



PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO PARANÁ

**ESCOLA DE SAÚDE E BIOCÊNCIAS
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA
ÁREA DE CONCENTRAÇÃO ORTODONTIA**

PÂMELA GARCIA TRANNIN

**ANÁLISE DAS FORÇAS ORTODÔNTICAS DURANTE A
DISTALIZAÇÃO DE MOLAR SUPERIOR UTILIZANDO
SENSORES DE FIBRA ÓTICA**

Curitiba

2015

PÂMELA GARCIA TRANNIN

**ANÁLISE DAS FORÇAS ORTODÔNTICAS DURANTE A
DISTALIZAÇÃO DE MOLAR SUPERIOR UTILIZANDO
SENSORES DE FIBRA ÓTICA**

**Dissertação apresentada ao Programa
de Pós-Graduação em Odontologia da
Pontifícia Universidade Católica do
Paraná, como parte dos requisitos para
obtenção do título de Mestre em
Odontologia, Área de Concentração em
Ortodontia.**

**Orientador: Prof. Dr. Odilon Guariza Filho.
Coorientadora: Prof. Dra. Maura S. Milczewski.**

**Curitiba
2015**

Dados da Catalogação na Publicação
Pontifícia Universidade Católica do Paraná
Sistema Integrado de Bibliotecas – SIBI/PUCPR
Biblioteca Central

T772
2015

Trannin, Pâmela Garcia

Análise das forças ortodônticas durante a distalização de molar superior utilizando sensores de fibra ótica / Pâmela Garcia Trannin ; orientador, Odilon Guariza Filho coorientadora, Maura S. Milczewski. – 2015.
69 f. : il. ; 30 cm

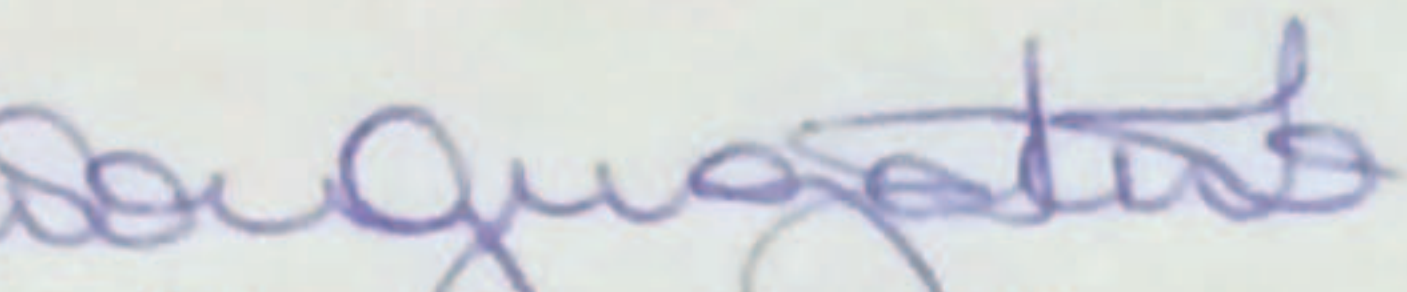
Dissertação (mestrado) – Pontifícia Universidade Católica do Paraná, Curitiba, 2015
Inclui bibliografias
Texto em português e inglês

1. Ortodontia. 2. Molares. 3. Fibras óticas. 5. Odontologia. I. Guariza Filho, Odilon. II. Milczewski, Maura Scandelari. III. Pontifícia Universidade Católica do Paraná. Programa de Pós-Graduação em Odontologia. III. Título.

CDD 20. ed. – 617.6

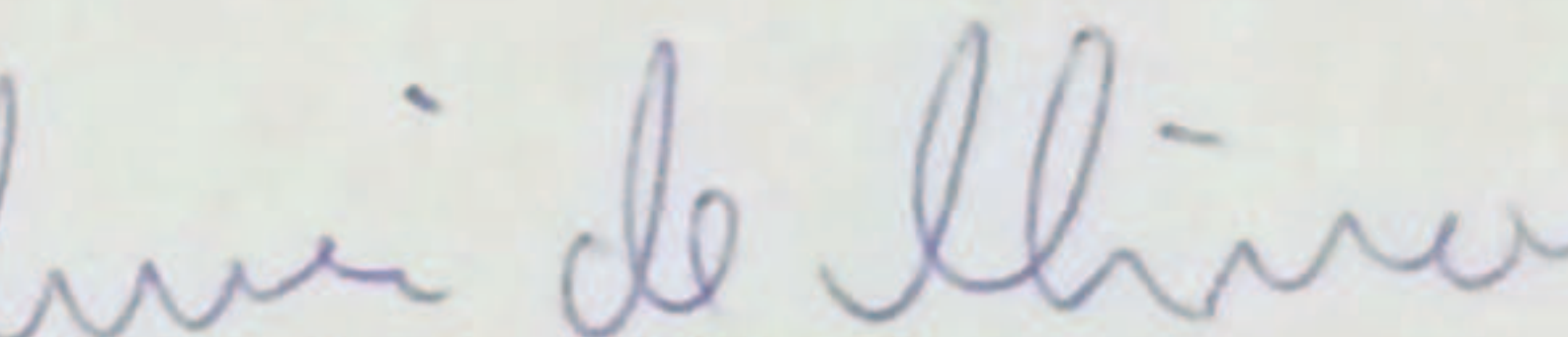
ORTODONTICAS DURANTE
R UTILIZANDO SENSORES

o Programa de Pós-Grad
lica do Paraná, como parte
Mestre em Odontologia,



Odilon Guariza Filho

de Pós-Graduação em Odonto



Valmir de Oliveira

AGRADECIMENTO ESPECIAL

Agradeço de maneira especial ao meu orientador **Professor Doutor Odilon Guariza Filho**, pelos ensinamentos, por seu exemplo de ética e caráter.

Obrigada por fazer do aprendizado, não um trabalho, mas um contentamento. Transmitindo todo seu conhecimento sempre com muita alegria e generosidade, tornando mais leves os momentos de dificuldade e fazendo com que minha admiração pela Ortodontia crescesse a cada dia. Obrigada por afastar o medo das coisas que pudesse não compreender, levando-me, por fim, a compreendê-las. Me fazendo crescer como ortodontista, e acima de tudo, como ser humano.

Obrigada pela dedicação, pelo incentivo, amizade, cuidado e, sobretudo, pela paciência em todos os momentos. Agradeço imensamente por acreditar e confiar em mim e em minha capacidade, me ajudando a perceber que eu era muito maior do que poderia imaginar e que seria possível descobrir o que fazer de melhor e fazê-lo cada vez mais.

Agradeço também a minha coorientadora, **Professora Doutora Maura Scandelari Milczewski**, pelo acolhimento carinhoso de sempre, por todo conhecimento transmitido, oportunidade de aprendizado e crescimento profissional e pessoal. Obrigada pelo exemplo de ética, pela paciência, incentivo, carinho e por tanta dedicação e generosidade para obter sucesso na realização deste trabalho, sem o seu apoio esta pesquisa não seria possível. Agradeço grandemente por ter acreditado e confiado no meu trabalho e na minha pessoa.

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a **Deus**, minha luz e meu guia. Por me abençoar em todos os momentos da minha vida e me dar tranquilidade para seguir em frente, alcançando meus objetivos, não desanimando diante das dificuldades. Sem Ele nada seria possível, pois todo o caminho que segui até hoje, foi guiado por Deus que me deu todas as oportunidades de realizar o que sonhei. A Ele toda minha gratidão.

Aos meus amados pais, **Antonio Calos e Regina Célia**, que muitas vezes abdicaram de seus próprios sonhos e interesses para investir nos meus, que acreditaram e confiaram em mim, me incentivando mesmo que às vezes o sonho parecesse tão distante. Vocês são responsáveis pela minha existência, meus princípios, educação e por mais esta conquista. À vocês, todo meu amor e gratidão, meus exemplos de caráter e humildade.

Ao meu querido irmão, **Júnior**, por se preocupar comigo de uma forma especial, compreender os meus sonhos e me ajudar a alcança-los. Obrigada por sempre estar presente em minha vida e por fazê-la mais feliz. Meu exemplo de sinceridade e determinação.

À minha querida sobrinha, **Júlia**, o anjinho da nossa família, por tornar os meus dias mais felizes.

Ao meu noivo, **Rodrigo**, com quem compartilho meus momentos desde sempre, que me viu sonhar e passar por diversas etapas em minha vida. Obrigada pelo carinho, paciência, incentivo e pela capacidade de me trazer paz na correria de cada batalha enfrentada.

À toda minha **família**, por me apoiar e compreender os inúmeros momentos em que estive ausente, dedicando-me a este sonho.

A **Pontifícia Universidade Católica do Paraná**, pela oportunidade de cursar o Mestrado com bolsa integral, contribuindo ainda mais para minha formação.

Ao diretor do programa de pós-graduação em Odontologia, **Professor Doutor Sérgio Vieira**, por todo apoio e compreensão nessa trajetória.

À **Professora Doutora Elisa Souza Camargo**, pelo acolhimento carinhoso de sempre, por todo conhecimento e ensinamento. Obrigada pela atenção, paciência, disponibilidade em ensinar, tirar dúvidas e ajudar.

Ao **Professor Doutor Orlando Tanaka**, pelos ensinamentos e conhecimentos transmitidos. Obrigada pelo tempo investido para nos ensinar e orientar na ortodontia.

Aos constituintes da banca examinadora, **Professor Doutor José Vinícius Bolognesi Maciel** e **Professor Doutor Valmir de Oliveira**, e também ao **Professor Doutor Rodrigo Nunes Rached**, que participou no exame de qualificação, pelas considerações realizadas e por acrescentarem conhecimento e informações importantes com extrema competência e atenção.

As funcionárias da clínica odontológica da PUCPR, **Nilce e Rosana**, pelo cuidado carinhoso de sempre. Obrigada pelo apoio, paciência e generosidade.

As secretárias **Neide e Flávia**, pela paciência, carinho e ajuda.

À **UTFPR (Universidade Tecnológica Federal do Paraná)**, pela oportunidade de aplicar o protocolo desta pesquisa, cedendo toda estrutura e material necessário. O nosso trabalho não seria possível sem esta generosa parceria.

Ao coordenador do Laboratório de Fotônica (FOTON) da UTFPR, **Professor Doutor Hypolito José Kalinowski**, pelo acolhimento e confiança. Por disponibilizar o laboratório para a realização desta pesquisa

Aos professores **Doutores Ilda Abe e Valmir de Oliveira** da UTFPR, pela generosidade, paciência, disponibilidade em ensinar, ajudar e tirar dúvidas.

