grande desenvolvimento de sensores de fibra ótica. Após a descoberta da foto-sensibilidade das fibras, em 1978 [Hill *et al.*, 1978], ocorreu grande desenvolvimento de sensores baseados em dispositivos foto-refrativos, como as redes de Bragg, redes de período longo e *rocking filters* (filtros acopladores de polarização), dispositivos intrínsecos à fibra.

### 3.1 REDES DE BRAGG (FBG) EM FIBRAS ÓTICAS

A gravação das redes em fibra ótica como sensores, está baseada na propriedade de se alterar o índice de refração do núcleo por meio da absorção ótica de luz UV (Ultravioleta). A fotosensibilidade permite a fabricação de estruturas, ou redes, obtidas pela alteração permanente do índice de refração do núcleo, com padrão periódico ao longo da fibra. A modulação periódica do índice de refração atua como espelho seletivo de comprimentos de onda que

satisfazem à condição de Bragg [Bragg, 1912], obtendo-se assim redes de Bragg [Hill *et al.*, 1978].

Segundo Hill e Gerald [1997], `a princípio, a observação da mudança no índice de refração foto-induzida em fibras foi somente uma curiosidade científica, mas tornou-se posteriormente a base para tecnologia que tem sido amplamente utilizada em comunicações óticas e sistemas de sensoriamento, possuindo aplicações chaves na comutação, filtragem, controle e ampliações de sinais óticos. As redes de Bragg apresentam também inúmeras vantagens como sensores, uma vez que oferecem todas as propriedades intrínsecas das fibras óticas como imunidade à interferência eletromagnética, dimensão reduzida, baixo peso, flexibilidade e possibilidade de sensoriamento remoto [Othonos & Kalli, 1999]. Desse modo, as redes podem ser empregadas como sensores em áreas que envolvem materiais, estruturas civis e biomédicas [Yun-Jiang *et al.*, 1997; Baldini & Mignani, 2002].

### 3.1.1 Fotossensibilidade das fibras óticas

A primeira observação da fotossensibilidade em fibra foi realizada pelo grupo de pesquisa do *Communication Research Center* (Canadá) em 1978 [Hill *et al.*, 1978]. A luz visível (488 nm) de um laser de Argônio é acoplada a uma extensão de fibra monomodo de sílica com núcleo dopado com germânio, onde a intensidade da luz refletida é monitorada. Inicialmente, a intensidade da luz refletida é baixa, aproximadamente 4 % devido à reflexão de Fresnel na interface distal fibra-ar; depois de algum tempo a intensidade aumenta até ser quase toda refletida. Esse aumento explica-se em termos de um efeito fotorrefrativo não linear chamado fotossensibilidade. A formação da rede deve-

se à interferência da luz propagante com uma pequena banda espectral na luz refletida (contra-propagante), formando um padrão de onda estacionária que, através da fotossensibilidade, escreve uma rede de índice de refração no núcleo da fibra. Nos pontos de interferência construtiva há alteração permanente no índice de refração do núcleo da fibra e esta perturbação possui a mesma periodicidade do padrão de interferência [Meltz, Morey & Glenn, 1989].

A fotossensibilidade das fibras varia de acordo com as características do material, do laser de gravação e com a incorporação de dopantes [Othonos, 1997]. Outras fibras de sílica dopadas com europio, cerio, érbio e germânio exibem o fenômeno da fotossensibilidade.

### 3.1.2 Gravação de redes de Bragg em fibras óticas

Algumas técnicas tornam possível a fabricação de uma rede de Bragg, nesta seção descreve-se a técnica interferométrica, a da máscara de fase e a combinação entre ambas (técnica interferométrica com máscara de fase).

A técnica interferométrica foi desenvolvida por Meltz *et al.* [1989] por meio de um interferômetro que permite a divisão do feixe e sua recombinação, formando padrões de interferência. O núcleo da fibra é exposto a estes padrões de interferência e, em função da sua fotossensibilidade, cria-se a modulação do índice de refração do núcleo da fibra. As FBG em fibras óticas têm sido gravadas com interferômetros do tipo divisores de amplitude e divisores de frente de onda. O período da rede de Bragg,  $\Lambda$ , idêntico ao período do padrão de interferência, depende do comprimento de onda da radiação. A maior vantagem que este método oferece é a possibilidade de escrever redes

em qualquer comprimento de onda, incluindo redes com geometrias diferenciadas como, por exemplo, aquelas com gorjeio. No entanto a maior desvantagem reside na suscetibilidade a vibrações mecânicas. Desajustes mínimos na posição dos espelhos, nos divisores de feixes ou na montagem do interferômetro podem trazer perdas ao padrão de interferência. A dependência ao comprimento de onda do laser de gravação, suscetível a flutuação, é outra desvantagem, particularmente em exposições longas ( $\Delta \pm \geq 1 \text{ min}$ ).

Uma das mais efetivas técnicas para gravar redes de Bragg em fibras fotossensíveis é a técnica direta com máscara de fase. Esse método emprega elementos óticos difrativos (máscara de fase) para modular espacialmente o feixe de UV de escrita [Kashyap, 1999]. Quando o feixe UV incide sobre a máscara de fase a ordem zero do feixe difratado é suprimida abaixo de 5 % da potência transmitida e os raios difratados de ordem  $\pm 1$  são maximizados, cada qual contendo mais que 35 % da potência transmitida. A superposição desses feixes na região próxima a máscara forma o padrão de interferência para gravação da rede.

A máscara de fase reduz sensivelmente a complexidade do sistema de gravação de redes de Bragg. A simplicidade de operar com apenas um elemento ótico garante um método que apresenta robustez e estabilidade para reproduzir redes de Bragg. As fontes de luz UV mais comuns para gravar redes de Bragg com máscara de fase são os lasers de excímeros (KrF). Uma vantagem adicional é que o período da rede é independente do comprimento do laser de gravação.

A técnica do interferômetro com máscara de fase é uma configuração entre as técnicas referidas. Nessa técnica a máscara de fase é utilizada como

divisor de feixe no interferômetro durante a gravação das redes [Kashyap, 1999]. Ao passar pela máscara, o feixe de luz UV é difratado em direções simétricas apresentando a mesma potência, em seguida recombina-se gerando padrão de interferência sobre o núcleo da fibra, onde é formada a rede. A orientação dos espelhos que provocam a recombinação define o comprimento de onda desejado.

As redes de Bragg utilizadas neste estudo são gravadas com a técnica Interferométrica com máscara de fase no Núcleo de Dispositivos Foto-refrativos (UTFPR), onde é utilizado um interferômetro usando como fonte de iluminação um laser Nd:YAG operando em 266 nm [Silva *et al.*, 2003].

### 3.1.3. Propriedades das redes de Bragg em fibras óticas

A rede gravada no núcleo da fibra apresenta estrutura periódica. Uma banda estreita de um feixe ótico propagante dentro da fibra é refletida por espalhamentos sucessivos e coerentes nos planos de variação do índice de refração.

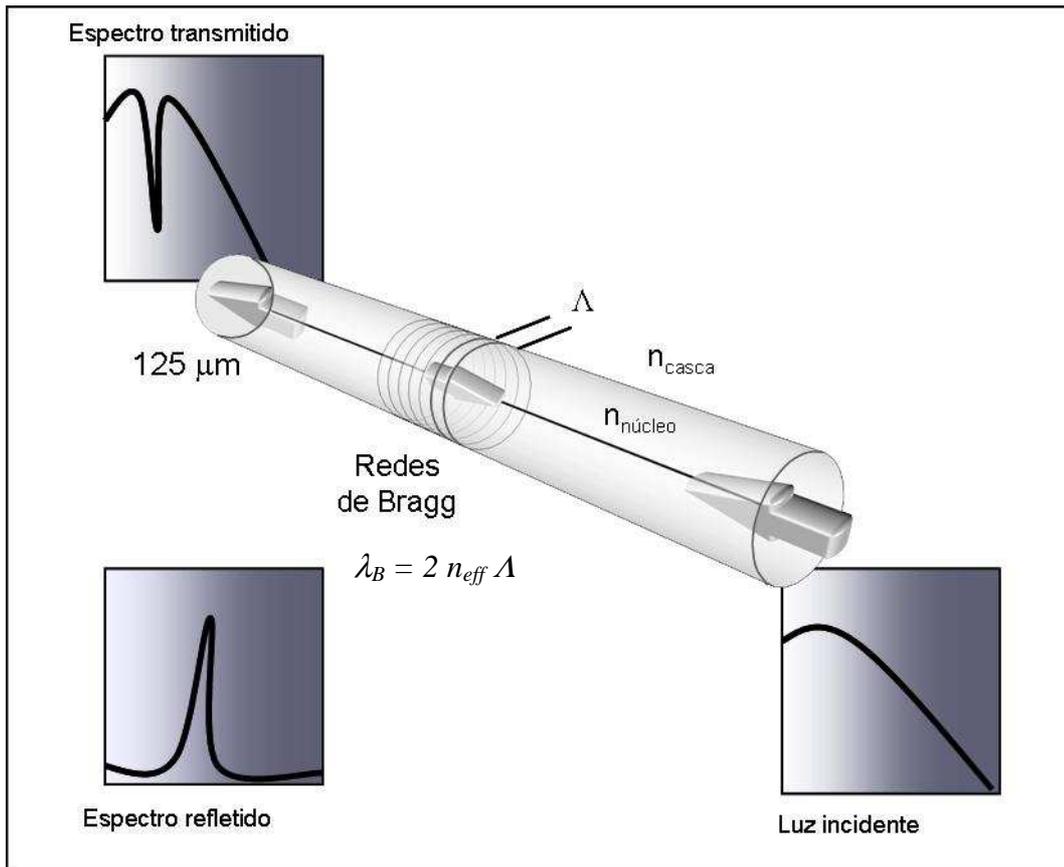
As FBG são dispositivos intrínsecos que alteram o espectro de um sinal incidente através do acoplamento de energia dependendo do comprimento de onda. Basicamente, uma banda espectral da onda incidente é acoplada para um modo de mesmo tipo contra-propagante e assim refletido.

O acoplamento modal mais intenso ocorre no comprimento de onda de Bragg  $\lambda_B$  representado pela equação [Hill & Meltz, 1997]:

$$\lambda_B = 2n_{eff} \Lambda \quad (3.1)$$

onde  $n_{eff}$  é o índice efetivo do modo guiado e  $\Lambda$  é o período da rede.

A figura 3.1 ilustra uma rede de Bragg gravada em fibra ótica com luz acoplada ao núcleo e passando através da rede.



**Figura 3.1** Ilustração de uma rede de Bragg gravada em fibra ótica onde parte da luz incidente é transmitida e outra é refletida. [Hill & Meltz, 1997; Othonos & Kalli 1999].

Parte do feixe de luz é transmitida (espectro transmitido) e outra parte é refletida (espectro refletido). Qualquer mudança nas propriedades das fibras, tais como tensão e temperatura, que possam variar o índice modal ou o período da rede, mudará o comprimento de onda de Bragg.

A refletividade de uma rede com modulação, amplitude e período constantes é dada pela expressão [Lam, 1981]:

$$R(l, \lambda) = \frac{\Omega^2 \sinh^2(sl)}{\Delta k^2 \sinh^2(sl) + s^2 + \cosh^2(sl)} \quad (3.2)$$

onde  $R(l, \lambda)$  é a refletividade, função do comprimento da rede,  $l$  e do comprimento de onda,  $\lambda$ .  $\Omega$  é o coeficiente que representa o acoplamento entre o modo propagante e aquele refletido pela modulação do índice.

$\Delta k = -\frac{\pi}{\lambda}$  mede a sintonia dos vetores de onda, sendo  $k = 2\pi \frac{n_0}{\lambda}$  a constante de propagação.

O coeficiente de acoplamento,  $\Omega$ , para variação senoidal da perturbação do índice ao longo do eixo da fibra é dado por [Othonos & Kalli 1999]:

$$\Omega = \frac{\pi \Delta n \eta(V)}{\lambda} \quad (3.3)$$

onde  $\eta(V) \approx 1 - \frac{1}{V^2}$ ,  $V \geq 2.4$ . é a frequência normalizada (região monomodo) e  $\Delta n$  é a variação do índice de refração da rede.

A sensibilidade das redes de Bragg a variações de temperatura e deformação é governada pelos efeitos termo-ótico e foto-elástico da fibra de sílica, e pela natureza da carga ou esforço aplicado na estrutura em que a fibra é acoplada. O deslocamento espectral do comprimento de onda de Bragg em função da temperatura e deformação é regido pela equação [Othonos, 1997]:

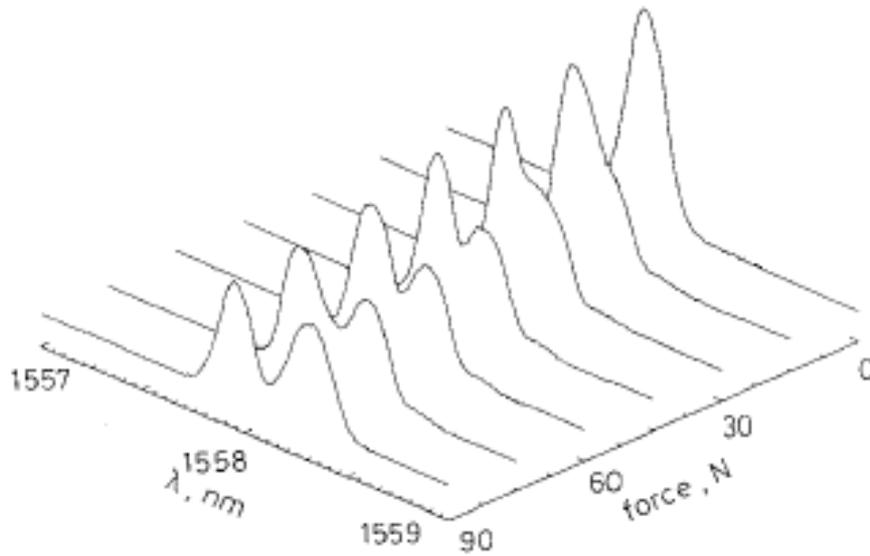
$$\Delta \lambda_B = 2 \left( \Lambda \frac{\partial n}{\partial l} + n \frac{\partial \Lambda}{\partial l} \right) \Delta l + 2 \left( \Lambda \frac{\partial n}{\partial T} + n \frac{\partial \Lambda}{\partial T} \right) \Delta T \quad (3.4)$$

o primeiro termo corresponde ao efeito da deformação da FBG, mudança do espaçamento da rede e variação fotoelástica induzida no índice de refração efetivo da fibra. O segundo termo corresponde ao deslocamento do comprimento de onda de Bragg devido à expansão térmica que ocorre pela variação do espaçamento dos planos de alteração do índice de refração da rede e à alteração do índice de refração pelo efeito termo ótico [Othonos, 1997].

#### 3.1.4 Sensibilidade à deformação transversal

Ao contrário dos efeitos da tensão longitudinal e da temperatura, os efeitos da tensão transversal sobre a rede de Bragg foram estudados mais recentemente [Wagreich *et al.*, 1996; Kawase *et al.*, 1997; Gafsi & El-Sherif, 2000; Abe *et al.*, 2003a e b; Zhang *et al.*, 2002; Chehura *et al.*, 2004; Nogueira *et al.*, 2006]. A tensão transversal em redes de Bragg passou a ser utilizada após estudo sobre a possibilidade de utilizar efeitos da birrefringência em fibras gerando a divisão de espectros das FBG, ou seja, dois comprimentos de ondas de Bragg distintos [Meltz *et al.*, 1989].

A compressão transversal produz birrefringência linear sobre o núcleo da fibra. Assim, o desdobramento em comprimento de onda pode ser observado como função da carga aplicada [Wagreich *et al.*, 1996; Zhang *et al.*, 1999; Gafsi & El-Sherif, 2000; Nogueira *et al.*, 2006], como mostra a figura 3.2.



**Figura 3.2** Espectro de redes de Bragg em fibras monomodo com a aplicação de forças transversais [Wagreich *et al.*, 1996].

A pressão produz deformação ( $\sigma_{xx}$  ou  $\sigma_{yy}$ ) que pode ser encontrada através da elasticidade do material ao longo de um eixo central em uma circunferência pelas equações [Wagreich *et al.*, 1996]:

$$\sigma_{xx} = \frac{2F}{\pi h D} \quad (3.5)$$

e

$$\sigma_{yy} = -\frac{6F}{\pi h D} \quad (3.6)$$

onde  $F$  é a força aplicada,  $D$  é o diâmetro da circunferência e  $h$  a espessura da barra de carga. Uma vez conhecida a carga, os valores da deformação podem ser encontrados a partir das leis de Hooke:

$$\epsilon_{xx} = \frac{1+\nu}{E} \{ \sigma_{xx} (1-\nu) - \nu \sigma_{yy} \} \quad (3.7)$$

e,

$$\varepsilon_{yy} = \frac{1+\nu}{E} \{ \sigma_{yy} (1-\nu) - \nu \sigma_{xx} \} \quad (3.8)$$

Nessas equações (3.6 e 3.7),  $E$  é módulo de elasticidade, igual a 70 GPa, e  $\nu$  o coeficiente de Poisson  $\approx 0,19$ . A mudança no comprimento de onda é dada por:

$$\frac{\Delta\lambda_x}{\lambda_x} = -\frac{1}{2} n_o^2 \{ p_{11} \varepsilon_{xx} + p_{12} \varepsilon_{yy} \} \quad (3.9)$$

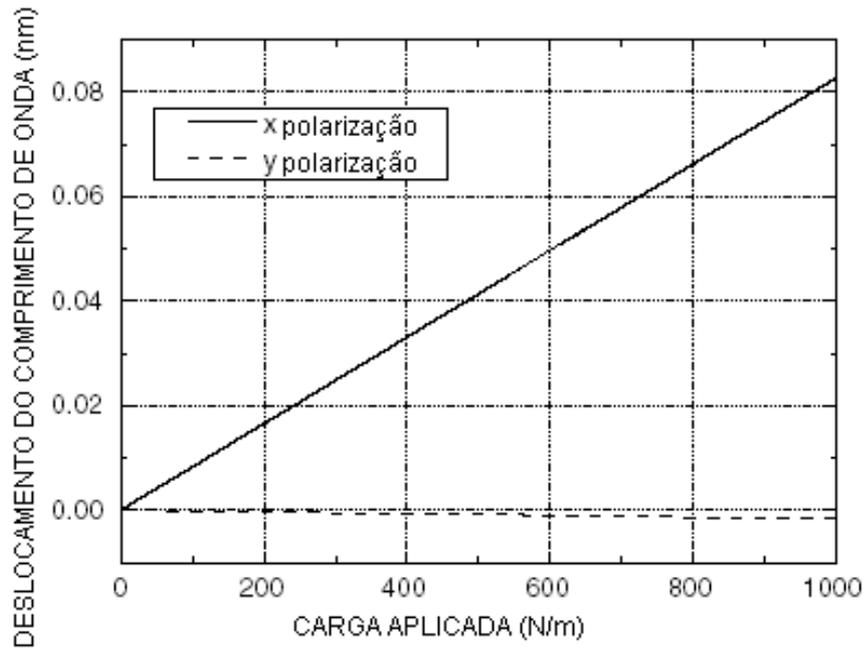
e,

$$\frac{\Delta\lambda_y}{\lambda_y} = -\frac{1}{2} n_o^2 \{ p_{11} \varepsilon_{yy} + p_{12} \varepsilon_{xx} \} \quad (3.10)$$

onde  $\Delta\lambda$  representa a mudança do comprimento de onda,  $n_o \approx 1,45$  é o valor médio do índice de refração e os coeficientes de deformação ótica são de 0,113 e 0,252 para  $p_{11}$  e  $p_{12}$  (componentes de tensão foto elástica para a sílica), respectivamente [Bertholds & Dandliker, 1988].

A partir daquelas equações encontra-se, teoricamente, a mudança do pico do comprimento de onda em função da tensão transversal aplicada.

Zhang *et al.* [2002] realizaram estudo teórico e experimental com FBG para comprovar os efeitos da resposta ótica birrefringente induzida por compressão transversal. Os autores encontraram estados de polarização em condições de compressão transversal e relataram ainda que há concordância entre as simulações numéricas e os resultados experimentais, exceto para níveis altos de cargas. O gráfico da figura 3.3 mostra os resultados experimentais das FBGs sob compressão [Zhang *et al.*, 2002]



**Figura 3.3** Deslocamento dos picos dos comprimentos de onda de Bragg (X e Y) em fibras (125 µm) sob pressão transversal [Zhang *et al.*, 2002].

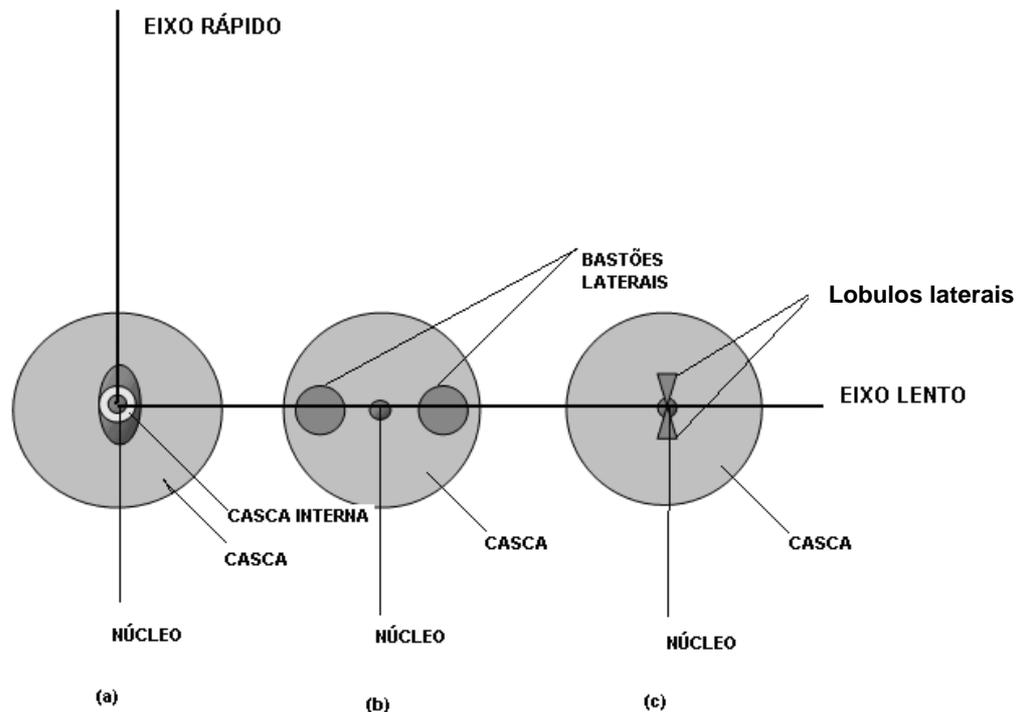
### 3.1.5 Fibras óticas de alta birrefringência

A fibra ótica capaz de manter os estados de polarização da luz pode ser classificada como fibra de alta birrefringência [HiBi].

A birrefringência é a propriedade ótica de materiais transparentes anisotrópicos onde a radiação luminosa refratada é dividida em dois feixes de polarização ortogonais, estes feixes se propagam com diferentes velocidades dentro do corpo mineral. A birrefringência em fibras óticas (material amorfo) pode ser obtida através de dois meios, alterando-se a forma geométrica durante a confecção da fibra ou através da deformação do núcleo da fibra. O primeiro é potencializado pelo segundo em função da alteração do índice de refração do núcleo e da casca [Loch & Heinlein, 1989].

As fibras de alta birrefringência podem ser construídas com núcleos que apresentam diferentes formas, substituindo a forma tradicional circular.

Apresentam forma elíptica para a região interna da casca (IEC - Internal Elliptical Cladding) (figura 3.4 (a)), introdução de bastões laterais (PANDA - Polarization maintaining AND Absorption reducing) (figura 3.4 (b)), e gravata (lóbulos laterais) nas fibras “*bow tie*” (figura 3.4 (c)).



**Figura 3.4** Seções transversais dos principais tipos de fibras mantedoras de polarização de alta birrefringência: (a) IEC; (b) PANDA e (c) Bow tie; eixos da fibra: vertical (rápido) e horizontal (lento).

A birrefringência estabelece dois eixos de propagação da luz que possuem índices de refração diferentes, os quais definem os comprimentos de onda de Bragg para cada modo de polarização,  $n_x$  e  $n_y$  [Lawrence *et al.*, 1999].

Os eixos principais das fibras HiBi são definidas como: eixo rápido, para o índice de refração mínimo e eixo lento, para o índice de refração máximo.

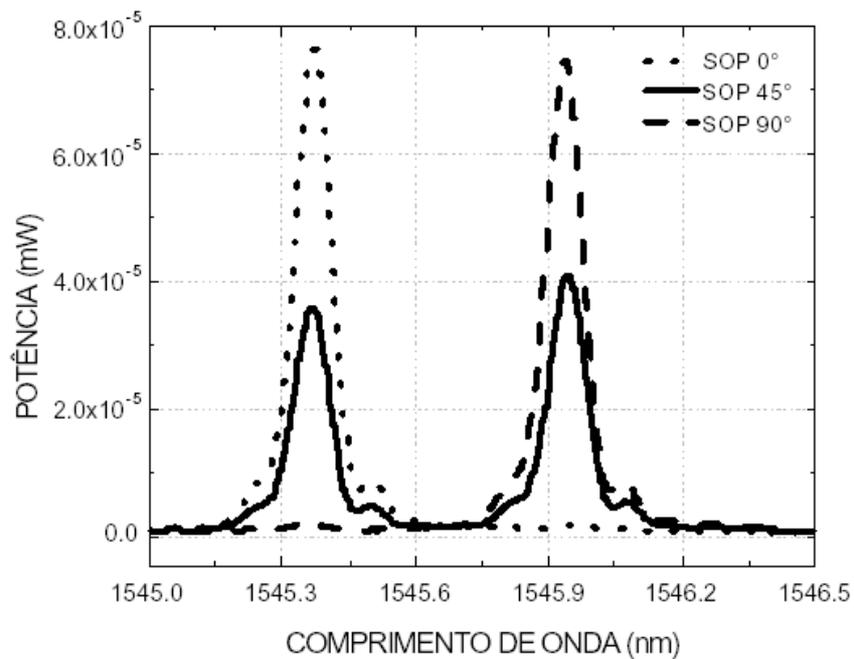
As FBG escritas em fibras HiBi apresentam o mesmo período para dois modos de polarização, como cada modo tem seu índice de refração, o comprimento de Bragg assume um valor diferente para cada um deles:

$$\lambda_B^i = 2n_{eff}^i \Lambda \quad i = X, Y \quad (3.11)$$

onde  $\lambda_B^i$  são os comprimento de onda de Bragg para cada modo de polarização.

Quando a fibra sofre deformação ou efeitos da temperatura, a sensibilidade relativa aumenta, devido à influência da mudança da geometria sobre a birrefringência.

A figura 3.5 mostra a representação dos espectros de uma rede de Bragg gravada em fibra HiBi (IEC), com  $l = 10\text{mm}$ , quando luz polarizada é orientada ao longo dos eixos X, Y e a  $45^\circ$  com eles.



**Figura 3.5** Bandas de polarização do espectro de reflexão de uma rede de Bragg em fibra de alta birrefringência IEC em função do estado de polarização da luz incidente [Abe *et al.*, 2003a].

Em um estado de polarização a  $45^\circ$ , ambas as bandas de reflexão estão presentes, para estado de polarização  $0^\circ$  ou  $90^\circ$  apenas a banda correspondente está presente no espectro, com maior intensidade.

A birrefringência local,  $B$ , caracteriza a anisotropia no índice de refração local dessas fibras que pode ser definida pela diferença do índice de refração dependente de polarização ao longo de duas direções principais [Namihira,1985]:

$$B = n_x - n_y = C(\sigma_x - \sigma_y) \quad (3.12)$$

onde  $n_x$  e  $n_y$  são os índices de refração correspondentes aos eixos de polarização principais e  $\sigma_x$  e  $\sigma_y$  representam as tensões principais ao longo dos eixos de polarização.  $C$  é a constante elasto-ótica, para fibras de sílica monomodo seu valor é  $3,08 \times 10^{-6} \text{ mm}^2/\text{N}$  em uma rede de  $l = 1,5 \text{ mm}$  [Namihira, 1985].

Fibras HiBi apresentam birrefringência intrínseca  $B$  dada pela equação 3.12. Quando uma rede FBG em fibra HiBi sofre compressão transversal, a força,  $F$ , formando um ângulo  $\varphi$  com o eixo lento  $X$ , induz uma birrefringência adicional dada por [Carrara *et al.*, 1986]:

$$B_{ext} = \frac{ACFn_{co}^3 K_0}{2dL_F} \quad (3.13)$$

onde  $A$  é uma constante, igual a 1,58 para fibras circulares,  $C$  é novamente a constante elásto-ótica,  $k_0$  é a constante de propagação da luz no vácuo,  $L_F$  é o comprimento de aplicação de carga e  $d$  é o diâmetro da casca da fibra.

Os novos eixos de birrefringência, na área sob pressão formam um ângulo,  $\alpha$ , com os eixos não perturbados definido por:

$$\tan 2\alpha = \frac{B_{ext} \sin 2\varphi}{B - B_{ext} \cos 2\varphi} \quad (3.14)$$

A birrefringência resultante será então:

$$B_T = (B^2 + B_{ext}^2 - 2B_{ext} \cos 2\varphi)^{1/2} \quad (3.15)$$

A resposta espectral das redes de Bragg gravadas em fibras HiBi, apresenta comportamento específico para a tensão longitudinal, transversal ou temperatura. Quando submetida a uma tensão longitudinal ou temperatura, as bandas de reflexão sofrem o mesmo deslocamento em comprimento de onda (figura 3.6 (a)).

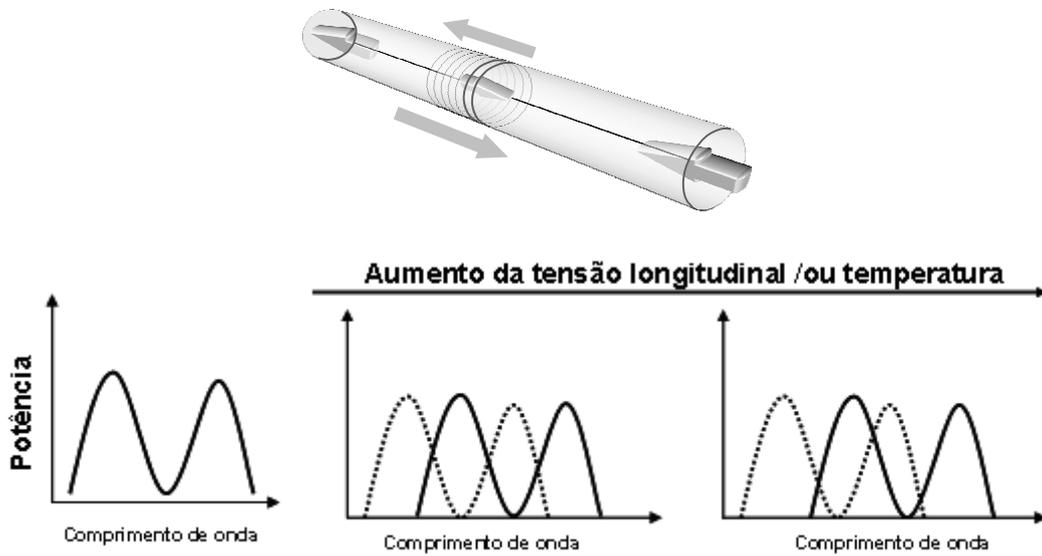
Quando a rede sofre deformação transversal, a separação entre as duas bandas aumenta como mostra o esquema da figura 3.6 (b).

