

## AVALIAÇÃO DE FORÇAS ORTODÔNTICAS ATRAVÉS DE SENSORES EM FIBRA ÓPTICA

M. S. Milczeswki<sup>1</sup>, J. C. C. Silva<sup>1</sup>, I. Abe<sup>2</sup>, J. A. Simões<sup>3</sup>, A. S. Paterno<sup>1</sup>, H. J. Kalinowski<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Universidade Tecnológica Federal do Paraná, 80230-901 Curitiba, Brasil

<sup>2</sup>Departamento de Física, Universidade de Aveiro

<sup>3</sup>Departamento de Engenharia Mecânica, Universidade de Aveiro

### RESUMO

*Neste artigo descreve-se um procedimento experimental para monitorar as cargas aplicadas através de um dispositivo ortodôntico utilizando sensores em fibra óptica baseados em redes de Bragg (FBG). O dispositivo experimental é constituído por um suporte metálico (do tipo Typodont) que contém elementos dentários artificiais. Um sensor FBG em fibra de alta birrefringência (HiBi) foi colocado entre o acessório ortodôntico (Edgwise Standart 0.022", 4mmx5mm) e o dente. Para realizar a aquisição dos dados, o sensor foi incluído num circuito óptico com um controlador de polarizador, um circulador, uma fonte óptica (LED) e um analisador de espectros ópticos (OSA). Utilizou-se um comparador colocado sobre o dente que continha o sensor para determinar o seu deslocamento em função de diferentes cargas aplicadas no aparelho ortodôntico. Os resultados demonstram a adequabilidade do sensor para a aquisição de dados sobre as forças exercidas num dente induzidas pelas cargas colocadas no dispositivo ortodôntico. A utilização de um comparador permitiu determinar o movimento labial-lingual do dente. Obteve-se uma relação linear entre as forças (deformação do sensor) e os deslocamentos do dente.*

### 1- INTRODUÇÃO

A natureza complexa da oclusão dentária, incluindo seu desenvolvimento, manutenção e correcção é a principal razão para a existência da ortodontia como área específica da odontologia. 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 temporomandibular, susceptibilidade a cárie, doença periodontal e finalmente, comprometer a estética facial e a dicção [1].

Através de uma aparelhagem adequada, os dentes podem ser posicionados correctamente e a função muscular é restabelecida. A correcção do esqueleto craniofacial, no entanto, é diferente, sendo possível direccionar 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 frequente 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 acto da mastigação, ou induzida através de intervenção ortodôntica, quando há a necessidade de correcção da oclusão.

A correcção da posição dentária ocorre com o deslizamento de um acessório, aderido ao dente, através de um arco metálico, auxiliados por molas ou elásticos, ou o elemento dentário acompanha o movimento do arco metálico com o emprego de alças e aparelhos auxiliares. A movimentação ortodôntica é um processo biomecânico caracterizado por reacções sequenciais dos tecidos periodontais frente a forças oriundas do aparelho ortodôntico [2,3]. Os dispositivos ortodônticos tornaram-se populares pelo trabalho de Edward H. Angle [4] com conceito e técnica designada de Edgewise ou Arco de Canto [5]. Através dos anos foram desenvolvidos os materiais, as formas e arquitectura para as técnicas ortodônticas, muito embora, o conceito básico de Angle não tenha sido alterado.

O sucesso do tratamento ortodôntico depende do diagnóstico e da eficiência do dispositivo utilizado. Assim, relaciona-se a qualidade do movimento dentário à habilidade clínica de controlar o sistema de forças aplicado sobre a dentição, havendo a necessidade de conhecer os fenómenos biológicos inerentes, aliado às informações técnicas da mecânica utilizada, para perceber a natureza e os resultados da movimentação [6-8].

Com a possibilidade de medir a deformação mecânica com um sensor numa fibra óptica e conhecendo-se a sensibilidade da Rede de Bragg com a deformação mecânica em fibras de alta birrefringência [9-11], a monitorização do comprimento de onda permite a possibilidade de determinar valores das cargas estabelecidas pelo sistema ortodôntico sobre a dentição. A sensibilidade da rede de Bragg à deformação também pode ser utilizada para verificar os níveis de contracção das resinas compostas dentárias durante e após a fotopolimerização

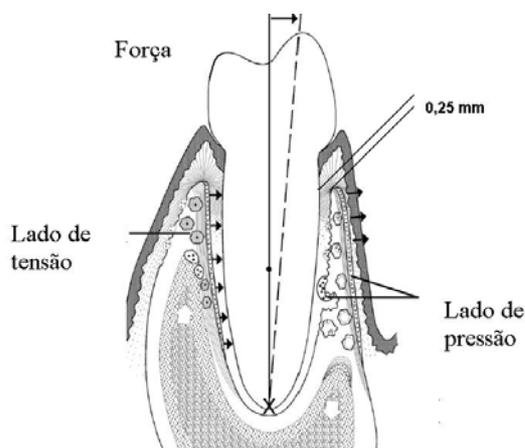
O movimento dos dentes nas arcadas é o resultado de fenómenos fisiológicos ou induzidos. O movimento dentário induzido ou ortodôntico ocorre como reacção à aplicação de forças externas. A natureza e a intensidade destas forças geradas pelo dispositivo ortodôntico e aplicadas sobre a dentição, serão motivo de investigação neste estudo, embora os resultados apresentados neste artigo tenham carácter preliminar.