À aluna de engenharia elétrica da UTFPR, **Stephani Catherine de Paula e Silva Lopes**, pela disponibilidade, paciência, ajuda e dedicação de sempre.

À todos os **funcionários do Laboratório de Fotônica da UTFPR**, que de alguma maneira colaboraram para a realização desta pesquisa.

À minha amiga, **Adriana Cristina Rocha**, por estar ao meu lado em todos os momentos, pelas incansáveis horas de conversas, risadas, estudos, pelo carinho e companheirismo de sempre.

Aos meus companheiros de pesquisa, **Neblyssa, Marlon e Cyro**, por toda disponibilidade, paciência, apoio, amizade e companheirismo. Tive muita sorte em trabalhar com vocês.

À todos os meus **colegas da 9ª Turma de Mestrado**, pelo companheirismo, troca de conhecimento e pela carinhosa convivência de sempre.

À **todos** que de alguma forma acreditaram em mim e na minha capacidade, e colaboraram para a minha formação profissional.

Muito obrigada a todos!

“As nuvens mudam sempre de posição, mas são sempre nuvens no céu.
Assim devemos ser todo dia, mutantes, porém leais com o que pensamos
e sonhamos. Lembre-se, tudo se desmancha no ar, menos os
pensamentos”.

Paulo Beleki.

SUMÁRIO

ARTIGO EM PORTUGUÊS.....	1
Página título.....	1
Resumo.....	2
Introdução.....	3
Material e Método.....	4
Resultados.....	12
Discussão.....	20
Conclusões.....	23
Referências.....	25
ANEXOS.....	29
ANEXO I - Metodologia complementar.....	29
ARTIGO EM INGLÊS.....	42
Abstract.....	43
Introducion.....	44
Material and Methods.....	45
Results.....	52
Discussion.....	60
Conclusions.....	63
References.....	65

ARTIGO EM PORTUGUÊS

PÁGINA TÍTULO

Análise das forças ortodônticas durante a distalização de molar superior utilizando sensores de fibra ótica

Pâmela Garcia Trannin, CD

Pontifícia Universidade Católica do Paraná, Curitiba, Brasil.

Escola de Saúde e Biociências

Programa de Pós-graduação em Odontologia, Ortodontia

Email: pamela.trannin@yahoo.com.br

Odilon Guariza-Filho, CD, DR, PhD

Professor, Programa de Pós-Graduação em Odontologia

Pontifícia Universidade Católica do Paraná, Curitiba, Brasil.

Escola de Saúde e Biociências

Email: odilongfilho@gmail.com

Maura Scandelari Milczeswski, CD, DR, PhD

Pesquisadora da Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba, Brasil.

Laboratório de Óptica e Optoeletrônica da UTFPR.

Email: maurasm@gmail.com

Autor Correspondente

Odilon Guariza-Filho, CD, DR, PhD

Professor, Programa de Pós-Graduação em Odontologia

Pontifícia Universidade Católica do Paraná, Curitiba, Brasil.

Escola de Saúde e Biociências

Rua Imaculada Conceição, 1155, Bairro Prado Velho.

CEP 80215-901 - Curitiba, PR.

Email: odilongfilho@gmail.com

Resumo

Objetivo: utilizar sensores do tipo rede de Bragg em fibra ótica (FBG) para instrumentar um modelo artificial de maxila, para avaliar as forças geradas pela inserção do mini-implante e aplicação de mecânicas durante a distalização do segundo molar superior, como *sliding jig* e mola aberta. **Material e Método:** confecção de modelo elastomérico, contendo a fibra ótica com cinco sensores de Bragg, posicionados nas regiões de primeiro pré-molar, segundo pré-molar, primeiro molar, segundo molar e região retromolar, representando a maxila de um indivíduo e oferecendo reprodutibilidade do posicionamento original dos dentes. O mini-implante foi inserido no modelo para estabelecer ancoragem e posteriormente, as mecânicas 1 (*sliding jig*) e 2 (mola aberta) foram aplicadas, utilizando 300cN para a ativação de ambas através de elástico em cadeia. As mensurações foram obtidas através do equipamento analisador de espectros óticos (OSA) e programa Origin 8®, gerando a variação do comprimento de onda do espectro de cada sensor. **Resultados:** Observou-se alteração em todos os espectros das regiões analisadas. O segundo pré-molar e primeiro molar, mais próximos ao mini-implante, receberam maior força após a inserção do mesmo, bem como após a ativação dos dispositivos distalizadores. A força total recebida pelo segundo molar foi de 121,94 cN na mecânica 1 e de 106,18 cN na mecânica 2. **Conclusões:** os sensores de fibra ótica utilizando Redes de Bragg mostraram-se viáveis para a determinação das forças na região das raízes vestibulares de dentes posteriores, em ambas mecânicas. A inserção do mini-implante, bem como a ativação de ambos dispositivos distalizadores, gerou mais força no de segundo pré-molar e primeiro molar. Ambas mecânicas transferiram força próximo ao necessário para movimentar o segundo molar.

Palavras-chave: ortodontia, dente molar, sensor de fibra ótica (FBG)

1 Introdução

2 O tratamento ortodôntico bem sucedido, depende entre outros fatores, do
3 planejamento criterioso da ancoragem a ser utilizada. No entanto, tais sistemas de
4 ancoragem oferecem efeitos colaterais como a movimentação indesejada de
5 dentes, falta de estética e a colaboração do paciente. Por esses motivos a
6 ancoragem apoiada em mini-implantes esqueléticos torna-se necessária.¹⁻³

7 A ancoragem esquelética é utilizada por assegurar a unidade de ancoragem
8 imóvel diante da mecânica ortodôntica.⁴ O conceito surgiu por meio da utilização de
9 mini-implantes, dispositivos que fornecem ancoragem intrabucal estável para
10 distalização de molares e outras mecânicas, como transferir forças através de
11 *sliding jigs* ou molas abertas.⁵ O uso destes dispositivos independe da colaboração
12 do paciente, possui baixo custo e técnica cirúrgica simplificada para instalação e
13 remoção, além de haver possibilidade de instalação em diversas áreas do processo
14 alveolar e osso basal, facilidade de higienização, simplificação da mecânica
15 ortodôntica e boa aceitação por parte dos pacientes.⁶

16 Por outro lado, a utilização de mini-implantes para distalizar molares tem
17 como preocupação a localização de inserção, já que normalmente são posicionados
18 entre as raízes dos segundos pré-molares e primeiros molares.⁶⁻⁹ Devido a este e
19 outros fatores, diversos estudos têm se concentrado na prevenção de danos às
20 raízes com estes dispositivos. Alguns autores avaliaram zonas seguras para inserir
21 os mini-implantes sem causar danos à raiz.^{10,11}

22 A fotoelasticidade¹² e o método de elementos finitos¹³, têm sido propostos
23 para avaliar as tensões geradas durante a mecânica ortodôntica. Como alternativa
24 para medições reais laboratoriais, um sensor, relativamente novo, baseado em
25 Redes de Bragg (FBG), vem sendo utilizado em modelos odontológicos e oclusão
26 humana para medição de forças e pressões.¹⁴⁻¹⁸ O desenvolvimento tecnológico
27 da fabricação de sensores em fibras óticas e novos equipamentos lasers,
28 proporcionou a ampliação do emprego das mesmas, como sensores de temperatura
29 e pressão, em áreas de engenharia de transportes, construção civil e biomédicas,
30 além do guiamento de luz nas telecomunicações, desde que apresentem estruturas

em seu núcleo que possibilite o mesmo, conhecidas como redes de Bragg (FBG).^{19, 20}

Nesta última área, o sensor em fibra ótica, oferece parâmetros e características superiores a dispositivos como *straingage* e outros métodos de medidas, pois apresenta grande sensibilidade à deformação e possibilidade de aferições em pequenas regiões devido a sua dimensão (aproximadamente 125µm de diâmetro), além de imunidade eletromagnética e sensoriamento remoto.²¹⁻²³

Portanto, para o estudo de forças ortodônticas esse sensor de fibra ótica oferece potencial para ser colocado em locais de difícil acesso, próximo às cargas aplicadas e também próximo do ápice e terço médio de dentes artificiais e nas superfícies oclusais dos dentes de seres humanos.^{24,25} Deste modo, o sensor torna-se adequado para avaliar forças oriundas de diferentes mecânicas bem como aquelas geradas na inserção do mini-implante.

A motivação para a realização deste trabalho surgiu por ocasião da falta de pesquisas que avaliem forças geradas dentro da estrutura óssea e não apenas o torque de inserção do mini-implante e também estudos que avaliem forças geradas durante a distalização de molares, através de *sliding jig* e mola aberta. Os trabalhos precedentes estudam forças na região perimplantar²⁶ e relacionadas à inserção e estabilidade do mini-implante.^{3,27,28} Portanto, este estudo tem como objetivo utilizar sensores de fibra ótica denominados redes de Bragg (FBG) para avaliar e caracterizar forças geradas durante a inserção do mini-implante e aplicação da mecânica de distalização no segundo molar superior, com *sliding jig* e mola aberta, em modelo maxilar artificial.

Material e Método

1. Modelo elastomérico

Neste estudo, simulou-se a arcada dentária superior de um paciente com a ausência dos dentes 18 e 28. O modelo oferece reprodutibilidade do posicionamento original dos dentes e foi confeccionado com dentes artificiais (MOM - Marília, Brasil) e material elastomérico (Epóxi, flexível GIII, Polipox - Curitiba, Brasil), por permitir a reprodução de propriedades como resiliência e resistência

semelhante ao do periodonto de sustentação, além da propriedade de transparência.²⁹

2. Sensores de fibra ótica

Utilizou-se nesta pesquisa fibra ótica de sílica, monomodo (SMF), padrão de telecomunicação com Redes de Bragg (FBG), onde o monitoramento dos sensores se deu através do acompanhamento do deslocamento do comprimento de onda do sinal refletido(λ_B).

A fibra ótica apresenta forma cilíndrica com propriedade para conduzir sinais luminosos. A fibra utilizada, que padrão de telecomunicação é composta de núcleo, casca e capa protetora como mostra a Figura 1.