Se as tensões transversais são aplicadas em toda a extensão da rede alterando a geometria do núcleo, há um deslocamento para maiores comprimentos de onda de uma das bandas.

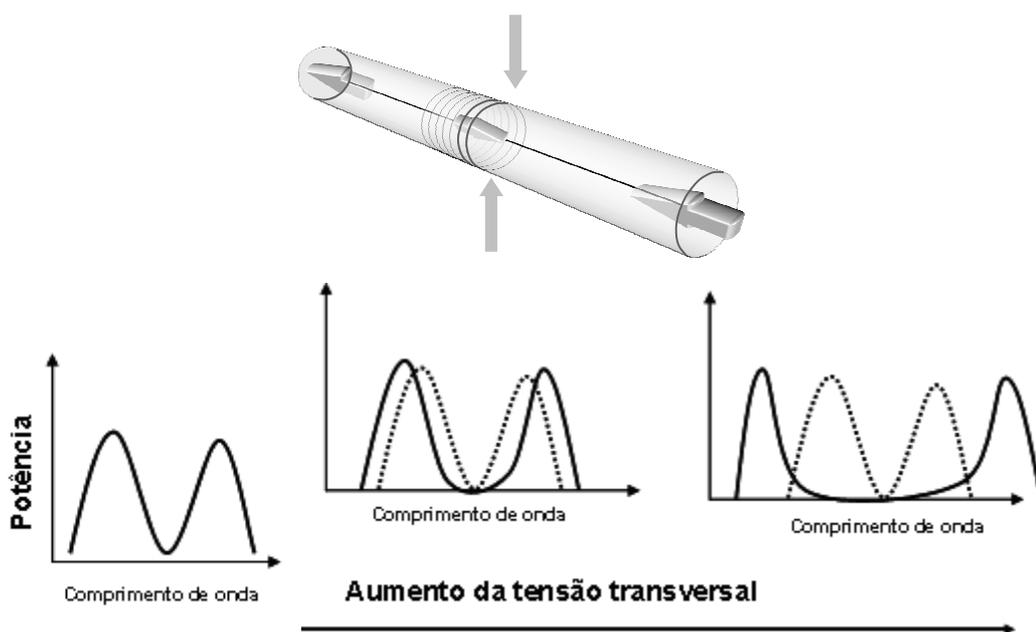
As fibras birrefringentes possuem estados de polarização bastante sensíveis às perturbações externas como dobras, torções e temperatura, as quais podem incluir birrefringência adicional cuja magnitude pode ser muito superior à birrefringência intrínseca.

Abe *et al.* [2003a], realizaram ensaios de pressionamentos utilizando tensões transversais em HiBi, os autores observaram os desdobramentos e

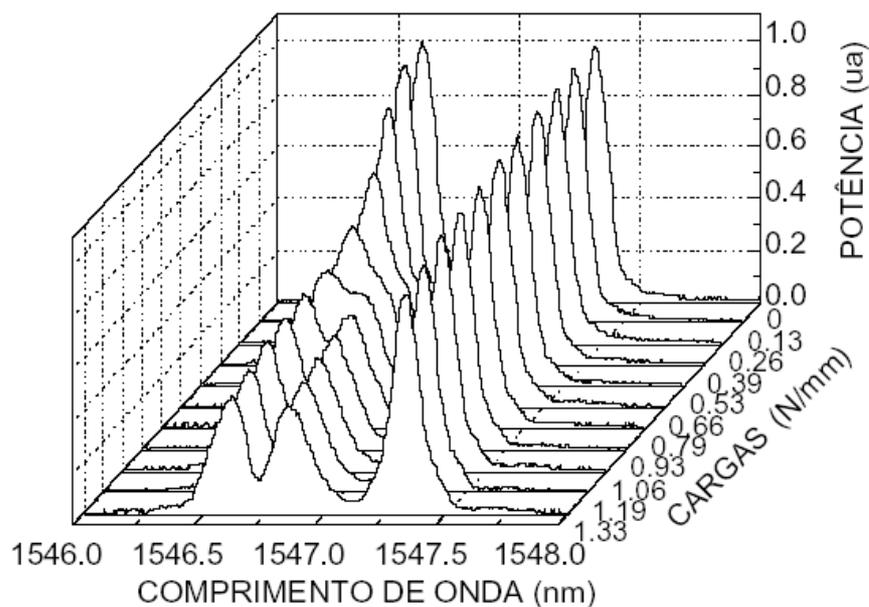
afastamento dos espectros refletidos como função de tensões transversais (figura 3.7).



**Figura 3.6 (a)** Esquema ilustrativo da separação entre os picos como função da deformação longitudinal e/ou temperatura.



**Figura 3.6 (b)** Esquema ilustrativo da separação entre os picos como função da deformação transversal.



**Figura 3.7** Esquema ilustrativo do desdobramento dos picos como função da carga transversal [Abe *et al.*, 2003a].

A resposta espectral diferenciada da rede em fibra HiBi aumenta a possibilidade de sensoriamento para parâmetros múltiplos [Abe *et al.*, 2003a; Chehura *et al.*, 2004].

As fibras HiBi serão utilizadas no estudo das forças ortodônticas por apresentar maior sensibilidade aos carregamentos transversais quando comparadas às fibras convencionais. Ou seja, as fibras HiBi detectam pequenas cargas (N/mm), com maior exatidão do que as fibras convencionais.

### 3.2 APLICAÇÃO BIOMÉDICA DOS SENSORES DE REDE DE BRAGG

A fotossensibilidade em fibras óticas permitiu a fabricação de dispositivos baseados em redes de Bragg empregados em diversas áreas como Engenharia elétrica, civil, sensoriamento químico e indústria de petróleo [Othonos,1997]. Com a possibilidade de miniaturização, versatilidade geométrica, fácil manuseio e características como bio-compatibilidade e alta

confiabilidade, esses sensores apresentam desempenho único para aplicação nas áreas biológicas [Mignani & Baldini, 1995; Tsao & Wu, 1996; Othonos, 1997; Baldini & Mignani, 2002].

Os primeiros estudos sobre a utilização das redes de Bragg em Odontologia foram relatados por Tjin *et al.* [2001] referindo-se ao monitoramento de pressão e temperatura em placas oclusais utilizadas por indivíduos com apnéia; outros estudos [Fernandez *et al.*, 2002; Ottevaere *et al.*, 2003; Ottevaere *et al.*, 2005; Milczewski *et al.*, 2006; Milczewski *et al.*, 2007], avaliam a contração de materiais compósitos empregados em restaurações dentárias. As redes de Bragg também foram utilizadas para verificar áreas de tensões nos maxilares, especialmente em mandíbulas ressecadas, após a inserção de implantes metálicos como suporte para próteses [Carvalho *et al.*, 2004; Silva *et al.*, 2004].

Dentro da área odontológica, em suas diversas especialidades há inúmeras questões a serem elucidadas que podem ser beneficiadas com dispositivos sensores como as redes de Bragg como, por exemplo, o sensoriamento de forças ortodônticas.

O propósito deste estudo é caracterizar uma técnica que permita determinar a magnitude das forças ortodônticas dissipadas sobre um modelo que representa a maxila e a dentição sobre ela, já aceito pela comunidade ortodôntica como material didático para simulações (*Typodont*). Para tanto foram utilizados sensores de fibra ótica baseados em redes de Bragg, pois oferecem sensibilidade à deformação transversal e podem ser colocados próximos às cargas aplicadas, como na superfície do dente, logo abaixo do acessório ortodôntico.

### 3.3 AVALIAÇÃO DAS FORÇAS ORTODÔNTICAS COM SENSORES FBG

#### 3.3.1 Experimento

O estudo das forças ortodônticas foi realizado sobre uma plataforma de ensaios, desenvolvida no Laboratório de Ótica e Ópto-eletrônica da UTFPR (figura 3.8). Essa plataforma contém elementos dentários artificiais suportados por cera e também por uma estrutura metálica que representa a maxila (*Typodont*).

O *Typodont* (Ortcentral) consiste de duas bases metálicas que representam a maxila e a mandíbula, articuladas entre si. As bases dão suporte aos dentes metálicos aderidos com cera (utilidade e viscosa). Esse modelo é utilizado para a simulação dos movimentos dentários quando as estruturas metálicas (dentes e maxilares) são aquecidos em água e a cera aumenta sua plasticidade. Sob um sistema de forças semelhante aos reais aplicados na dentição humana, os dentes metálicos se movem reproduzindo a direção e o sentido do movimento real. Neste estudo apenas a base para a maxila foi utilizada com o intuito de suportar os dentes superiores que foram sujeitos às forças do arco ortodôntico e forças provenientes de apoios externos e também por não haver a necessidade de articular os maxilares. A base do *Typodont* reproduz o posicionamento original dos dentes e viabiliza a utilização dos arcos ortodônticos com as mesmas dimensões que nos tratamentos ortodônticos.

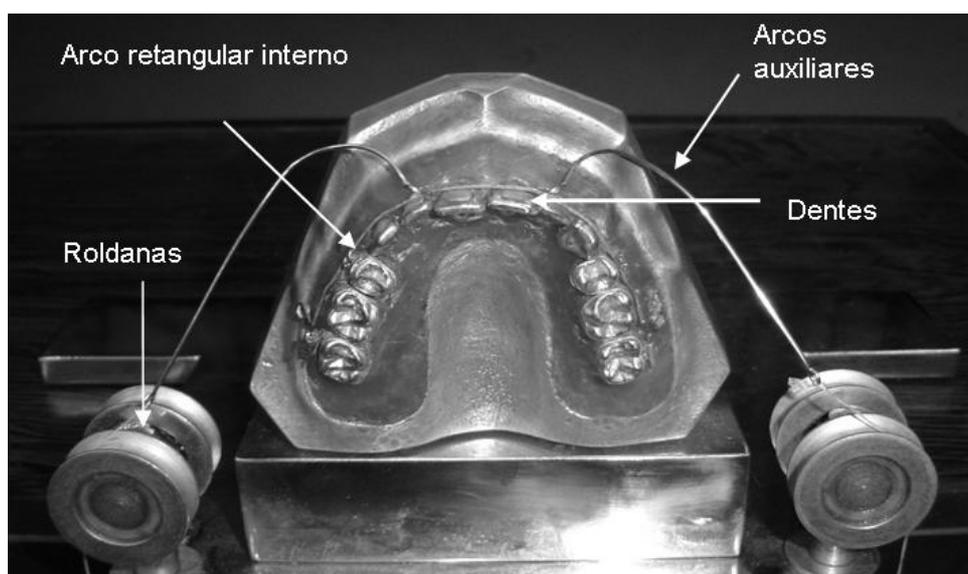
Além da estrutura que representa a maxila a plataforma possui roldanas posicionadas nas laterais de sua base, utilizadas como cursores para aparelhos auxiliares externos, permitindo assim, simular o carregamento aplicado em situações reais (figura 3.8). A figura 3.8 mostra também o arco

retangular utilizado com alças entre os primeiros e segundos molares. Estas alças são abertas (3 mm) antes da instalação do arco.

Quanto à seleção dos sensores, as redes FBG utilizadas foram gravadas em fibras óticas birrefringentes do tipo PANDA (Thorlabs – BF06734) com comprimento de 5 mm, coincidindo com a dimensão horizontal do acessório ortodôntico, para que toda a força fosse aplicada em toda a área da rede.

Para efetuar a localização dos eixos de polarização (X e Y) da fibra HiBi e caracterizar a resposta espectral, a FBG foi submetida a cargas transversais por meio de um sistema de carregamento transversal apropriado para posicionar a fibra permitindo girá-la de modo a orientar seus eixos em relação à direção da carga evitando torções.

O sistema utilizado é baseado em um parafuso micrométrico de precisão fixado em base metálica, contendo um suporte para girar a fibra, como mostra a fotografia da figura 3.9.

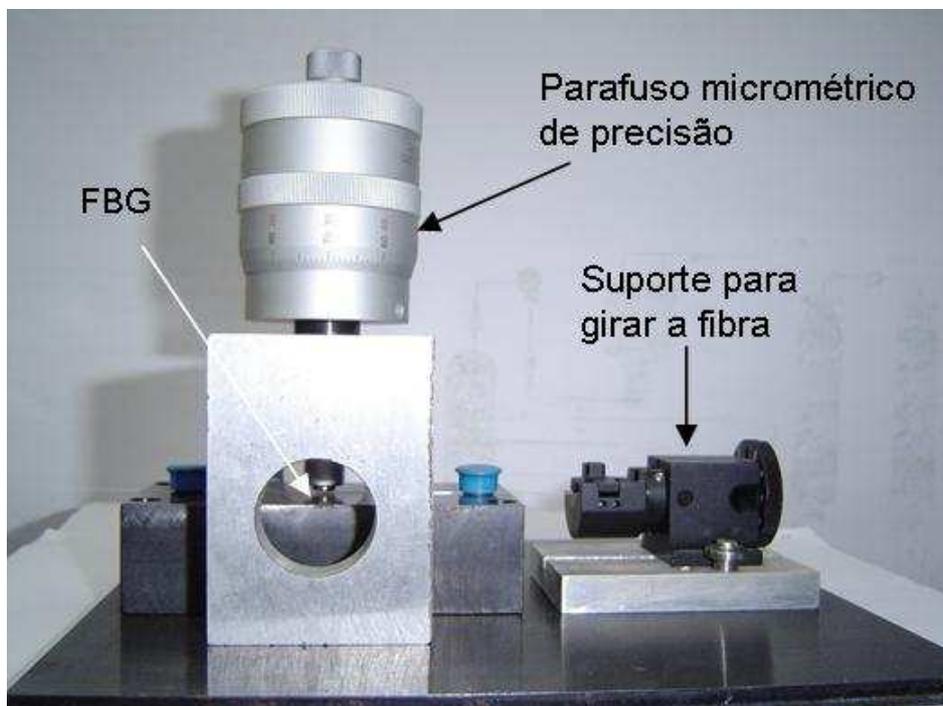


**Figura 3.8** Fotografia do modelo da maxila em metal (typodont), dentes em metal suportados por cera e aparelhos auxiliares ("J" Hooks) guiados por roldanas para suportar as cargas.

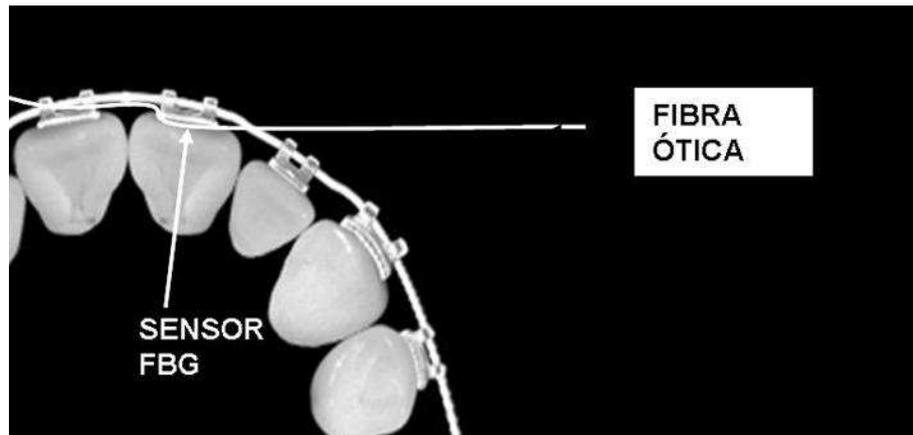
Após a localização dos eixos a FBG é posicionada sobre o dente, com um dos eixos principais, X ou Y orientado, perpendicularmente, à superfície vestibular. Ao privilegiar um dos eixos permite-se melhor observação do deslocamento do comprimento de onda de pico em função da carga aplicada.

O sensor é então aderido no modelo maxilar sobre a face vestibular do incisivo superior esquerdo e sobre o sensor é colado o acessório ortodôntico (*bracket-edgwise standard completa 0-0 0.028" X 0.022"*, 3 mm X 5 mm, Abzil) como ilustra a figura 3.10.

Sobre os acessórios é colocado então um arco retangular metálico (aço CSC 304, 0.019" X 0.025" Abzil) com alças e dobras de primeira, segunda e terceira ordem ideais, conforme a técnica utilizada e a fase de tratamento [Graber & Vanarsdall, 1996].



**Figura 3.9** Fotografia do sistema de carregamento transversal, construído na UTFPR, com um parafuso micrométrico de precisão, fixado em suporte metálico e contendo uma fibra ótica.

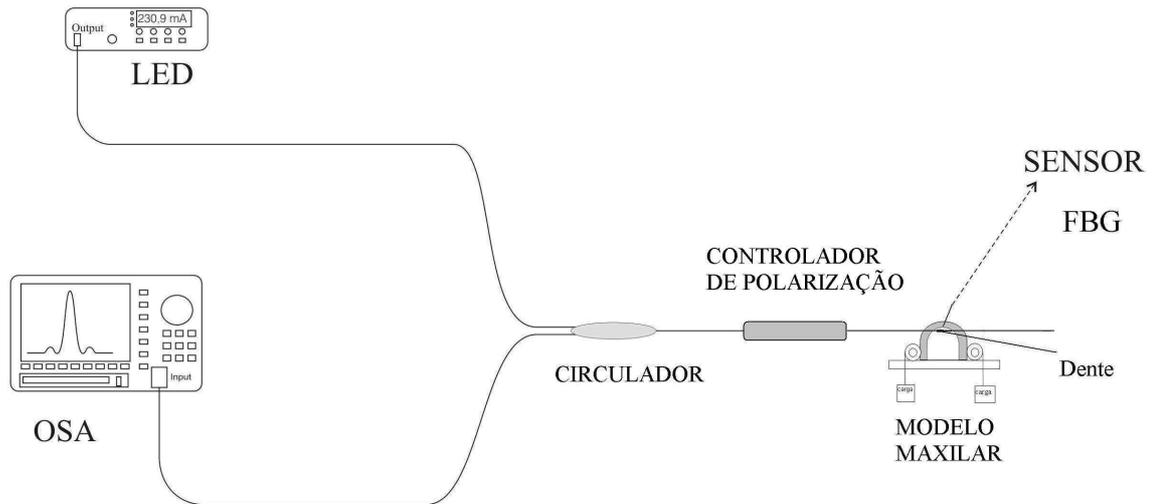


**Figura 3.10** Ilustração da posição dos dentes, sensor (FBG) e aparelho ortodôntico (vista oclusal).

Após a colocação do arco os aparelhos auxiliares “J” Hooks em forma de “J” são acoplados, os quais recebem pesos através da suspensão de massas, guiados pelas roldanas laterais. As massas são escalonadas em 200 g, 400 g, 600 g, 800 g, 1000 g e 1600 g, estabelecendo assim o sistema de forças.

Para a aquisição dos dados após a aplicação de forças sobre o modelo maxilar, o sensor é conectado em circuito ótico com um controlador de polarização, um circulador, uma fonte ótica (LED, SLED – Amonics ASLD 14-Hp1-B) e o analisador de espectros óticos (OSA, AGILENT – 86142B), dispostos como ilustrado no esquema da figura 3.11.

A luz emitida através do LED é acoplada na fibra por meio do circulador, o controlador de polarização é utilizado para ajustar o estado de polarização da luz incidente, a luz refletida é dirigida para o OSA, o qual faz aquisições dos espectros e os representa em uma tela. A resolução do OSA está determinada como 0,02 nm, para se obter resultados experimentais precisos.



**Figura 3.11** Esquema do circuito óptico para leitura das redes de Bragg. Modelo maxilar, sensor (FBG), polarizador, circulador, fonte luminosa (LED) e analisador de espectros ópticos (OSA).

Com a aplicação das cargas, o sensor é deformado transversalmente e, a banda de reflexão da rede é deslocada. As mudanças no comprimento de onda de Bragg,  $\Delta\lambda_B$ , devido à tensão ou temperatura  $T$ , podem ser re-escritas como:

$$\Delta\lambda_B = 2n_{eff} \Lambda \left[ \left\{ 1 - \left( \frac{n_{eff}^2}{2} \right) [p_{12} - \nu(p_{11} + p_{12})] \right\} \epsilon + \left[ \alpha + \left( \frac{dn}{dT} \right) \right] \Delta T \right] \quad (4.1)$$

onde  $\epsilon$  é a tensão aplicada,  $p_{i j}$  são coeficientes fotoelásticos da fibra (coeficiente de Pockel),  $\nu$  é a razão de Poisson,  $\alpha$  é o coeficiente de expansão térmica do material da fibra (Sílica) e  $\Delta T$  é a mudança de temperatura. O fator

$\left\{ \left( \frac{n_{eff}^2}{2} \right) [p_{12} - \nu(p_{11} + p_{12})] \right\}$  apresenta valor numérico de  $\approx 0.22$  [Kersey *et al.*, 1997].

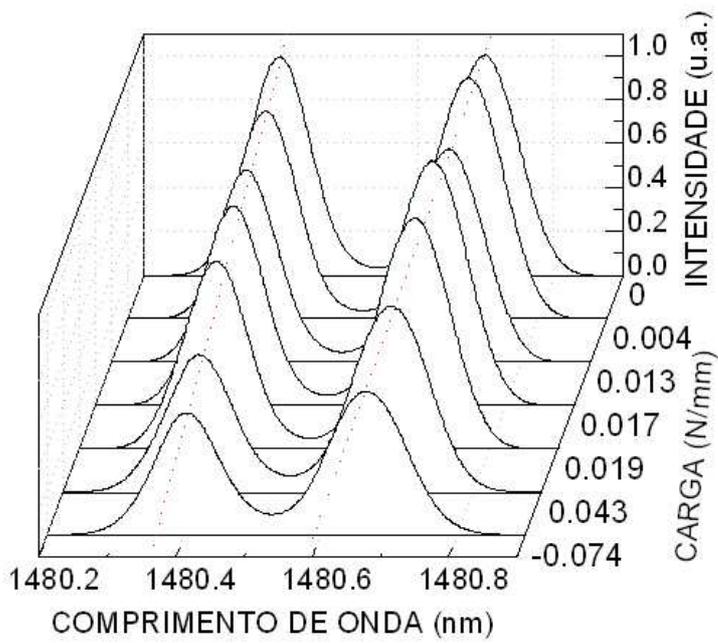
Para determinar as posições dos picos do espectro e aumentar a resolução dos valores foi utilizada uma rede neural especialmente desenvolvida para minimizar os efeitos de ruído nos dados obtidos no experimento [Paterno *et al.*, 2006]. O deslocamento do comprimento de onda de Bragg é convertido em nm/N/mm e para a conversão, foi usado o coeficiente de sensibilidade da FBG utilizada no trabalho, 0,31 nm/N/mm com o método descrito por Abe *et al.* [2003b].

### 3.3.2 Resultados

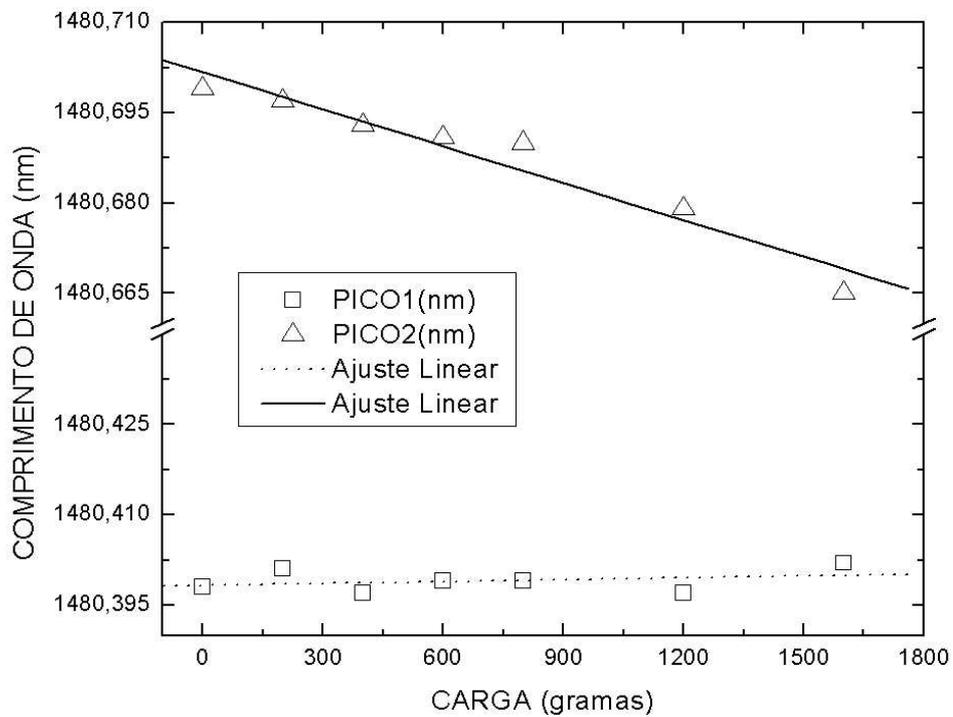
A deformação transversal do sensor FGB, com os carregamentos de forças do sistema ortodôntico, resultou em deslocamento preferencial de uma das bandas do espectro. Esse comportamento era esperado, pois a pressão sobre toda a extensão lateral da rede resulta no deslocamento de um dos espectros enquanto o outro se mantém quase em sua posição original [Walgreich *et al.*, 1996; Gafsi & El-Sherif, 2000; Zhang *et al.*, 2002; Abe *et al.*, 2003ab].

A sensibilidade obtida nas medições das forças ortodônticas foi significativa para a observação das cargas sobre os dentes artificiais. A figura 3.12 mostra a evolução do afastamento das bandas espectrais de reflexão do sensor em função da carga aplicada durante o ensaio. São observadas as bandas associadas a cada uma das polarizações da luz.

O gráfico ilustrado na figura 3.13 mostra a média dos valores obtidos do deslocamento dos comprimentos de onda de Bragg daquelas duas bandas, em função da carga aplicada ao longo de um dos eixos de birrefringência, para um sensor posicionado no modelo maxilar.



**Figura 3.12** Afastamento das bandas de reflexão (em cada polarização) em função da carga aplicada.

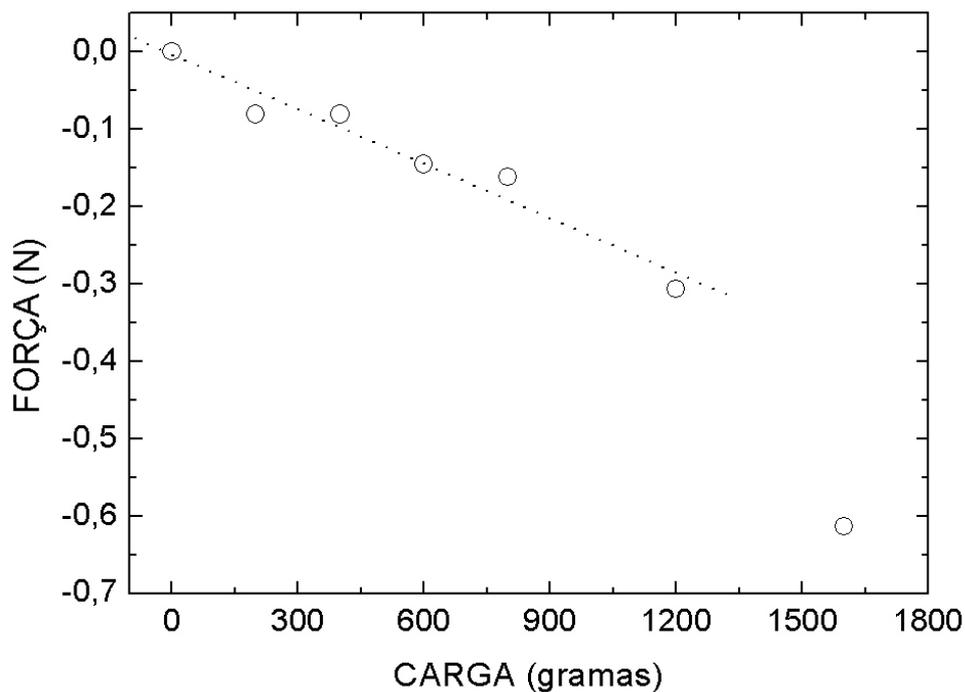


**Figura 3.13** Deslocamento do comprimento de onda de Bragg (duas bandas de reflexão) como função das cargas aplicadas.

Foram realizados ajustes lineares para os pontos que representam o deslocamento dos comprimentos de onda de Bragg das duas bandas onde um dos picos apresentou coeficiente unitário e o outro apresentou coeficiente de correlação linear de 0,96932. Com a diferença entre os comprimentos de onda de pico, por meio do coeficiente de sensibilidade à deformação transversal de uma rede nas fibras HiBi (0,31 nm/N/mm), pôde-se avaliar qual foi a compressão transversal sofrida ao longo do comprimento da rede ( $l=5$  mm) quando da inclusão do arco nos acessórios ortodônticos e carregamentos com os arcos auxiliares. O ensaio foi realizado dez vezes e mostrou que a superfície que sustenta o acessório sofreu forças gradativas de 0,10 N a 0,60 N para o carregamento com massa de 200 g até 1600 g, como mostra o gráfico da figura 3.14.

Na figura 3.14 a linha representa o ajuste linear dos pontos referentes à variação dos valores de força (N) em função das cargas (g) aplicadas durante o ensaio. Houve linearidade, com coeficiente de correlação de 0.97609, dos valores de força observados sobre a superfície do dente e a carga aplicada, até o carregamento de 1200 g. Como é possível observar, para a carga máxima (1600 g) houve variação na resposta espectral resultando em valor de força discrepante dos observados nos carregamentos anteriores (figura 3.14).

Esse fato pode ser atribuído à deformação ocorrida na cera, material de comportamento não linear, em função do aumento da massa nos carregamentos dos arcos externos que representam as forças “extra-bucais”.



**Figura 3.14** Força (N) em função da carga aplicada. Linha tracejada com ajuste linear dos pontos referentes à variação dos valores de força (N) até a carga 1200 g.