De maneira fisiológica, os dentes e estruturas periodontais estão expostos a forças durante a função mastigatória. O contacto entre os mesmos por um segundo, ou menos, geram forças de elevada intensidade, chegando a 1 ou 2kgf, e forças equivalentes a 50kgf quando objectos mais resistentes são mastigados [13]. Quando o elemento dentário é submetido a cargas pesadas, o movimento rápido, no LPD, é evitado pelo fluido tecidular. Quando ocorre a aplicação de forças externas induzidas ou forças ortodônticas e a pressão contra um dente é mantida, o fluxo é escoado comprimindo o ligamento contra o osso adjacente, iniciando uma reacção tecidular e o dente movimenta-se através do LPD. O estímulo mecânico do aparelho pode traduzir-se biologicamente na geração de proteínas no LPD [8]. Apesar de o LPD ser adaptável para resistir às forças de curta duração, o mesmo perde rapidamente esta capacidade, extravasando o fluido tecidular da sua área confinada. Deste modo, uma força prolongada, mesmo de baixa intensidade, produz uma resposta fisiológica diferente com remodelação do osso adjacente. Portanto, o movimento ortodôntico é resultado da plasticidade do osso alveolar frente às cargas de um sistema de forças [5,13].

A remodelação óssea ocorre de acordo com o pico de pressão proveniente de um carregamento dinâmico. A pressão reflecte-se sobre a forma de uma determinada deformação. A deformação máxima para o tecido ósseo é de aproximadamente 25000 $\mu\epsilon$  e o intervalo fisiológico normal apresenta valores entre 200 $\mu\epsilon$  a 2500 $\mu\epsilon$ . Assim, dentro do intervalo fisiológico (200-2500 $\mu\epsilon$ ), a massa óssea permanece

constante e a sua integridade estrutural é mantida por meio de mecanismos de remodelação óssea [14,15].

A resposta à sensibilidade biomecânica por meio de actividade catabólica e anabólica, absorção e aposição em cada superfície do dente (figura 1) é o mesmo mecanismo do crescimento, adaptação e atrofia do sistema esquelético. Deste modo, julga-se que o processo de reabsorção e formação na superfície do osso é desencadeado pelas deformações em torno de ou superiores a  $2500\mu\epsilon$ . Assim, crê-se que a remodelação óssea seja um mecanismo adaptativo do tecido esquelético às cargas (deformação, tensão, energia de deformação elástica, etc.) fisiológicas e terapêuticas.



**Fig 1** - Esquema ilustrativo de um dente com lado em tensão e outro em compressão [15].

Outra teoria sobre a remodelação óssea devido ao movimento ortodôntico é a piezoelétrica. O potencial gerado pela tensão nos tecidos biológicos é um fenómeno normal e fisiológico, as macro moléculas, assim como os ossos e os músculos apresentam tensões geradas por potenciais importantes para regular o metabolismo celular através de corrente eléctrica. O comportamento electromecânico do tecido ósseo para induzir ou estimular a osteogénese tem sido estudado de uma forma teórica [16] e experimentalmente [17-22]. Esses trabalhos sugerem uma relação entre a perturbação mecânica e a eléctrica do osso. O potencial piezoelétrico resulta da distorção das

estruturas como os cristais de hidroxiapatite, matriz colágeno e superfície das células do tecido ósseo e efeito eléctrico instalado no fluido intersticial. Alguns estudos relatam o uso de corrente eléctrica para tratar fracturas do tecido ósseo, ou induzir formação de osso em áreas enxertadas com hidroxiapatite e um implante cerâmico piezoelétrico [21]. A estimulação eléctrica foi motivo de estudos para potencializar o movimento ortodôntico [3].

Muitas análises sobre o mecanismo de remodelação óssea induzida pelo tratamento ortodôntico foram realizadas com ensaios histológicos, matemáticos ou usando o método dos elementos finitos (MEF) [3, 13, 23]. Esses estudos concluem que as forças de tensão induzem à osteogénese, enquanto forças máximas de pressão coincidem com a reabsorção do tecido ósseo [24]. Por outro lado, cargas fisiológicas tão baixas como 2gf (0.02N) permitem a movimentação do elemento dentário [25].

Sob o aspecto biomecânico, o LPD sob pressão apresenta fisiologia específica, complexa de ser definida matematicamente quando se tem em consideração o fluido periodontal [22, 26, 27]

A intensidade da força que é possível colocar para se movimentar um dente com o mínimo de dano nos tecidos e aceitável desconforto ao paciente é conhecida como a força óptima [28]. Esse conceito foi desenvolvido, considerando que a pressão deve ser levemente superior à pressão que o sangue exerce nas paredes dos vasos da micro circulação, de 15 a 20 mmHg, o que corresponde a 20 à 26 g/cm<sup>2</sup> na superfície da raiz em condições metabólicas normais [9,29,30].

Ren *et al.* [29], num extensivo trabalho de revisão, encontraram um grande intervalo de valores referidos como compatíveis com a movimentação ortodôntica, estes valores variavam entre 0.10N e 12N, que foi atribuído às diferentes metodologias empregadas e diferentes parâmetros como os dentes envolvidos e tipo do movimento. Alguns estudos utilizaram animais e outros avaliaram a

movimentação do dente em humanos.

Os trabalhos pertinentes com o tema em questão ressaltam que forças de baixa intensidade (0.5N) ou maiores (1N) são capazes de criar movimento dentário [31]. Tal implica que altas intensidades de força, utilizadas na prática ortodôntica, não necessariamente produzem movimento dentário de forma mais eficiente.

Em estudo com humanos, validado matematicamente, Ren *et al.* [27] encontraram valores indicando que a velocidade máxima para movimentar um dente canino requer uma força com intensidade na ordem de 2.72 N. O conceito actual de movimentação dentária relaciona a intensidade da força com a velocidade do movimento [27,28].