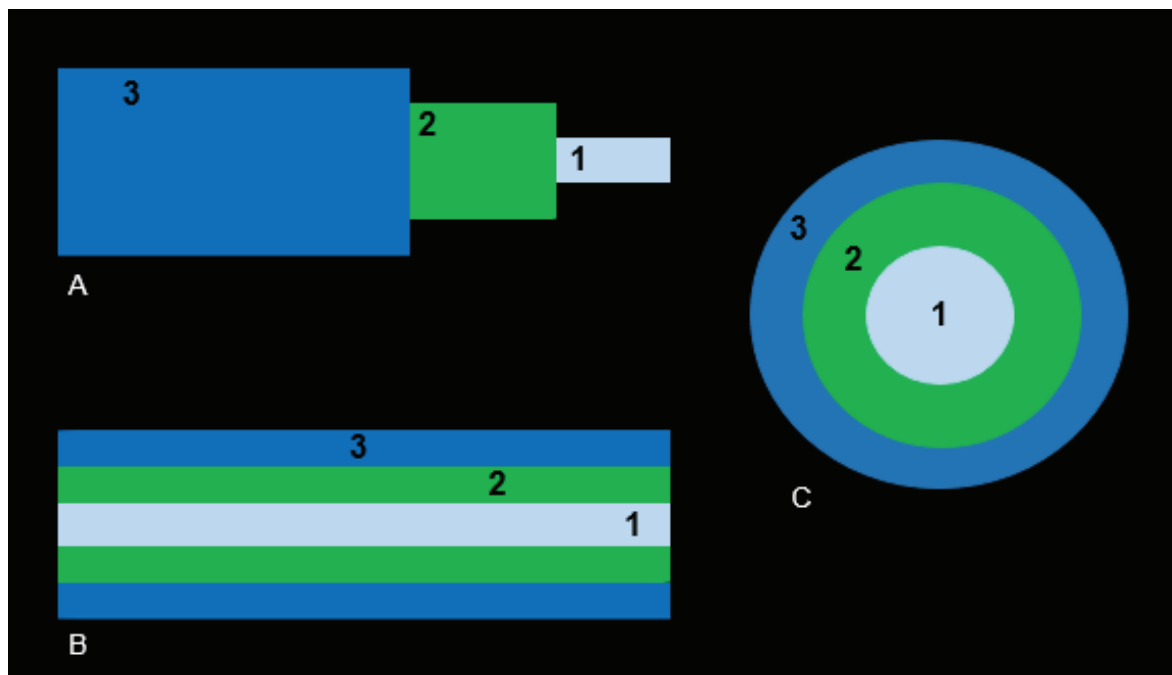


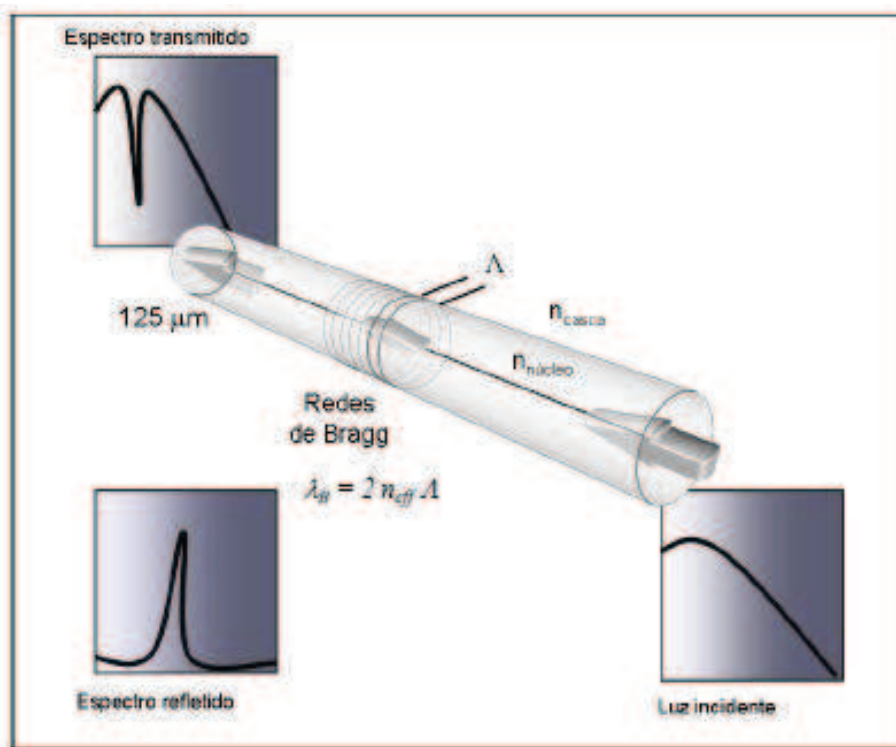
Figura 1. Ilustração da fibra ótica. **A:** estrutura cilíndrica; **B:** Secção longitudinal; **C:** Secção transversal. 1: núcleo; 2: casca; 3: capa protetora.

O material da fibra (núcleo e casca) é basicamente sílica e substâncias dopantes, já a capa protetora ou jaqueta é constituída de polimetilmetacrilato (PMMA).

A sílica é fotossensível, e por isso, as fibras óticas são alteradas estruturalmente pela exposição de raios lasers em sua superfície, sofrem mudança

1 periódica do núcleo e modificam o processo de guiamento de luz. Essas novas
2 estruturas nas fibras são denominadas de redes ou grades de Bragg.²⁰

3 O princípio de atuação das redes de Bragg em fibras óticas (FBG), constitui-
4 se em fenômeno relativamente simples. Quando a luz é guiada dentro da fibra, uma
5 pequena parte refletida pelas redes de Bragg. A porção da luz refletida é observada
6 como um espectro e é utilizada como sensor. Esse espectro de luz refletido
7 encontra-se em um comprimento de onda (λ_B), o qual é alterado se houver
8 deformação na região das redes por tensões ou variação de temperatura (Figura 2).
9 Qualquer alteração física nas redes altera a posição espectral sensivelmente.³⁰⁻³²



10
11 **Figura 2.** Ilustração de uma rede de Bragg gravada em fibra ótica onde parte
12 da luz incidente é transmitida e outra é refletida. (Milczewski, 2008 ³³)
13

14 O comprimento de onda de Bragg é deslocado quando a rede é submetida
15 à ação de deformações longitudinais (ϵ_z) e/ou temperatura (T). A Equação 1 de
16 Othonos³⁴ explica a variação do comprimento de onda como função da dessas duas
17 variáveis:

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

(Equação 1)

Portanto, os sensores utilizados para este trabalho são os baseados em redes de Bragg (FBG), gravadas em fibras padrão de telecomunicações, com 125µm de diâmetro. A gravação das redes foi realizada no Laboratório de Fotônica da UTFPR pelo método utilizando máscara de fase, este processo utiliza um laser excímero (XANTOS XS COHERENT) pulsado, com emissão em 193nm, onde foram gravadas redes de aproximadamente 5 mm de comprimento, valor determinado pela dimensão do feixe sobre a máscara de fase. As máscaras de fase utilizadas para a gravação das redes mostradas nesse trabalho possuem períodos de 1070 nm e 1072 nm. Como há a possibilidade de acompanhar a gravação em tempo real, é possível determinar parâmetros durante a gravação de forma a obter as características desejadas do filtro espectral que se está gravando, como as características da fonte de laser (energia, frequência), tempo de exposição, entre outras. Dentro deste sistema ótico criou-se os cinco sensores necessários para esta pesquisa (Redes de Bragg) (Foto 1).

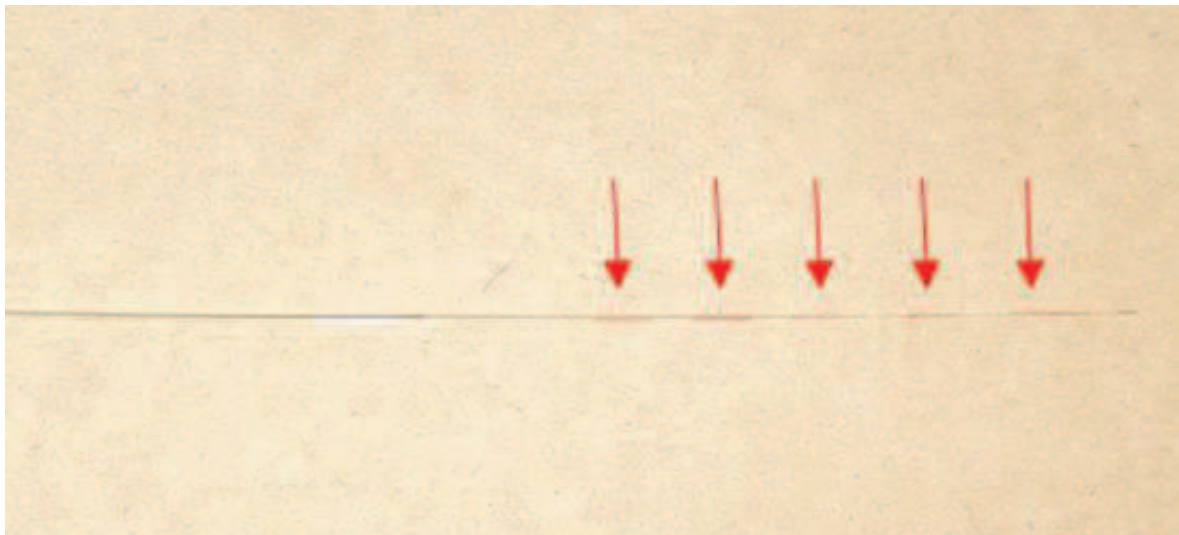


Foto 1. Fibra ótica com os cinco sensores de Bragg.

3. Colagem dos sensores nas raízes dos dentes

A partir de um enceramento prévio, os dentes foram posicionados no molde confeccionado com silicone (CS - Dow Corning do Brasil - Curitiba, Brasil). Posteriormente a fibra ótica, contendo os cinco sensores de Bragg, foi posicionada horizontalmente e aderida com cola *Superbonder Gel* (LOCTITE - Dusseldorf, Alemanha) no terço médio das faces vestibulares das raízes dos pré-molares e molares e ao longo do material elastomérico, na região retromolar, representando o tecido ósseo da estrutura maxilar, do hemiarco superior direito. Nos molares, os sensores foram colados a partir da raiz mesial (Foto 2).