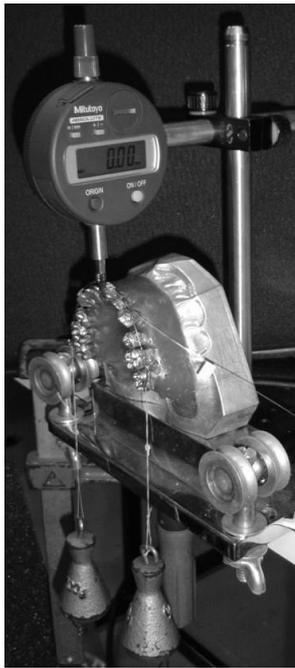
Apesar da variação espacial dos arcos externos nos planos de oclusão dentária em função dos carregamentos consecutivos, os valores encontrados no modelo artificial mostram a sensibilidade do sensor às cargas dissipadas no sistema. Esses valores encontram-se dentro do intervalo de cargas estimadas necessárias para promover movimento do elemento dentário sem prejuízos aos tecidos envolvidos no processo [Schwarz, 1932; Proffit & Fields 1993; Iwasaki *et al.*, 2000; Ren *et al.*, 2004].

Os ensaios no modelo maxilar foram repetidos colocando-se as cargas sobre o arco na região dos primeiros molares, reproduzindo um aparelho auxiliar extra-bucal (tipo Kloehn, ou tração cervical) rígido no plano de oclusão u do arco, para evitar componentes de força variáveis como os arcos externos, em forma de “J”, articulados utilizados no ensaio anterior.

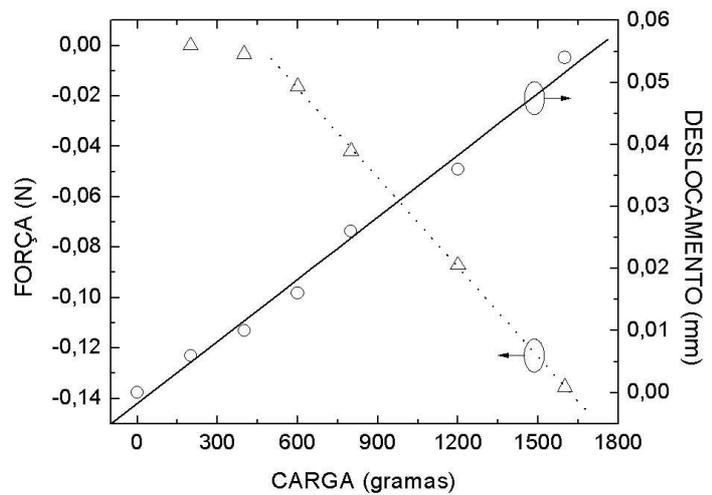
A determinação dos valores de força recebida por um dente sob um sistema ortodôntico depende da estrutura do dente e de onde ele está engastado. Para observar o comportamento do material que suporta o dente (cera) foi incluído um relógio comparador digital (Mitotoyo, 543) aferindo o deslocamento do elemento dentário em função do carregamento (figura 3.15 (a)).

O gráfico da figura 3.15 (b) apresenta dois ajustes lineares, a linha (tracejada) da variação da força (N) em função das cargas (g) aplicadas e apresenta coeficiente de correlação de 0.99987 linear, a outra evidencia a relação entre os valores do deslocamento (mm) do dente (incisivo central superior esquerdo) e a carga (g) aplicada, que apresenta coeficiente de correlação linear de 0.99249. O ajuste inicia a partir do segundo ponto, pois desconsidera o ponto inicial que representa a acomodação do sistema com a inclusão do arco dentro dos *brackets* ortodônticos. Neste experimento, para um carregamento de 1600 g nos arcos externos, apoiados nos molares, portanto distante da região onde se localiza o sensor, foi verificada uma força sobre o dente de 0,13 N. Para esse valor de força houve deslocamento do dente, no sentido da mesma, de aproximadamente 50  $\mu\text{m}$ .

O deslocamento aferido no modelo artificial pode ser comparado ao deslocamento inicial de um dente suportado pelo PDL em situações reais (*in vivo*), no entanto, menor deslocamento no estudo *in vivo* (5  $\mu\text{m}$ ), foi obtido com a força de 0,5 N [Yoshida *et al.*, 2001], superior às utilizadas no trabalho atual.



(a)



(b)

**Figura 3.15** (a) Fotografia do modelo da maxila, as cargas colocadas sobre o aparelho ortodôntico e o relógio comparador digital sobre o dente incisivo esquerdo; (b) Forças e deslocamentos em função da carga aplicada no aparelho ortodôntico. Linha tracejada: ajuste linear das forças (N) em função da carga aplicada. Linha cheia: ajuste linear do deslocamento em função da carga aplicada.

Valores semelhantes aos obtidos por Yoshida *et al.* também foram observados em estudo com cadáveres [Tom & Eberhardt, 2003].

Tom & Eberhardt [ib.] encontraram resultados de deslocamentos de dentes semelhantes aos do presente estudo para ensaios experimentais *in vitro* comprovados por simulação matemática. Todavia, Hintercausen *et al.* [1998] citam que o material e a geometria que circundam o elemento dentário exercem grande influência na mobilidade do mesmo, havendo a necessidade de se complementar um ensaio experimental com um estudo teórico.

Deve-se considerar que as estruturas utilizadas neste estudo, dentes metálicos em cera, não representam completamente o comportamento das

estruturas dentárias e a complexa natureza do ligamento periodontal (PDL). De acordo com Yoshida *et al.* [2001], Aschero *et al.* [1999], Melsen [2001], e Ren, *et al.* [2004] não é possível ainda reproduzir a resposta fisiológica do PDL no momento da aplicação da força em sistemas artificiais.

O modelo deste trabalho simula o tecido ósseo da maxila (cortical e alveolar) através de cera e não existe qualquer estrutura que possa reproduzir o efeito elástico do PDL. Nesse sentido, o modelo experimental terá de ser melhorado para replicar, parcialmente, a resposta, do PDL.

No entanto, como pode ser observado na figura 3.15 (b), excluindo-se pequena região inicial, para cargas aplicadas até 1600 g existe linearidade entre as forças medidas e as cargas colocadas no aparelho ortodôntico. Ajustando os dados experimentais às regressões lineares simples, obtêm-se fatores de correlação de aproximadamente 0.99 tanto para as forças quanto para os deslocamentos (figura 3.15 (b)).

É certo que todo o sistema biomecânico desta natureza é condicionado à presença do PDL, cujas características mecânicas são de difícil caracterização. Alguns estudos têm sido realizados visando esses objetivos [Yoshida *et al.*, 2001; Tom & Eberhardt, 2003], alguns deles com PDL animal [Carvalho & Simões, 2003]. Outros estudos fazem abordagem matemática, através do método dos elementos finitos [Geramy, 2004; Chang *et al.*, 2004]. Nesse sentido o desenvolvimento de um modelo de elementos finitos, que simule a presença dos tecidos adjacentes do dente e aferido experimentalmente por meio do modelo maxilar e dos sensores de fibra ótica, permitirá estimar de forma ampla a magnitude de forças dissipadas durante movimentação ortodôntica.

Pode-se concluir que os sensores de Bragg em fibra ótica (fibras HiBi) são sensíveis às forças transversais durante os carregamentos na ativação ortodôntica. Será assim possível o desenvolvimento de sistemas ortodônticos baseados nesta tecnologia para auxiliar os ortodontistas nos tratamentos clínicos, tendo como referências os estudos e resultados com base científica.



# Capítulo 4

## MODELO MAXILAR ELASTOMÉRICO

Com o objetivo de aprimorar os dados obtidos com o uso dos sensores de fibra ótica para medir forças ortodônticas, foi desenvolvido um modelo maxilar onde o material de cera foi substituído por material elastomérico, com propriedades físicas conhecidas.

O material elastomérico utilizado apresenta maior rigidez que a cera e permite o desenvolvimento futuro de um modelo virtual maxilar para estudar o efeito das forças exercidas através de aparelho ortodôntico e correlacionar o efeito em torno do ligamento periodontal por meio da simulação com elementos finitos.

### 4.1 CONSTRUÇÃO DO MODELO ELASTOMÉRICO

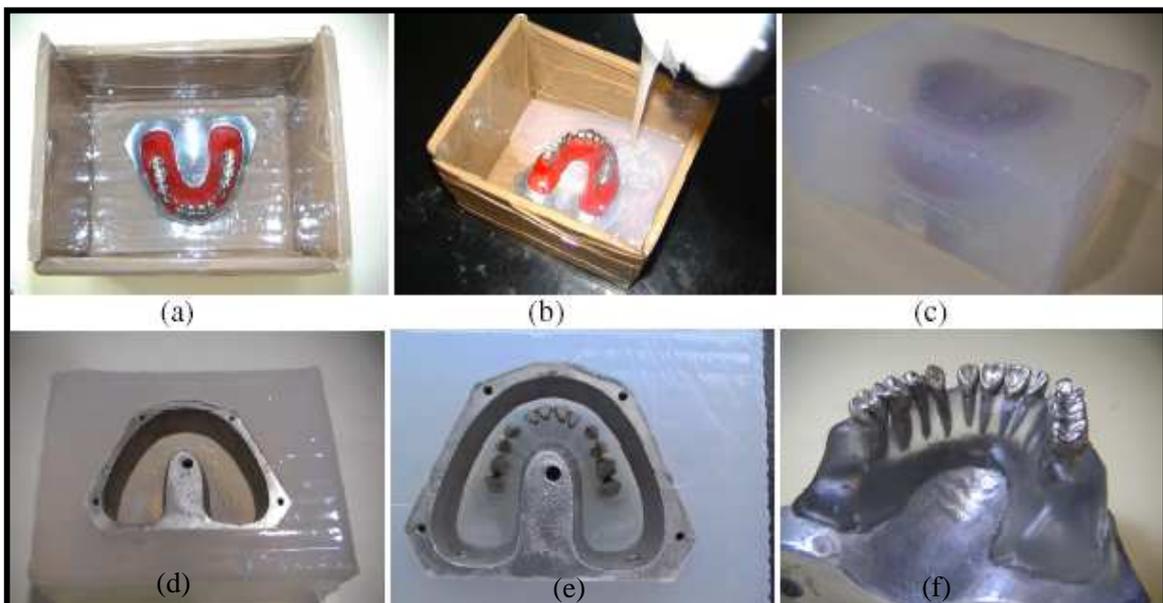
O novo modelo foi confeccionado com parte dele em material elastomérico. Para tanto, o modelo em cera, utilizado previamente, serviu como base estrutural para a transferência dos dentes. A base que representa a maxila do *Typodont* oferece reprodutibilidade do posicionamento original dos dentes. A figura 4.1 ilustra a maxila do *Typodont*, utilizada nos primeiros ensaios, a qual foi substituída por material elastomérico através de processo de

prototipagem por RTV (Room Temperature Vacuum). Este processo é baseado na construção de modelo usando moldes de silicone para transferência dos dentes.



**Figura 4.1** Modelo de cera usado para fabricar o modelo com material elastomérico, vista lateral e oclusal.

A figura 4.2 ilustra imagens seqüenciais do processo de obtenção da réplica da maxila.



**Figura 4.2** Imagens seqüenciais do processo de RTV na confecção da réplica: (a) Colocação de modelo de cera; (b) Vazamento de silicone; (c) Molde de silicone curado; (d) Parte inferior da maxila; (e) Colocação dos dentes.

Para a obtenção do molde, optou-se pelo procedimento usual do processo de RTV convencional. A forma do molde de silicone permite o

posicionamento dos elementos (coroas dos dentes e base). Em seguida a cera foi derretida, colocando depois cada um dos dentes na base [Talaia *et al.*, 2006].

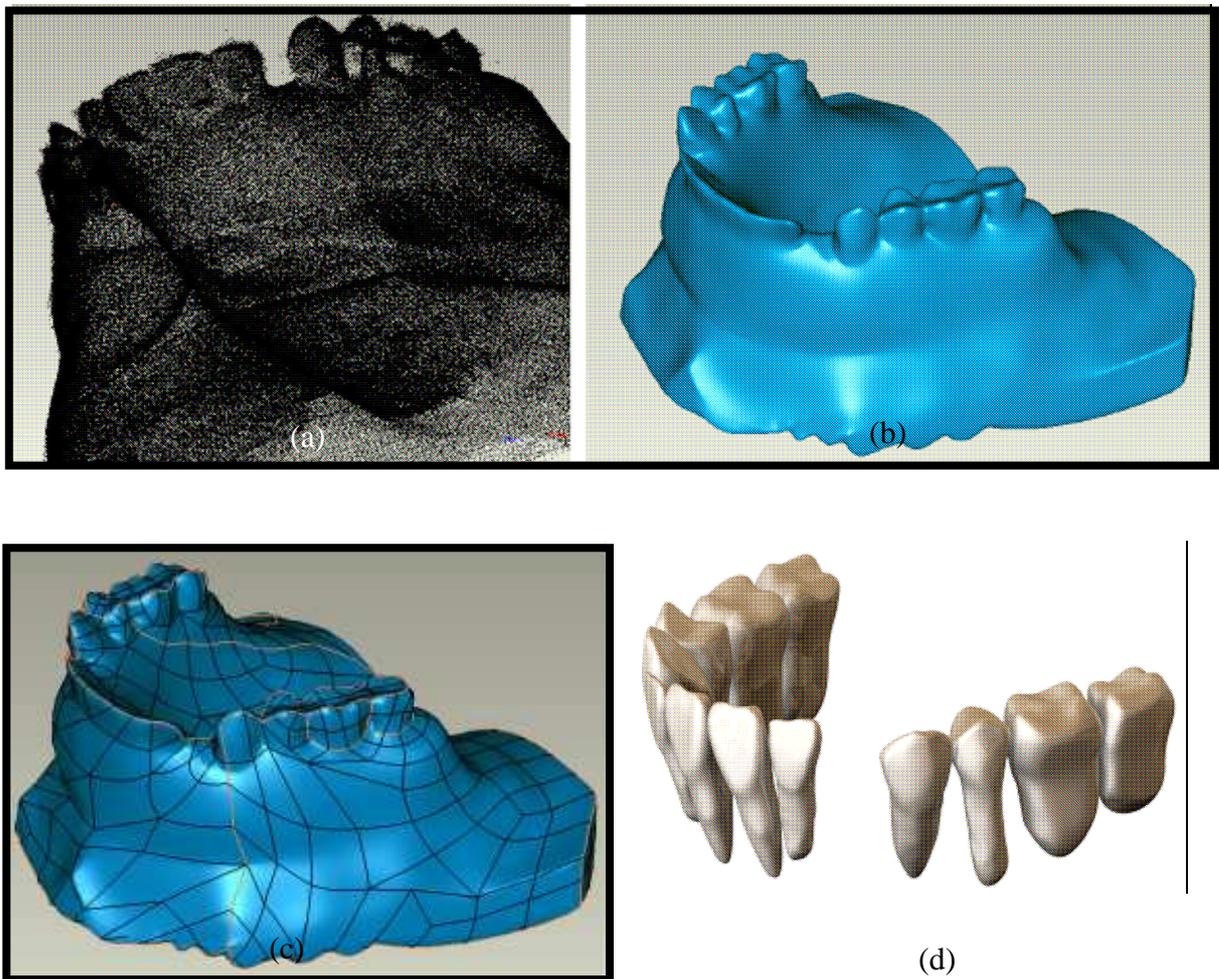
Fez-se a montagem de cada um dos dentes na posição respectiva e verteu-se o material elastomérico criando-se novo “osso alveolar e gengivas” ao redor das raízes dos dentes.

O modelo elastomérico permitirá a realização de ensaios ortodônticos com maior precisão na medida de força, os quais poderão ser reproduzidos em modelo virtual por meio da análise de elementos finitos. Para análise numérica é necessário obter um modelo de elementos finitos que possa replicar, com desvios aceitáveis, modelos *in vitro* e preferencialmente modelos *in vivo*, para que se possam transferir, com relativa confiança, os dados obtidos para situações clínicas (Carvalho & Simões, 2004).

O método dos elementos finitos permite antecipar os efeitos das forças aplicadas sobre os dentes. Deste modo, é possível definir as forças ótimas e, respectivos movimentos, que mantêm as deformações (ou energia de deformação elástica) a níveis fisiológicos, controlando os efeitos deletérios como as reabsorções. Esse método foi introduzido nas pesquisas envolvendo biomecânica dental em 1973 por Farah *et al.* e desde então vem sendo utilizado cada vez mais para avaliar as tensões nos tecidos submetidos às forças ortodônticas (Cattaneo *et al.*, 2005).

As imagens seguintes (figura 4.3) ilustram diversas fases de construção do modelo virtual desenvolvido na Universidade de Aveiro-Portugal especialmente para avaliar as forças ortodônticas desta pesquisa. A figura 4.4

ilustra o modelo CAD (*Computer Aided Design*) final da maxila com os respectivos dentes.



**Figura 4.3** Modelos virtuais usados na construção final do modelo maxilar virtual; a) “Nuvem” de pontos da digitalização; b) Modelo CAD como única superfície; c) Malha de superfícies do modelo CAD; d) Modelos CAD de cada um dos dentes.



**Figura 4.4** Modelo CAD da maxila com respectivos dentes.

## 4.2 CONFECÇÃO DE MODELO MAXILAR INSTRUMENTADO COM FIBRAS ÓTICAS

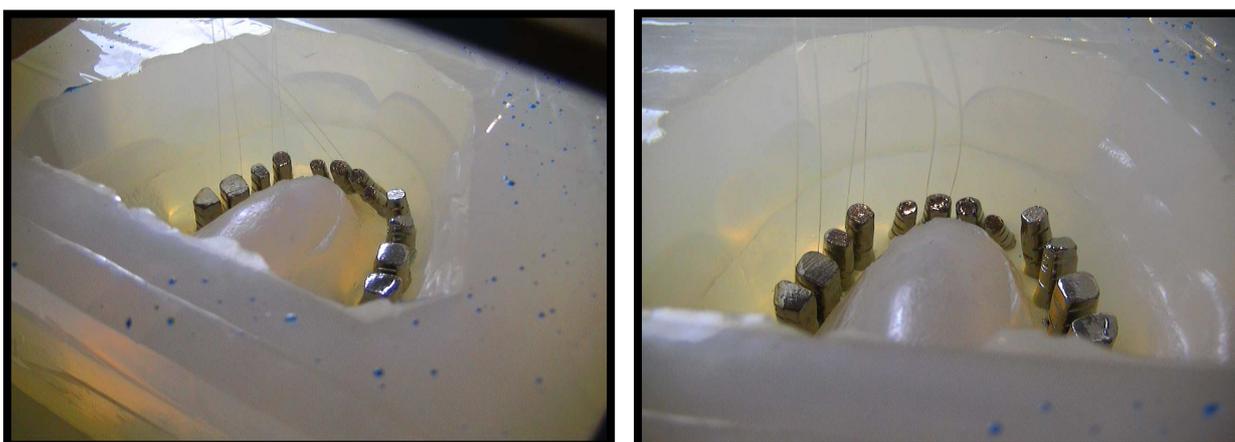
Com o objetivo de avaliar as tensões ao longo da raiz e estruturas adjacentes do dente, no momento da aplicação de forças ortodônticas, idealizou-se um modelo maxilar to em material elastomérico e dentes metálicos.

O novo modelo maxilar instrumentado com redes FBG em fibras de sílica foi construído na Universidade de Aveiro, Portugal. O processo seguiu a técnica empregada no modelo anterior, guardando-se as posições dos dentes previamente utilizados, que simulava um tratamento com extrações em fase de retração dos incisivos.

A seqüência de fotos na figura 4.5 mostra a instrumentação do modelo maxilar com as fibras padrão telecomunicação. Essas fibras continham redes de Bragg gravadas com comprimento de onda entre 1520 até 1554 nm, posicionadas a deixar um sensor sobre a raiz do dente (incisivo central, canino e primeiro molar, esquerdos) e outro sensor ao longo do material elastomérico representando o tecido ósseo da estrutura maxilar. Outras redes foram colocadas perpendicularmente ao longo eixo dos dentes, acima dos seus ápices, na região que representa o osso alveolar. Esse procedimento foi adotado para comparar o grau de tensão recebido pela raiz e transmitido para o osso alveolar após um carregamento de forças com as tensões simuladas em um modelo virtual.

Os ensaios dinâmicos de forças foram realizados em uma máquina de ensaios universal na região dos três dentes instrumentados com FGBs. Os primeiros ensaios de cargas monitoraram a região instrumentada com redes

que passam pelo osso alveolar, transversal aos dentes. As cargas foram aplicadas sobre os elementos dentários (incisivo, canino e primeiro molar esquerdos), dirigidas no plano vertical, coincidindo com o longo eixo dos dentes e, ou seja, a força aplicada sobre as faces vestibulares dos dentes eleitos.



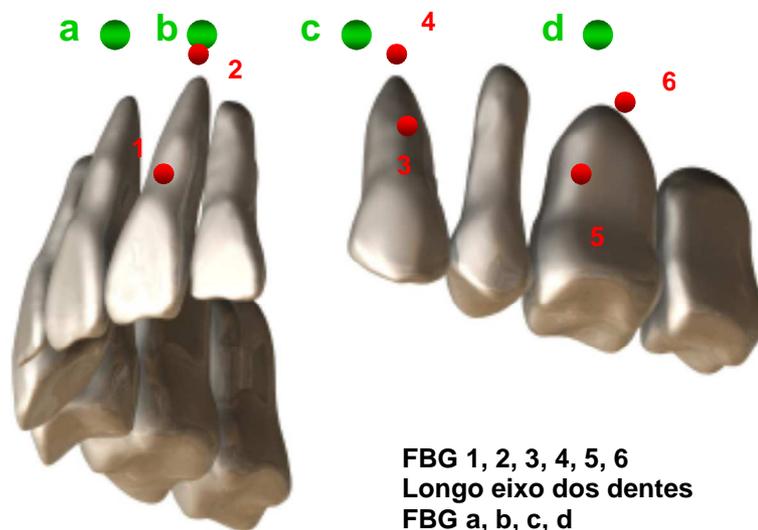
**Figura 4.5** Fotografias da construção do modelo maxilar elastomérico instrumentado com fibras óticas gravadas com redes de Bragg ao longo das raízes dos dentes.

Para realizar a aquisição dos dados, as redes perpendiculares aos dentes foram arbitrariamente identificadas de FBG a, b, c, d. As redes ao longo dos dentes e região alveolar foram denominadas de 1, 2, 3, 4, 5 e 6, consecutivamente. A tabela 1 descreve a disposição das redes no modelo maxilar e seus respectivos comprimentos de onda.

**Tabela 1.** Localização das FBGs no modelo maxilar elastomérico.

	<b>Raiz do dente</b>	<b>Ossó alveolar</b>
<b>Incisivo</b>	FBG 1 (1543 nm)	FBG 2 (1531 nm)
<b>Canino</b>	FBG 3 (1534 nm)	FBG 4 (1520 nm)
<b>Primeiro molar</b>	FBG 5 (1554 nm)	FBG 6 (1540 nm)
<b>Região alveolar</b>	FBG a, b, c, d.	localização transversal.

Portanto cada dente (incisivo central, canino e primeiro molar, esquerdos) recebeu uma rede de Bragg em sua raiz na face vestibular e outra rede na região apical, fora da estrutura dentária. A figura 4.6 ilustra o arranjo das redes de Bragg no modelo elastomérico.



**Figura 4.6** Ilustração do arranjo espacial das redes de Bragg no modelo elastomérico.

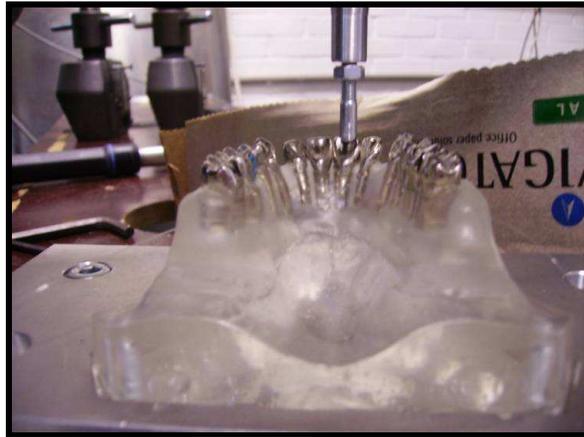
A imagem da figura 4.7 mostra a fotografia do modelo elastomérico com seu suporte metálico para os ensaios de forças. Durante os testes foram aplicadas cargas entre 0 até 200 N no plano vertical e de 0 até 100 N para os ensaios com aplicação de forças no plano horizontal.

Durante os ensaios foram aplicadas forças e foram adquiridos valores em comprimentos de ondas (nm) utilizando-se um analisador de espectros óticos (OSA), em seguida foram obtidos gráficos dos deslocamentos de comprimento de onda como função da força aplicada em cada dente. Os gráficos (paginas 60, 61, 62,63,65,66) mostram a perturbação nas duas redes de Bragg de cada fibra em cada dente.

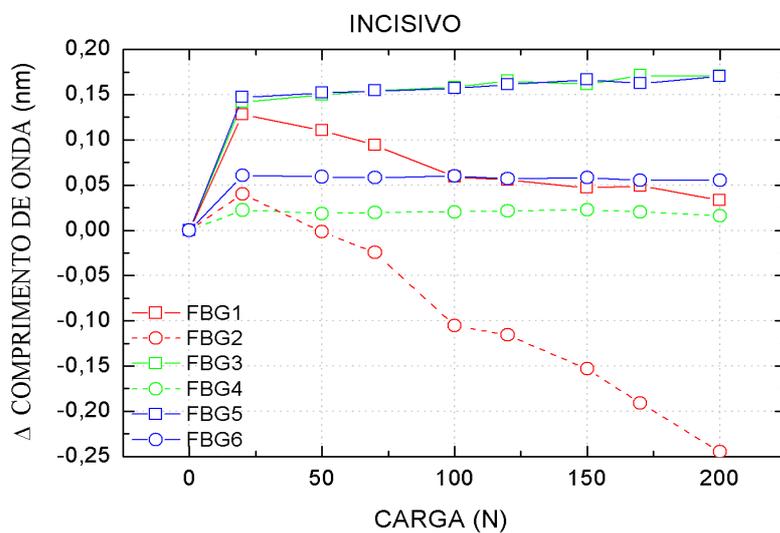


**Figura 4.7** Fotografia do modelo maxilar em elastômero com o suporte metálico posicionado para os ensaios de carga.

A fotografia da figura 4.8 ilustra o ensaio mecânico vertical sobre o dente incisivo central, e em seguida o gráfico mostra que as redes 1, 2, 3, 4, 5 e 6 foram sensibilizadas pelas forças verticais. Pode-se observar maior perturbação nas FBG 1 e 2 localizadas na raiz do incisivo e osso alveolar adjacente. A FBG 1 varia aproximadamente 0,15 nm e depois desloca-se para o outro sentido indicando que houve também compressão da mesma. O mesmo ocorre com a FBG 2, que mostra haver maior compressão do que a FBG 1. O gráfico mostra que todas as redes foram sensibilizadas, ou seja, os dentes e regiões alveolares adjacentes sofreram tensões provenientes das forças sobre o incisivo central. Para as redes 3, 4, 5, e 6 (localizadas nas regiões de canino e molar respectivamente) são observados maiores deslocamentos no comprimento de onda no início do carregamento quando são aplicadas forças de 0 até 20 N, com maiores magnitudes de força a tendência é estabilizar.



(a)



(b)

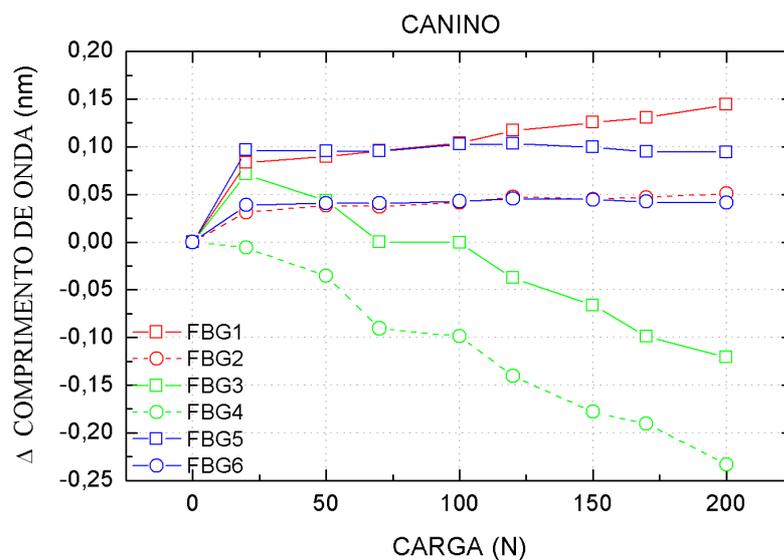
**Figura 4.8** (a) Fotografia do modelo maxilar elastomérico durante ensaio mecânico vertical sobre o dente Incisivo; (b) Gráfico do deslocamento do comprimento de onda como função da carga aplicada, para cada rede.

O gráfico na figura 4.9 que mostra a deformação resultante do carregamento com forças aplicadas sobre o canino, no plano vertical, evidencia maiores deslocamentos do comprimento de onda com cargas entre 0 e 20 N, em uma faixa inicial. O deslocamento do comprimento de onda da rede localizada no canino (3) foi de aproximadamente 0,06 nm. As outras foram sensibilizadas indicando deformação, no entanto o gráfico mostra que a FBG 4,

localizada na região apical do canino, mostrou que houve compressão longitudinal da rede.



(a)



(b)

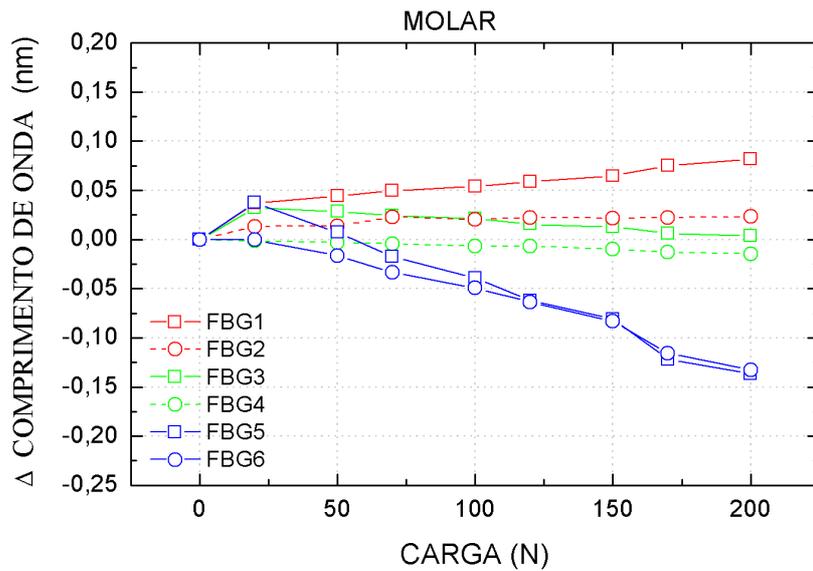
**gura 4.9** (a) Fotografia do modelo maxilar elastomérico durante ensaio mecânico vertical sobre o dente canino; (b) Gráfico do deslocamento de comprimento de onda como função da carga aplicada.

No gráfico da figura 4.10 pode-se observar o resultado do ensaio com forças de orientação vertical sobre o dente primeiro molar. Houve maior variação de deslocamento do comprimento de onda especialmente nas redes 5

e 6. Como nos outros ensaios, houve maior variação do deslocamento do comprimento de onda frente às forças entre 0 e 25 N.