Os efeitos deletérios na dentição durante a aplicação de forças ortodônticas têm sido amplamente discutidos [30,32-35]. A intensidade da força e sua duração, seja contínua, intermitente ou em tratamentos longos, estão associados a reacções biológicas adversas como as reabsorções radiculares [36, 37].

Os aparelhos correctivos fixos e os dispositivos auxiliares com forças excessivas e intermitentes podem desencadear reabsorções radiculares, embora alguns estudos não correlacionem, de forma significativa, a aplicação contínua ou intermitente e as reabsorções apicais dentárias [31,35].

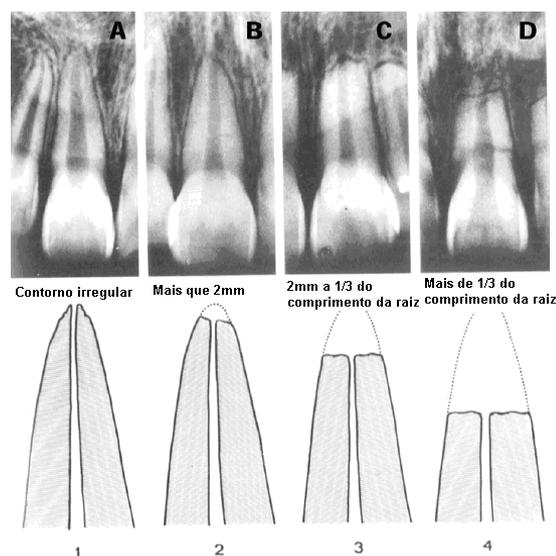
As reabsorções ou absorções das raízes dentárias provenientes do movimento dentário ortodôntico ocorrem ao nível celular onde os cementoblastos, células de protecção encontradas na superfície da raiz do dente, podem entrar em necrose ou migrar se a força aplicada sobre o dente comprimir excessivamente os vasos do LPD. As células (cementoblastos) diferenciam o tecido dentário do tecido ósseo que são ambos mineralizados. Com a raiz desprotegida, inicia-se por meio de células osteo-remodeladoras (osteoclastos e osteoblastos) a reabsorção radicular associada ao movimento ortodôntico. A reabsorção dentária relacionada com a movimentação ortodôntica, quanto ao seu

mecanismo de ocorrência, é classificada como reabsorção inflamatória [8].

Aproximadamente 10% da população ocidental têm a movimentação induzida como causa principal e mais frequente de reabsorções dentárias. Quando se excluem as pessoas tratadas ortodônticamente, a frequência da reabsorção varia de 7 a 10% [38]. Teorias sobre as causas são bastante controversas na literatura [39,40]. Constatase certa predisposição relacionada com a morfologia radicular [35].

Segundo Malmgren *et al.* [41] a reabsorção dentária relacionada com a movimentação ortodôntica pode ser classificada quanto à sua intensidade em quatro estágios: contorno apical irregular (1), reabsorção apical com mais de 2mm de redução do comprimento da raiz (2); com mais de 2mm a um terço do comprimento da raiz original (3); e reabsorção apical com mais de um terço do comprimento da raiz original (4) (figura 2).

Nas faces laterais as reabsorções são longas, superficiais e irregulares. A região apical não é mais susceptível à reabsorção dentária, apenas a sua estrutura favorece a sua detecção que as demais e, ainda, o mo-



**Fig 2** - Classificação de Malmgren *et al.*, [41]; Imagens radiográficas de incisivos centrais e laterais superiores A, B, C, D e desenho esquemático graduados em 1, 2, 3, 4.

vimento ortodôntico exige mais do terço apical. As forças transferidas através do aparelho ortodôntico concentram mais no

ápice cônico da raiz, exacerbando reacções induzidas nesta região.

O estudo das forças transferidas do aparelho ortodôntico aos dentes implica a utilização de metodologias experimentais adequadas. Para este problema em questão Nas faces laterais as reabsorções são longas, superficiais e irregulares. A região apical não é mais susceptível à reabsorção dentária, apenas a sua estrutura favorece a sua detecção que as demais e, ainda, o movimento ortodôntico exige mais do terço apical. As forças transferidas através do aparelho ortodôntico concentram mais no ápice cônico da raiz, exacerbando reacções induzidas nesta região.

O estudo das forças transferidas do aparelho ortodôntico aos dentes implica a utilização de metodologias experimentais adequadas. Para este problema em questão, técnicas convencionais de medição de deformações não se afiguram adequadas, como por exemplo a fotoelasticidade nas suas vertentes bi e tridimensional e a extensometria eléctrica.

Os sensores de Bragg em fibra óptica permitem uma nova tecnologia de medição, que para o presente problema em análise se ajusta de forma adequada. De facto, a utilização de redes designadas de HiBi, permitem determinar uma deformação exercida num objecto onde o sensor se encontra colado, na direcção que se pretende fazer a medição.

A gravação das redes em fibra óptica como sensores, está baseada na habilidade de se alterar o índice de refração do núcleo por meio da absorção óptica de luz UV. A foto-sensibilidade 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 actua como espelho selectivo de comprimentos de onda que satisfazem à condição de Bragg [42], obtendo-se assim redes de Bragg [43].