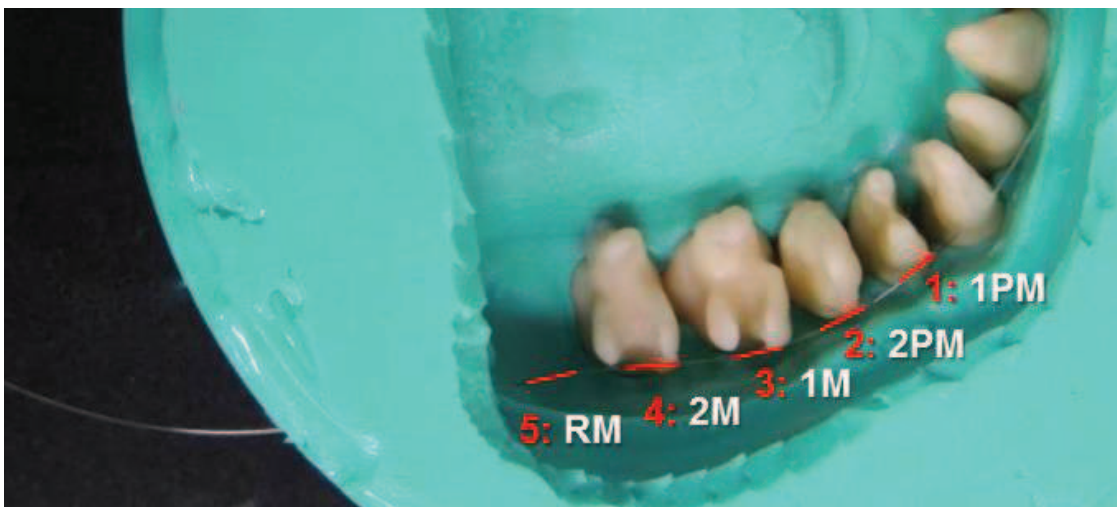


Foto 2. Adesão da fibra ótica na face vestibular dos dentes posteriores da hemiarcada superior direita. 1: primeiro pré-molar (1PM), 2: segundo pré-molar (2PM), 3: primeiro molar (1M), 4: segundo molar (2M) e 5: região retromolar (RM).

A localização dos sensores (Figura 3) bem como os espectros referentes aos mesmos (Gráfico 1), são ilustrados a seguir, dispostos da seguinte maneira: sensor 1: primeiro pré-molar (1PM), sensor 2: segundo pré-molar (2PM), sensor 3: primeiro molar (1M), sensor 4: segundo molar (2M) e sensor 5: região retromolar (RM).

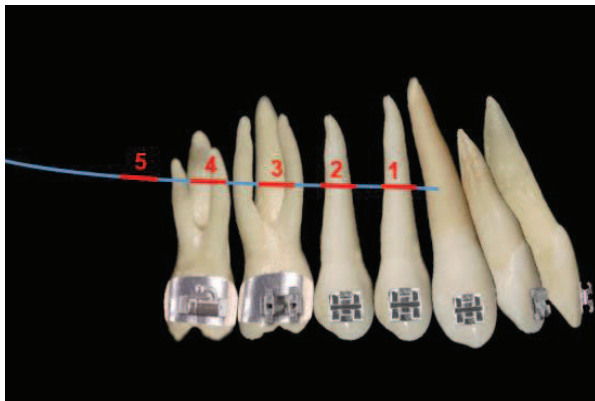


Figura 3. Localização dos sensores.

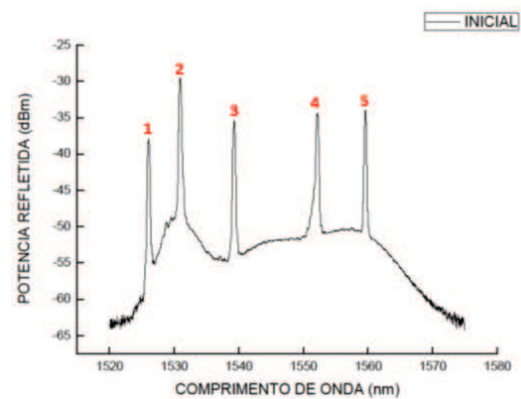


Gráfico 1. Momento inicial das aquisições
Espectros referentes as regiões analisadas.

Após 48 horas, período para a polimerização final da cola, a resina fotoelástica (Epóxi, flexível GIII, Polipox – Curitiba, Brasil) foi manipulada seguindo as recomendações do fabricante e inserida no molde de silicone, contendo os dentes e a fibra. O conjunto foi levado a panela de pressão, a 20 PSI, durante 30 minutos. Como resultado, obteve-se o modelo elastomérico, após 72 horas. (Foto 3).



Foto 3. Modelo elastomérico.

4. Montagem do aparelho ortodôntico

A montagem do aparelho ortodôntico com *brackets straight wire* MBT (0.022" - 3M Unitek, Monróvia, Califórnia, USA) seguiu a técnica indireta e viabilizou a mecânica de distalização do molar por meio de arco 0.019" x 0.025".

5. Aplicação da mecânica de distalização de molar.

Os ensaios foram realizados no laboratório de fotônica (FOTON) da Universidade Tecnológica Federal do Paraná, pelo mesmo operador e em

temperatura ambiente, entre 21 a 22°C. As mensurações foram realizadas em 4 momentos, para as duas mecânicas, descritos a seguir: a) Espectros iniciais, sem alterações; b) Após a inserção do mini-implante (MI); c) Após o posicionamento do arco no *slot* dos *brackets*; d) Após a aplicação da mecânica, ativando o dispositivo distalizador com elástico em cadeia.

Os passos seguintes foram repetidos para as duas mecânicas: os espectros das redes iniciais foram observados no aparelho analisador de espectros óticos (OSA) (Yokogawa, AQ6375, 1200 ~ 2400nm) sem que nenhuma tensão fosse gerada no modelo (Gráfico 1). Posteriormente, o mini-implante cônico, auto perfurante, 8mm de comprimento, 1mm de perfil transmucoso (Morelli, Sorocaba, Brasil) foi inserido entre o primeiro molar e segundo pré-molar e então foram observados os efeitos do mesmo na região.

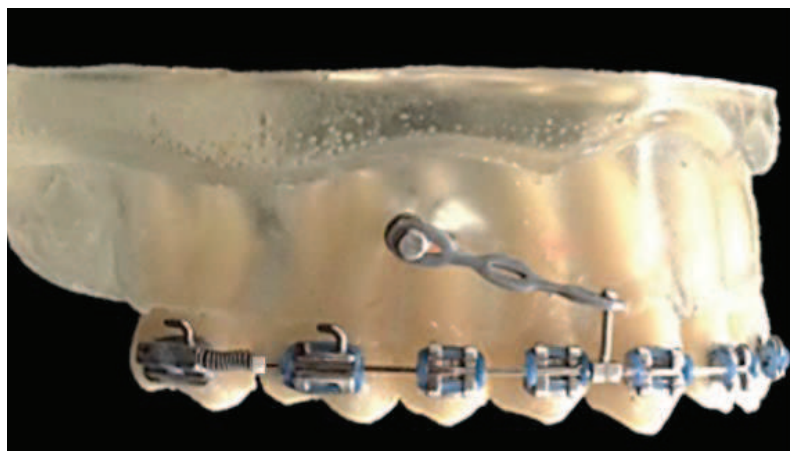
O arco 0.019" x 0.025" foi inserido no slot dos *brackets*, fixado com elástico e a análise foi realizada novamente. Em seguida a mecânica foi aplicada, ativando com elástico em cadeia longo, 4mm, (Morelli - Sorocaba, Brasil) o *sliding jig*, confeccionado em fio de aço 0.7 mm (Morelli - Sorocaba, Brasil), apoiado no mini-implante (mecânica 1) (Foto 4).



Foto 4. Mecânica 1 - *Sliding Jig*.

O mesmo ensaio foi realizado para simular a distalização do segundo molar superior através da mecânica com mola aberta ortodôntica de Nitinol (Morelli - Sorocaba, Brasil) (mecânica 2), onde as ativações também foram realizadas com elástico em cadeia longo em um gancho soldado na mesial do dente 24. Um *stop*

1 foi soldado no arco, na distal do *bracket* do dente 16, para comprimir a mola após a
2 ativação (Foto 5).



3
4 **Foto 5.** Mecânica 2 - Mola aberta.

5 As aplicações de força foram geradas no sentido longitudinal da fibras
6 óticas. O carregamento de forças empregadas em ambas mecânicas, foram
7 mensuradas através de tensiômetro ortodôntico (Morelli - Sorocaba, Brasil), sendo
8 em torno de 300cN,³⁵ já que aproximadamente metade desta força é dissipada até
9 chegar ao local de origem e a força necessária para a distalização do molar superior
10 é de aproximadamente 120cN.^{36,37}

11 12 **6. Aquisição dos dados após a aplicação da força**

13 Com a aplicação das cargas, o sensor é deformado e o espectro de
14 reflexão da rede é deslocada. O comprimento de onda de Bragg sofre mudanças
15 quando a rede é submetida à ação de deformações longitudinais e transversais (ϵ_z)
16 ou temperatura (T), como citado anteriormente.

17 Para analisar os espectros da FBG, têm-se um sistema composto por uma
18 fonte ótica (LED), um circulador, as redes de Bragg e um analisador de espectros
19 óticos (OSA). A luz da fonte que incide na porta 1 do circulador é desviada para a
20 porta 2 onde se encontram as redes, a luz então é refletida pela rede, retorna pela
21 porta 2 e é desviada para a porta 3, que está conectada ao OSA. Através desse
22 esquema foram analisados todos espectros e variações decorrentes de forças sobre
23 as redes, como ilustrado na Figura 4.

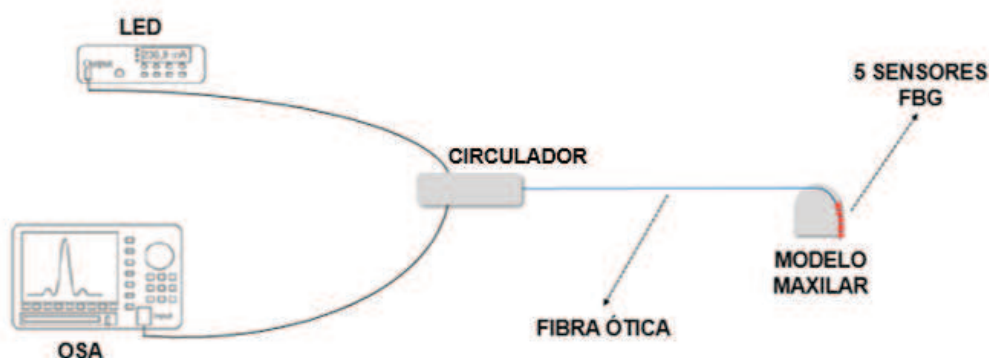


Figura 4. Esquema do circuito óptico para leitura das redes de Bragg. Modelo maxilar, 5 sensores (FBG), fibra ótica, circulador, fonte luminosa (LED) e analisador de espectros óticos (OSA) (Milczewski, 2008³³ modificado).