(a)



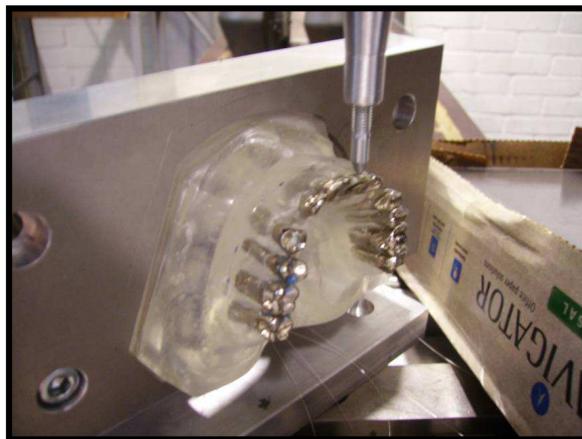
(b)

**Figura 4.10** (a) Fotografia do modelo maxilar elastomérico durante ensaio mecânico vertical sobre o dente primeiro molar; (b) Gráfico do deslocamento de comprimento de onda como função da carga aplicada.

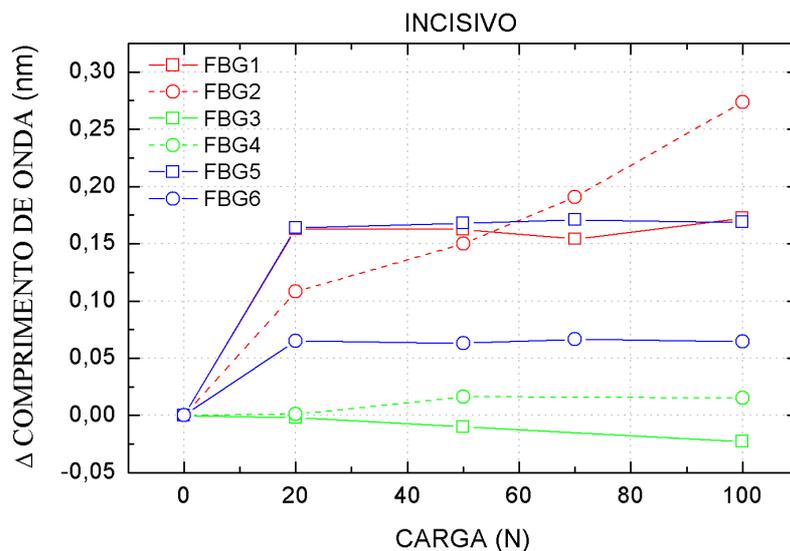
A compressão foi observada nas redes do dente que sofreu a força diretamente, ou seja, o primeiro molar. No entanto houve também perturbação observada nas redes 1, 2, 3 e 4.

Os ensaios com orientação horizontal (figuras 4.11, 4.12, 4.13), ou seja, com forças originadas a partir das faces vestibulares para as palatinas, foram realizados apenas com a alteração da posição da base de metal e repetidos os mesmos ensaios com as mesmas cargas.

O ensaio horizontal sobre o incisivo (figura 4.11) introduziu tensões principalmente nas redes localizadas nos dentes incisivo e molar (1, 2, 5, e 6).



(a)



(b)

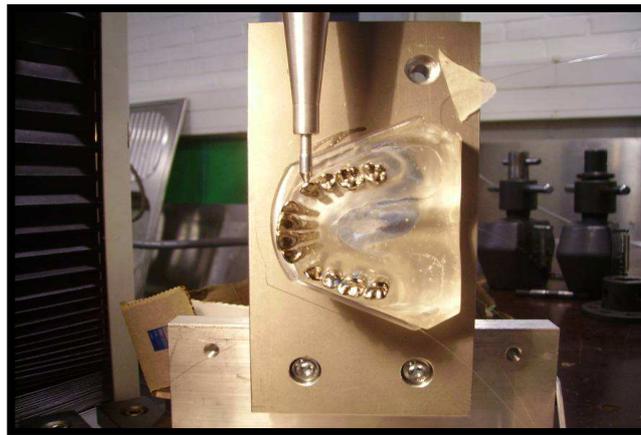
**Figura 4.11** (a) Fotografia do modelo maxilar elastomérico durante ensaio mecânico horizontal sobre o dente incisivo central; (b) Gráfico do deslocamento de comprimento de onda como função da carga aplicada.

Isto pode ser explicado pela movimentação ou inclinação radicular durante a aplicação da força. Apesar da aplicação da força ser na coroa do incisivo, a raiz transmite tensões nas regiões do material elastomérico causando perturbação na rede posicionada no dente molar. A rede 2 (localizada no material elastomérico) mostrou um deslocamento de ondas de aproximadamente 0,30 nm para carga de aproximadamente 100N. Houve sobreposição dos resultados das redes 1 e 5. Quase não houve deslocamento do comprimento de onda nas redes localizadas no dente canino (3 e 4).

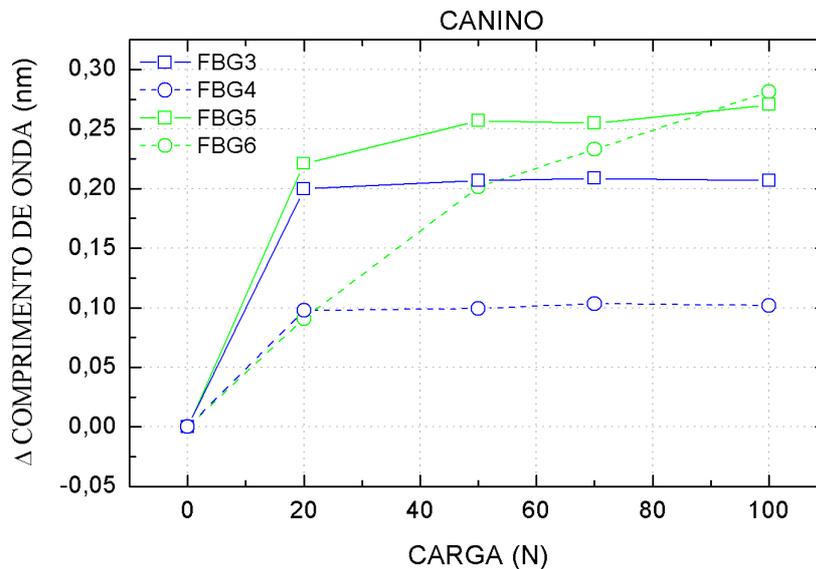
O gráfico da figura 4.12 mostra os resultados dos ensaios com carga aplicada no sentido horizontal sobre o dente canino, quatro redes apenas foram sensibilizadas, aquelas relacionadas ao canino e molar. Houve deslocamento do comprimento de onda das redes localizadas no canino (FBG 3 e 4) da ordem de 0,20 nm. O deslocamento ocorreu tanto para a rede localizada na raiz do dente como no material elastomérico adjacente ao dente. Observa-se que as redes referentes ao molar foram sensibilizadas de forma significativa. Este fato pode ser atribuído ao deslocamento das tensões dentro do material elastomérico.

Finalmente, o gráfico na figura 4.13 ilustra os ensaios no dente molar e mostra, que houve maior variação do deslocamento do comprimento de onda (0,25 nm) nas redes localizadas no primeiro molar, especialmente aquela localizada na coroa do dente. Todavia, as forças sobre a coroa do molar perturbaram também as redes do dente canino. Esse resultado pode estar associado à transferência de tensões dos dentes para a estrutura óssea, representada aqui pelo material elastomérico.

As redes a, b, c e d não foram sensibilizadas no modelo, durante os ensaios de carga. Os ensaios mecânicos apresentam baixa resolução, ou seja, pequenos deslocamentos de comprimento de onda foram encontrados frente a cargas expressivas. No entanto, os gráficos mostram tendências de respostas às forças dissipadas no dente e nas estruturas adjacentes como osso e ligamento periodontal.



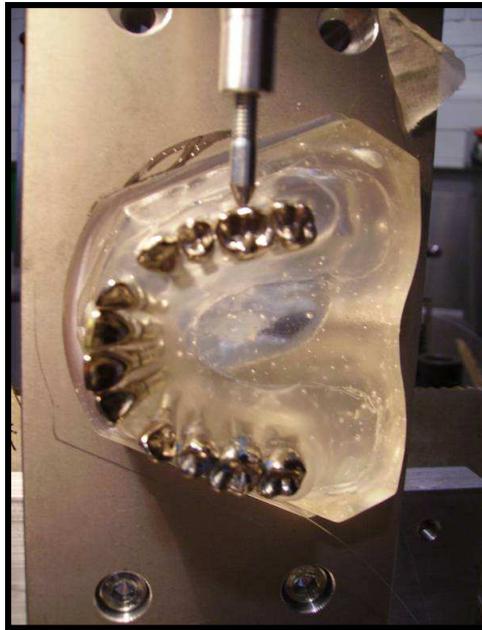
(a)



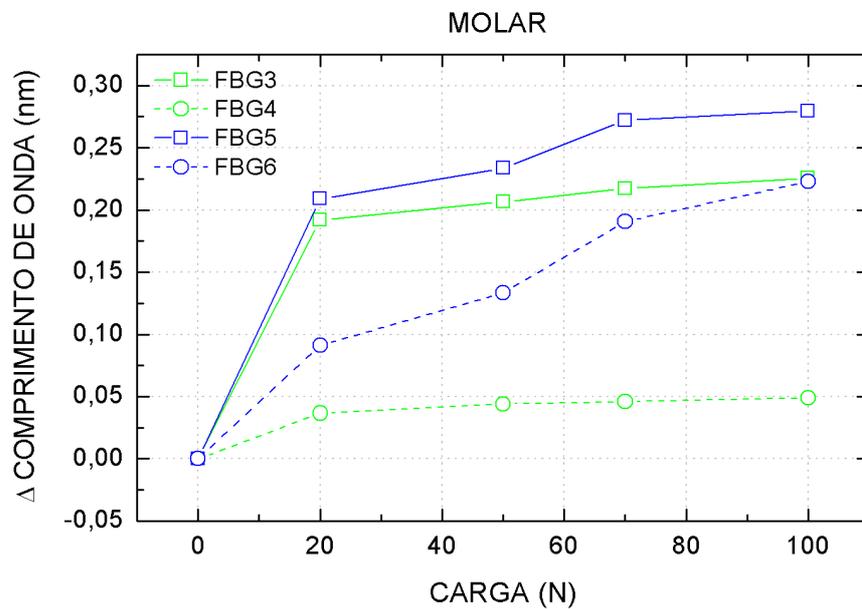
(b)

**Figura 4.12** (a) Fotografia do modelo maxilar elastomérico durante ensaio mecânico horizontal sobre o dente canino; (b) Gráfico do deslocamento de comprimento de onda como função da carga aplicada.

Houve ainda diferenças com os sentidos de aplicações de forças. As redes foram deslocadas e comprimidas em diferentes situações nos ensaios.



(a)



(b)

**Figura 4.13** (a) Fotografia do modelo maxilar elastomérico durante ensaio mecânico horizontal sobre o dente primeiro molar; (b) Gráfico do deslocamento de comprimento de onda como função da carga aplicada.

## 4. 3 MEDIÇÃO DE FORÇAS ORTODÔNTICAS

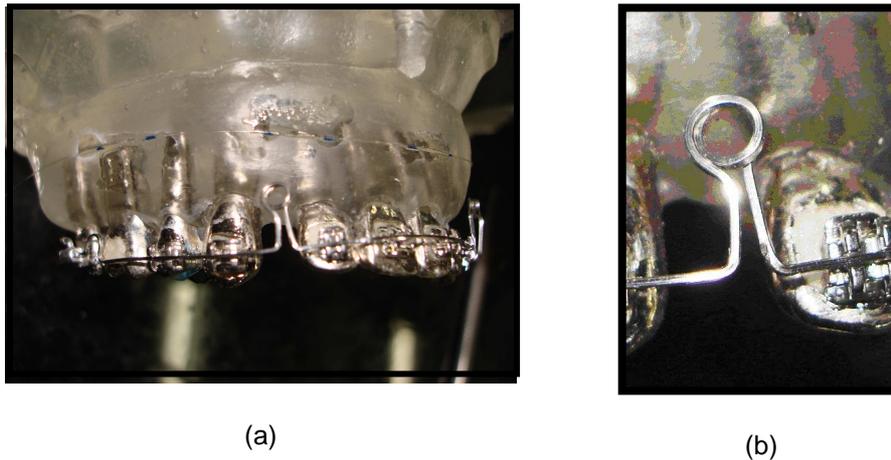
### 4.3.1 Experimento

O modelo ortodôntico confeccionado em elastômero foi então instrumentado, com um aparelho ortodôntico (*edgewise standard*) e arco de retração como mostra a foto da figura 4.14. O arco de retração (retangular 0.019 X 0.026 polegadas) foi confeccionado com duas alças posicionadas à distal dos incisivos laterais no local do espaço deixado pela extração dos primeiros pré-molares. As alças, em um tratamento real, quando o arco é adaptado aos *brackets* e amarrado no segmento posterior, abrem-se e promovem pressão no segmento de arco anterior contra os grupos dentários posteriores. Portanto, o arco com alças induz o processo de remodelação óssea e fecha os espaços, levando os dentes anteriores para posição posterior. No modelo elastomérico não há movimentação dos dentes e a posição deles não se altera com a força aplicada, assim por meio dos sensores FBG embebidos no material elastomérico pode-se avaliar a magnitude das forças dissipadas nas raízes dos dentes e estruturas vizinhas.

Neste ensaio foi verificada a variação do comprimento de onda de Bragg em função da ativação do arco (abertura das alças) e também com o carregamento simulando as forças extra-buciais.

Os ensaios de cargas com aparelhagem ortodôntica foram repetidos três vezes para cada dente, incisivo, canino e primeiro molar, todos no lado esquerdo do modelo maxilar. As cargas aplicadas seguiram o mesmo protocolo utilizado nos ensaios com a maxila em cera, porém com intervalo de cargas maiores, chegando até 2600 g para sensibilizar as redes embebidas no material elastomérico.

Para cada carga foram monitorados os deslocamentos de comprimentos de onda por meio do analisador de espectros óticos (OSA). Os gráficos nas figuras 4.15, 4.16 e 4.17 mostram o resultado da variação do comprimento de onda das redes localizadas nas regiões das raízes dos dentes.



**Figura 4.14** (a) Fotografia do modelo maxilar elastomérico para ensaio ortodôntico; (b) Fotografia da alça de retração localizada no espaço da extração.

Para minimizar ruídos na detecção dos picos das bandas espectrais de reflexão durante a análise dos espectros, utilizou-se uma rede neural programada especificamente para estes ajustes, a qual utiliza um algoritmo que aproxima o espectro de reflexão da FBG com maior precisão na posição de pico que outros métodos [Paterno *et al.*, 2006]. Com o espectro processado, características associadas a deformações tão pequenas quanto  $4 \mu\epsilon$  podem ser observadas e assim são obtidos os dados com a variação em comprimento de ondas. Para determinação da variação da força no momento da aplicação das cargas utilizou-se a equação  $\frac{F}{A} = E.\epsilon$  [Stephen & Gere, 1998]. Onde o  $E$  é o módulo de elasticidade e  $\epsilon$  é a deformação relativa da fibra. Considerando-se a variação do comprimento de onda da rede, pode-se estimar a deformação

relativa da fibra aplicando-se a fórmula  $\epsilon = \frac{\Delta\lambda}{s}$ , onde  $s$  é o coeficiente de sensibilidade da fibra à deformação mecânica. Sendo  $E = 72,5$  GPa (valor para a sílica),  $s = 1,2\text{pm}/\mu\epsilon$  (valor obtido por caracterização previa da fibra), e o diâmetro da fibra de  $125 \mu\text{m}$  obtêm-se que

$$\Delta F(N) = E.A.\Delta\epsilon = 72,5\text{GPa} \cdot \frac{\pi(125\mu\text{m})^2}{4} \frac{\Delta X(\text{nm})}{1,2\text{pm}} = 0,7414.\Delta X[N].$$

#### 4.3.2 Resultados

O resultado dos ensaios com cargas aplicadas por meio do aparelho ortodôntico revela que foram percebidas deformações pelas redes de Bragg localizadas nas raízes dos dentes. A magnitude dessas forças, recebidas nas raízes do incisivo, canino e primeiro molar, é mostrada nos gráficos das figuras 4.15, 4.16, 4.17 respectivamente. O gráfico da figura 4.15, mostra os níveis de força sobre a raiz do incisivo como função da carga aplicada quando da ativação do aparelho ortodôntico.

A variação do comprimento de onda em função da carga aplicada foi de até 0,02 nm para cargas de até 500 g, em seguida há estabilização do comprimento de onda com cargas até 2.600 g. Assim, calculando-se a média das três situações chega-se ao nível máximo de força de ~0,025 N com cargas de aproximadamente 500 g, havendo pouca variação com maiores níveis de carga.

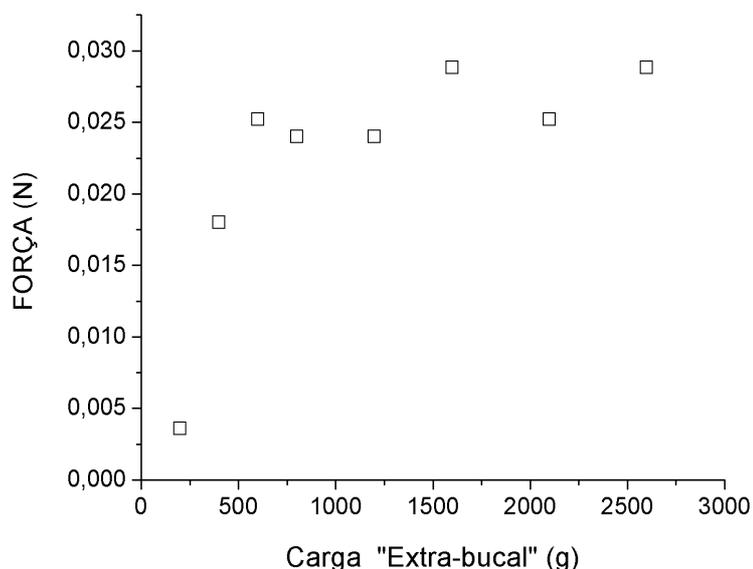
O mesmo ensaio foi realizado para observar o deslocamento do comprimento de onda nas redes da fibra localizada no dente canino. A variação

máxima do comprimento de onda foi 0 a 0,035 nm em função do aumento da carga.

O intervalo de forças determinado é mostrado no gráfico da figura 4.16, com o máximo até de 0,035 N para a rede na região vestibular da raiz do canino.

Menores valores de forças (0,025 N) foram observados na região da raiz do molar com a aplicação das mesmas cargas pelo aparelho ortodôntico (figura 4.17).

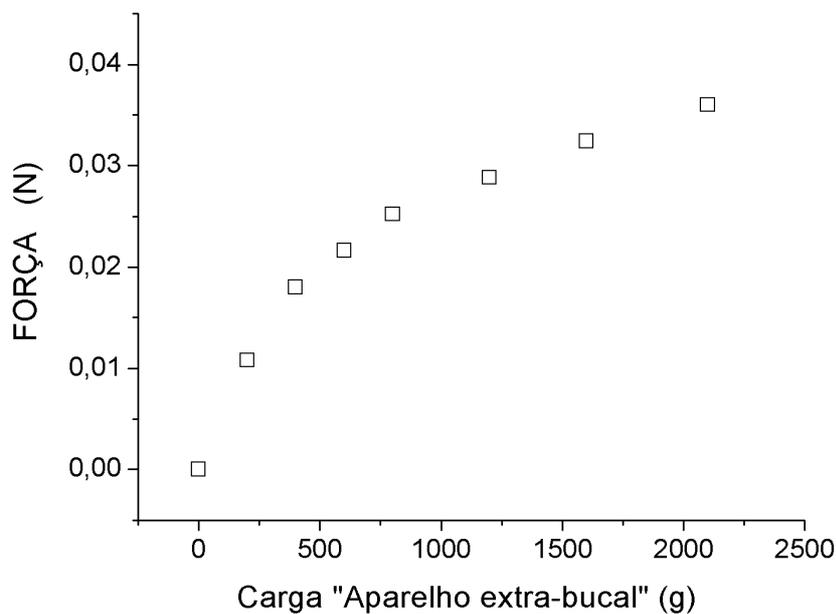
A resposta no deslocamento dos comprimentos de ondas de Bragg das redes nestes ensaios corresponde àquelas obtidas durante os ensaios mecânicos (figuras 4.8; 4.13) com as cargas iniciais. Ou seja, embora o intervalo de cargas aplicadas por meio da aparelhagem ortodôntica tenha sido menor, há semelhança nos resultados em uma determinada faixa inicial de carregamento dos ensaios de carga sem aparelho, variando entre 0 e 20 N.



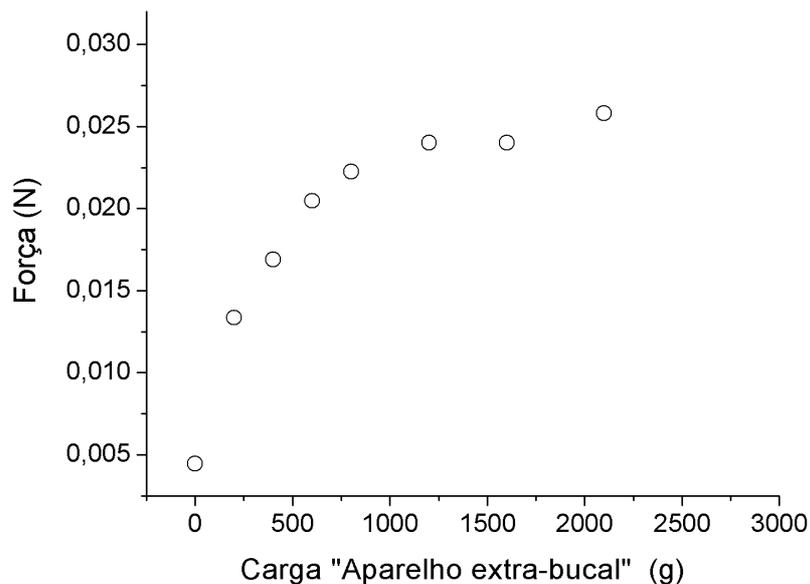
**Figura 4.15** Força determinada na região da raiz do Incisivo esquerdo em função da carga aplicada.

As redes a, b, c e d (localizadas perpendicularmente ao longo eixo das raízes dos dentes) não foram sensibilizadas no modelo, durante os ensaios de carga com forças ortodônticas.

Estes ensaios mostram que as redes de Bragg localizadas sobre os dentes e próximas a eles foram sensibilizadas indicando que estes sensores auxiliam no estudo das tensões sofridas pelos dentes e estruturas adjacentes expostos às forças ortodônticas. Ainda, os ensaios podem complementar estudos numéricos desenvolvidos para observar regiões de tensões provenientes de cargas como aplicadas por meio de aparelhagem ortodôntica.



**Figura 4.16** Força determinada na região da raiz do canino esquerdo em função da carga aplicada.



**Figura 4.17** Força determinada na região da raiz do primeiro molar esquerdo em função da carga aplicada.

#### 4.4 MEDIÇÃO DE FORÇAS ORTODÔNTICAS COM FIBRAS HIBI (SENSOR *BRACKET*)

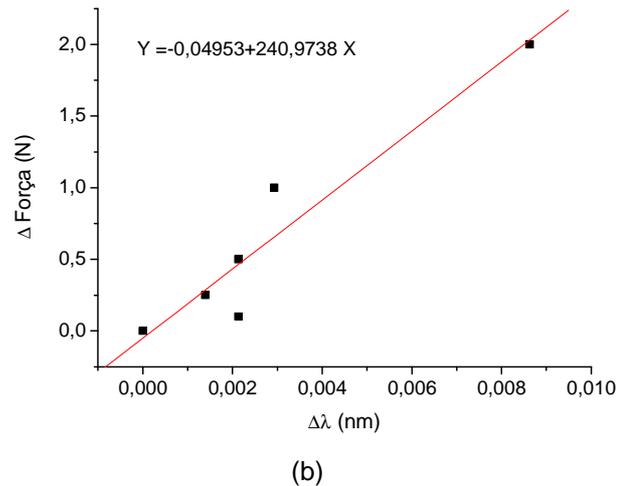
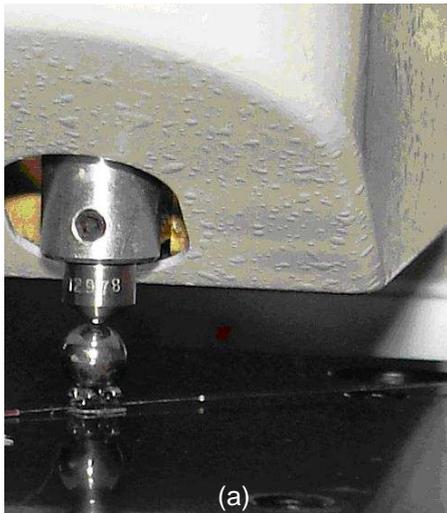
##### 4.4.1 Experimento

Para facilitar a manipulação e o uso do sensor de fibra ótica durante a aferição das forças ortodônticas, foi construído um “sanduíche” com fibra ótica entre uma base de metal e o *bracket* ortodôntico. Para a construção do sensor *bracket* foi utilizada uma rede de Bragg de 5 mm gravada em fibra de sílica de alta birrefringência (HiBi). A extensão da rede coincide com os limites longitudinais do *bracket*. Antes da confecção do sensor, foram localizados os eixos de polarização da rede HiBi e a fibra foi aderida à base metálica orientada com o sentido de um dos eixos de birrefringência, denominado arbitrariamente de X, perpendicular ao eixo da fibra e a superfície plana do *bracket*. A cola utilizada para a aderência da fibra entre as duas partes

metálicas (base e *bracket*) foi o adesivo instantâneo universal (*super bonder*), e este novo sensor foi denominado, de sensor *bracket* (HiBi). O equipamento utilizado na calibração foi o microdurômetro HMV Shimadzu, com cargas programadas de 0,098 N, 0,245 N, 0,49 N, 0,98 N, 1,961 N, (massas de aproximadamente 10 g até aproximadamente 200 g, intervalo compatível com forças necessárias para movimentação ortodôntica) e tempo de aplicação de carga de 60 segundos, com o penetrador Vickers. Para cada carga foi monitorado o deslocamento do comprimento de onda de Bragg por meio do analisador de espectros óticos (OSA).

Os valores do deslocamento da posição de pico e a pressão são associados utilizando-se as sensibilidades padrão para a FBG. O coeficiente da deformação para a FBG utilizada no estudo é de 0,31 pm/ $\mu\epsilon$  [Abe *et al.*, 2003].

A figura 4.18 ilustra o processo de calibração, e o gráfico mostra a variação na separação entre os comprimentos de onda das duas bandas de reflexão da rede HiBi montada no sensor, em função do incremento da força (N) sendo aplicada pelo aparelho, após o posicionamento inicial (pré-carga). A reta melhor ajustada aos dados experimentais é ali ilustrada com o respectivo coeficiente utilizado para conversão da variação no deslocamento de comprimento de ondas para força. A reta obtida encontra-se dentro da região elástica do material.



**Figura 4.18** (a) Fotografia do sensor *bracket* (microdurômetro HMV Shimadzu); (b) Variação dos comprimentos de onda em função da carga aplicada.

Após a calibração o sensor *bracket* foi levado à montagem maxilar e incluído no aparelho ortodôntico (sistema *edgewise*). Foram reproduzidas as ativações equivalentes àsquelas de um tratamento ortodôntico em fase de retração de incisivos.

Durantes os ensaios foi utilizado o arco de fechamento de espaços, ou seja, arco metálico retangular com alças *bulbous loop* (aço inoxidável secção 0.019 X 0.025 polegadas) com ativação de três milímetros em cada alça, também foram aplicadas cargas sobre o primeiro molar simulando um aparelho auxiliar “extra-bucal” de Kloehn (Kloehn, 1947).

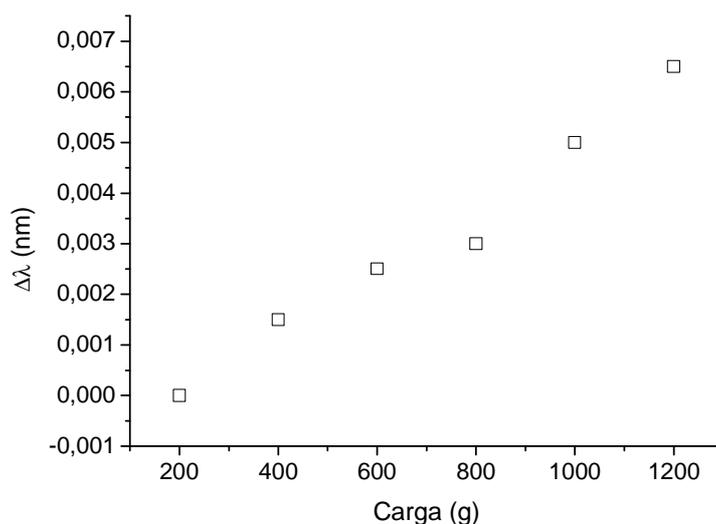
A aquisição dos dados foi efetuada com o arco adaptado, após ativação e com o carregamento das cargas. O ensaio foi repetido 10 vezes. As massas foram colocadas cumulativamente a partir de 200 g até 1200 g, mesmas magnitudes daquelas utilizadas em pacientes, conforme as necessidades de cada caso, sendo desejada movimentação ortodôntica ou ortopédica.

#### 4.4.2 Resultados

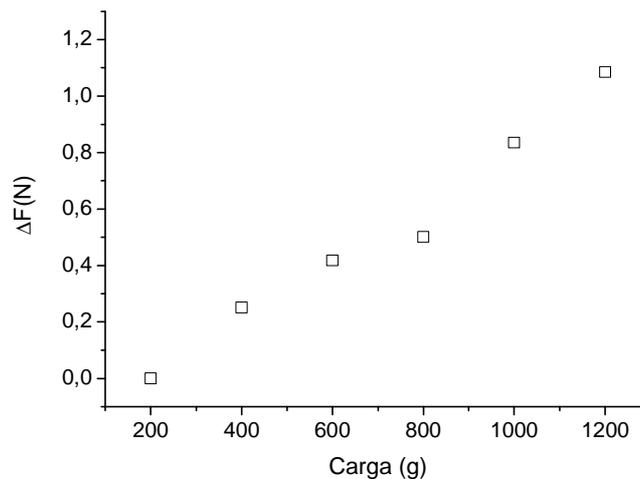
O gráfico na figura 4.19 mostra a variação do deslocamento do comprimento de onda como função da carga aplicada após a aplicação da carga inicial, ou seja, o incremento de forças detectadas pelo sensor após a adaptação do arco. As ativações das alças e as forças do arco externo simularam as cargas (g).