Segundo Hill e Meltz [44], no princípio, a observação da mudança no índice de refração foto-induzida em fibras foi somente uma curiosidade científica, mas

tornou-se potencialmente a base para a tecnologia que tem sido amplamente utilizada em comunicações ópticas e sistemas de sensoriamento, possuindo aplicações chaves na comutação, filtragem, controle e amplificação de sinais ópticos. As redes de Bragg apresentam também inúmeras vantagens como sensores, uma vez que oferecem imunidade à interferência eletromagnética, dimensão reduzida, baixo peso, flexibilidade e possibilidade de sensoriamento remoto [45]. Desse modo, as redes podem ser empregadas como sensores em áreas que envolvem materiais, estruturas civis e biomédicas [46,47]

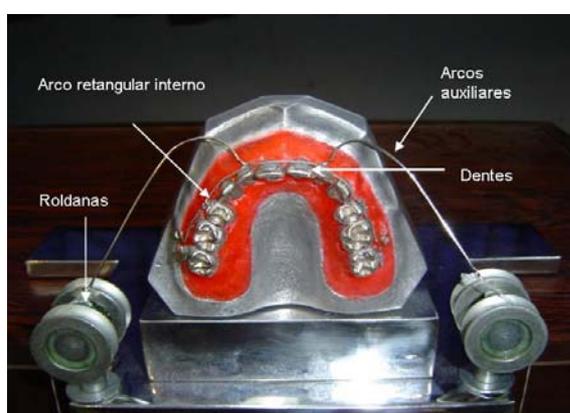
A proposta deste trabalho consistiu na monitorização e determinação das forças aplicadas com dispositivo ortodôntico em estruturas dentárias artificiais por meio de sensores em fibra óptica baseados em redes de Bragg (FBG). Esses sensores apresentam características como pequena dimensão e flexibilidade, servem como transdutores ópticos convertendo uma deformação num deslocamento espectral e também demonstram ser adequados para a inspecção com precisão [45]. Também foram determinados os deslocamentos sofridos pelo dente incisivo através de um comparador.

## 2- MATERIAIS E MÉTODOS

O estudo das forças ortodônticas foi realizado no Laboratório de Óptica e Ópto-Eletrônica da Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR). O dispositivo experimental, que replica a maxila, contém elementos dentários artificiais colocados num suporte de cera, que por sua vez encontra-se solidária a uma estrutura metálica. Neste estudo apenas a base para a maxila do *Typodont* foi utilizada com o intuito de monitorar os incisivos superiores que ficam sujeitos às forças exercidas pelos arcos internos e forças “extra-bucais” e também por não haver necessidade de articular os maxilares. A base do *Typodont* permite muito boa reprodutibilidade do posicionamento original dos dentes e viabiliza a utilização dos arcos ortodônticos com as mesmas dimensões que nos tratamentos ortodônticos. Além da base

maxilar, o dispositivo experimental possui roldanas posicionadas nas laterais de uma base, utilizadas como cursores para aparelhos auxiliares “extra-bucais”, permitindo simular o carregamento aplicado em situações reais (figura 3).

As redes utilizadas foram gravadas em fibras ópticas birrefringentes do tipo PANDA (Thorlabs) com comprimento de 5 mm, coincidindo com a dimensão horizontal do acessório ortodôntico, além de oferecerem largura de banda menor (à meia altura) e maior reflectividade que as redes mais curtas.



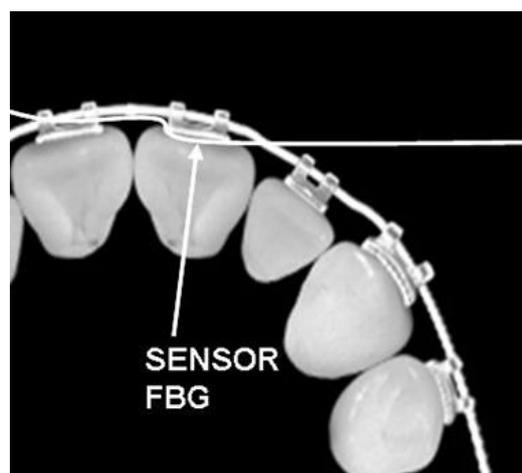
**Fig 3** - Fotografia do modelo da maxila em metal (Typodont), aparelhos auxiliares guiados em roldanas com cargas.

Para efectuar a localização dos eixos de polarização (eixo lento, X, eixo rápido, Y) e caracterizar a resposta espectral, a FBG em fibra HiBi foi submetida a cargas transversais por meio de um sistema de carregamento apropriado. O suporte da fibra permite o posicionamento longitudinal e a rotação desta de modo a orientar seus eixos de polarização em relação à direcção da carga aplicada. Esse sistema foi construído no laboratório, e é baseado num parafuso micrométrico de precisão fixado em base metálica, contendo um suporte para rodar a fibra [48]. Após a caracterização dos eixos principais por pressão, as fibras HiBi são identificadas exteriormente para a correcta orientação do sensor no sistema a ser monitorizado.

O sensor foi colado no modelo maxilar entre o dente, incisivo superior esquerdo, na sua face vestibular e o acessório

ortodôntico (Edgwise standard 0.022", 3 mmx5 mm) (figura 4).