Após a aquisição dos dados, os espectros foram tratados no programa Origin 8® gerando a variação do comprimento de onda de cada sensor. E por meio da Equação 2, a variação do comprimento de onda foi transformada em força (Newtons):

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

(Equação 2)

Resultados

Demonstra-se a seguir os dados obtidos após a aplicação de forças ortodônticas:

1. Mecânica 1 (*Sliding Jig*)

1.1 Inserção do mini-implante

O gráfico 2 mostra o momento após a inserção do mini-implante no modelo elastomérico. Observou-se alteração do comprimento de onda significativa nos espectros 2 e 3, correspondentes as regiões de segundo pré-molar e primeiro molar, respectivamente. Sendo que no 2, houve também desdobramento do comprimento de onda, ou seja, deformação transversal da fibra.

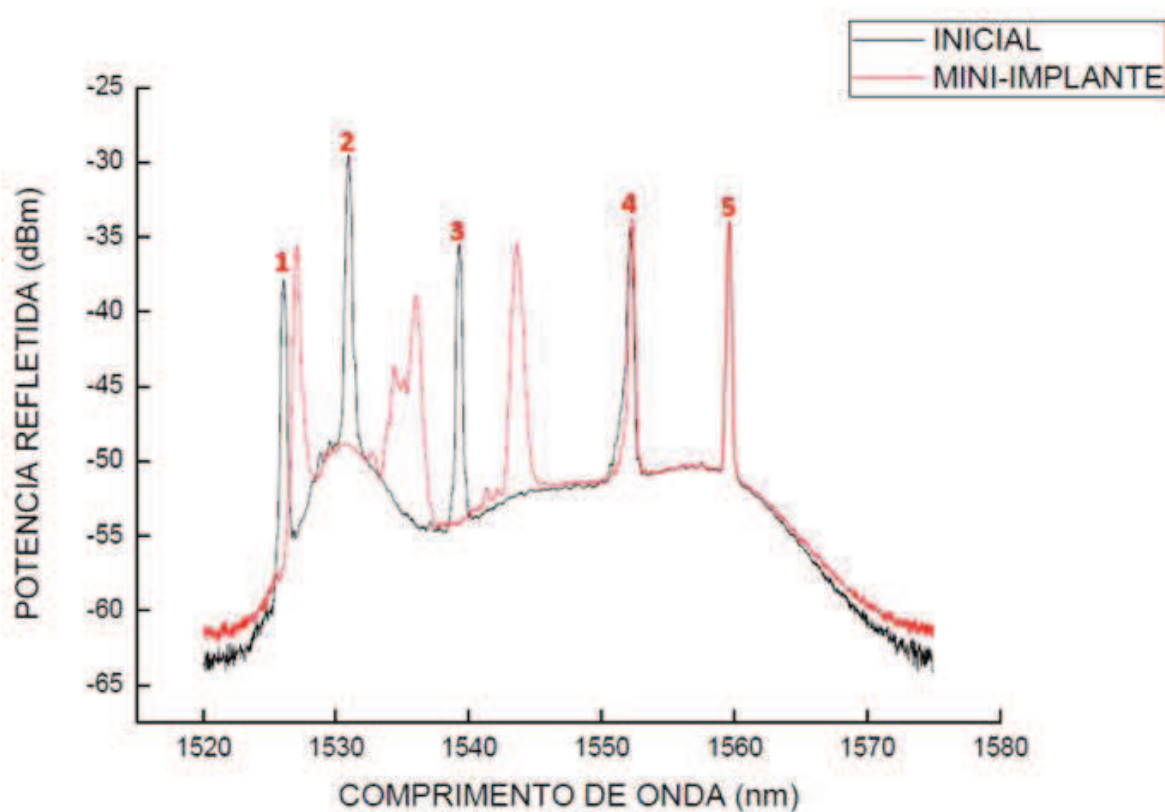


Gráfico 2. Comparação entre o momento inicial e o da inserção do mini-implante no modelo elastomérico, na mecânica 1 (*sliding jig*).

Após a inserção do mini-implante, observou-se ainda que a região do segundo molar (sensor 4) recebeu menos força que do primeiro pré-molar (sensor 1) e mais que do região retromolar (sensor 5).

Tabela 1. Forças (Newtons), mecânica 1 (*Sliding Jig*).

Sensor	MI	Arco	Elástico	Soma - Regiões
1	0,75	0,83	0,89	2,47
2	3,78	3,72	4,1	11,6
3	3,21	3,41	3,87	10,49
4	0,08	0,17	0,22	0,47
5	0,02	0,02	0,02	0,06
Soma - Momentos	7,84	8,15	9,1	

1.2 Distalização do molar

Após a inserção do mini-implante, adaptou-se o arco no slot dos *brackets* e instalou-se o *sliding jig*. A partir dos dados obtidos, observou-se alteração no comprimento de onda de todos os sensores, tendo os valores do momento inicial como parâmetro (Gráfico 3).

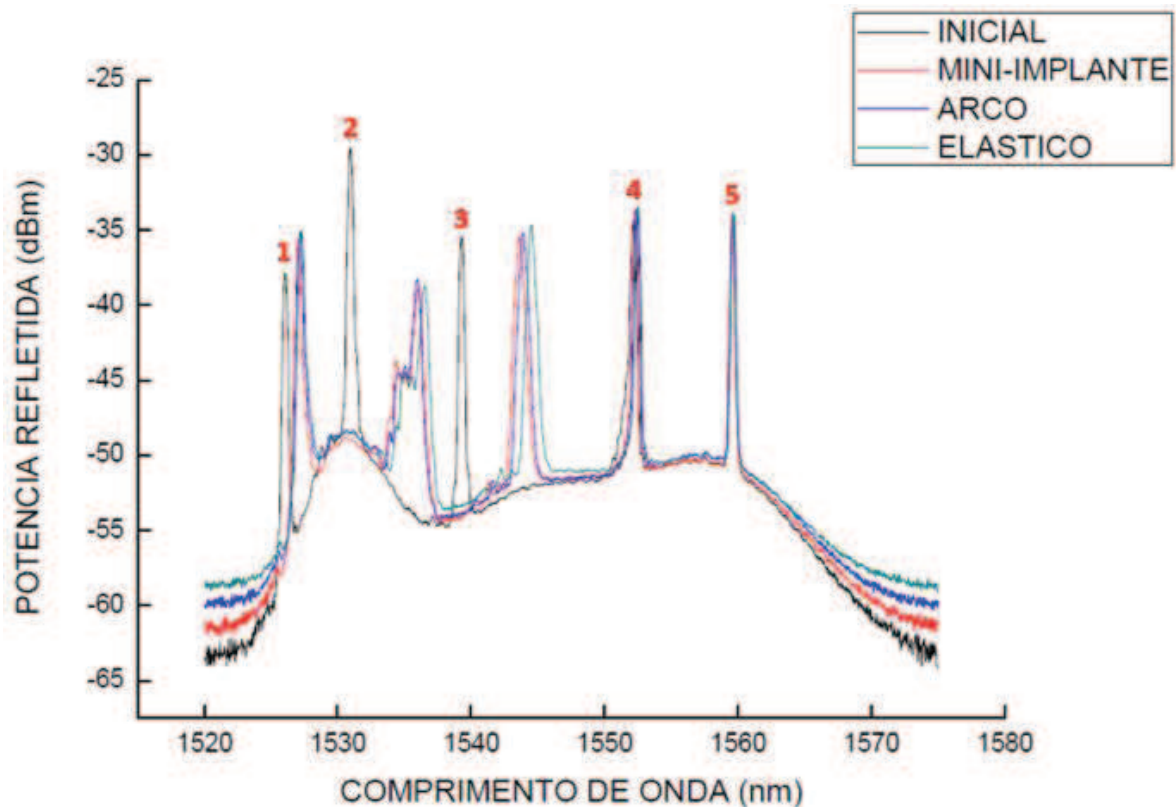


Gráfico 3. Comparação entre todos os momentos de aquisição na mecânica 1 (*sliding jig*).

Em geral, não observou-se alterações significativas nos espectros após a inserção do arco nos slots dos *brackets*.

O gráfico 3, demonstra ainda o deslocamento do comprimento de onda como função da ativação do *sliding jig* com o elástico em cadeia. A variação de comprimento de onda mais evidente foi no espectro 2 (segundo pré-molar), seguido pelo 3 (primeiro molar). O espectro 4 (segundo molar) apresentou menor alteração que o 1 (primeiro pré-molar) e maior que o 5 (região retromolar).

Analisando todos os momentos, as alterações mais significativas, foram nos sensores 2 e 3, segundo pré-molar e primeiro molar, respectivamente. Os outros

sensores, tiveram alteração menor no comprimento de onda, principalmente o 5, posicionado na região retromolar, onde apresentou a menor alteração.

Nesta mecânica a maior força foi observada no segundo pré-molar (sensor 2), após a ativação do *sliding jig*. Contudo, a região retromolar (sensor 5) foi a que sofreu menos tensão, principalmente após a acomodação do arco no slot dos *brackets*. (Tabela 1).

A inserção do mini-implante gerou mais força também no sensor 2 e menos no 5. Assim como na ativação do *sliding jig* (Tabela 1).

A força transmitida ao segundo molar, dente a ser distalizado, foi de 0,22 N (23,45 cN), após a ativação do dispositivo.

3. Mecânica 2 (Mola Aberta)

3.1 Inserção do mini-implante

O gráfico 4 mostra o momento após a inserção do mini-implante no modelo elastomérico. Observa-se alteração significativa nos espectros 2 e 3, correspondentes as regiões de segundo pré-molar e primeiro molar, respectivamente. Sendo que no 2, houve desdobramento do comprimento de onda, ou seja, deformação transversal da fibra, assim como na mecânica anterior.