O gráfico na figura 4.20 refere-se ao mesmo ensaio, convertendo-se o desvio do comprimento de onda de Bragg para força mediante o uso da calibração mostrada na figura 4.18 e apresenta a variação da força sobre o incisivo central em função das cargas (g).

Para a ativação das alças e cargas externas entre 200 g até 1200 g o sensor *bracket* detectou forças entre 0 à 1,1 N sobre a superfície do incisivo central após o carregamento inicial efetuado pela adaptação do arco ortodôntico.



**Figura 4.19** Variação do comprimento de onda de Bragg (nm) em função da carga aplicada (aparelho “extra-bucal”) para sensor *bracket* HiBi.



**Figura 4.20** Níveis de força (N) como função da carga aplicada (g) (aparelho “externo”) determinados pelo sensor *bracket* HiBi.

Clinicamente estes resultados mostram como os dentes incisivos superiores recebem cargas distribuídas pelo arco com alças e pelos aparelhos externos adaptados ao arco ortodôntico interno. Mesmo em modelo artificial, os valores encontrados nestes ensaios estão dentro daquele intervalo esperado para que ocorra o movimento dentário.

Foi observado que o desenvolvimento de um sensor *bracket* facilitou o uso de fibra ótica no que diz respeito ao posicionamento no aparelho ortodôntico e a proteção da fibra com o manuseio. O sensor mediu forças com valores estimados para que haja movimento ortodôntico. No entanto, não está adequado para uso em pesquisas *in vivo* em função do material da fibra (sílica) ser frágil para o tipo de manipulação empregada no tratamento ortodôntico. Para tanto, novas fibras com novos materiais estão sendo desenvolvidas oferecendo novas possibilidades para o uso do sensor em pesquisas *in vivo*.



## Capítulo 5

# SENSORES DE FIBRAS ÓTICAS POLIMÉRICAS

O desenvolvimento de fibras de polímeros e sua aplicação como sensores oferecem a possibilidade de ampliar a utilização de dispositivos óticos em áreas como a biomedicina e a engenharia biomédica. As fibras de metacrilato (PMMA), por exemplo, poliméricas ou plásticas apresentam, em primeira análise, vantagens como flexibilidade e baixo custo. Comparadas às fibras de sílica, as plásticas apresentam maior resistência à fraturas [Liu *et al.*, 2003], maior sensibilidade à tensão [Bertholds & Dandlizer, 1988] e ainda apresentam características como fotosensibilidade, fundamental à produção de redes de Bragg [Peng, Xiong, Chu, 1999].

O objetivo deste capítulo é investigar as propriedades de algumas fibras poliméricas e avaliar a possibilidade de utilizá-las como sensores de pressão transversal constituindo uma alternativa para o uso de fibras óticas de sílica em aplicações biomédicas, especificamente como sensores de forças ortodônticas.

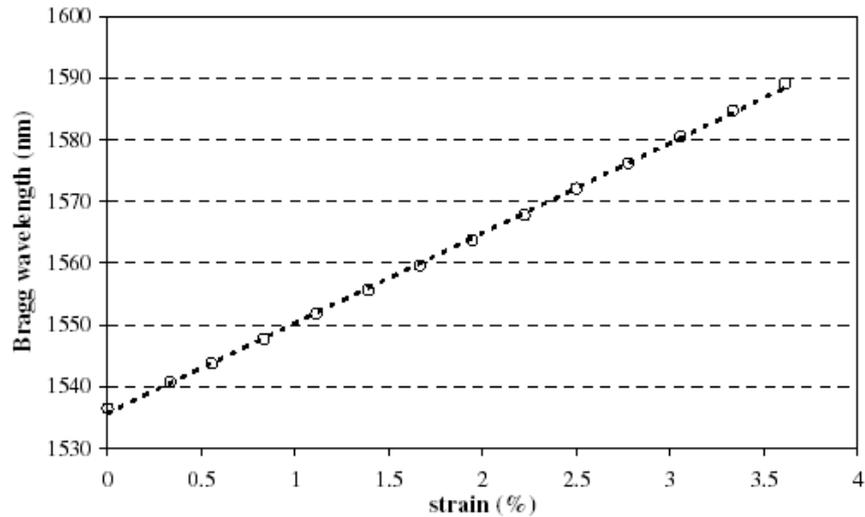
## 5.1 FIBRAS ÓTICAS POLIMÉRICAS

As fibras óticas poliméricas (POFs) foram desenvolvidas nos Estados Unidos a partir de 1968 com finalidade de aplicação em telecomunicações, especialmente em curtas distâncias [Bartlett *et al.*, 2000]. Todavia, o estudo de fibras plásticas como sensores foi bastante desenvolvido desde 1995, com aplicação e princípios semelhantes aos já adotados nas fibras de sílica. Um exemplo é a aplicação em exames de ressonância magnética nuclear (RMN) e estudos como o de Steiger *et al.* [1998] que sugerem o uso de POF padrão para aplicações incluindo deformação mecânica (*Microbending*), pressão de líquido ou gás, sensores de nível líquido (sensor de campo evanescente), rádio sensores e detectores de cor. As fibras poliméricas convencionais disponíveis comercialmente são, por exemplo, aplicadas como sensores de pressão mecânica e medidor do nível de Nitrogênio [Niewisch *et al.*, 1997]. Por fim, essas fibras também estão sendo desenvolvidas para aplicações biomédicas. A partir daí, uma infinidade de tipos de fibras poliméricas são projetadas incluindo-se diferentes dopantes no núcleo ou na casca da fibra.

Alguns estudos descrevem testes de flexão [Kuang, 2002] e aplicação de tensão axial nestas fibras [Wong, 2003] apresentando qualidades como reprodutibilidade, linearidade na resposta do sensor e histerese não significativa.

Em 2005 Liu *et al.* descreveram ensaios de tensão com redes de Bragg gravadas em fibras poliméricas. O gráfico da figura 5.1 mostra o deslocamento do comprimento de onda como função da tensão sobre a fibra.

Como nas fibras de sílica, alguns estudos estão concentrados na possibilidade de gravar redes em fibras poliméricas [Schmitt *et al.*, 1996].

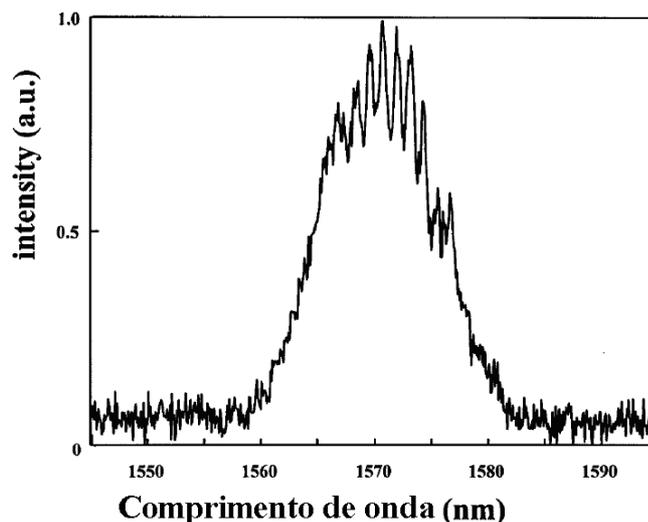


**Figura 5.1** Gráfico do deslocamento do comprimento de onda como função da tensão em fibras poliméricas com redes de Bragg [Liu *et al.* 2005].

Peng *et al.* [1999] investigaram o efeito da fotossensibilidade em fibras óticas poliméricas com dois núcleos idênticos, “*Dye-doped (fluorescein)*” e a fabricação de redes nestas fibras e em suas pré-formas. A fotossensibilidade foi testada com dois métodos de iluminação: o primeiro usando bombeamento com luz visível de um laser de  $Ar^+$ , potência de aproximadamente 1 mW lançada em um dos núcleos; o outro de iluminando em comprimentos de onda na faixa do UV com pulsos lançados na lateral da fibra, e assim foi obtido um espectro de reflexão como ilustra a figura 5.2.

Por outro lado, a remoção da casca ou a produção de “*tapers*”, técnicas para diminuir o diâmetro da fibra, aumentando a sensibilidade da interface núcleo-casca, conhecidas em fibras de sílica também são utilizadas em fibras poliméricas. No caso das POFs são utilizados solventes químicos, normalmente solução de acetona e água [Merchant *et al.*, 1999] para realizar a remoção química do material.

As POFs têm sido valorizadas por oferecerem outras propriedades óticas e físicas distintas daquelas fibras de sílica, como benefícios no manuseio, baixo custo e descartabilidade.



**Figura 5.2** Espectro de reflexão da rede sobre fibra polimérica multimodo (Peng *et al.*, 1999).

As propriedades encontradas nos materiais poliméricos são reconhecidas, também, nas aplicações das fibras poliméricas no campo da medicina, além de serem sensores seguros, inertes quimicamente e não apresentarem interferência eletromagnética.

Quanto à composição, as POFs são compostas de polímeros incluindo polimetilmetacrilato (PMMA), poliestireno, policarbonatos e material perfluorinado para diminuir o mecanismo de absorção e perdas na transmissão do sinal. Outros dopantes, como contrastes, também podem ser incluídos na composição das POFs. Normalmente, essas fibras tem o diâmetro do núcleo de 1 mm e da casca de 20  $\mu\text{m}$  e são facilmente clivadas a frio ou a quente [Law & Harvey, 2006]. As fibras convencionais apresentam limite máximo de resistência à temperatura próxima de 85°C. Acima desta temperatura, podem ser desencadeados processos de oxidação do núcleo e perda de transmissão

[Hadjiloucas, Keating & Usher, 1996]. As baixas temperaturas necessárias para fabricação das fibras de polímeros favorecem a incorporação de dopantes orgânicos difíceis de serem incluídos na composição de fibras de sílica, cuja temperatura de manufatura situa-se entre 1800°-2100°C.

As POFs constituem um produto comercialmente viável, deste modo, novos tipos emergem para atender às necessidades do mercado. Conceitualmente, a produção das fibras poliméricas segue a tecnologia desenvolvida para as fibras de sílica, muito embora em sua produção sejam adotadas outras técnicas. Apesar de algumas vantagens sobre as fibras de sílica, as POFs ainda não ocupam lugar expressivo em sua aplicação, basicamente nas telecomunicações. Mais recentemente, as pesquisas foram direcionadas para aplicações onde as propriedades plásticas do material são melhor exploradas.

Alguns autores defendem que as deficiências das POFs serão resolvidas com a construção de fibras poliméricas microestruturadas [van Eijkelenborg *et al.*, 2001]. Portanto, mais uma vez como ocorre na pesquisa com fibras de sílica, há um aumento da produção de fibras poliméricas dopadas e microestruturadas entre outras.

### 5.1.1 FIBRAS ÓTICAS POLIMÉRICAS MICROESTRUTURADAS

As fibras poliméricas microestruturadas surgiram segundo o conceito aplicado na construção de fibras microestruturadas em sílica, chamadas Photonic Crystal Fibres (PCF) [Birks, Knight, Russell, 1997]. As PMMA PCF ou ainda Microstructures polymeric optical fibres (MPOFs) foram propostas primeiramente por pesquisadores da Universidade de Sydney como uma

extensão natural do desenvolvimento de espaços de ar estruturados regulares demonstrados em fibras óticas de sílica, para operar em terahertz [van Eijkelenborg *et al.*, 2001].

As fibras microestruturadas podem ser fabricadas a partir de polímeros simples, ou seja, apresentam menor complexidade no que diz respeito aos seus componentes, pois neste caso não há necessidade de acrescentar dopantes em sua composição [van Eijkelenborg *et al.*, 2001]. Barton *et al.*, 2004 publicaram a seqüência da fabricação de fibras óticas poliméricas micro-estruturadas, com detalhes de temperatura e tensão de “puxamento”.

O guiamento de luz nas fibras MPOF é fundamentalmente diferente das POFs convencionais, pois a diferença do índice de refração é alterada em função do padrão microscópico dos espaços de ar. A luz é guiada, principalmente através dos espaços de ar e não na porção sólida da fibra onde ocorre maior absorção.

A maioria das aplicações das MPOF inclui guiamento de luz para redes locais (LAN-Local Area network), que compete com as fibras de sílica, pois as MPOF oferecem baixo custo de produção. Para aplicações em sensoriamento, recentemente o Grupo de Polímeros da Universidade de Sydney apresentou um método que é simples, acessível e reproduzível para gravação de redes de período longo em MPOFs [Hiscocks, *et al.*, 2006]. O método apresentou importantes resultados como redução de atenuação de 18 dB para 8 dB após armazenar a fibra a 60°C por duas semanas. Os resultados mostraram-se promissores para futuras aplicações como sensores de deformação mecânica.

Por outro lado, por serem plásticas, as fibras óticas poliméricas oferecem razoável resposta frente à pressão transversal, embora não haja relatos na

literatura considerando deformações transversais em MPOFs. De fato, não há ainda trabalhos com polímeros com suas aplicações em sensoriamento, provavelmente devido à sua perda de intensidade significativa frente à deformação.

## 5.2. SENSOR DE PRESSÃO TRANSVERSAL COM FIBRAS ÓTICAS POLIMÉRICAS MICRO-ESTRUTURADAS

Em fibras óticas de sílica, os sensores modulados por intensidade ou amplitude ótica constituem uma categoria de transdutores. Como a intensidade ótica é detectada facilmente por um foto-detector, estes sensores são tecnicamente simples e oferecem baixo custo. Todavia, nesses sensores são necessárias técnicas de compensação para evitar interferências no sinal obtido. Apesar deste inconveniente tais sensores são tradicionalmente utilizados em varias aplicações, sendo inclusive comercializados. O primeiro sensor utilizando tais princípios teve propósito militar [Spillman *et al.*, 1970], a partir daí uma grande gama de transdutores óticos têm sido desenvolvidos baseados na variação de intensidade transmitida devido à micro-deformações na fibra ótica. Alguns estudos sobre dispositivos como sonares, acelerômetros, extensômetros, barômetros entre outros são relatados na literatura [López-Higuera, 1998].

Pesquisas recentes compararam ensaios de micro-deformações em fibras óticas padrão e micro-estruturadas de sílica, e observaram que há diferença na atenuação em intensidade de 0,1 dB/Km para 0,01 dB/Km, respectivamente. Os dados são promissores, muito embora variem

consideravelmente dependendo da geometria interna da fibra [Frosz *et al.*, 2003].

Pensando na perda de intensidade por micro-deformação ou pressão transversal, as fibras óticas poliméricas, em função das suas propriedades como baixo módulo de *Young*, revelam-se ótimos transdutores de sinais. Ainda, as fibras micro-estruturadas, por serem mais sensíveis a micro-deformações, despertam o interesse em aplicá-las como sensores de pressão transversal no estudo das forças ortodônticas, especialmente por viabilizar o uso futuro desse sensor *in vivo*. As características adequadas para a área biomédica como segurança e baixa fragilidade no manuseio oferecem a possibilidade futura de aplicação dos sensores em pacientes durante o tratamento ortodôntico em suas diferentes fases.

O conceito a ser aplicado é usar a plasticidade para afetar a propagação de luz lançada através da fibra como função da pressão aplicada lateralmente em certa área da fibra. A intensidade ótica é medida e sua variação é relacionada à carga aplicada.

### 5.2.1 Experimento

O estudo das forças ortodônticas utilizando sensores de fibras poliméricas foi desenvolvido no *Optical Fibre Thecnological Centre (OFTC)* na Universidade de Sydney, Austrália. O estudo constou de quatro etapas de desenvolvimento: seleção da fibra para guiamento de luz, calibração à pressão transversal, confecção do sensor e aplicação no modelo maxilar para medição. Após a seleção das fibras, estas foram clivadas a frio com lâminas (gillete), [em observação por um microscópio], em segmentos de aproximadamente 30 cm e instrumentadas para o lançamento de luz. Inicialmente foram utilizadas fibras

poliméricas monomodo produzidas e cedidas pela Universidade de New South Wales, Sydney [Peng *et al.*, 2006]. A primeira fibra polimérica monomodo, nomeada 001 foi fotografada no OFTC em secção transversal (figura 5.3) e também em maior aumento mostrando a transmissão da luz através do seu núcleo. A fibra apresentou diâmetro de 80  $\mu\text{m}$  e núcleo de 6  $\mu\text{m}$ .

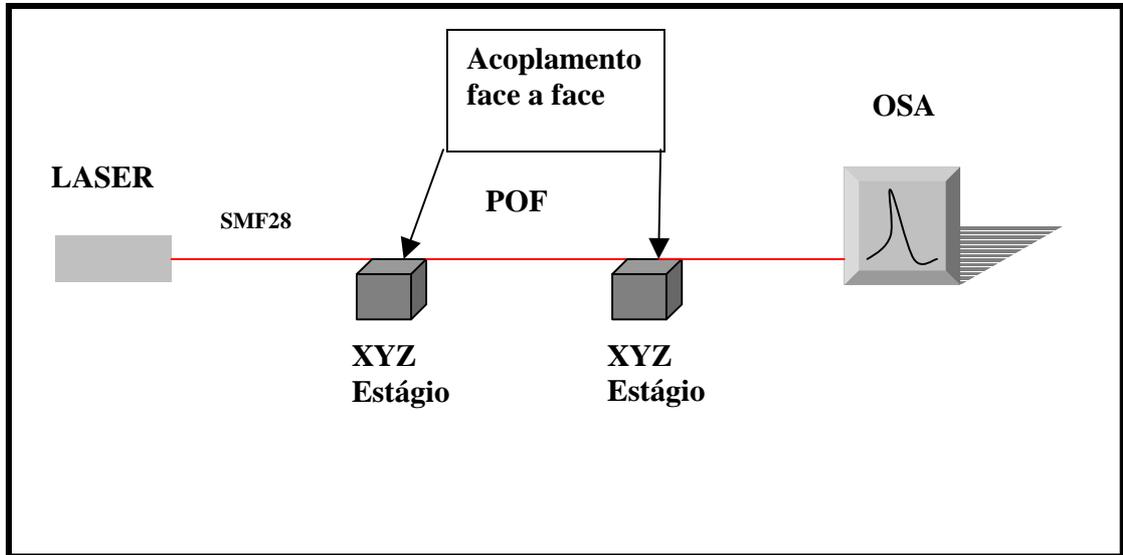


**Figura 5.3** (a) Microfotografia da secção transversal da fibra 001, mostrando a luz do núcleo; (b) Microfotografia com maior aumento mostra a luz transmitida através do núcleo.

Para acoplar a luz à fibra foi montado um arranjo incluindo dois estágios XYZ de precisão micrométrica (Thorlabs), dois segmentos de fibra de sílica monomodo para o acoplamento *face a face*, um laser HeNe (633 nm) como fonte de luz e um analisador de espectros óticos (OSA) para aquisição do sinal como mostra o esquema na figura 5.4.

Em um primeiro momento a fibra 001 foi exposta à gravação de redes de Bragg. Após serem testadas várias amostras dela, não se observou sinal com amplitude suficiente para caracterizar um espectro de reflexão. As amostras da fibra 001 também não apresentaram resistência mecânica suficiente à pressão transversal para os intervalos de cargas utilizados no tratamento ortodôntico com arcos auxiliares (10g-1600 g). Este fato foi constatado após as fibras terem sido expostas aos testes de pressão transversal no dispositivo desenvolvido

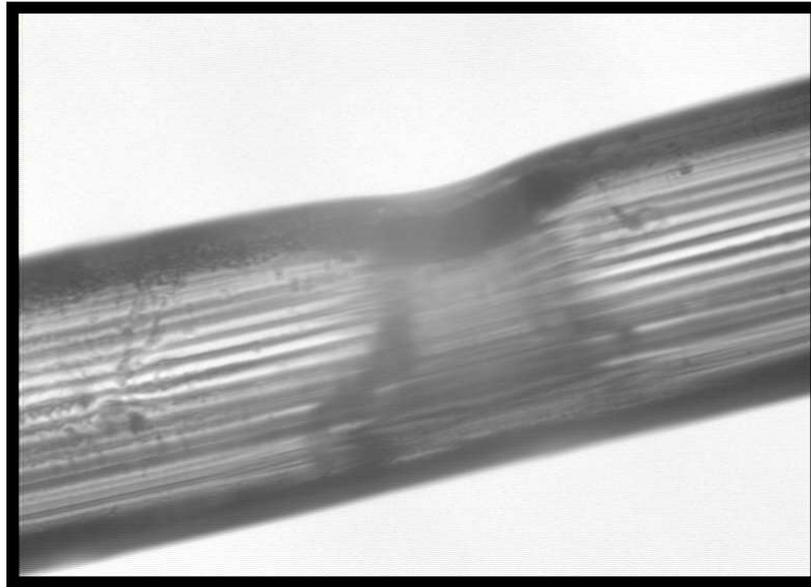
para os ensaios de caracterização. Devido a esses resultados negativos, outras fibras, micro-estruturadas, foram testadas.



**Figura 5.4** Desenho esquemático ilustrando a montagem da transmissão de luz laser (HeNe) através da fibra polimérica 001.

#### a) Fibras poliméricas micro-estruturadas

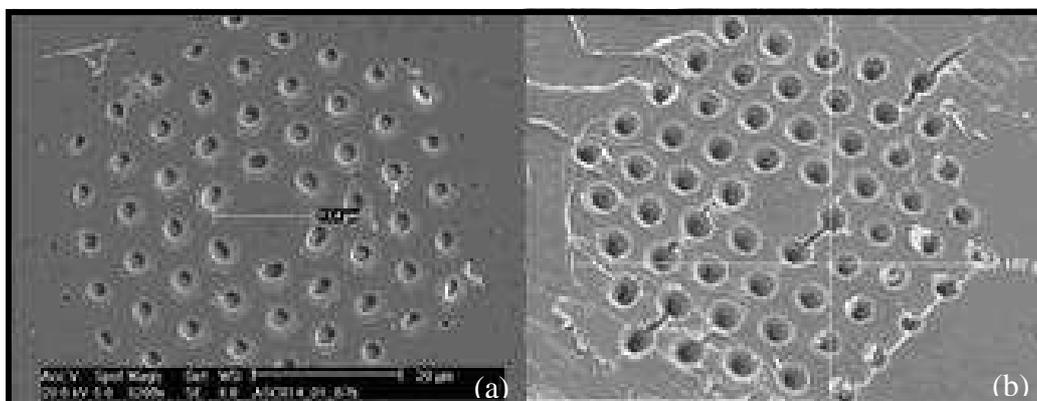
Foram avaliadas outras três diferentes fibras poliméricas micro-estruturadas (OFTC), desenvolvidas para melhorar o nível de guiamento e confinamento de luz. Três tipos hexagonais, com núcleo sólido, e diferente tipo de arquitetura interna, ou seja, diferença nos arranjos dos espaços de ar foram denominadas de 1, 2, e 3, respectivamente. No entanto apenas uma delas, com rótulo 3, mostrou suficiente guiamento de luz e resistência mecânica para os ensaios de compressão transversal. A foto da figura 5.5 mostra a superfície danificada de uma das fibras (1), submetida ao teste de compressão transversal, e descartada para os ensaios no sistema ortodôntico por ter sido danificada com cargas de aproximadamente 300 g.



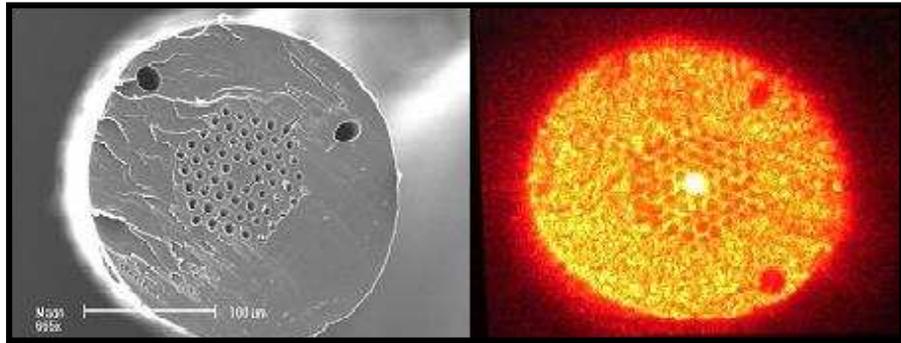
**Figura 5.5** Microfotografia da deformação permanente de uma fibra microestruturada.

A figura 5.6 mostra a secção transversal da fibra polimérica microestruturada (3), e de uma fibra comparável microestruturada em sílica, ambas fabricadas na University of Sydney - Optical Fibre Technology Centre. A fotografia da fibra polimérica mostra micro-rachaduras na região vizinha aos espaços de ar como resultado provável da clivagem a frio.

A figura 5.7 mostra a secção transversal da fibra polimérica e a projeção da luz do laser HeNe lançada pela fibra em um anteparo, ampliada através de lentes.



**Figura 5.6** (a) Secção transversal da fibra micro-estruturada de sílica (b) Secção transversal da fibra micro-estruturada polimérica.



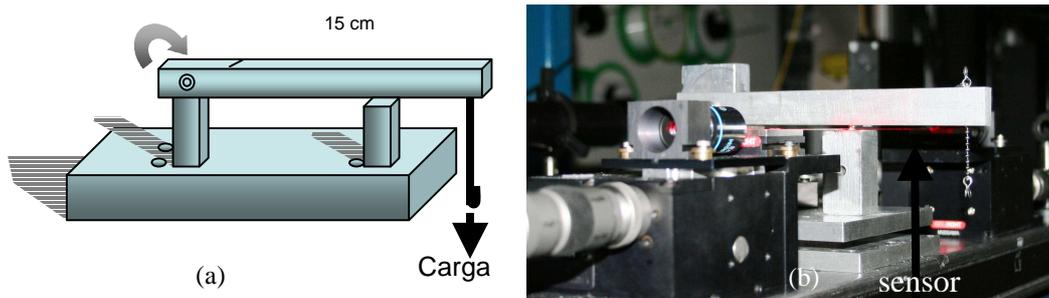
**Figura 5.7** Foto da secção transversal da fibra micro-estruturada; imagem da projeção da luz do laser (HeNe) lançada pela fibra e refletida em um anteparo.

#### b) Caracterização transversal

Para evitar oscilações do sinal, optou-se por trabalhar com um diodo medidor de potência usando um foto-detector e utilizar o espectro de transmissão. À montagem foram incluídas, inicialmente duas lentes de 20 X e 40 X, trocadas mais tarde para 40 X no acoplamento de entrada e 60 X na saída do sinal. A luz transmitida pelo núcleo foi direcionada através de uma íris para o foto-detector.

O sinal transmitido foi observado no display do equipamento (Newport modelo 918 D series).

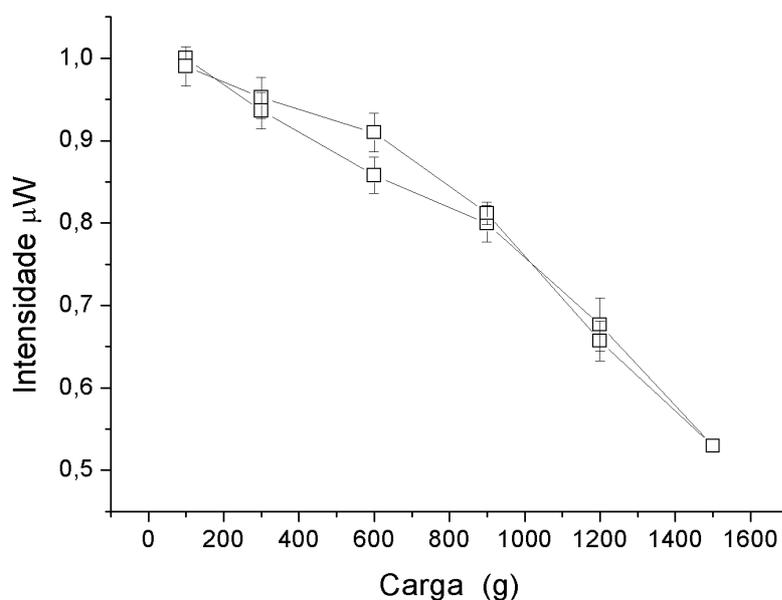
Após otimizar a transmissão de luz através da fibra, foi verificada a sua sensibilidade à pressão transversal. A caracterização e calibração da fibra foram realizadas com um dispositivo de pressão desenvolvido especialmente para este fim mostrado na figura 5.8. O dispositivo foi elaborado para exercer pressão transversal sobre a fibra com extensão de 5 mm (similar à base de um acessório ortodôntico).



**Figura 5.8** Dispositivo para pressionamento lateral do sensor (a) desenho esquemático; (b) fotografia.

A variação da intensidade de luz é observada como função da carga aplicada. O gráfico da figura 5.9 mostra a calibração com cargas (0 à 1600 g) aplicadas transversalmente à fibra.

A pressão deforma transversalmente as estruturas da fibra proporcionalmente à carga aplicada causando atenuação da luz. Houve reprodutibilidade na atenuação da luz com o carregamento e a remoção das cargas. Desta forma não houve histerese evidente.



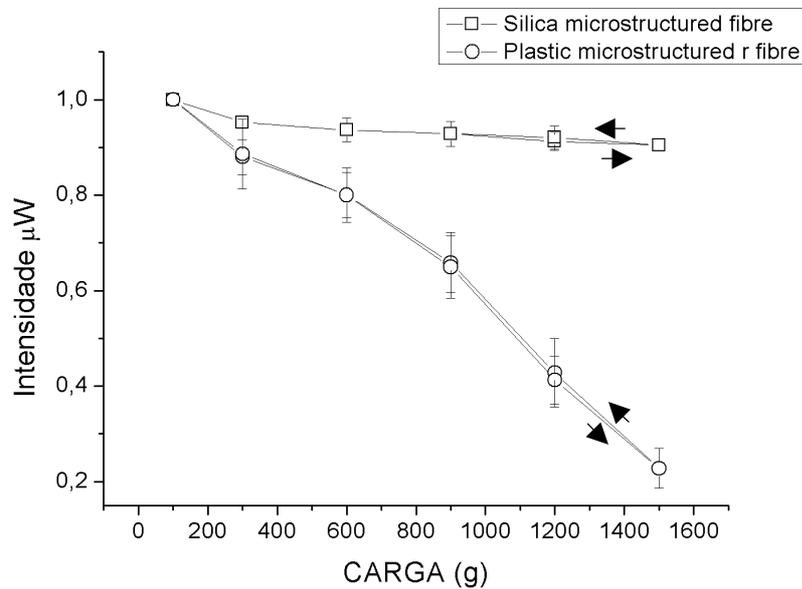
**Figura 5.9** Caracterização da fibra mostrando a queda da intensidade de luz em função da carga aplicada.

A sensibilidade à pressão transversal foi estudada para ambas as fibras, sílica e de polímero. Foram aplicadas cargas em um intervalo de 100 g até 1600 g sobre uma área lateral de fibras de 5 mm. Para a fibra polimérica também foi aplicado um intervalo de cargas menores entre 10 e 120 g.