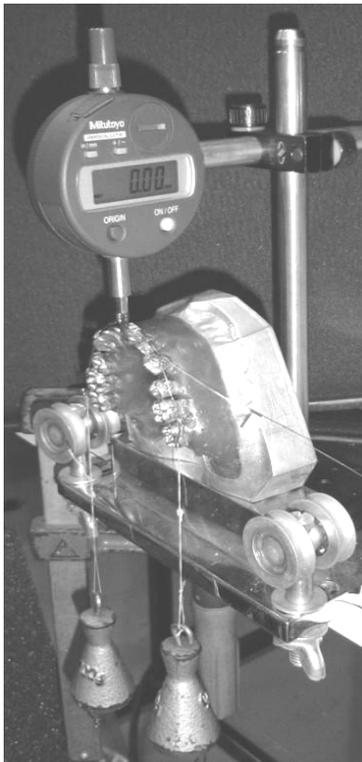
Sobre os acessórios foi colocado um arco rectangular metálico (aço CSC 304, 0.019"x0.025" Morelli) com alças e dobras de primeira, segunda e terceira ordem ideais [5] e os aparelhos auxiliares “extra-bucais” foram encaixados nos arcos. Para os ensaios realizados, cargas (massas colocadas por gravidade) de 200gf, 400gf, 600gf, 800gf e 1000gf foram exercidas na zona maxilar do arco metálico como se ilustra na figura 5.



**Fig 4** - Ilustração da posição dos dentes, sensor (FBG) e aparelho ortodôntico.

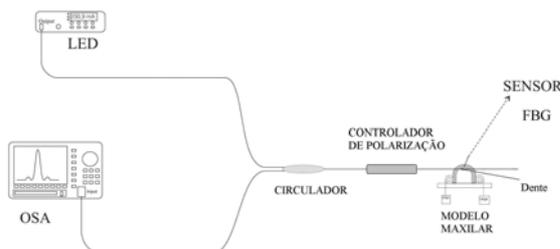
Este sistema simula um tratamento ortodôntico com extracções dentárias (primeiros pré-molares), em fase de retracção dos dentes para aumento de ancoragem [49].

Para realizar a aquisição dos dados, após a aplicação das cargas sobre o modelo maxilar, o sensor foi incluído num circuito óptico com um controlador de polarização, um circulador, uma fonte óptica (LED) e o analisador de espectros ópticos (OSA), dispostos como ilustrado no esquema da figura 6. A luz emitida através de um LED é acoplada na fibra por meio de um circulador e o controlador de polarização, utilizado para ajustar o estado de polarização da luz incidente, assim a luz reflectida é dissipada para o OSA, que faz as aquisições dos es-



**Fig 5** - Fotografia do dispositivo experimental onde se pode observar as massas colocadas sobre o aparelho ortodôntico e o comparador no incisivo esquerdo para medir o seu deslocamento.

pectros e os representa no monitor de um computador. A resolução é acoplada na fibra por meio de um circulador e o controlador de polarização, utilizado para ajustar o estado de polarização da luz incidente, assim a luz reflectida é dissipada para o OSA, que faz as aquisições dos espectros e os representa no monitor de um computador. A resolução do OSA está determinada como 0.02nm, para se obter resultados experimentais precisos. Fizeram-se cinco medições, apresentados os resultados sobre a forma das deformações e deslocamentos médios.

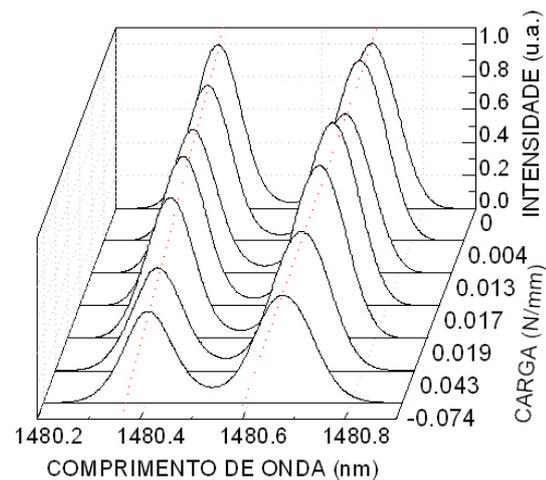


**Fig 6** - Esquema do circuito óptico para leitura das redes de Bragg. Modelo maxilar, sensor (FBG), controlador de polarização, circulador, fonte óptica (LED) e analisador de espectros ópticos (OSA).

### 3- RESULTADOS E DISCUSSÃO

A compressão transversal do sensor FGB devido às cargas do sistema ortodôntico resultou num deslocamento preferencial de uma das bandas do espectro. Esse comportamento era esperado, pois a compressão transversal sobre toda a extensão do sensor resulta no deslocamento de um dos espectros e o outro mantém-se praticamente na sua posição original [9,48,50,51].

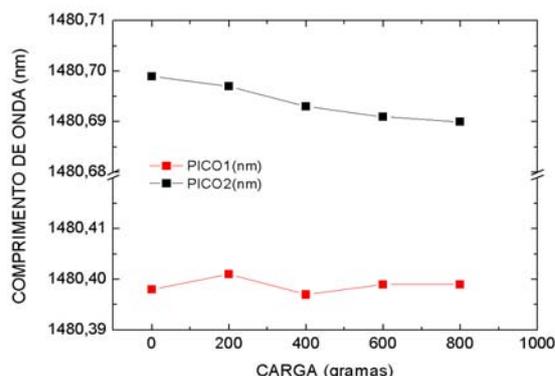
A sensibilidade obtida foi significativa para a observação dos carregamentos sobre os dentes artificiais. A figura 7 mostra a evolução do deslocamento com valores do comprimento de onda de uma direcção em função da carga aplicada.