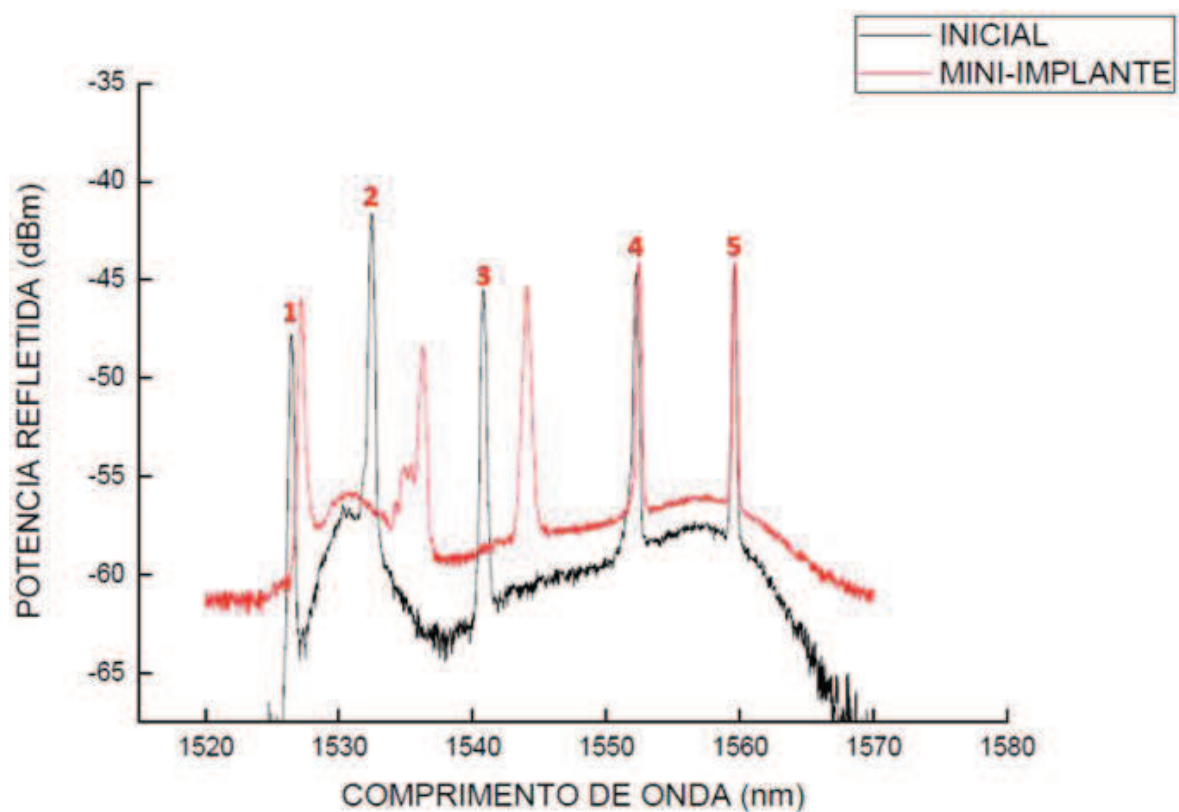


Gráfico 4. Comparação entre o momento inicial e o da inserção do mini-implante no modelo elastomérico, na mecânica 2 (mola aberta).

Ainda neste momento, após a inserção do mini-implante, observou-se que o segundo molar (sensor 4) recebeu menos força que o primeiro pré-molar (sensor 1) e mais que a região retromolar (sensor 5), assim como ocorreu na mecânica anterior (Tabela 2).

Tabela 2. Forças (Newtons), mecânica 2 (Mola Aberta).

Sensor	MI	Arco	Elástico	Soma - Regiões
1	0,54	0,54	0,51	1,59
2	2,82	2,73	2,59	8,14
3	2,36	2,41	2,42	7,19
4	0,14	0,17	0,2	0,51
5	0,05	0,051	0,08	0,181
Soma - Momentos	5,91	5,901	5,8	

2.2 Distalização do Molar

O gráfico abaixo mostra a alteração no comprimento de onda de todos os sensores, tendo os valores do momento inicial como parâmetro (Gráfico 5).

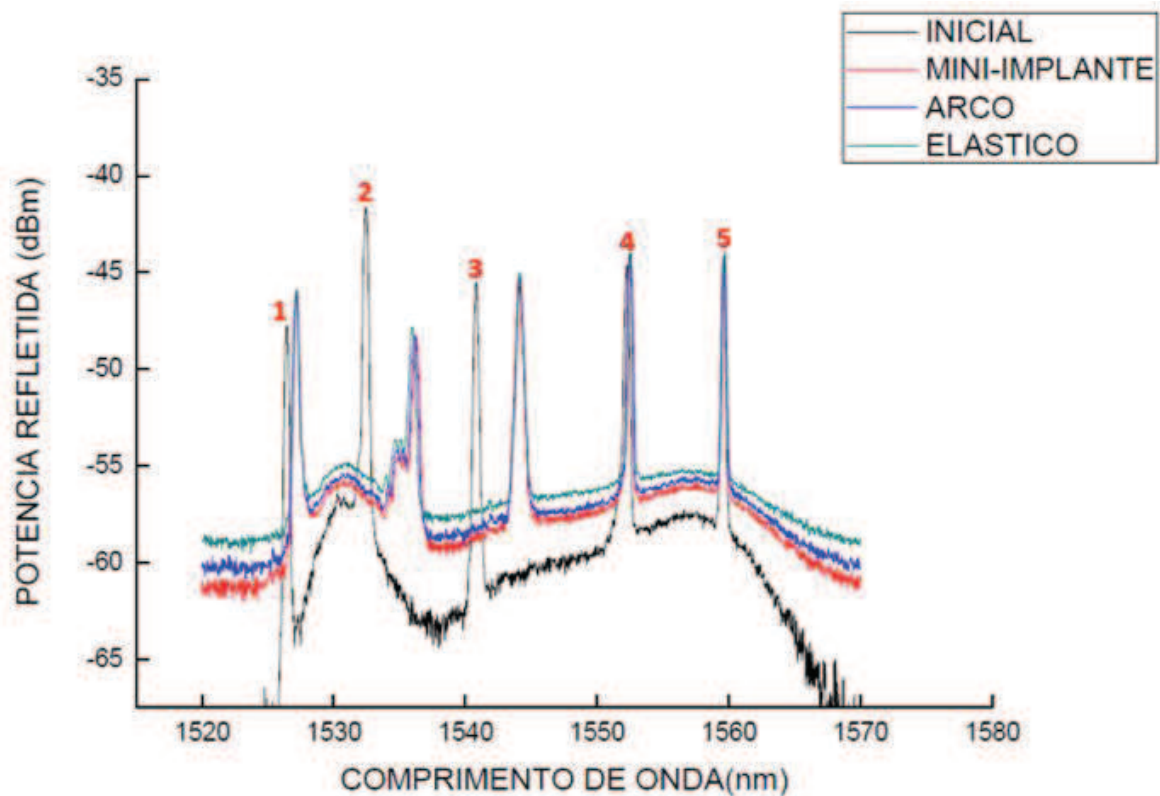


Gráfico 5. Comparação entre todos os momentos de aquisição na mecânica 2 (mola aberta).

Os espectros não apresentam grandes alterações após a inserção do arco no slot dos *brackets*.

Após a ativação da mola aberta, ocorreu uma diminuição gradativa da variação do comprimento de onda nos espectros 1 e 2 (primeiro e segundo pré-molar), quando comparados aos momentos anteriores. Contudo, o segundo pré-molar e primeiro molar (sensores 2 e 3) foram os que receberam mais força neste momento, sendo maior no segundo pré-molar. A região retromolar recebeu a menor quantidade de força (Tabela 2).

O espectro 4 (segundo molar) apresentou menor alteração que o 1 (primeiro pré-molar) e maior que o 5 (região retromolar).

1 Analisando todos os momentos, as alterações mais significativas, foram nos
2 sensores 2 (segundo pré-molar) e 3 (primeiro molar). Os outros sensores, tiveram
3 alteração menor no comprimento de onda, principalmente o 5, posicionado na
4 região retromolar.

5 Nesta mecânica a maior força foi observada no sensor 2, posicionado na
6 região do 2º pré-molar, após a inserção do mini-implante. Contudo, a região
7 retromolar foi a que sofreu menos estresse, principalmente após a inserção do arco
8 no slot dos *brackets*. (Tabela 2).

9 A inserção do mini-implante gerou mais força também no sensor 2 e menor
10 no 5. Assim como no momento da ativação da mola aberta (Tabela 2).

11 A força transmitida ao 2º molar, dente a ser distalizado, foi de 0,20 N (20,42
12 cN), após a ativação do dispositivo.

14 **2.3 Gráficos de barra**

15 Para visualizar de maneira resumida os valores de força nos referidos
16 dentes (sensores) individualmente, e em todos eles em cada momento de
17 mensuração, foram construídos dois gráficos de barra. O primeiro (Gráfico 6) mostra
18 o somatório das forças nos dentes individualmente seguindo a sequência de
19 instalação e aplicação da mecânica ortodôntica, já o segundo (Gráfico 7) mostra o
20 somatório das forças observadas nos diversos dentes avaliados como função dos
21 momentos da mecânica, desde a inserção do mini-implante até a ativação do
22 dispositivo distalizador.

23 Constatou-se, em ambas mecânicas, que as regiões do segundo pré-
24 molar (2PM) e primeiro molar (1M) foram as que receberam maior força, por outro
25 lado, a região retromolar (RM), uma menor quantidade (Gráfico 6).

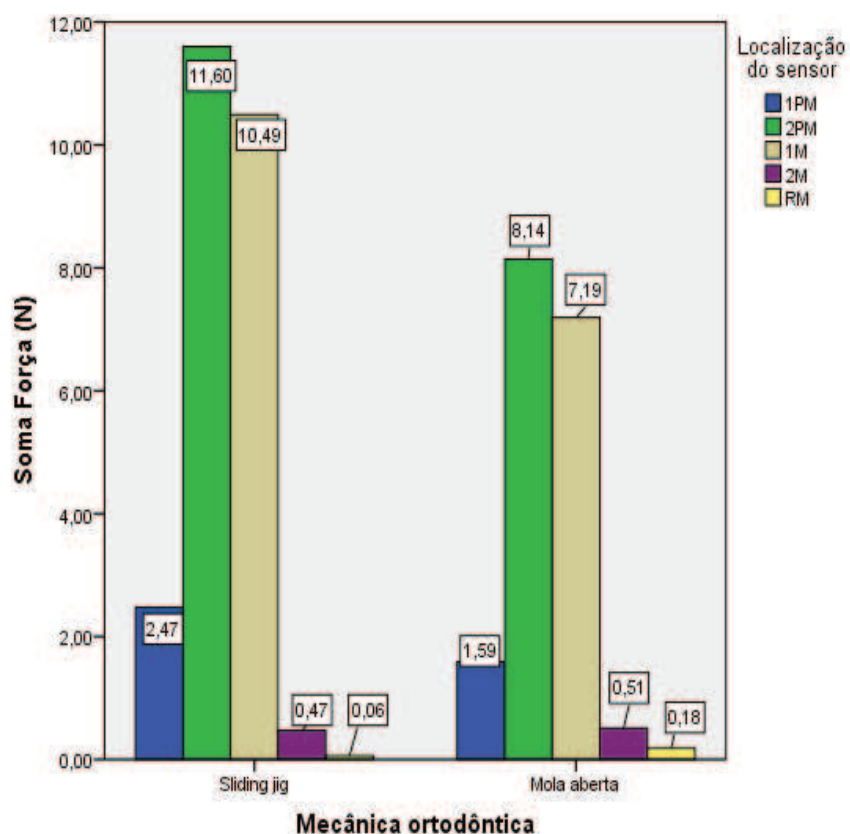


Gráfico 6. Soma dos valores de força (Newtons) dos momentos de leitura em função das mecânicas ortodônticas e localização dos sensores.