Neste momento do estudo, foram realizados ensaios comparando-se a atenuação da intensidade luminosa em função da carga transversal aplicada na fibra de polímero e de sílica, ambas micro-estruturadas. O gráfico da figura 5.10 mostra o resultado dos ensaios após dez repetições com seis cargas para cada teste. Os testes foram realizados com acréscimo de cargas gradativos e retorno com a remoção das mesmas para verificar se havia histerese do material dentro da faixa de cargas estudadas. Ambas as fibras apresentaram comportamento aproximadamente linear e não foi evidenciada histerese. Apesar de a fibra polimérica apresentar perda significativa no confinamento de luz, experimentou maiores deformações e conseqüentemente maior atenuação do sinal.

A POF microestruturada apresenta atenuação significativa frente à deformação (perdas) no sinal acima de 7 dB quando cargas de até 1.5 kg são aplicadas. A ausência de histerese mostra reprodutibilidade e indica que há deformação elástica. Conseqüentemente, a POF microestruturada funciona como um sensor reprodutível para cargas de até 1.5 kg. Por meio dos erros neste experimento pode se estimar uma resolução de  $\sim 0.7$  dB/100 g. Para a sílica, no entanto, cargas muito maiores devem ser utilizadas para sensibilizar fibras micro-estruturadas.

A sensibilidade é dependente da estrutura que determina a propagação no guia de onda. Ainda, a atenuação do sinal, depende do estado de polarização durante a pressão aplicada em um dos lados da fibra.



**Figura 5.10** Pressão transversal das fibras micro-estruturadas de polímeros e de sílica.

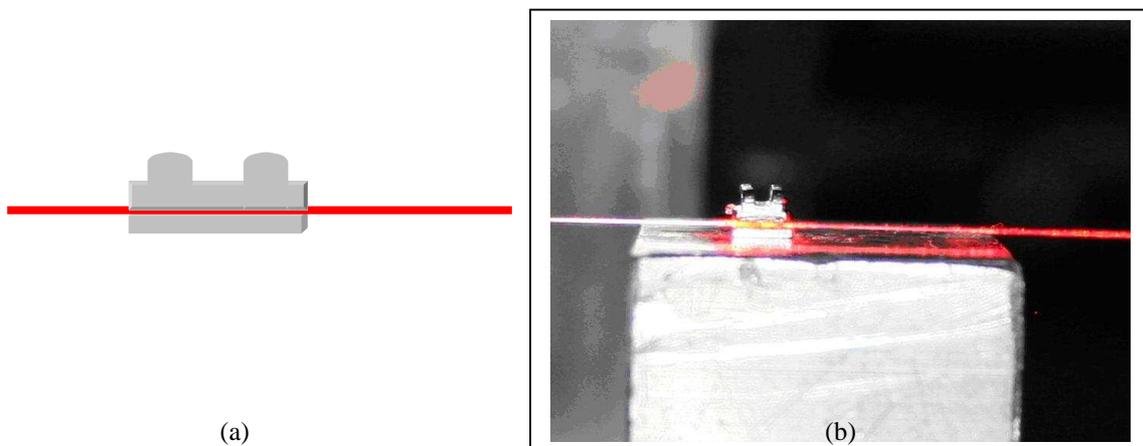
Todavia, neste experimento não se consideraram estados de polarização da luz lançada na fibra, e por certo um estudo considerando polarização pode agregar informação de acordo com a direção da carga aplicada.

c) Avaliação das forças ortodônticas com sensores de fibras poliméricas (sensor *bracket*)

Após a caracterização das fibras poliméricas foi realizada a confecção de um sensor adaptado às demandas de um sistema ortodôntico, ou seja, a fibra foi aderida à base de um retângulo metálico (3 X 4 mm) e a um acessório ortodôntico (*bracket*) cobrindo-a como um “sanduíche” (figura 5.11). O adesivo

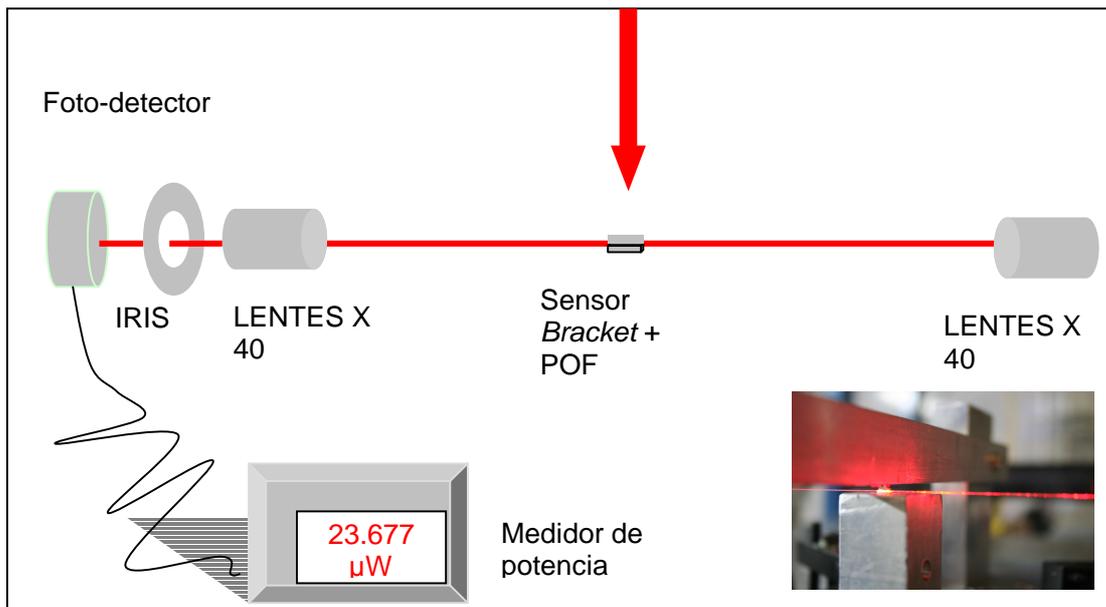
utilizado foi Araldite, indicado por não comprometer a estrutura polimérica da fibra. Novamente a calibração foi realizada utilizando o intervalo de forças requerido ortodonticamente. A mesma montagem experimental e o mesmo dispositivo de aplicação de cargas foram usados, como ilustra o esquema na figura 5.12, e o mesmo regime de ensaios previamente utilizados foi aplicado.

Foram realizados dois ensaios de calibração, um com massas de menores magnitudes 10 g até 100 g, com intervalo de 10 g e outro ensaio aplicando-se massas de 100 g até 500 g com intervalos de 50 g, ambos repetido dez vezes. Este procedimento foi adotado para garantir acurácia nas medições das forças ortodônticas de baixa magnitude e para verificar a resistência mecânica do sensor para cargas de alta magnitude, como no caso de cargas provenientes de aparelhos externos “extra bucais”.

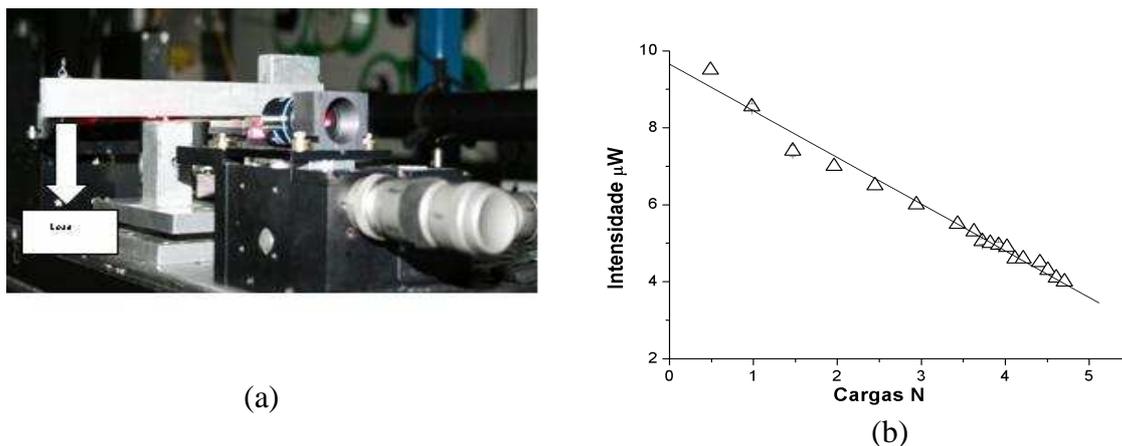


**Figura 5.11** (a) Desenho esquemático da POF entre a base, e o *bracket*. (b) Foto do sensor *bracket*.

Os resultados da calibração do sensor *bracket*, apresentados no gráfico da figura 5.13, inclui massas de menor e maior magnitude 10 g até 500 g, usando massas maiores com intervalos de 50 g, e finalizando com massas menores com intervalos de 10 g. O coeficiente da reta do gráfico é utilizado para obter os dados do estudo na unidade de força  $((1.2 \pm 0.06) \mu\text{W/N})$ .



**Figura 5.12** Circuito integrado com a montagem, foto-detector, íris, e medidor de potencia. Em detalhe, caracterização de pressão transversal do sensor.

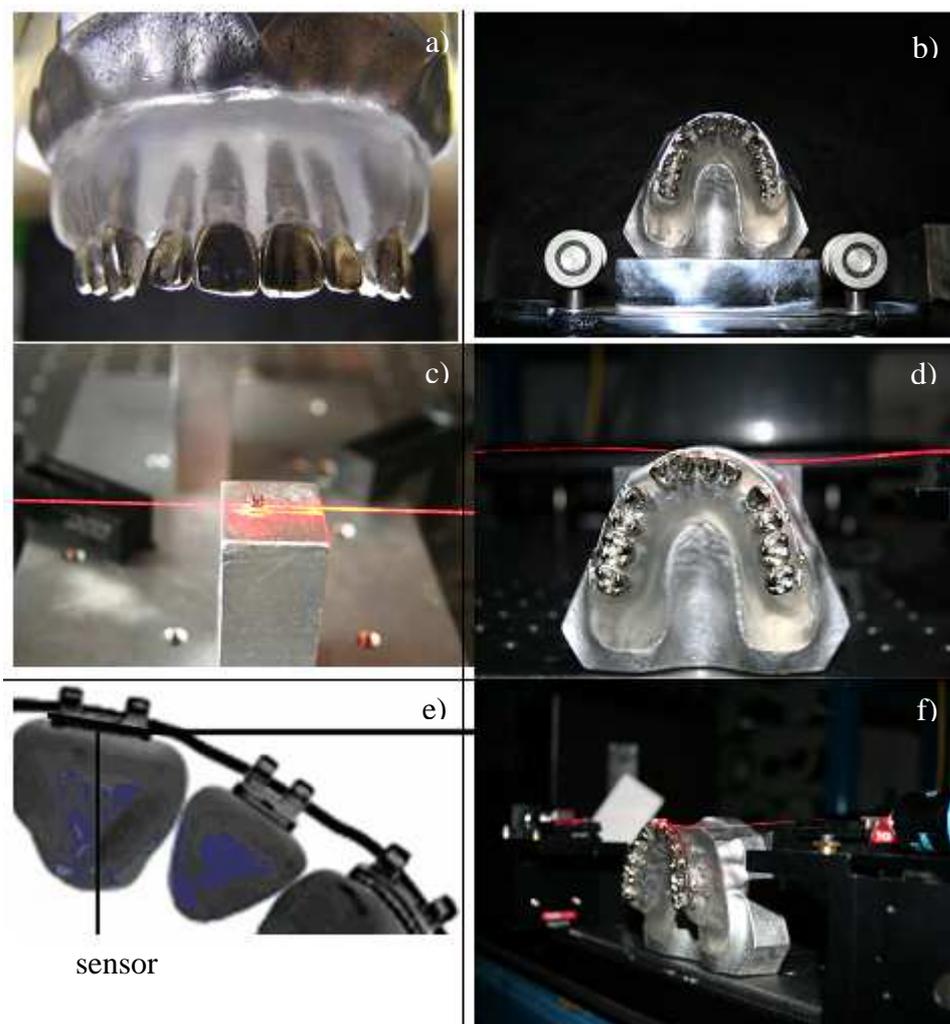


**Figura 5.13** (a) Foto da montagem da pressão sobre o sensor *bracket*. b) Nível do sinal versus carga.

#### d) Ensaio com o modelo maxilar (*Typodont*)

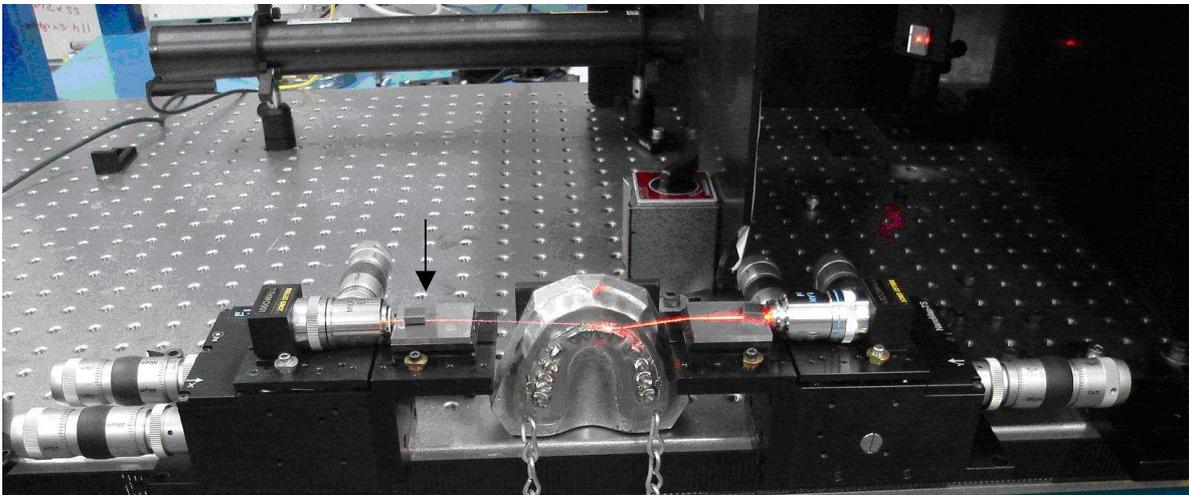
Para a medição das forças ortodônticas, o sensor *bracket* foi instrumentado sobre o dente incisivo central superior esquerdo do mesmo modelo maxilar confeccionado com metal e elastômero incluído no experimento, que foi anteriormente utilizado com fibras de sílica de alta birrefringência (HiBi).

A seqüência de fotos na figura 5.14 ilustra o modelo maxilar de elastômero com os dentes montados reproduzindo o caso clínico durante uma fase do tratamento com extração de primeiros pré-molares, os dispositivos laterais que suportam os aparelhos auxiliares “externos”, e a maxila instrumentada com os acessórios e arco retangular (sistema *Edgewise*). O sensor *bracket* é também ilustrado tendo através dele a fibra polimérica a qual guia a luz do laser HeNe.



**Figura 5.14** Seqüência de fotos: (a) reprodução de typodont maxilar com elastômero. (b) modelo e instrumentado com aparelho ortodôntico e dispositivos auxiliares; (c) sensor *bracket* (d) Instrumentação do sensor no modelo maxilar (e) desenho aproximado do sensor sobre o dente (f) Circuito com modelo maxilar, lentes e laser HeNe.

Por fim, o sensor *bracket* posicionado sobre o incisivo central esquerdo completando a montagem do sistema ortodôntico e um desenho esquemático do posicionamento do sensor. O arco retangular é então acoplado e as massas que representam as forças extra-bucais são aplicadas seqüencialmente para aquisição de dados. A fotografia da figura 5.15 mostra a montagem, apresentando o sistema ótico de emissão e detecção de luz, as cargas são acopladas aos primeiros molares superiores direito e esquerdo, simulando um aparelho extra-bucal do tipo Kloehn. Em seguida verifica-se a queda da intensidade da luz HeNe, propagada através da fibra, após a pressão exercida sobre o dente (sensor *bracket*). O gráfico na figura 5.16 mostra as medidas das forças ortodônticas. Os ensaios foram realizados quatro vezes para garantir reprodutibilidade dentro do intervalo de erros do experimento.



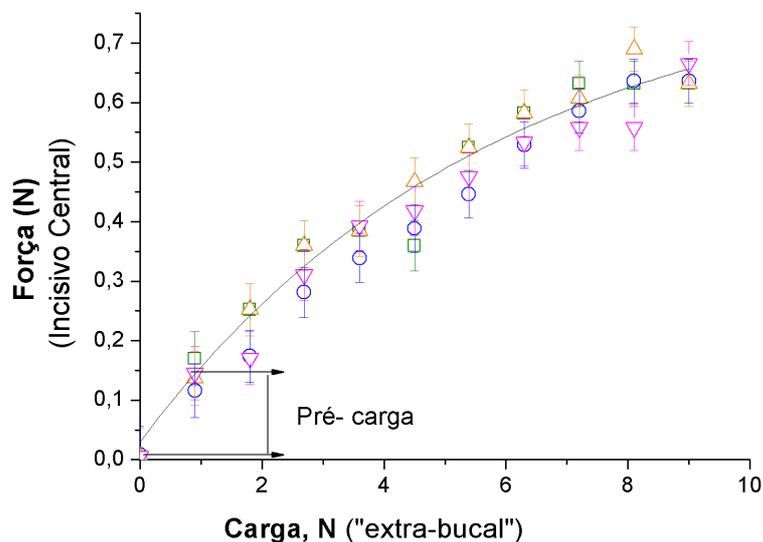
**Figura 5.15** Montagem com o modelo maxilar; sensor *bracket*, luz (HeNe) lançada através da fibra polimérica.

### 5.2.2 Resultados

Inicialmente, os resultados representam a pré-carga recebida pela adaptação do arco. A pré-carga foi de aproximadamente 0,18 N sobre a

superfície da face vestibular do dente. Após a adaptação do arco, a força máxima experimentada pelo dente foi de 0,45 N. Conseqüentemente a força total sobre o incisivo foi de ~0,63 N.

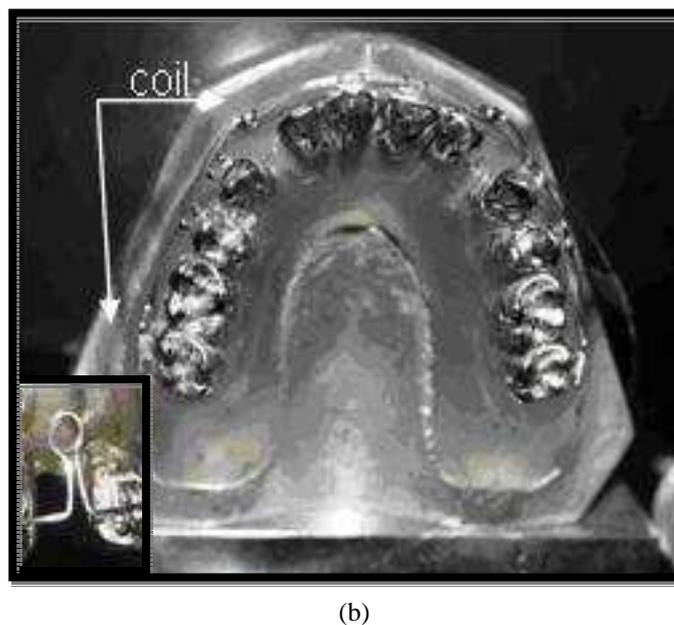
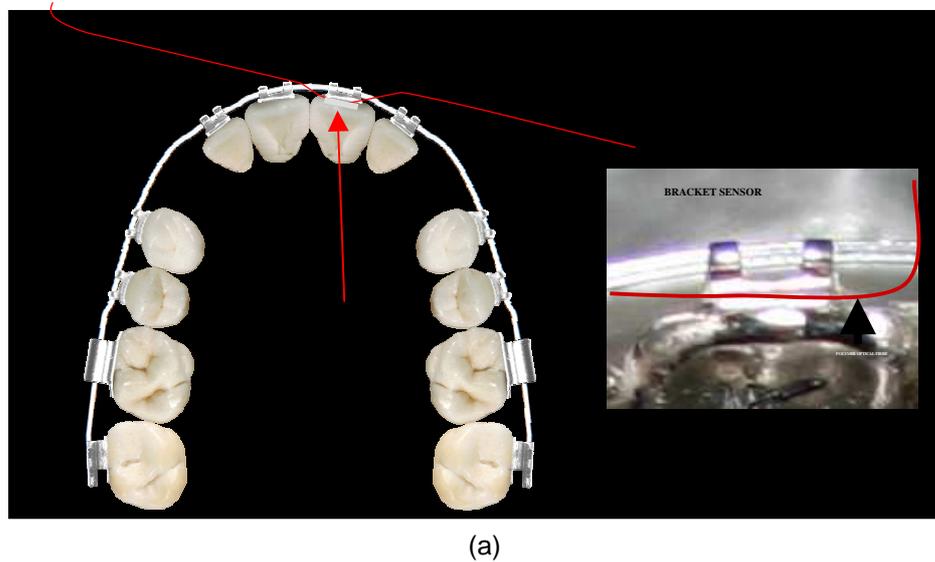
Felizmente, o regime elástico do polímero permanece dentro dos perfis de forças relacionados às cargas ortodônticas dissipadas nas estruturas dentárias e adjacências. No entanto a resposta em seres humanos pode diferir substancialmente das obtidas no estudo.



**Figura 5.16** Gráfico com os valores de cargas (N) sobre o incisivo central superior como função da carga aplicada pelo aparelho extra-bucal de Kloehn.

Outra configuração de ativação do sistema ortodôntico foi verificada com a utilização do sensor *bracket*. O arco retangular (~.019" X.025") com alças laterais (distais) aos incisivos utilizado na técnica Edgewise para retração dos incisivos foi instalado sobre os dentes e o sensor. O arco foi amarrado e ativado conforme o protocolo estabelecido pela técnica (3 mm de abertura das alças) (figura 5.17). Este procedimento promove o fechamento dos espaços entre o os

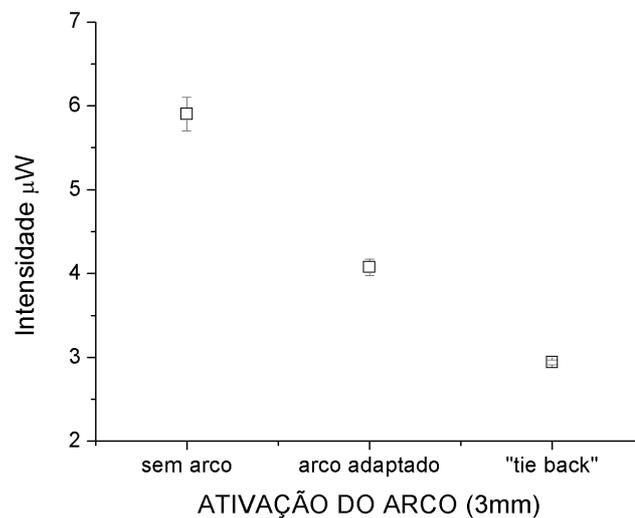
caninos e incisivos. O resultado em força é obtido aplicando-se o coeficiente de intensidade ( $0.4 \times ((1.2 \pm 0.06) \mu\text{W}/\text{N})$ ).



**Figura 5.17** (a) Gravura mostrando a posição do sensor *bracket* no sistema de forças ortodônticas; (b) Fotografia do modelo maxilar elastomérico com o arco de retração com alças (detalhe).

O gráfico da figura 5.18 representa a queda da intensidade de luz lançada na fibra como função das ativações do arco ortodôntico. Quando o arco é ativado (*tie back*) as alças anteriores se abrem aproximadamente 1,5 mm, de

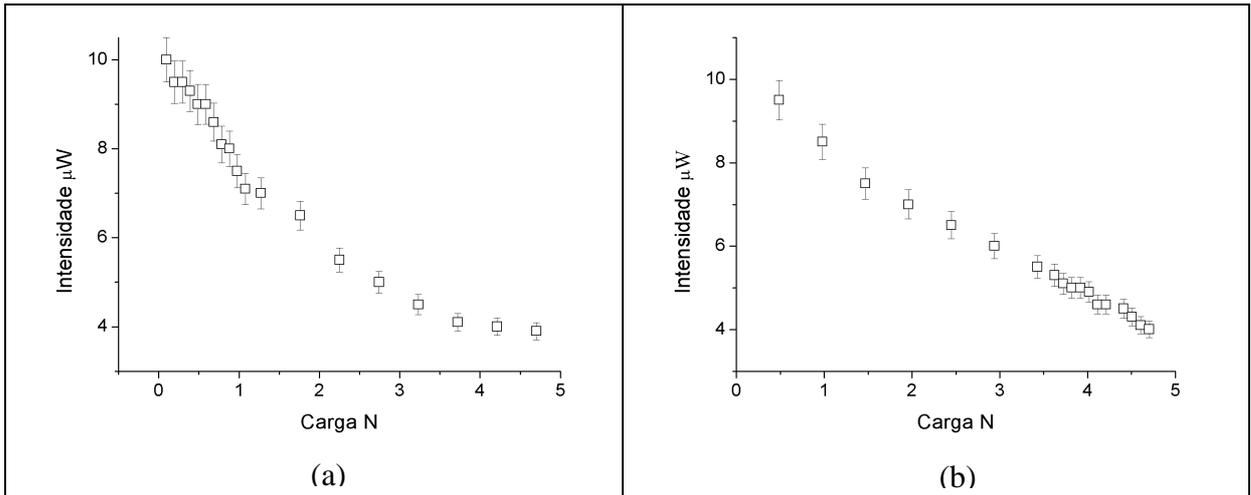
cada lado e a tendência de fechá-las, dissipa cargas antagônicas sobre os segmentos dentários anteriores e posteriores. Essa força antagônica faz com que os espaços sejam fechados. Nesse caso a intensidade da luz é atenuada. O resultado é de aproximadamente 0,48 N no final da ativação. Portanto o dente incisivo central experimenta níveis de forças de aproximadamente 0,5 N quando um arco retangular com alças é ativado. Esses níveis são verificados em função da proximidade das alças com os incisivos e estão dentro do intervalo de forças necessárias para movimentar dentes como um incisivo [Profitt, 1996].



**Figura 5.18** Gráfico da intensidade de luz em função da ativação do arco de retração.

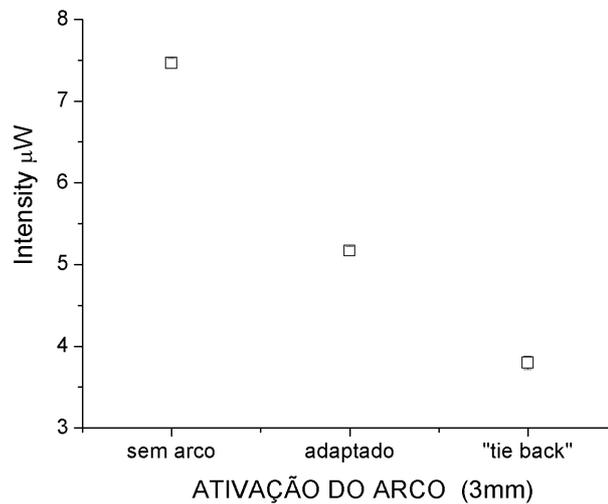
Para verificar a reprodutibilidade foi construído um segundo sensor com as mesmas características do primeiro. A calibração foi repetida como no primeiro sensor, uma iniciando com intervalo de cargas menores (10 g e outra a partir de cargas maiores (50 g) como mostram os gráficos na figura 5.19.

Em seguida foram repetidas as medições, usando o sensor, no dente incisivo central direito, os resultados apresentaram os mesmos níveis de força verificadas nos ensaios anteriores.



**Figura 5.19** Nível do sinal versus carga; (a) Início com intervalo de carga 10 g; (b) Início com intervalo de carga 50 g.

A obtenção dos valores de força aplicadas no sistema, como nos ensaios anteriores, são conseguidas usando-se o coeficiente da reta dos ensaios de calibração. O resultado neste ensaio foi de aproximadamente 0,5 N no final da ativação (*tie back*) do arco com alças (figura 5.20).



**Figura 5.20** Gráfico da intensidade de luz em função da ativação do arco de retração.



## Capítulo 6

### CONCLUSÕES E PERSPECTIVAS

Com o propósito de avaliar a magnitude das forças sobre a superfície de um dente, quando sujeito a um sistema ortodôntico, foi idealizado um novo sensor com o emprego de fibras óticas. O sensor foi desenvolvido baseado em duas grandezas físicas que podem ser monitoradas em sistemas de interrogação. O primeiro utilizou deslocamento de comprimento de onda ( $\lambda$ ), por meio de redes de Bragg em fibras óticas (FBG) de sílica de alta birrefringência (HiBi), o segundo, intensidade luminosa ( $\mu\text{W}$ ) lançada através de fibras óticas poliméricas.

O conceito utilizado foi o de aplicar pressão transversal sobre a fibra ótica sensibilizando-a. Esses sensores oferecem características como pequena dimensão, flexibilidade e servem como transdutores óticos [Othonos & Kalli, 1999].

Utilizando redes de Bragg gravadas em fibra ótica, foram mensuradas magnitudes de forças ortodônticas entre 0,10 N a 0,60 N sobre a face vestibular de um dente artificial. Tais forças foram aplicadas com aparelho ortodôntico fixo e aparelhos auxiliares como “extra-bucal” de Kloehn. O intervalo de forças encontrado é compatível com magnitudes de forças

referenciadas como necessárias para movimentar dentes como incisivos e caninos [Proffit & Fields 1993; Iwasaki *et al.*, 2000].

Para facilitar o manuseio e aumentar a acuidade nos ensaios, foi desenvolvido o sensor *bracket*, uma FBG aderida entre o acessório (*bracket*) e à base metálica. O resultado do uso deste sensor com um modelo elastomérico mostrou um intervalo de forças de 0,8 até 1,3 N quando utilizadas cargas de 200 g até 1200 g provenientes de aparelhos “extra-bucais”. Ou seja, a superfície do incisivo central recebeu intervalo de forças de aproximadamente 0,8 para 1,3 N. É provável que a resposta à pressão do material elastomérico da maxila tenha tido comportamento diferente da cera utilizada nos ensaios iniciais.

O segundo sensor *bracket* foi idealizado com a finalidade de aplicação *in vivo*, para tanto as fibras de sílica foram substituídas por fibras plásticas (polimetilmetacrilato).

Até o momento, a gravação de redes de Bragg em fibras poliméricas permanece em escala experimental, sendo assim as fibras poliméricas microestruturadas foram aplicadas como sensores de pressão por meio do simples mecanismo de monitorar as perdas de sinal em função da deformação do material polimérico. Neste estudo foram utilizadas fibras poliméricas microestruturadas (OFTC - Universidade de Sydney, Austrália) por apresentarem maior resistência mecânica, maior sensibilidade à pressão e oferecer melhor guiamento de luz do que aquelas com apenas um núcleo.

O sensor *bracket* de fibras plásticas apresentou resultados próximos aos obtidos com fibras de sílica. O intervalo de força dissipada sobre o dente incisivo com a ativação do arco ortodôntico com alças e aparelhos auxiliares foi

de aproximadamente 0,18 N a 0,45 N. Conseqüentemente a força total sobre o incisivo foi de aproximadamente 0,63 N.