**Fig 7** - Gráfico do afastamento dos picos em função da deformação transversal.

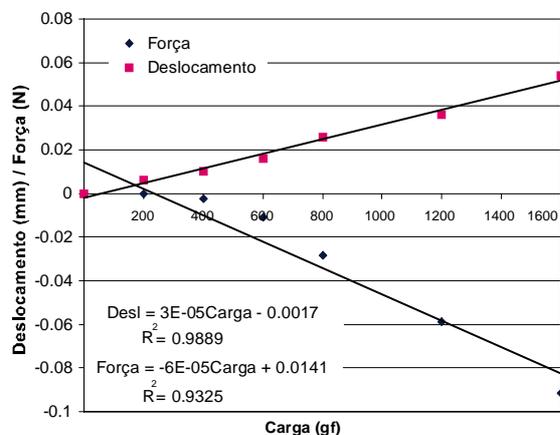
O gráfico ilustrado na figura 8, a título de exemplo, mostra os valores do deslocamento do espectro do comprimento de onda de Bragg com a aplicação de forças sobre um dos eixos de birrefringência. Utilizando-se o coeficiente de sensibilidade e sabendo-se que o sensor sofreu uma compressão transversal ao longo do seu comprimento, é possível determinar a força exercida sobre o dente. Para este exemplo, e para uma carga de 1000gf, o dente sofreu uma força de 0.43N aproximadamente.

O gráfico da figura 9 ilustra as forças medidas no dente e respectivos deslocamentos em função das cargas aplicadas. Como se pode observar, excluindo uma pe-



**Fig 8** - Medidas em deslocamento do comprimento de onda de Bragg quando aplicadas às forças ortodônticas.

quena não linearidade entre as forças no dente para as cargas até 600gf aplicadas no aparelho ortodôntico, observou-se para as restantes cargas uma excelente linearidade. Obteve-se também uma boa linearidade entre os deslocamentos medidos e as cargas aplicadas. Ajustando os dados experimentais a regressões lineares simples, obtém-se factores de correlação  $R^2$  de 0.92 e 0.99 para as forças e deslocamentos respectivamente.



**Figura 9** – Forças e deslocamentos em função da carga aplicada no aparelho ortodôntico.

Para a carga máxima a que se sujeitou o aparelho ortodôntico, 1600gf, a força exercida no dente foi de 0.1N e o deslocamento de cerca de 54 $\mu$ m. É curioso observar a relação entre as forças calculadas e os deslocamentos sofrido pelo dente de ensaio. Se determinarmos o quociente entre a força e o deslocamento, os valores são idênticos para as últimas três cargas (800gf, 1200gf e 1600gf), o que

mostra uma interessante linearidade. Embora seja prematuro tirar conclusões relativamente a este facto, uma vez que só foram feitas cinco medições, pode-se questionar se numa situação clínica acontecerá o mesmo, ou seja, será que o movimento do dente é linear com a carga aplicada no sistema ortodôntico? Para esta questão, nesta fase do projecto, não temos respostas porque é necessário ter em consideração as condições do modelo experimental. O modelo de trabalho replica o tecido ósseo da maxila (cortical e esponjoso) através de uma cera e não existe qualquer estrutura que possa replicar o efeito do LPD. Neste sentido, o modelo experimental terá de ser melhorado para incluir o efeito, pelo menos do LPD. Idealmente é que dispositivo experimental possa ter a diferenciação entre a rigidez dos tecidos cortical e esponjoso. Será objectivo futuro analisar se existe, ou não, uma relação linear entre a carga exercida num aparelho ortodôntico e o movimento de um determinado dente, atendendo às características das propriedades de rigidez do LPD, que podem incluir um efeito não linear na relação força-deslocamento. Todavia, tal dependerá dos níveis de deslocamentos impostos pela força no dente, se estes se encontram numa região linear da relação entre as cargas e os deslocamentos a que um LPD está sujeito fisiologicamente.

Convém, ressaltar, que atendendo às características preliminares deste trabalho, nada de relevante se poderá afirmar sobre estes valores medidos, nomeadamente a sua relação com os aspectos clínicos inerentes a estes dispositivos biomédicos. Contudo, algumas conclusões, de ordem qualitativa, podem naturalmente serem feitas.

No que diz respeito ao sistema de leitura, 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 como fisiológicas, ou seja, promovem, teoricamente, movimento do elemento dentário sem prejuízos aos tecidos envolvidos no processo [9, 12, 23,27]. No entanto, deve-se considerar, como foi oportunamente referido, que as estruturas

utilizadas, como dentes em metais e cera, não representam o comportamento das estruturas dentárias e a natureza complexa do LPD. De acordo com Yoshida *et al.* [26] e Aschero *et al.* [22], não é possível reproduzir a resposta fisiológica do LPD no momento da aplicação da força em sistemas artificiais. O presente estudo simplesmente viabiliza uma técnica para aquisição de valores de força dissipadas durante as activações ortodônticas, para utilização futura em pacientes em tratamento ortodôntico. Para tanto, novas fibras em novos materiais e formas internas permitirão o desenvolvimento de estudos *in vivo*. De facto, todo o sistema biomecânico desta aplicação biomédica é condicionado pelo sistema biomecânico desta aplicação biomédica é condicionado pela presença do LPD, cujas características mecânicas são de difícil caracterização. Alguns estudos têm sido realizados visando este objectivo, mas a maioria deles foram feitos com LPD de animais [52]. Neste sentido, o desenvolvimento de modelos de elementos finitos, aferidos através de experiências que repliquem o mesmo, permitirá estimar as forças necessárias para evitar a reabsorção dentária, quer pelas baixas intensidades de forças, quer por forças demasiado elevadas. O estudo da rigidez do LPD em mandíbulas/maxilas *ex vivas* permitirá também estudar o efeito deste no mecanismo de transferência de carga para a raiz do dente e determinar as forças óptimas a colocar no aparelho ortodôntico ao longo do tempo para um determinado objectivo clínico. A simulação matemática do processo de remodelação óssea será uma ferramenta indispensável para estimar os efeitos das forças ortodônticas a longo prazo.