Observando os momentos de aquisição, notou-se que a mecânica 1 (*Sliding Jig*) teve valores de forças crescentes, desde o momento da inserção do mini-implante até a ativação do dispositivo distalizador. Já na mecânica 2 (Mola Aberta), os valores foram decrescentes, sendo que a menor quantidade de força foi observada após a ativação (Gráfico 7).

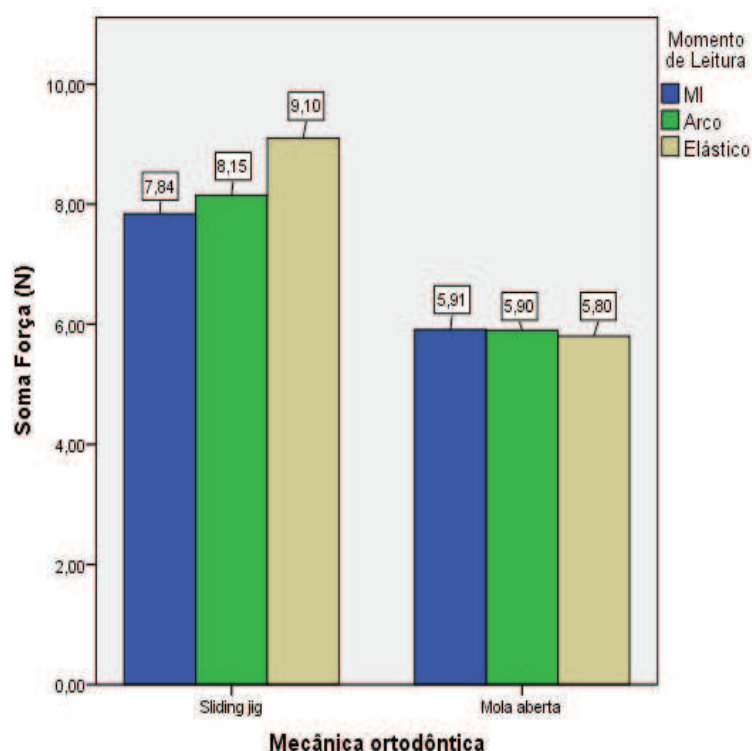


Gráfico 7. Soma dos valores de força (Newtons) das localizações dos sensores em função das mecânicas e momentos de leitura.

Discussão

Os tratamentos ortodônticos realizados atualmente contemplam terapias mais conservadoras, que em determinados casos, dispensam a necessidade de remoção de dentes para a obtenção da oclusão excelente. As possibilidades aparecem de acordo com o desenvolvimento de técnicas de reposicionamento dos dentes para posterior com auxílio de mini-implantes.³⁸⁻⁴⁰ Estes dispositivos podem fornecer ancoragem intrabucal para a distalização de molares, transferindo forças através *sliding jigs* ou molas abertas.⁶ Sabe-se que apesar dos benefícios, o torque da inserção do mini-implante resulta em estresse na região óssea, podendo acarretar em efeitos colaterais indesejados.^{41,42}

Um novo sensor de fibra ótica vem sendo utilizado, em diversas áreas, inclusive para o estudo de forças ortodônticas, por apresentar sensibilidade e exatidão na mensuração e nos resultados, além de possuir características favoráveis para ser colocado próximo às cargas aplicadas, devido a sua pequena

1 dimensão (125 µm de diâmetro).^{20,25,43} Baseado nessa premissa, o objetivo do
2 presente trabalho foi avaliar as tensões geradas pela inserção do mini-implante e
3 aplicação de mecânicas durante a distalização do molar superior, utilizando o
4 método inovador, através de sensores de fibra ótica.

5 Os estudos de Milczewski, *et al*^{17,24,43} demonstram que sensores de fibra
6 ótica (FBG) podem ser utilizados para monitorar forças ortodônticas em modelos
7 artificiais, bem como a força da mastigação em *in vivo*, apesar da sua fragilidade.
8 Os valores de força encontrados por Milczewski condizem com os resultados
9 encontrados no presente trabalho, já que foi possível aplicar a força necessária para
10 a ativação dos dispositivos distalizadores, além do torque para a inserção do mini-
11 implante, constatando todas as alterações ocorridas nas regiões analisadas, sem
12 que houvesse nenhum detrimento na fibra que impossibilitasse as aquisições.

13 Neste estudo, simulou-se a arcada dentária superior de um paciente com a
14 ausência dos dentes 18 e 28 para testar mecânicas de distalização do molar
15 ancoradas em mini-implante, para tanto foram utilizados sensores de Bragg.
16 Observou-se maior quantidade de força em regiões próximas ao mini-implante, uma
17 vez que as tensões causadas durante o torque de inserção do mesmo é maior na
18 região da unidade de ancoragem, em toda região perimplantar, assim como durante
19 a ativação dos dispositivos distalizadores.²⁶ Como era esperado, os sensores 2 e 3
20 apresentaram maior variação, sendo que o primeiro superior nas duas mecânicas.
21 Estes representam as regiões de segundo pré-molar e primeiro molar superiores,
22 respectivamente. Segundo Chung, *et al*; 2004,⁵ a unidade de ancoragem entre as
23 raízes destes dois dentes, permite a distalização com auxílio de *sliding jig* ou mola
24 aberta.

25 Sabendo que o binário de inserção dos mini-implantes auto perfurantes, que
26 foi utilizado neste estudo, é consideravelmente maior do que dos auto rosqueantes,
27 uma vez que é necessária mais força para a inserção do primeiro,^{41,42} os valores
28 após a inserção do mini-implante poderiam ser menores, caso fosse optado utilizar
29 o auto rosqueante nesta pesquisa.

30 Observou-se que nas duas regiões mais próximas da unidade de
31 ancoragem, o *sliding jig* exerceu mais força que a mola aberta, após a ativação.

1 Esse estresse resultante da ativação, assim como do torque de inserção, pode
2 causar compressão óssea excessiva e deformação da microestrutura ao redor do
3 mini-implante, até mesmo reabsorção óssea, acarretando em má estabilidade ou
4 em eventual quebra ou perda do dispositivo de ancoragem.^{44,45}

5 Na mecânica 1, utilizando o *sliding jig*, os maiores níveis de força foram
6 observados na região do segundo pré-molar, após a ativação do dispositivo. A
7 região retromolar foi a que recebeu menos força, principalmente após a inserção do
8 arco no slot dos *brackets*. Ao utilizar a mola aberta, os maiores níveis de força
9 também foram observados nessa região, porém, após a inserção do mini-implante.
10 Contudo, a região retromolar também recebeu menor quantidade de força,
11 principalmente após a inserção do arco no slot dos *brackets*, assim como na
12 mecânica anterior.

13 A força aplicada para ativar os dispositivos para a distalização do segundo
14 molar foi de 300 cN. Porém, observou-se que a força recebida nesta região foi de
15 23,45 cN na mecânica 1 e de 20,42 cN na mecânica 2. Estes valores são referentes
16 a força recebida apenas na região do sensor, que possui 5 mm de comprimento, ou
17 seja, parte da raiz do segundo molar. Tendo em vista que a circunferência do terço
18 médio das raízes deste dente artificial utilizado é de 26mm, a força total recebida foi
19 de 121,94 cN na mecânica 1 e de 106,18 cN na mecânica 2. Ou seja, a mecânica 1
20 transferiu uma quantidade de força mais próxima do necessário para a distalização
21 do molar, que segundo Ricketts, 1988³⁸ precisa ser em torno de 120 cN, e em
22 contrapartida gerou mais stress na região do mini-implante no momento da ativação.

23 Apesar de o modelo físico artificial ser representativo e confiável, não
24 reproduz os indicadores de força como num ser humano. Diante disso, no dente
25 natural, a força recebida certamente seria diferente que a observada neste estudo.
26 Também deve-se considerar que o sensor está posicionado na face vestibular dos
27 dentes, assim, as forças observadas estão distribuídas irregularmente. Não
28 conseguiu-se identificar as forças nas diferentes faces, por exemplo, a face mesial
29 (lado de tesão) possivelmente tenha recebido uma quantidade maior de força
30 quando comparada as outras. Porém, o objetivo maior deste trabalho foi indicar de
31 maneira geral, as regiões onde as forças chegam, e caracterizar a transferência de

1 força ideal para a região a ser distalizada, em ambas mecânicas, bem como
2 observar as regiões acometidas pela força de inserção do mini-implante.

3 Nos próximos estudos, sugere-se mapear toda a raiz dos dentes e
4 circunferência do mini-implante, para obtenção do sensoramento completo e exato
5 das mesmas. Assim, os dados das forças serão obtidos não só nas regiões em
6 geral, como também, detalhadamente, nas faces de todas as estruturas analisadas.

7 Os dados obtidos com os sensores de fibra ótica sobre modelos artificiais,
8 não são exatamente aqueles que representam a resposta sobre um dente hígido na
9 cavidade bucal de um paciente onde o ligamento periodontal se faz presente,
10 apesar de a resina fotoelástica, elastômero utilizado, ter características como
11 resiliência e resistência semelhantes o periodonto de sustentação.²⁹

12 As forças geradas no modelo artificial, certamente não são as mesmas de
13 uma situação real. Contudo, a contribuição deste método para o estudo das forças
14 ortodônticas durante a inserção do mini-implante e da distalização do molar, traz a
15 possibilidade da inclusão da fibra dentro do modelo elastomérico, permitindo a
16 realização das mensurações, contribuindo para a interpretação do que ocorre nos
17 momentos de cada mecânica estudada. Assim, auxilia o profissional na obtenção
18 de argumentos para escolher o dispositivo a ser utilizado.

19 20 **Conclusões**

21 Os sensores de fibra ótica (FBG) mostraram-se viáveis para a determinação
22 das forças na região das raízes vestibulares de dentes posteriores, em ambas
23 mecânicas;

24 A inserção do mini-implante gerou força em todas as regiões analisadas,
25 principalmente nas regiões, de segundo pré-molar e primeiro molar, mais próximas
26 ao mesmo;

27 A inserção do arco no *slot* dos *brackets* também gerou alteração;

28 A ativação de ambos dispositivos distalizadores (*sliding jig* e mola aberta)
29 gerou forças em todas as regiões observadas, principalmente próximo ao local de
30 ancoragem, sendo maior na região do segundo pré-molar;

- 1 Ambas mecânicas foram eficientes e transferiram uma quantidade de força
- 2 próximo ao necessário para movimentar o segundo molar, dente a ser distalizado.
- 3 Sendo que os valores foram coincidentes aos já relatados na literatura.