As medições das forças ortodônticas com sensores de fibras óticas baseadas em redes de Bragg e com fibras óticas poliméricas apresentam valores dentro do intervalo esperado para que ocorra o movimento de um elemento dentário. Houve diferença entre os valores das medições efetuadas com o sensor *bracket* feito com a fibra de sílica e redes de Bragg e com as fibras poliméricas, todavia, os intervalos destes valores sobrepõem-se e estão dentro de níveis de forças citados como forças necessárias para a movimentação dentária, mesmo sem considerar a natureza do material que suportava os dentes. Por outro lado, as fibras plásticas oferecem maior segurança para uso *in vivo*.

Ainda trabalhos futuros com pacientes sob tratamento ortodôntico, permitirão avaliar forças reais dissipadas sobre um dente individualmente.

As medições de forças ortodônticas nos modelos de *Typodont* com sensores de fibras óticas apresentaram níveis de força dentro de um intervalo liberados em arcos com alças (0,5 N à 3 N) [Burstone, 1961; Ferreira *et al.*, 2005]. Se considerados valores distribuídos para cada dente, há correlação entre ativação das alças e os níveis de forças medidos na superfície vestibular do incisivo. Ainda, os níveis de força obtidos neste estudo estão dentro dos níveis considerados ótimos [Proffit & Fields 1993].

Também, neste estudo, foi possível verificar por meio de redes de Bragg instrumentadas no interior de um modelo maxilar elastomérico locais de tração em função de carregamentos de forças sobre os dentes individualmente.

A necessidade de se conhecer e dominar os dispositivos utilizados na técnica ortodôntica impulsiona pesquisas experimentais e teóricas. Muitos estudos preocupam-se em discutir sobre a magnitude das forças ortodônticas [White *et al.* 1979; Chaconas, Caputo & Myashita, 1988; Braun, Winzler, Baxter, 1993; Chan & Darendeliler, 2005]. No passado, houve inúmeras tentativas de medir, por meio de transdutores (*gauges*) a força dissipada em um sistema ortodôntico sobre um dente [White *et al.*, 1979]. Todavia, os métodos utilizados concorriam para o empirismo. Atualmente, análises numéricas auxiliam na simulação de situações impossíveis de serem observadas como é o caso de medições diretamente sobre a superfície do dente. Isto pela escassez de sensores precisos e sutis o suficiente para detectar cargas tão pequenas, ou com variações tão imperceptíveis.

Por certo os dados obtidos com os sensores de fibra ótica sobre modelos artificiais, não são exatamente aqueles que representam a resposta sobre um dente hígido na cavidade bucal de um paciente onde o ligamento periodontal se faz presente. Todavia, a contribuição deste método para o estudo das forças ortodônticas traz a possibilidade da inclusão da fibra dentro do *bracket* facilitando a realização das medidas e viabilizando o desenvolvimento de um produto futuro para ser utilizado rotineiramente como um micro dinamômetro.

Por fim os sensores de fibra ótica são sensíveis às forças transversais durante os carregamentos na ativação ortodôntica. O sistema experimental criado e testado permite determinar quais as forças exercidas sobre os dentes através das cargas aplicadas no aparelho ortodôntico. Para tanto, novas fibras com novos materiais e formas internas poderão permitir o estudo *in vivo*.

## 6.1 Trabalhos futuros

O estudo das forças ortodônticas utilizando sensores de fibras óticas deve ser complementado com simulações no modelo de elementos finitos para replicar o modelo *in vitro* instrumentado com redes. Este modelo poderá ser utilizado posteriormente para definir as forças ótimas (Proffit & Fields 1993).

A utilização simultânea das técnicas experimentais e numéricas permite construir modelos que reproduzam o comportamento das estruturas. Neste sentido, é importante a validação do modelo experimental por meio do modelo numérico.

Os sensores de fibra ótica (poliméricas) poderão ser empregados em investigações envolvendo testes em animais e futuramente nos tratamentos reais dos dentes de pacientes submetidos às forças ortodônticas.



## Publicações resultantes deste trabalho

### Periódicos

MILCZEWSKI, M. S., SILVA, J. C. 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, p. 1152-1156, 2006.

MILCZEWSKI, M. S., SILVA, J. C. C., SIMÕES, J. A., PATERNO, A. S., KALINOWSKI, H. J., *Avaliação de Forças Ortodônticas através de sensores em Fibra Ótica*, Revista Mecânica Experimental, 2006 (aceito para publicação).

PATERNO, A. S., SILVA, J. C. C., ARRUDA, L. V., MILCZEWSKI, M. S., KALINOWSKI, H. J., *Radial-basis function network for the approximation of quasi-distributed FBG sensor spectra with distorted peaks*, Measurement Science Technology, vol. 17, n. 5, p. 1039-1045, 2006.

MILCZEWSKI, M. S., SILVA, J. C. C., PATERNO, A. S., KULLER, F., KALINOWSKI, H. J. *Measurement of composite shrinkage using a fibre optic Bragg grating sensor*, Journal of Biomaterials Science Polymer Edition, vol. 18, p. 383-392, 2007.

Trabalhos em conferências

KALINOWSKI, H. J., SIMÕES, J. A., PINTO, J. L., CARVALHO, L. M. R., NOGUEIRA, R. N., CARDOZO DA SILVA, J. C., MILCZEWSKI, M. S., *Probing Dental Biomechanics with Fibre Bragg Grating Sensors*, Seventh International Conference on Optoelectronics, Fiber Optics and Photonics, Proceedings Photonics 2004. Sessão Biophotonics 2, Photonics 2004, Cochin, India, CD-ROM. p. 221-224, 2004.

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*, 17<sup>th</sup> International Conference on Fiber Optics Sensors, Bruges, Belgium 2005, SPIE 5855:1, p. 387-390.

PATERNIO, A. S., MILCZEWSKI, M. S., FIGUEIREDO, T. S., KALINOWSKI, H. J., *Sistema com sensor a FBG de campo evanescente: aplicações na detecção de gasolina adulterada e desenvolvimento de sensor de Hidrogênio*. Congresso Brasileiro de Petróleo e Gás, 2005, Salvador.

ASHTON, B., STEVENSON, M., MARTELLI, C., CANNING, J., KALINOWSKI, H. J., MILCZEWSKI, M. S., *Polymer fibre Bragg Gratings inscribed with a 355 nm solid-state laser source*. ACOLS, New Zealand, 2005.

MILCZEWSKI, M. S., SILVA, J. C. C., SIMÕES, J. A., PATERNIO, A. S., KALINOWSKI, H. J., *Measurement of Orthodontic Forces and tooth displacement using Fibre Bragg Grating sensors*, 5th International Conference on Mechanics and Materials in Design, Porto - Portugal, p. 24-26, 2006.

- ABE, I., SCHILLER, M. W., NOGUEIRA, R. N., CARVALHO, L., SILVA, J. C. C., MILCZEWSKI, M. S., LOPES, P. A., BRITO P. S., SIMÕES, J. A. O., KALINOWSKI, H. J., PINTO, L. J., *Application of Bragg grating sensors in medical research*. In: XIV Conferência Física 2005 Física para o século XXI, Porto, 2005.
- MILCZEWSKI, M. S., SILVA, J. C. C., ABE, I., SIMÕES, J. A. O., PATERNO, A. S., KALINOWSKI, H. J., *Measuring Orthodontic Forces with HiBi FBG sensors*, 5<sup>th</sup> International Conference on Mechanics and Materials in Design, Cancun-Mexico, p. 23-27, 2006.
- TALAIÁ, P., MILCZEWSKI, M. S., SILVA, J. C. C., KALINOWSKI, H. J., SIMÕES, J. A. O., *Construção de Modelos Experimental e Numérico para o Estudo de Aparelhos Ortodônticos*. 2<sup>nd</sup>. Encontro Nacional de Biomecânica, Evora. Actas Lisboa-Portugal ST Press, p. 349-354, 2007.
- MILCZEWSKI, M. S., STEVENSON, M., CANNING, J., MARTELLI, C., KALINOWSKI, H. J. *Sensitivity of Silica and Polymer Microstructured Fibres to Transversal Pressure*, International Congress on Glass ICG, Strasbourg-France, 2007.
- MILCZEWSKI, M. S., STEVENSON, M., CANNING, J., MARTELLI, C., KALINOWSKI, H. J., *Exploiting Polymer Photonic Crystal Fibre Uniqueness – A Simple High Resolution Pressure Sensor*, Australian Conference on Optical Fibre Technology ACOFT, Melbourne, Australia, 2007.
- MILCZEWSKI, M. S., STEVENSON, M., CANNING, J., MARTELLI, C., SIMÕES J. A. O., KALINOWSKI, H. J., *Measurement of orthodontic forces using polymer PCF*, Australian Conference on Optical Fibre Technology ACOFT 2007, Melbourne, Australia, 2007.

- MILCZEWSKI, M. S., KALINOWSKI, H. J., SIMÕES, J. A. O., CANNING, J., MARTELLI C., *Determination of Orthodontics forces using Optic Fibre Sensors*, 83<sup>rd</sup> Congress of the European Orthodontic Society EOS, Berlin, Germany, 2007.
- MILCZEWSKI, M. S., CANNING, J., MARTELLI, C., KALINOWSKI, H. J., SIMÕES J. A. O., STEVENSON, M., TALAIA, P., *Orthodontic forces sensing with polymer PCF*, Third European Workshop on Optical fibre Sensors, Napoli, Italy, 2007.
- MILCZEWSKI, M. S., CANNING, J., MARTELLI, C., KALINOWSKI, H. J., SIMÕES J. A. O., STEVENSON, M., TALAIA, P., *Polymer Photonic Crystal Waveguides for Orthodontics Work*. PIER, China, 2008.

# REFERÊNCIAS

- ABE, I., KALINOWSKI, H. J., NOGUEIRA, R., PINTO J. L., FRAZÃO, O.,  
*Production and characterization of Bragg gratings written in high-birefringence fiber optics*. IEEE Proceedings Circuits Devices System, vol. 150, n.6, p. 495-499 – 1276, 2003a.
- ABE, I., GOES, R. E., FABRIS, J. L., KALINOWSKI, H. J., MULLER, M., FUGIHARA, M. C., FALATE, R., KAMIKAWACHI, R. C., BARBOSA C. L.,  
*Production and characterization of refractive index gratings in high-birefringence fibre optics*, Optics and Lasers in Engineering, v. 39, n. 5, p. 537-548, 2003.
- AL-QAWASMI, R. A., HARTSFIELD, J. K. JR., EVERETT, E. T., *Genetic predisposition to external apical root resorption*, American Journal Orthodontics and Dentofacial Orthopedic, vol. 123, p. 242-252, 2003.
- AL-QAWASMI, R. A., HARTSFIELD, J. K. JR., EVERETT, E. T. FLURY L, LIU L, FOROUD T. M., *Root resorption associated with orthodontic force in inbred mice: genetic contributions*, European Journal of Orthodontics, vol. 28, p. 13-19, 2006.
- ANGLE, E. H., *Treatment of malocclusion of the teeth*. 7<sup>th</sup> ed. Philadelphia, S. S White, 1907 (Apud, GRABER, T. M., VANARSDALL, 1996).
- ANGLE, E. H., *The latest and best in orthodontic mechanisms*, Dental Cosmos, vol. 70, p.1143-58, 1928.

- ASCHERO, G., GIZDULICH. P., MANGO, F., ROMANO, S., *Converse piezoelectric effect detected in fresh cow femur bone*, Journal Biomechanics, vol. 29, n. 9, p. 1169-1174, 1996.
- ASCHERO, G., GIZDULICH. P., MANGO, F., *Statistical characterization of piezoelectric coefficient  $d_{23}$  in cow bone*, Journal of Biomechanics, vol. 32, p. 573-577, 1999.
- BALDINI, F. I., MIGNANI, A. G., *Biomedical Fibre Optic Sensors*, in J.M. López-Higuera Handbook of Optical Fibre Sensing Technology Wiley, Chichester 2002.
- BARTLETT, R. J. PHILIP-CHANDY R., *Plastic optical fibre sensors and devices*, The institute of Measurement and Control, vol. 22, n. 5, 431-457, 2000.
- BARTON, G., VAN EIJKELNBORG, M. A., HENRY, G., LARGE, M. C. J., ZAGARI, J., *Fabrication of microstructured polymer optical fibres*, Optical Fiber Technology, vol. 10, p. 325-335, 2004.
- BERTHOLDS, A., DANDLIKER, R., *Determination of the individual strain-optic coefficients in single-mode optical fibres*, Journal of Lightwave Technology, vol. 6, p. 17-20, 1988.
- BIRKS, A. KNIGHT, J. C., RUSSELL, P. S. ENDLESSLY J., *Single-mode photonic crystal fiber*, Optic Letters, vol. 22, p. 961-963, 1997.
- BORN, M., WOLF, E., *Principles of optics*. 7<sup>th</sup> ed. 2002; p. 706.
- BRAGG, W. L., *The diffraction of short electromagnetic waves by a crystal* Proceedings Cambridge Philosophy Society, vol. 17, p. 43, 1913.

- BREZNIAK, N., WASSERSTEIN, A., *Root resorption after orthodontic treatment part 1. Literature review*, American Journal Orthodontics Dentofacial Orthopedic, vol. 103, p. 62-66, 1993.
- BREZNIAK, N., WASSERSTEIN, A., *Orthodontically induced inflammatory root resorption, Part I the basic science aspects*, Angle Orthodontists, vol. 72, p. 175-179, 2002.
- BURR, D. B., *Measurements of dynamic piezoelectric properties of bone as a function of temperature and humidity*, Journal Biomechanics, vol. 9, p. 495-507, 1976.
- BURR, D. B., *Remodeling and the repair of fatigue damage*, Journal of Biomechanics, vol. 14, p. 461-470, 1981.
- BURSTONE, C. J., BALDWIN, J. J., LAWLESS, D. T., *The application of continuous forces to orthodontics*, Angle Orthodontists, vol. 31, p. 1-14, 1961.
- CARMAN, G. P., SENDECKYJ, G. P., *Review of the mechanics of embedded optical sensors*, Journal Composites Technology Research, vol. 17, n. 3, p. 183-193, 1995.
- CARRARA, S. L. A., KIM, B. Y., SHAW, H. J., *Elasto-optic alignment of birefringent axes in polarization-holding optical fiber*, Optics Letters, vol. 11, p. 470-472, 1986.

- CARVALHO, L., SILVA, J. C. C., NOGUEIRA, R. N., SIMÕES, J. A. O., PINTO, J. L., KALINOWSKI, H. J., *FBG and Strain Gauge Measurements on an Implanted Cadaveric Mandible*, Proceedings ESB Congress European Society of Biomechanics (s'Hertogenbosch, Netherlands), 2004.
- CARVALHO, L., MOREIRA, R., SIMÕES, J. A., *Application of a vibration measuring technique to evaluate the dynamic stiffness of porcine periodontal ligament*, Technology and Health Care, vol. 14, n.4-5, p. 457-465, 2006.
- CARVALHO, L., SIMÕES, J. A., *Finite element analysis of the behavior of the human periodontal ligament in the tooth-bone structure*, 6<sup>th</sup> International Symposium on Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, Madrid, 2004.
- CASA, M. A., FALTIN, R. M., FALTIN, K., SANDER, F., ARANA-CHAVEZ, V. E., *Root resorption in upper first premolars after application of continuous torque moment. Intra-individual study*, Journal Orofacial Orthopedic Orthodontics, vol. 71, p. 185-189, 2001.
- CHACONAS, S. J., CAPUTO, A. A., MIASHITA, K., *Forces distribution comparisons of various retraction archwires*, Angle Orthodontists, vol. 59, n. 1, p. 25-30, 1979.
- CHAN, E. K., DARENDELILER, M. A., PETOCZ, P., JONES, A. S., *A new method for volumetric measurement of orthodontically induced root resorption craters*, European Journal Oral Science, vol. 112, p. 134-139, 2004.

- CHAN, E. K., DARENDELILER, M. A., *Physical properties of root cementum: Part 5. Volumetric analysis of root resorption craters after application of light and heavy orthodontic forces*, American Journal Orthodontics Dentofacial Orthopedics, vol. 127, p.186-195, 2005.
- CHANG, Y., SHIN, S., BAEK, S., *Three-dimensional finite element analysis in distal en masse movement of the maxillary dentition with the multiloop Edgewise archwire*, European Journal Orthodontics, vol. 26, p. 339-345, 2004.
- CHEHURA, E., YE, C., STAINES, S. E., JAMES, S. W., TATAM, R. P., *Characterization of the response of fibre Bragg gratings fabricated in stress and geometrically induced high birefringence fibres to temperature and transverse load*, Smart Material Structures, vol. 13, p. 888-895, 2004.
- CONSOLARO. A., *Reabsorções Dentárias nas Especialidades Clínicas*, Revista Dental Press de Ortodontia e Ortopedia Facial, Maringá, p.153-178, 2002.
- CUOGHI, O. A., *Avaliação dos primeiros momentos da movimentação dentária induzida: estudo microscópico em macacos da espécie Cebus Apella*, 1996. 138 f. Tese (doutorado em Ortodontia) Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, Bauru.
- DARENDELILER, comunicação pessoal, University of Sydney, Austrália, Orthodontic Departament, Janeiro de 2007.

- DAVIDOVITCH, Z, NICOLAY, O., ALLEY, K., ZWILLING, B. S., LANESE, R., SHANFELD, J. L., *First and second messenger interactions in stressed connective tissue in vivo*, In: L. A. Norton and C. J. Burstone, Editors, The biology of tooth movement, CRC Press, (Boca Raton, 1989), pp. 97-129.
- DAVIDOVITCH, Z., *Tooth movement*, Critical Review Oral Biology and Medicine, vol. 2, p. 411-450, 1991.
- DAVIDOVITCH, M., EFSTATHIOU, S., SARNE, O., VARDIMON, A. D., *Skeletal and dental response to rapid maxillary expansion with 2- versus 4-band appliances*, American Journal Orthodontics Dentofacial Orthopedics, vol. 127, p. 483-492, 2005.
- DGEE, A. F., DAVIDSON, C. L., SMITH, A., *A modified dilatometer for continuous recording of volumetric polymerization shrinkage of composite restorative materials*, Journal of Dentistry, vol. 9, p. 36-42, 1981.
- DGEE, A. F., FEILZER, A. J., DAVIDSON, C. L., *True linear polymerization shrinkage of unfilled resins and composites determined with a linometer*, Dental Material, vol. 9, p. 11-14, 1993.
- EDWARD, F. H., *Root resorption during orthodontic therapy*, Seminars in Orthodontics, vol. 6, p. 183-194, 2000.
- EMAMI, N., SÖDERHOLM, K. M., BERGLUND, L., *Effect of light power density variations on bulk curing properties of dental composite*, Dental Material, vol. 31, p. 189-196, 2003.
- FARAH, J. W., CRAIG, R. G., SIKARSKIE, D. L., *Photoelastic and finite element stress analysis of a restored asymmetric first molar*, Journal of Biomechanics, vol. 6, n. 5, p. 511-514, 1973.

- FEILZER, A., GEE, A., *Influence of light intensity on polymerization shrinkage and integrity of restoration-cavity interface*, European Journal Oral Science, vol. 103, p. 322-326, 1995.
- FERNANDEZ, A., OTTEVARERE, H., VANIERSCHT, C., PANAJATOV, K., BERGHMANS, F., THIENPONT, H., *Multi-parameter force sensing with fibre Bragg grating sensors*, Proceeding Symposium IEEE/LEOS Benelux Chapter Amsterdam, p.139-144, 2002.
- FERREIRA, M. A., OLIVEIRA, F.T., IGNÁCIO, S. A., BORGES, P.C., *Experimental force definition system for a new orthodontic retraction spring*, Angle Orthodontists, vol. 75, p. 368-377, 2005.
- FRANCISCONE, P. C., *Absorção dentária: determinação de sua freqüência em pacientes com endocrinopatias*, 2002, 125 f. Tese (Doutorado em Odontologia) Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, Bauru.
- FROSZ, M. H., HOUGAARD, K., LIBORI, S. E. B., LÆGSGAARD J., BJARKLEV, A., *Radial deformation losses in photonic crystal fibres*, Journal Opt A: Pure Appl Opt., vol. 5, p. 268-271, 2003.
- FURQUIM, L. Z., *Perfil endocrinológico de pacientes ortodônticos com e sem absorção dentária: correlação com a morfologia radicular e da crista óssea alveolar*, 2000, 122 f. Tese (Doutorado em Odontologia) Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, Bauru.
- GAFSI, R., EL-SHERIF, M. A., *Analysis of induced-birefringence effects on fiber Bragg gratings*, Optical Fiber Technology., vol. 6, p. 299-323, 2000.

- GEBECK, T. R., MERRIFIELD, L. L., *Analysis: concept and values*, American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, vol. 107, 541-547, 1995.
- GEREMY, A., *Initial stress produced in the periodontal membrane by orthodontic loads in the presence of varying of alveolar bone: a three-dimensional finite element analysis*, European Journal of Orthodontics, vol. 24, p. 21-23, 2002.
- GRABER, T. M., VANARSDALL, J. R. L., *Ortodontia princípios e técnicas atuais*, 2ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1996, pp. 437- 506; 627-658; 897.
- HADJILOUCAS, S., KEATING, D. A., USHER, M. J., *Plastic optical fibre sensor for plant water relations*. Fifth international conference on plastic optical fibres and applications, (Paris, 1996), pp. 228-237.
- HANA, G., HUANGA, S., VON DEN HOFF B., JOHANNES, W., HARRIS, E. F., ROBINSON, Q. C., WOODS, M., *An analysis of causes of apical root resorption in patients not treated orthodontically*, Quintessence Int., vol. 24, n. 6, p. 417-428, 1993.
- HARRIS, S., *Avaliação da absorção radicular em incisivos submetidos à retração anterior*. 2002. 141f. Dissertação (Mestrado em Ortodontia) Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araraquara, 2002.

- HINTERCAUSEN, M., BOURAUUEL, C., SIEBERS, G., HAASE, A., DRESCHER, D., NELLEN, B., *In vitro analysis of the initial tooth mobility in a novel optomechanical set-up*, Medical Engineering Physics, vol. 20, p. 40-49, 1998.
- HILL, K. O., JOHNSON, D. C., KWASAKI, B. S., *Photosensitivity in optical fibre waveguides application to reflection filter fabrication*, Applied Physics Letters, vol. 32, p. 647-649, 1978.
- HILL, K. O., MALO, B., BILODEAU, F., JOHNSON, D. C., *Photosensitivity in optical fibres*, Material Science, vol. 23, p. 125, 1993.
- HILL, K. O., MELTZ, G., *Fiber Bragg grating technology fundamentals and overview*, IEEE Journal of Light Wave and Technology, vol. 15, n. 8, p. 1263-1276, 1997.
- HISCOCKS, M. P., VAN EIJKELBORG, M. A., ARGYROS A., LARGE, M. C. J., *Stable imprinting of long-period gratings in microstructured polymer optical fibre*, Optics Express, vol. 14, n. 11, p. 4644-9, 2006.
- IMAZATO, S., MCCABE, J. F., TARUMI, H., EHARA, A., EBISU, S., *Degree of conversion of composites measured by DTA and FTIR*. Dental Material, vol. 17, p. 178-183, 2001
- IWASAKI, L. R., HAACK, J. E., NICKEL, J. C., MORTON, J., *Human tooth movement in response to continuous stress of low magnitude*, American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, vol. 117, p. 175-83, 2000.

- JEWART, C., CHEN, P., MCMILLEN B., BAILS M. M., LEVITAN S. P., CANNING J., *Sensitivity enhancement of fiber Bragg gratings to transverse stress by using microstructural fibers*, Optics Letters, vol. 31, n.15, 2006.
- JIANG, C., KUZYK, M. G., DING, J. L., JOHN, W. E., WELKER, D. J., *Fabrication and mechanical behavior of dye-doped polymer optical fiber*, Applied Physics Letters, vol. 92, n. 1, p. 4-12, 2002.
- JIANQING, F., HUIPIN, Y., XINGDONG, Z., *Promotion of osteogenesis by a piezoelectric biological ceramic*, Biomaterials, vol.18, p. 1531-1534, 1997.
- KASHYAP, R., *Fiber Bragg Grating*, 1999. Academic Press, San Diego.
- KAWASE, L., VALENTE, L. C. G., MARGULIS, W., CARVALHO, M. C. R., *Force measurement using induced birefringence on Bragg gratings*, Proceedings of SBMO/IEEE MTT-S IMOC 1997, p. 394-396.
- KERSEY, A. D., DAVIS, M. A., PATRICK, H. J., LEBLANC, M., KOO, K. P., *Fiber grating sensors*, Journal of Light Wave and Technology, vol. 15, n.8, p. 1442-1463, 1997.
- KIM, S. H., WATTS, D. C., *Polymerization shrinkage-strain kinetics of temporary crown and bridge materials*, Dental Material, vol. 20, p. 88-95, 2004.
- KIOKE, Y., *Technical Digest of the International POF Technical Conference (Massachusetts- USA) 2000 paper 1, September 5-8.*
- KLOEHN, S. J., *Guiding alveolar growth and eruption of teeth to reduce treatment time and produce a more balanced denture and face*, Angle Orthodontists, vol. 17, p.10-33, 1947.

- KOROSTOFF, E., *A linear piezoelectric model of characterizing stress generated potentials in bone*, Journal of Biomechanics, vol. 12, p. 335-347, 1979.
- KUANG, K. S. C., CANTWELL W. J., SCULLY P. J., *An evaluation of a novel plastic optical fibre sensor for axial strain and bend measurements*, Measurement Science Technology, n. 13, p. 1523-1534, 2002.
- LAM, D. K. W., GARSIDE, B. K., *Characterization of single-mode optical fibre filter* Applied Optics, vol. 20, p. 440-456, 1981.
- LAW, J., HARVEY, D. S., *Cleaving of microstructured polymer optical fibres*, Optics Communications, vol. 258, n. 2, p. 193-202, 2006.
- LAWRENCE, C. M., NELSON, D. V., UDD, E., BENNETT, T., *A Fiber Optic Sensor for Transverse Strain Measurement*, Experimental Mechanics, vol. 39, n. 3, p. 202-209, 1999.
- LIU, H. Y., LIU, H. B., PENG, G. D., CHU, P. L., *Observation of type I and II gratings behavior in polymer optical fibre*, Optics Communications, vol. 220, p. 337-343, 2003.
- LIU, H. B., LIU, H. Y., PENG, G. D., CHU, P. L., *Strain and temperature sensor using a combination of polymer and silica fibre Bragg gratings*, Optics Communications, vol. 219, p. 139-142, 2003.
- LIU, H. Y., LIU, H. B., PENG, G. D., *Tensile strain characterization of polymer optical fibre Bragg gratings*, Optics Communications, vol. 251, p. 37-43, 2005.

- LOCH, M., HEINLEIN, W. E., *High-Resolution Measurement of Birefringence Profiles in Stress-Induced Polarization-Maintaining Fibers*, Journal of Light wave Technology, vol. 7, n. 8, p. 1213-1216, 1989.
- LONG, J. R., SY, A. C., SUH, B. I., *Microstrain and shrinkage of composites cured with different light sources and curing modes*, Journal of Dentistry, vol. 23, p. 183-189, 1995.
- LÓPEZ-HIGUERA, J. M., *Optical sensors*, ed. Universidade de Cantabria, Santander, 1998, pp. 41-45.
- LU, H., STANBURY, J. W., BOWMAN, C. N., *Towards the elucidation of shrinkage stress development and relaxation in dental composite*, Dental Material, vol. 20, p. 979-986, 2004.
- MALMGREN, O., GOLDSON, L., HILL, C., ORWIN, A., PETRINI, L., LUNDBERG, M., *Root resorption after orthodontic treatment of traumatized teeth*, American Journal of Orthodontics, vol. 82, p. 487-491, 1982.
- MELSEN, B., *Tissue reaction of orthodontic tooth movement - a new paradigm*, European Journal of Orthodontics, vol. 23, p. 671-681, 2000.
- MELTZ, G., MOREY, W. W., GLENN, W. H., *Formation of fiber Bragg gratings in optical fibers by a transverse holographic method*, Optics letters, vol.14, p. 823,1989.
- MERCHANT, D., SCULLY, P.J., EDWARDS, R., GRABOWSKI, J., *Optical fibre fluorescence & toxicity sensor*, Sensors and Actuators B (chemical) B48, 476-84, 1998.
- MERRIFIELD, L. L., *Differential diagnosis with total space analysis*, Journal of the Charles Tweed Foundation, vol. 17, p. 19-64, 1989.

- MIGNANI, A. G., BALDINI, F., *In-vivo biomedical monitoring by fiber-optic systems*, Journal of Lightwave Technology, vol. 13, p. 1396–1406, 1995.
- 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*, Optical Fibre Sensors, Measurement Science Technology, vol. 8, n. 44, p. 355-75, 2006.
- MILCZEWSKI, M. S., SILVA, J. C. C., ABE, I., PATERNO, A. S., SIMÕES, J. A., KALINOWSKI H. J., *Measuring orthodontic forces with HiBi FBG sensors*, 18<sup>th</sup> Inter. Conf. on Optical Fiber Sensors, Cancun, 2006.
- MIRABELLA, A. D., ARTUN, J., *Risk factors for apical root resorption of maxillary anterior teeth in adult orthodontic patients*, American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, vol. 108, p. 48-55, 1995.
- MOYERS, R. E., *Ortodontia*, 3<sup>ed</sup>. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan 1979.
- NAMIHIRA, Y., *Opto-Elastic Constant in Single Mode Optical Fibers*, Journal of Lightwave Technology, vol. LT-3, n. 5, p. 1078-1083, 1985.
- NIEWISCH, J., *POF sensors for high temperature superconducting fault current limiters*, Proceedings POF Conference '97, (Hawaii, 1997), pp.130-131.
- NOGUEIRA, R. N., ABE, I., FERNANDES, A. J., KALINOWSKI, H. J., ROCHA, J. R. F., PINTO. J. L., *Spatial characterization of fiber Bragg grating structures using transversal pressure*, Optic Communications, vol. 259, p. 110-114, 2006.

- OBERHOLZER, T. G., GROBLER, S. R., PAMEIJER, C. H., ROSSOUW, R. J.,  
*A modified dilatometer for determining volumetric polymerization shrinkage of dental materials*, Measurement Science Technology, vol. 13, p. 78-83, 2002.
- OTHONOS, A., *Fiber Bragg gratings*, Review Science Instrumental., vol. 68, n 12, p. 4309-41, 1997.
- OTHONOS, A., KALLI, K., *Fiber Bragg gratings: fundamentals and applications in telecommunications and sensing*. Artech House, 1999.
- OTTER, M., SHOENUNG, J., WILLIAMS, W., *Evidence for the difference sources of stress-generated potentials in wet and dry bone*, Journal of Orthopedic Research, vol. 3, p. 321-324, 1985.
- OTTEVAERE, H., TABAK, M., AZNAR, D., FERNANDEZ, A., VAN IERSCHOT, S., BERGHMANS, F., THIENPONT, H., *Optical fiber sensors for monitoring stress build-up in dental cements*, Proceedings 16<sup>th</sup> Int. Conference on Optical Fiber Sensors (Nara Japan) 2003, 574-577.
- OTTEVAERE, H., TABAK, M., FERNANDEZ, F. A., VAN IERSCHOT, C., BERGHMANS, F., THIENPONT, H., *Optical fiber sensors and their application in monitoring stress build-up in dental resin cements*, Proceedings SPIE 2005; 5952:1-13.
- OWMAN-MOLL, P., KURROL, J., LUNDGREN, D., *Força ortodôntica contínua versus contínua-interrompida relacionada à movimentação dentária e absorção radicular precoces*, Revista Dental Press de Ortodontia e Ortopedia Facial, vol. 1, p. 62-63, 1996.