Pode-se concluir que os sensores em fibra óptica são sensíveis às forças transversais (fibras HiBi) durante os carregamentos na activação ortodôntica [10]. Será assim possível o desenvolvimento de sistemas ortodônticos baseados nesta tecnologia para auxiliar ortodontistas nos tratamentos clínicos mais adequados, tendo como referências todos os estudos e resultados de base científica.

#### 4- CONCLUSÕES

Pode-se concluir que os sensores em fibra óptica são sensíveis às forças transversais durante os carregamentos na activação ortodôntica [11]. O sistema experimental concebido e testado permite os objectivos da determinação das forças exercidas sobre os dentes através das cargas aplicadas no aparelho ortodôntico e os respectivos deslocamentos (movimentos) dos dentes.

#### AGRADECIMENTOS

Ao CNPq, à Fundação para a Ciência e a Tecnologia pelo financiamento da bolsa pós-doutoramento de I. Abe e à CAPES pelo financiamento do Prof. J. A. Simões como professor visitante na UTFPR/CPGEI.

#### REFERÊNCIAS

- [1] - Moyers, R. E., Ortodontia 3<sup>a</sup> Ed. Rio de Janeiro, Guanabara, Koogan, 1979.
- [2] - Reitan, K., Effects of force magnitude and direction of tooth movement on different alveolar bone types, Angle Orthod., 34, pp. 244-255, 1964.
- [3] - Davidivitch, Z., Tooth movement, Crit Rev Oral Biol Med., 2, pp. 411-450, 1991.
- [4] - 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).
- [5] - Graber T M, Vanarsdall L, Ortodontia princípios e técnicas atuais 2<sup>a</sup> ed Rio de Janeiro Guanabara Koogan, 1996, pp. 437-506; 627-658; 897.
- [6] - Merrifield, L. L., Differential diagnosis with total space analysis, Journal of the Charles Tweed Foundation, 17, pp. 19-64, 1989.
- [7] - Gebeck, T. R., Merrifield, L.L., Analysis: concept and values, Am J Orthod Dentofacial Orthop, 107, pp. 541-547, 1995.
- [8] - Consolaro. A., Reabsorções Dentárias nas Especialidades Clínicas, Maringá Dental Press, pp.153-178, 2002.
- [9] - Wagreich, R. B., Atia, W. A., Singh, H., Sirkis, J. S., Transversely handed Bragg grating pressure transducer with a mechanically enhancing the sensitivity Electronic Letters, 32, pp1223-4, 1996.