- PATERNO, A. S., SILVA, J. C. C., ARRUDA, L. V., MILCZEWSKI, M. S., KALINOWSKI, H., *Radial-basis function network for the approximation of quasi-distributed FBG sensor spectra with distorted peaks*, Measurement Science and Technology, vol. 17, n. 5, p. 1039-45, 2006.
- PENG, G. D., XIONG, Z., CHU, P. L., *Photosensitivity and gratings in dye-doped polymer optical fibers*, Journal Optic Fiber Technology, vol. 5, p. 242-251, 1999.
- PENG, G. D., CHU, P. L., *Polymer optic fibers*. H S. Nalwa (ed.) American Science Publishers (Valencia, 2004), pp. 51-71.
- PROFFIT, W. R., FIELDS, H. W. Jr., *Contemporary orthodontics*, 2nd ed. Saint Louis, Mosby, 1993, pp. 266-288.
- PUCKETT, A., SMITH, R., *Method to measure the polymerization shrinkage of light cure composites*, The Journal of Prosthetic Dentistry, vol. 68, p. 56-58, 1992.
- REITAN, K., *Effect of force magnitude and direction of tooth movement on different alveolar bone type*, Angle Orthodontists, vol. 34, p. 244-255, 1964.
- REN, Y., JAAP, M. C., MARTIN, A. M., VAN'T HOF, KUJIPERS-JAGTMAN, A. M., *Optimum force magnitude for orthodontic tooth movement: a mathematic model*, American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, vol. 125, p. 71-77, 2004.
- REN, Y., JAAP, J. C. MALTHA, A. M., KUIJPERS-JAGTMAN., A. M., *Optimum Force Magnitude for Orthodontic Tooth Movement: A Systematic Literature Review 86*, Angle Orthodontists, vol. 73, n. 1, p.86-91, 2003.

- ROBERTS, W. E., HUJA, S., ROBERTS, J. A., *Bone modeling: biomechanics, molecular mechanisms, and clinical perspectives*, Seminars in Orthodontics, vol. 2, p. 123-161, 2004.
- RUEGGERBERG, F. A., CAUGHMAN, W. F., CURTIS, J. W., J. R., *Effect of light intensity and exposure duration on cure of resin composite*, Operating Dentistry, vol. 19, p. 26-32, 1994.
- SAKAGUCHI, R. L., DOUGLAS, W. H., PETERS, M. C. R. B., *Curing light performance and polymerization of composite restorative materials*, Journal of Dentistry, vol. 20, p. 183-188, 1992.
- SAKAGUCHI, R. L., WITBANK, B. D., SHAH, N. C., *Critical configuration analysis of four methods for measuring polymerization shrinkage strain of composites*, Dental Material, vol. 20, p. 388-396, 2004.
- SAMESHIMA, G. T., ASGARIFAR, K. O., *Assessment of root resorption and root shape: periapical vs panoramic films*, Angle Orthodontists, vol. 71, p. 185-189, 2001.
- SAMESHIMA, G. T., SINCLAIR, P. M., *Predicting and preventing root resorption: Part I. Diagnostic factors*, American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, vol. 119, p. 505-510, 2001.
- SILIKAS, N., ELIADES, G., WATTS, D. C., *Light intensity effects on resin-composite degree of conversion and shrinkage strain*, Dental Material, vol. 16, p. 292-296, 2000.
- SCHMITT, N. F., LEWIS, E., SCULLY, P., *UV photo-induced structures on plastic optical fibres*. Proceedings POF 97 Conference, (Kauai, Hawaii, 1996) pp. 109-110.

- SCHWARZ, 1932, APUD CONSOLARO, A., *Reabsorções Dentárias nas Especialidades Clínicas*, Revista Dental Press de Ortodontia e Ortopedia Facial p.153-178, 2002.
- SILVA, J. C. C., FALATE, R., NOGUEIRA, R. N., KALINOWSKI, H. J., FABRIS, J. L., PINTO, J. L., *Production of Fiber Bragg Gratings in Phase Mask Interferometers*, 4<sup>th</sup> Conf on Telecommuincations, Proceedings of Conftele (Aveiro, 2003), pp. 449-451.
- SILVA, J. C. C., CARVALHO, L., NOGUEIRA, R. N., SIMÕES, J. A., PINTO, J. L., KALINOWSKI, H., *FBG Applied in Dynamic Analysis of an Implanted Cadaveric Mandible*, Proc. SPIE5502 Second European Workshop on Optical Fibre Sensors (Santander, Spain, 2004), pp. 226-228.
- SILVA, J. C. C., RAMOS, A., CARVALHO, L., NOGUEIRA, R. N., BALLU, A., MESNARD, M., PINTO, J. L., KALINOWSKI, H. J., SIMÕES, J. A., 2005, *Fibre Bragg grating sensing and finite element analysis of the biomechanics of the mandible*, 17th International Conference on Optical fibre Sensors, M. Voet, R. Willsch, W. Ecke, J. Jones, B. Culshaw, eds., Proceedings SPIE vol. 5855 (SPIE, Bellingham, WA, 2005), pp. 102-105.
- SMALE, I., ÅRTUN, J., A., BEHBEHANI, F., DOPPEL, D., VAN'T HOF, M., KUIJPERS-JAGTMANF, A. M., *Apical root resorption 6 months after initiate of fixed orthodontic appliance therapy*, American Journal of Orthodontics, vol. 128 n. 1, p. 57-67, 2005.

- SRIVICHARNKUL, P., KHARBANDA, O. P., SWAIN, M. V., PETOCZ, P., DARENDELILER, M. A., *Physical properties of root cementum: Part 3. Hardeness and elastic modulus after application of light and heavy forces*, American Journal of Orthodontics, vol. 127, n. 2, p. 169-176, 2005.
- STEIGER, U., *Sensor properties and applications of POF* Proceedings of the Seventh Conference on Sensors and their Applications, Dublin, Ireland, September, 325–30. 1998.
- STEPHEN, T., GERE, J. M., *Mecânicas dos sólidos*, vol. 2 Rio de Janeiro LTC, 1998.
- STOREY, E., SMITH, R., *Force in orthodontics and its relation to tooth movement.*, Austrian Dental Journal., vol. 56, p. 11–18, 1952.
- TALAIÁ, P., MILCZEWSKI, M. S., SILVA, J. C. C.; KALINOWSKI, H. J, SIMÕES, J., *Construção de modelos experimental e numérico para estudo de aparelhos ortodônticos*, 2º Encontro Nacional de Biomecânica, H. Rodrigues *et al.* (Eds.) Évora 2007.
- TJIN, S. C., TAN, Y. K., YOW, M., HAO, J., *Recording compliance of dental splint use in obstructive sleep apnoea patients by force and temperature modeling*, Medicine and Biology Engineering Computing, vol. 39, p. 182-184, 2001.
- TOM, R. S., EBERHARDT, A. W., *A nonlinear finite element analysis of the periodontal ligament*, American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, vol. 123, n. 6, p. 657-665, 2003.

- TSAO, S., WU, J., *Highly Accurate Temperature Sensor Using Two Fiber Bragg Gratings*, IEEE J Selected Topics in Quantum Electronics, vol. 2, n. 4, p. 894-897,1996.
- TWEED, C. H., *A philosophy of orthodontics treatment*, American Journal of Orthodontics and Oral Surgery, vol. 31, p. 74-103, 1945.
- VARDIMON, A. D., *Determinants controlling iatrogenic external root resorption and repair during and after palatal expansion*, Angle Orthodontists, vol. 61, n 2, p. 113-122,1981.
- VLASKALIC, V., BOYD, R., BAUMRIND, S., *Etiology and sequelae of root resorption*, Seminars in Orthodontics, vol. 4, p. 124-131, 1998.
- WAGREICH, R. B., ATIA, W. A., SINGH, H., SIRKIS, J. S., *Effects of diametric load on fibre Bragg gratings fabricated in low birefringent fibre*, Electronic Letters, vol. 32, 1223-1224, 1996.
- WEINSTEIN, S., *Minimal forces in tooth movement*, American Journal of Orthodontics, vol. 53, n.12, p. 881-903, 1967.
- WHITE, T. R., CAUPTO, A. A., CHACONAS, S. J., *The measurement of utility archwire forces*, Angle Orthodontists, vol. 59, n 4, p. 272-281,1979.
- WATTS, D. C., MAROUF, A. S., AL-HINDI, A. M., *Photo-polymerization shrinkage-stress kinetics in resin-composites: methods development*, Dental Material, vol. 19, p. 1-11, 2003.
- YANG T. Y, BALDWIN J. J., *Analysis of space closing springs in orthodontics*, Journal of Biomechanics, vol.7, p. 21-28, 1974.

- YAP, A. U., NG, S. C., SIOW, K. S., *Soft-start polymerization: influence on effectiveness of cure and post gel shrinkage*, *Operating Dentistry*, vol. 26, p. 260-266, 2001.
- YUN-JIANG R. *In fibre Bragg grating sensors: review article*, *Measurement Science Technology*, vol. 8, n. 44, p. 355-375, 1997.
- YOSHIDA, N., KOGA, Y., MIMAKI, N., KOBAYASHI, K., *Determination of the centre of resistance of maxillary anterior teeth subjected retraction forces*, *European Journal of Orthodontics*, vol. 23, p. 529-534, 2001.
- YOSHIDA, N., KOGA, Y., PENG, C., TANAKA, E., KOBAYASHI, K., *In vivo measurement of the elastic modulus of the human periodontal ligament*, *Medical Engineering and Physics*, vol. 23, p. 567-572, 2001.
- ZHANG, A., GUAN, B., TAO, X., TAM, H., *Experimental and theoretical analysis of fiber Bragg gratings under lateral compression*, *Optics Communications*, vol. 206, p. 81-87, 2002.
- ZHAO, Y., LIAO, Y., *Discrimination methods and demodulation techniques for fiber Bragg grating sensors*, *Optics Laser Engineering*, vol. 41, p. 1-18, 2004.

# APÊNDICE I

## AVALIAÇÃO DA CONTRAÇÃO EM RESINAS COMPOSTAS DENTÁRIAS

### Introdução

As resinas compostas e os *compômeros* (união de resinas com materiais que liberam flúor, *ionômeros*) foto ativados são atualmente os materiais de primeira escolha nos procedimentos de restaurações de cavidades dentárias e nas colagens dos acessórios ortodônticos sobre a dentição. Esses materiais oferecem vantagens como cor, textura e tempo de cura, aumentando o tempo para o posicionamento correto dos acessórios sobre os dentes, antes não obtidos com os compósitos quimicamente ativados.

Todavia, alguns efeitos da fotopolimerização nas resinas compostas, como a contração do material, ainda não estão totalmente compreendidos. Observou-se que a iluminação com altas intensidades de luz resulta em aumento das propriedades físicas e mecânicas das resinas compostas [Sakaguchi, Douglas & Peter, 1992], por outro lado, longa exposição e alta intensidade de luz estão geralmente associadas aos níveis altos de contração [Emami, Söderholm & Berglund, 2003]. Existe ainda uma correlação positiva entre níveis de contração e integridade das restaurações, podendo comprometer a integridade da interface dente-restauração no momento da polimerização ou algum tempo após a exposição à luz [Rueggeberg, Caughman & Curtis, 1994; Feilzer & Gee, 1995; Lu, Stanbury & Bowman, 2004].

Resultados têm sido obtidos nesta área, através de métodos de estudo como o dilatômetro [Dgee, Davidson & Smith, 1981; Oberholzer *et al.*, 2002; Sakaguchi, Witbank & Shah, 2004; Kim & Watts, 2004], processamento de imagens [Long, Sy & Suh, 1995], *bonded disk* [Long, Sy & Suh, 1995; Watts, Marouf & Al-Hindi, 2003], deslocamento linear [Dgee, Feilzer & Davidson, 1993], *Strain-gauge* [Sakaguchi, Douglas & Peter, 1992, Sakaguchi, Witbank & Shah, 2004; Puckett & Smith, 1992; Yap & Siow, 2001], análise termo-mecânica [Sakaguchi, Witbank & Shah, 2004] e espectroscopia ótica [Lu, Stanbury & Bowman, 2004]. Entretanto, cada método responde de modo diferente quando é avaliado o mesmo material [Watts, Marouf & Al-Hindi, 2003; Sakaguchi *et al.*, 2004], permanecendo a discussão sobre os níveis de contração das resinas compostas.

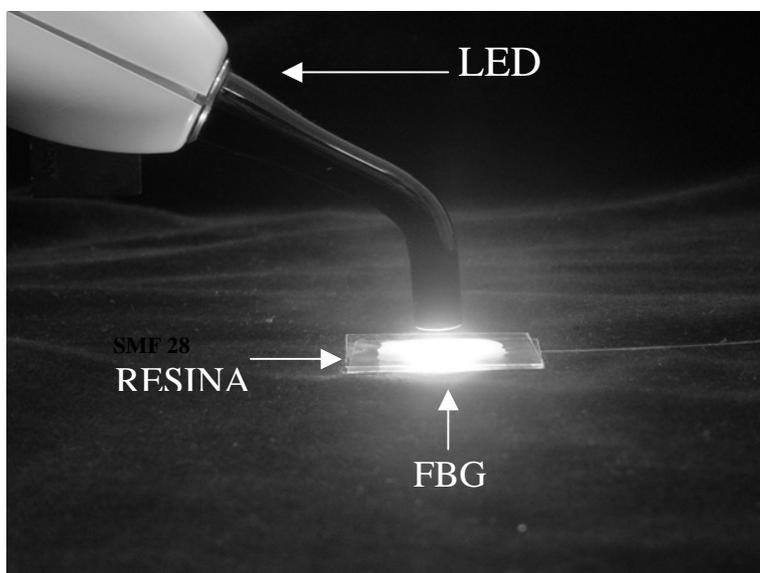
O presente trabalho avalia a contração de resinas compostas durante o processo de polimerização com a utilização dos sensores a fibra ótica.

## Material e Método

As resinas compostas estudadas para avaliar a contração foram a Freedom (SDI) e a Z100 (3M). Uma pequena quantidade do material (0.25 g) foi espalhada entre duas placas de vidro (1 mm x 30 mm x 20 mm), deixando a espessura da resina com aproximadamente 2 mm. O sensor FBG (produzido na UTFPR) foi posicionado no centro da camada de resina. Um fotopolimerizador LED (DABI ATLANTE) com irradiância entre 320 mW/cm<sup>2</sup> e 500 mW/cm<sup>2</sup> e luz com comprimento de onda entre 430 nm e 470 nm foi utilizado. Durante a polimerização a ponteira do LED foi colocada aproximadamente 3 mm acima da amostra, formando um ângulo de incidência

de 90 graus com o plano da amostra [Lu *et al.*, 2004], como mostra a fotografia da figura 1. O experimento foi realizado com um tempo de exposição de 50 segundos, e a temperatura do laboratório foi mantida em 23 °C.

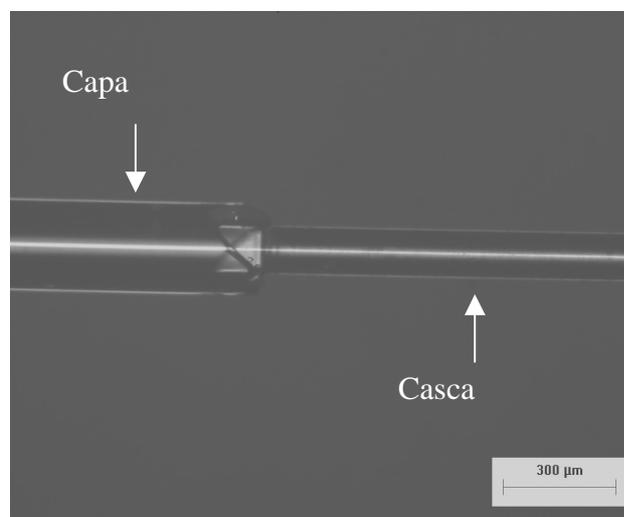
Para realizar o processo de gravação da rede de Bragg sobre a fibra, uma pequena extensão da capa é removida, este procedimento deixa bordas irregulares, as quais evitam o deslizamento da resina em torno da fibra durante a reação de polimerização. A imagem de um segmento de fibra onde foi removida a capa para o procedimento de gravação da rede é mostrada na figura 2. Algumas fibras foram atacadas com ácido fluorídrico líquido a 40% criando irregularidades ao longo da fibra para promover melhor aderência do material na superfície da mesma. Todavia, esse procedimento não apresentou diferença em relação aos ensaios com fibras não corroídas.



**Figura 1** Fotografia da iluminação sobre a resina composta, entre duas lamínulas com o sensor FBG localizado entre a amostra durante o processo de fotopolimerização.

Para a obtenção dos dados durante o processo de polimerização, o sensor é conectado em circuito com um circulador, uma fonte ótica e um

analisador de espectros ótico convencional (OSA), mostrados esquematicamente na figura 3. A luz da fonte ótica é lançada para a rede de Bragg passando por um circulador ótico, a luz refletida que emerge da rede passa novamente pelo circulador e é detectada pelo OSA. O espectro ótico refletido pela rede de Bragg é registrado durante e após a exposição da luz com intervalos de 6 segundos entre medidas sucessivas, até uma hora e meia após o término da exposição.

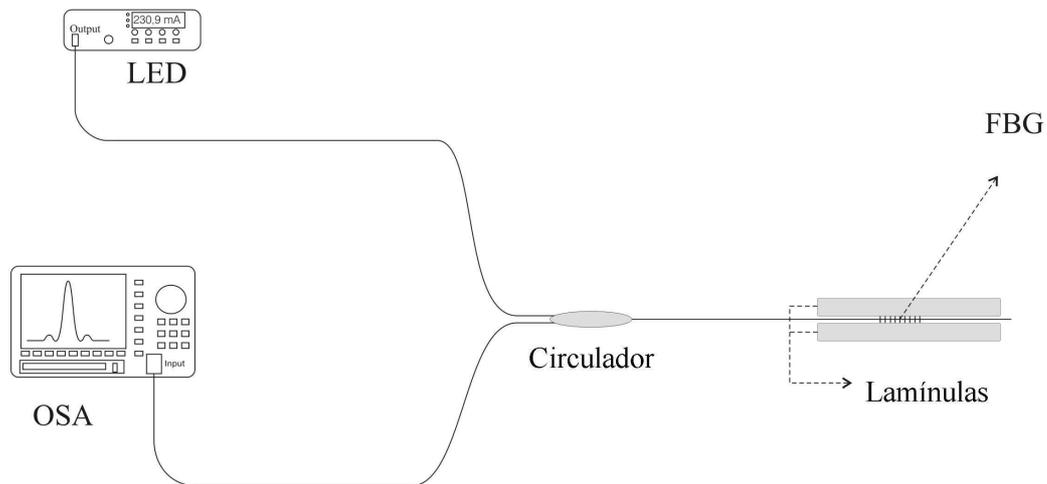


**Figura 2** Fotografia de um segmento de fibra ótica com parte da capa removida para sofrer o processo de gravação da rede FBG.

Uma rede neural foi programada especificamente para minimizar ruídos na detecção de picos durante a aquisição dos espectros [Paterno *et al.*, 2006]. A rede neural utiliza um algoritmo que aproxima o espectro de reflexão da FBG com maior precisão na posição de pico que outros métodos. Com o espectro processado, características associadas a deformações tão pequenas quanto  $4 \mu\text{strain}$  podem ser observadas.

Os valores do deslocamento da posição de pico e a pressão são associados utilizando-se sensibilidades padrão para a FBG (algumas amostras

de FBG foram previamente calibradas para checar sua sensibilidade específica à temperatura e pressão). O coeficiente padrão da FBG para deformação utilizado no estudo é de  $1 \text{ pm}/\mu\text{strain}$ . O efeito da temperatura será discutido em seguida.

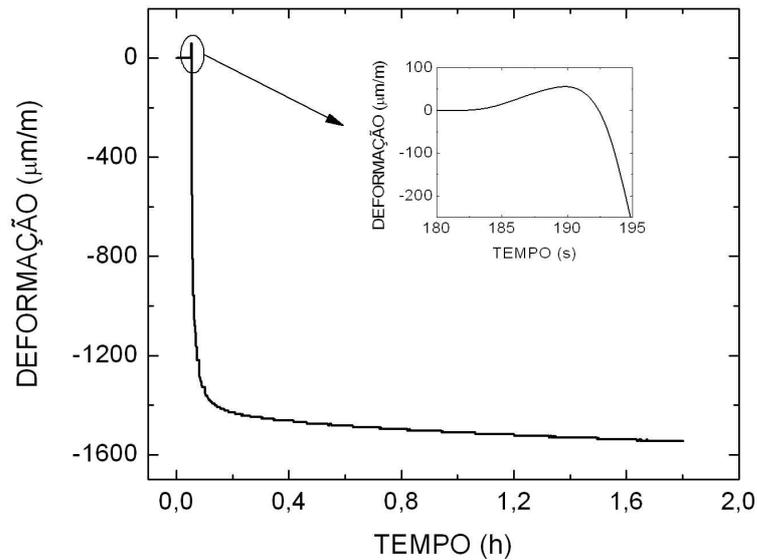


**Figura 3** Diagrama esquemático do circuito óptico para caracterização das resinas.

## Resultados e Discussão

Os resultados obtidos durante e após a fotopolimerização das resinas compostas estão representados na figura 4.

O gráfico mostra deformação como função do tempo durante a fotopolimerização.

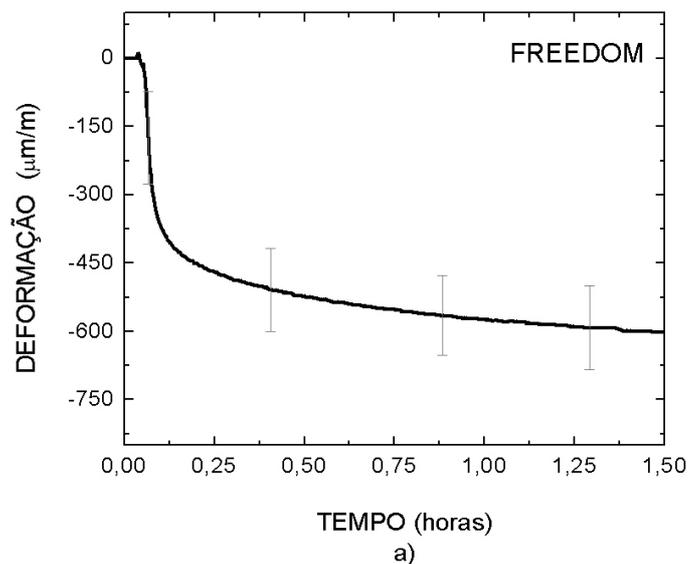


**Figure 4** Deformação como função do tempo durante a fotopolimerização da resina Z100.

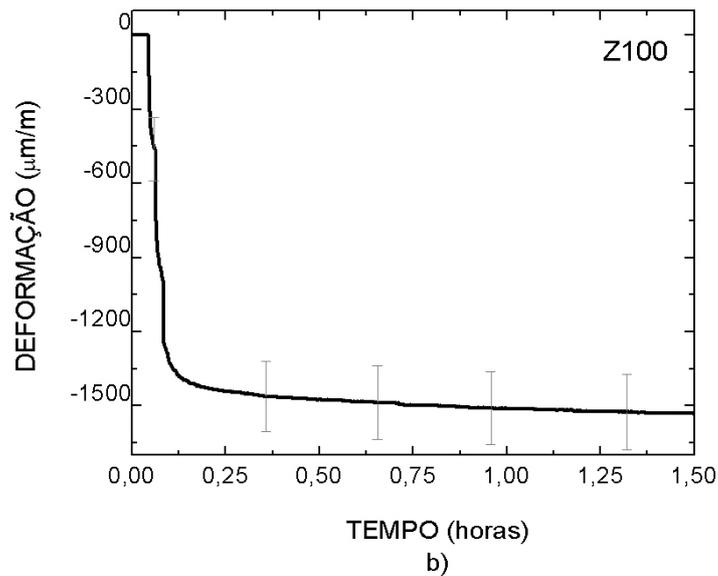
O detalhe da figura 4, mostra a reação inicial com a exposição à luz após dois minutos de estabilização do sistema (180 segundos), onde houve expansão do material atribuído à exposição à luz (LED) e também ao calor liberado pela reação (Imazato *et al.*, 2001) até 25 segundos após o início de exposição à luz. Em seguida, 30 segundos sob irradiação, observa-se a queda abrupta da curva até o final dos 50 segundos de iluminação, continuando o processo de contração até sua estabilização durante as duas horas subsequentes. A evolução das posições dos picos (deslocamento do comprimento de onda de Bragg) no espectro do sensor FBG é resultado da compressão do material (resina) sobre o sensor e determina a contração longitudinal do material.

Na reação inicial mostrada na figura 4, onde houve expansão do material por provável aumento da temperatura na reação (Imazato *et al.*, 2001) segue subsequente declínio da curva de contração. Nesse momento, observa-se

diferença no comportamento das curvas entre as duas amostras (Z100 e Freedom) (figuras 5, 6). A constante de tempo é diferente entre as duas resinas compostas. Para Dgee, Davidson & Smith [1981], é importante medir a contração em função do tempo. O ajuste polinomial de segundo grau para a curva da resina Freedom apresentou uma constante de tempo de 82.4 segundos e outra de 44 minutos, aproximadamente. Na curva obtida com a resina Z100 verificaram-se constantes de tempo de 34.6 segundos e 2.35 minutos. Esses resultados sugerem que para a Z100 após 30 minutos não há mais contração, enquanto que para a Freedom, observa-se contração constante durante as duas horas de aquisição dos dados. Provavelmente esse fenômeno reside na diferença do grau de polimerização de cada material.



**Figura 5** Curva de polimerização, após a exposição à luz da resina Freedom.



**Figura 6** Curva de polimerização, após a exposição à luz da resina Z100.

O grau e o tempo de polimerização são fatores relevantes para o sucesso de procedimentos clínicos realizados com resinas compostas [Yap *et al.*, 2001].

Nas curvas correspondentes à contração de polimerização, figuras 5 e 6, é possível verificar os valores médios de contração das resinas Z100 e Freedom duas horas após a exposição à luz, quando a curva de contração estabiliza. Para a Z100 observa-se 0.15 % ( $\pm 0.015$ ) *strain* e 0.06% ( $\pm 0.008$ ) *strain* para a Freedom. Observa-se que dois terços da contração total ocorre após os primeiros 50 segundos de iluminação com o fotopolimerizador. Houve diferença nos valores de contração entre os dois materiais, provavelmente devido à diferente procedência e composição de cada resina.

Os resultados obtidos com a resina Z100 apresentaram valores de contração semelhante aos estudos realizados com o *strain-gauge*. Um estudo realizado com a resina Z100 relata 0.30 % ( $\pm 0.06$ ) de contração quando a

amostra foi exposta à irradiação de luz ( $411 \text{ mW/cm}^2$ ) por 40 segundos [Yap *et al.*, 2001]. Outro autor reporta  $0.124 \% (\pm 0.018)$  de contração, utilizando também o *strain-gauge*, e irradiação com luz ( $450 \text{ mW/cm}^2$ ) [Emami *et al.*, 2003]. Os mesmos autores encontraram contração de  $3.028 \% (\pm 0.212)$  para medidas utilizando o método de deslocamento de água. Estudos utilizando outros métodos, como o *bonded disk*, obtiveram valores de contração de  $2.54 \%$  com iluminação de  $750 \text{ mW/cm}^2$  por 40 segundos [Silikas *et al.*, 2000]. Para medir a contração de polimerização de resinas compostas Sakaguchi *et al.* [2004] comparam quatro métodos incluindo *strain-gauge*, analisador termomecânico, dilatômetro e *bonded disc* modificado, e relataram diferença significativa entre os métodos. Os autores concluíram que a magnitude de contração de um material está na dependência do método de obtenção da medida. Cada método avaliado na literatura relata diferentes constantes e exibe diferentes magnitudes de contração para um dado material [Sakaguchi *et al.*, 2004].

Os resultados aqui obtidos com as resinas compostas apresentaram valores semelhantes aos realizados com *strain-gauge* [Emami *et al.*, 2003]. Uma possível razão para esta similaridade pode estar associada ao fato que o módulo de Young da fibra ótica, na qual o sensor é gravado, está na mesma ordem de magnitude do módulo do *strain-gauge* referido em outro trabalho [Carman & Sendecky, 1995]. Para se obter valores com maior acurácia nestas medidas, fibras especiais com módulos de elasticidade menores que o da sílica [Peng & Chu, 2004] podem ser utilizadas para gravar sensores FBG. As fibras poliméricas [Bertholds & Dandlizer, 1988; Kioke, 2002; Liu *et al.*, 2003] podem ser prováveis candidatas para esta finalidade.

## Conclusão

Os resultados obtidos no estudo da contração de resinas compostas com sensores FBG apresentaram valores semelhantes aos realizados com *strain-gauge*. Todo o processo de contração durante e após a polimerização pôde ser monitorado por meio dos sensores FBG.



## RESUMO:

Este estudo desenvolve uma técnica para avaliar a magnitude das forças aplicadas sobre um dente por meio da aparelhagem ortodôntica utilizando sensores de fibra ótica com redes de Bragg (FBG) e fibras óticas poliméricas. Esses sensores apresentam características como pequena dimensão, flexibilidade e servem como transdutores óticos, convertendo deformação mecânica em deslocamento espectral, ou em intensidade luminosa, demonstrando ser adequados para inspeção com precisão. Os ensaios foram realizados sobre um modelo maxilar elastomérico que simula uma fase de um tratamento ortodôntico. Os sensores foram posicionados entre o acessório ortodôntico e o dente. Como resultado observou-se valores de forças variando de 0,10 a 0,63 N sobre a superfície do dente incisivo central, medidas com FBG e um intervalo de 0,18 até 0,45 N quando aferidas com fibras poliméricas. O estudo viabiliza a construção futura de sensores para serem empregados em estudos *in vivo*.

## **PALAVRAS-CHAVE**

**Forças ortodônticas, Sensores óticos, Redes de Bragg, Fibras óticas poliméricas.**

## **ÁREA/SUB-ÁREA DE CONHECIMENTO**

**3.13.00.00 – 6 - Engenharia Biomédica**

**3.13.02.03 – 3 - Instrumentação Odontológica e Médico-Hospitalar**

**3.04.06.01 – 3 - Teoria Eletromagnética, Microondas, Propagação de Ondas, Antenas**

2008

Nº: 31