- [10] - Kawase, L., Valente, L. C. G., Margulis, W., Carvalho, M. C. R., Force measurement using induced birefringence on Bragg gratings, Proc. of SBMO/IEEE MTT-S IMOC, pp. 394-396, 1997.
- [11] - Gafsi, R., El-sherif, M. A., Analysis of induced-birefringence effects on fiber Bragg gratings, Opt Fiber Technol., 6, pp. 299-323, 2000.
- [12] - Proffit, W. R., Fields, H. W. Jr., Contemporary orthodontics. 2<sup>th</sup> Ed., Saint Louis: Mosby; pp.266-288, 1993.
- [13] - Storey, E., Smith, R., Force in orthodontics and its relation to tooth movement., Aust Dent J., 56, pp. 11-18, 1952.
- [14] - Burr, D.B., Remodeling and the repair of fatigue damage, Calcif Tissue Int 1993, 53 (suppl 1):S75-S80 J Biomechanics., 14, pp. 461-470, 1981.
- [15] - Roberts, W. E., Huja, S., Roberts, J. A., Bone modeling: biomechanics, molecular mechanisms, and clinical perspectives, Seminars in Orthod., 2, pp. 123-161, 2004.
- [16] - Korostoff, E., A linear piezoelectric model of characterizing stress generated potentials in bone, J of Biomechanics, 12, pp. 335-347, 1979.
- [17] Burr, D.B., Measurements of dynamic piezoelectric properties of bone as a function of temperature and humidity, J Biomechanics, 9, pp. 495-507, 1976.
- [18] - Heller, I. J., Nanda, R., Effect of metabolic alteration of periodontal fibers on orthodontic tooth movement. An experimental study, Am J Orthod. vol. 75(3), pp. 239-58., 1979.
- [19] - Otter, M., Shoenung, J., Williams, W., Evidence for the difference sources of stress-generated potentials in wet and dry bone, J Orthop Research, 3, pp. 321-324, 1985.
- [20] - Aschero, G., Gizdulich. P., Mango, F., Romano, S., Converse piezoelectric effect detected in fresh cow femur bone, J Biomechanics, 29 (9), pp. 1169-1174, 1996.
- [20] - Davidovitch, O., Nicolay, K., Alley, B., Zwilling, R., Lanese &. 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 (Fla) , pp. 97-129, 1989.
- [21] - Jianqing, F., Huipin, Y., Xingdong, Z., Promotion of osteogenesis by a piezoelectric biological ceramic. Biomaterials, 18, pp. 1531-1534, 1997.
- [22] - Aschero, G., Gizdulich. P., Mango, F., Statistical characterization of piezoelectric coefficient  $d_{23}$  in cow bone, J Biomechanics, 32, pp. 573-577, 1999.
- [23] - Iwasaki, L. R., Haack, J. E., Nickel, J. C., Morton, J., Human tooth movement in response to continuous stress of low magnitude, Am J Orthod Dentofacial Orthop., 117, pp. 175-83, 2000.
- [24] - Al-Qawasmi, R. A., Hartsfield, J.K. JR., Everett, E. T., Genetic predisposition to external apical root resorption. Am J Orthod Dentofacial Orthop., 123, pp. 242-252, 2003.
- [25] - Weinstein, S., minimal forces in tooth movement, Am J Orthod., 53(12), pp. 881-903, 1967.
- [26] - Yoshida, N., Koga, Y., Mimaki, N., Kobayashi, K., Determination of the centres of resistance of maxillary anterior teeth subjected retraction forces, Eur J Orthod., vol. 23, pp. 529-534, 2001.
- [27] - Ren, Y., et al., Optimum force magnitude for orthodontic tooth movement: a mathematic model, Am J Orthod Dentofacial Orthop.125; pp. 71-77, 2004.
- [28] - Proffit W. R., Fields, H. W. Jr. Contemporary orthodontics. 2 Ed., Saint Louis: Mosby; 1993.
- [29] - Ren Y. et al. Optimum force magnitude for orthodontic tooth movement: A systematic literature review. Angle Orthod. 73(1); pp. 86-91, 2003.
- [30] - 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, Am J Orthod Dentofacial Orthop., 127, pp.186-195, 2005.
- [31] - Owman-Moll, P., Kurol, J., Lundgren, D., Força ortodôntica contínua versus contínua-intermiterronpida relacionada à movimentação dentária e reabsorção radicular precoces, Dental Press de Ortodontia e Ortopedia Maxilar, 1 pp. 62-63, 1996.
- [32] - Vlaskalic, V., Boyd, R., Baumrind, S.. Etiology and sequelae of root resorption. Semin Orthod., 4, pp. 124-131, 1998.
- [33] - 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, *J Orofac Orthop* Orthod., 71, pp. 185–189, 2001.
- [34] – Chan, E.K., Darendeliler, M.A., Petocz, P., Jones, A.S.. A new method for volumetric measurement of orthodontically induced root resorption craters, *Eur J Oral Sci.*, 112, pp. 134–139, 2004.
- [35] – Smale, I., Årtun, J., A., Behbehani, F., Doppel, D., VAN't Hof, M., Kuijpers-Jagtman, A. M., Apical root resorption 6 months after initiate on of fixed orthodontic appliance therapy, *Am J Orthod.*, 128(1); pp. 57-67, 2005.
- [36] - Reitan, K., Effects of force magnitude and direction of tooth movement on different alveolar bone types, *Angle Orthod.*, 34, pp. 244-255, 1964.
- [37] – Vardimon, A. D., Determinants controlling iatrogenic external root resorption and repair during and after palatal expansion, *Angle orthod.*, 61(2); pp. 113-122, 1981.
- [38] – Harris S., Avaliação da reabsorção radicular em incisivos submetidos à retração anterior. 2002. 141f. Dissertação (Mestrado em Ortodontia) Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araraquara, 2002.
- [39] – Franciscone, P. C., Reabsorção dentária: determinação de sua frequência em pacientes com endocrinopatias, 125, 2003; Tese (Doutorado em Odontologia) Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, Bauru.
- [40] - Furquim, L. Z., Perfil endocrinológico de pacientes ortodônticos com e sem reabsorção dentária: correlação com a morfologia radicular e da crista óssea alveolar, Tese (Doutorado em Odontologia) Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, Bauru, 2000.
- [41] - Malmgren, O., Goldson, L., Hill, C., Orwin, A., Petrini, L., Lundberg, M., Root resorption after orthodontic treatment of traumatized teeth, *Am J Orthod.*, 82, pp. 487–491, 1982.
- [42] – Born, M., Wolf, E., Principles of optics. 7<sup>th</sup> Ed.,; pp. 706, 2002.
- [43] – Hill, K. O., Johson, D. C., Kwasaki, B. S., Photosensitivity in optical fibre waveguides application to reflection filter fabrication, *Applied Physics Letters*, 32, pp. 647-649, 1978.
- [44] - Hill, K. O., Meltz, G., Fiber Bragg grating technology fundamentals and overview, *IEEE Journal of Light Wave and Technology*, 15(8); pp. 1263 – 1276, 1997.
- [45] Othonos A., Fiber Bragg gratings. *Rev Sci Instrum.*, 68(12), pp. 4309-4341, 1997.
- [46] - Yun-Jiang R., In fibre Bragg grating sensors: review article. *Measurement Science Technology*, vol, 8 (44), pp. 355-75, 1997.
- [47] – Baldin, F. I., Mignani, A. G., Biomedical Fibre Optic Sensors, in J.M. López-Higuera ed. *Handbook of Optical Fibre Sensing Technology* Wiley, Chichester, 2002.
- [48] –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 Proc. Circuits Devices Syst.*, 150;6–1276; pp. 495-499, 2003.
- [49] - Tweed, C. H., A philosophy of orthodontics treatment, *Am J Orthod Oral Surg.*, 31, pp. 74-103, 1945.
- [50] – Gafsi, R., El-Sherif, M. A., Analysis of induced-birefringence effects on fiber Bragg gratings, *Opt Fiber Technol.*, 6, pp. 299-323, 2000.
- [51] – Zhang, A., Guan, B., Tao, X., Tam, H., Experimental and theoretical analysis of fiber Bragg gratings under lateral compression, *Optics Communications*, 206, pp. 81-87, 2002.
- [52] – Carvalho, L., Moreira, R., Simões, J. A., 2006, “Application of a vibration measuring technique to evaluate the dynamic stiffness of porcine periodontal ligament”, *Technology and Healthcare* (no prelo).