Referências

1. Creekmore TD. The possibility of skeletal anchorage. J Clin Orthod 1983;17:266-9.
2. Shapiro PA, Kokich VG. Uses of implants in orthodontics. Dent Clin North Am 1988;32:539-50.
3. Suzuki M, Deguchi T, Watanabe H, Seiryu M, Iikubo M, Sasano T, Fujiyama K, Takano-Yamamoto T. Evaluation of optimal length and insertion torque for miniscrews. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2013;144:251-9.
4. Southard TE; et al. Intrusion anchorage potential of teeth versus implants. Am J Orthod Dentofacial Orthop, St. Louis. 1995;107:115-120.
5. Chung KR, Kim SH, Kook YA. The C-Orthodontic micro-implant. J Clin Orthod, Boulder. 2004;38:478-486.
6. Bezerra F, Villela H, Laboissiere Junior M. Microparafuso ortodôntico de titânio auto-perfurante (MPO): novo protocolo cirúrgico e atuais perspectivas clínicas. Innov. Implant. J. 2006;1:46-53.
7. Chen YH, Chang HH, Chen YJ, Lee D, Chiang HH, Yao CC. Root contact during insertion of miniscrews for orthodontic Anchorage increases the failure rate: an animal study. Clin Oral Implants Res 2008;19:99-106.
8. Cho UH, Yu W, Kyung HM. Root contact during drilling for microimplant placement. Affect of surgery site and operator expertise. Angle Orthod 2010;80:130-6.
9. Hwang YC, Hwang HS. Surgical repair of root perforation caused by an orthodontic miniscrew implant. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2011;139:407-11.
10. Deguchi T, Nasu M, Murakami K, Yabuuchi T, Kamioka H, Takano-Yamamoto T. Quantitative evaluation of cortical bone thickness with computed tomographic scanning for orthodontic implants. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2006;129:721:7-12.
11. Poggio PM, Incorvati C, Velo S, Carano A. "Safe zones": a guide for miniscrew positioning in the maxillary and mandibular arch. Angle Orthod 2006;76:191-7.
12. Maia LGM, Maia MLM, Monini AC, Vianna AP, Gandini LG. Photoelastic analysis of the forces generated by the T-loop springs made with stainless steel or titanium-molybdenum alloy. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2011;140:123-128.

13. Vázquez M; et al. Initial stress differences between sliding and sectional mechanics with an endosseous implant as anchorage: a 3-dimensional finite element analysis. *Angle Orthod*, Appleton. 2001;71:247-56.
14. Tjin SC, Tan YK, Yow M, Compliance Hao J. Optical Fiber Sensors Monitoring Stress accumulate in dental cement. *Med. Biol. Eng. Comput.* 2001;39:182-184 .
15. Ottevaere H, Tabak M, Aznar D, Fernandez A, Van Lerschot S, Berghmanns F, Thiepoint H. Optical Fiber Sensors Monitoring Stress accumulate in dental cements. *Anais da 6ª Conferência Optical Fiber Sensors*; Nara, Japão; 2003:574-7.
16. Kalinowski HJ, Abe I, Simões JA, Ramos A. Application of Bragg sensors fiber Biomecânica. In: Canning J., ed. *Trends in Photonics Research Network Transworld*; Trivandrum, Índia: 2010:315-343; cap 10.8.
17. Milczewski MS, Silva JCC, Carvalho LM, Canning, J. Optical fibre sensors in dentistry (chapter 11). In: John Canning. (Org.). *Trends in Photonics*. 1ed. Kerala: Research Signpost, 2010;1:345-373.
18. Milczewski MS, Silva JCC, Abe I, Carvalho LM, Fernandes RC, Kalinowski HJ, Nogueira RN. Aplicação FBG na determinação da configuração de expansão de materiais odontológicos. *Proc. SPIE*. 2005;5855:387-390.
19. Bragg WL. The diffraction of short electromagnetic waves by a Crystal *Proceedings Cambridge Philosophy Society*. 1913;17:43.
20. Baldini F, Mignani AG. *Handbook of Optical Fibre Sensing Tecnologia Biomédica fibra ótica Sensores* López-Higuera JM, editor. Wiley; Chichester, Reino Unido, 2002.
21. Kao KC, Hockmam GA. Dielectric fiber surface waveguides for optical frequencies. In *Proc. Inst. Elect. Eng.* 1966;113:1151–1158.
22. Ball GA, Morey WW. Continuously tunable single mode erbium fiber laser. *cOpt. Lett.* 1992;17(6):420–422.
23. Milczewski MS, Silva JCC, Paterno AS, Kuller F, Kalinowski HJ. Measurement of composite shrinkage using a fibre optic Bragg grating sensor, *Journal of Biomaterials Science Polymer Edition*. 2007;18:383-392.

24. Marin GC, Camargo ES, Milczewski MS, Abe I. The Magnitude of a Human Bite Measured Exactly at the Molar Intercuspitation using FBG. In: 23rd Optical Fiber Sensors Conference. 2014, Santander. 23rd Optical Fiber Sensors Conference.
25. Milczewski MS, Silva JCC, Abe I, Paterno AS, Simões JA, Kalinowski HJ. Measuring orthodontic forces with HiBi FBG sensors, 18th Inter. Conf. on Optical Fiber Sensors, Cancun, 2006.
26. Dobranszki A, Levy Neto F, Dobranszki NC, Vuol JHI, Laboissière Jr MA. Revista Matéria. 2010;15:405-412.
27. Yadav S, Upadhyay M, Liu S, Roberts E, William P. Neace,e and Ravindra Nanda. Microdamage of the cortical boné during mini-implant insertion with self-drilling and self-tapping techniques: A randomized controlled trial. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2012;141:538-46.
28. Enhos S, Veli I, Cakmak O, Ucar FI, Alkan A, Uysalf T. OPG and RANKL levels around miniscrew implants during orthodontic tooth movement. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2013;144:203-9.
29. Glickman I, Roeber FW, Brion M, amejier JHN. Photoelastic analysis of internal stresses in the periodontium created by occlusal forces. J Periodontol. 1970;41:30-5.
30. Wagreich RB, Atia WA, Singh H, Sirkis JS, Effects of diametric load on fibre Bragg gratings fabricated in low birrefrangent fibre, Electronic Letters. 1996;32:1223-1224.
31. Kawase L, Valentine LCG, Margulis W, Carvalho MCR. Force measurement using induced birefringence on Bragg gratings, Proceedings of SBMO/IEEE MTT-S IMOC. 1997;394-396.
32. Gafsi R, El-Sherif MA. Analysis of induced-birefringence effects on fiber Bragg gratings, Optical Fiber Technology. 200;6:299-323.
33. Milczewski MS, Silva JCC, Siões, J, Paterno AS, Kalinowski HJ. Avaliação de forças ortodônticas através de sensores em fibra óptica. Mecânica Experimental. 2008;15:39-49.
34. Othonos A. Fiber Bragg gratings, Review Science Instrumental. 1997;68: 4309-41.
35. Park HS, Lee S, Kwon O. Group Distal Movement of Teeth Using Microscrew Implant Anchorage. The Angle Orthodontist. 2004;75:602-609.

36. Bench RW, Gugino CG, Hilgers JJ. Bioprogressive therapy. Part 11: mechanics sequence for Class II Division 2 cases. *J. Clin. Orthod. Boulder* 1978;12:505-521.
37. Ricketts RM. The wisdom of the bioprogressive philosophy. *Semin. Orthod. Philadelphia*. 1998;4:201-209.
38. Deguchi T, Takano-Yamamoto T, Kanomi R, Hartsfield JK Jr, Roberts WE, Garetto LP. The use of small titanium screws for orthodontic anchorage. *J Dent Res*. 2003;82:377-81.
39. Enhos S, Veli I, Cakmak O, Ucar FI, Alkan A, Uysalf T. OPG and RANKL levels around miniscrew implants during orthodontic tooth movement *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2013;144:203-9.
40. Baumgaertel S, Razav RM, Hansc MG. Mini-implant anchorage for orthodontic practitioner. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2008;133:621-7.
41. Chen Y, Shin HI, Kyung HM. Biomechanical and histological comparison of self-drilling and self-tapping orthodontic microimplants in dogs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2008;133:44-50.
42. Heidemann W, Terheyden H, Gerlach KL. Analysis of the osseous/metal interface of drill free screws and self-tapping screws. *J Craniomaxillofac Surg*. 2001;29:69-74.
43. Milczewski MS, Silva JCC, Martelli C, Grabarski L, Abe I, Kalinowski HJ . Force Monitoring in a Maxilla Model and Dentition Using Optical Fiber Bragg Gratings. *Sensors (Basel)*. 2012; 9:11957-11965.
44. Huja SS, Katona TR, Burr DB, Garetto LP, Roberts WE. Microdamage adjacent to endosseous implants. *Bone*. 1999;25:217-22.
45. Martin RB. Fatigue microdamage as an essential element of bone mechanics and biology. *Calcif Tissue Int*. 2003;73:101-7.

ANEXOS

ANEXO I- METODOLOGIA COMPLEMENTAR

1. Modelo elastomérico

Neste estudo, simulou-se a arcada dentária superior de um paciente com a ausência dos dentes 18 e 28. O modelo de testes foi confeccionado com dentes artificiais (MOM - Marília, Brasil) e material elastomérico (Epóxi, flexível GIII, Polipox - Curitiba, Brasil), por permitir a reprodução de propriedades como resiliência e resistência semelhante ao do periodonto de sustentação e pela propriedade de transparência.²⁹

Inicialmente, foi selecionado o um manequim (MOM - Marília, Brasil) (Foto 1), que representa a maxila de um paciente e oferece reprodutibilidade do posicionamento original dos dentes.



Foto 1. Manequim contendo dentes artificiais, representando a maxila de um paciente.

Em seguida o mesmo vazado em placa de acetato 0,3mm (Bio-Art - São Carlos, Brasil) (Foto 2).

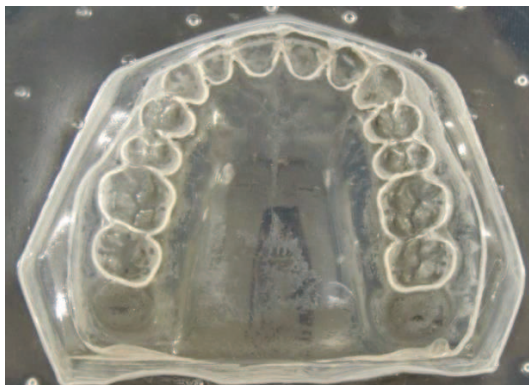


Foto 2. Molde do manequim em placa de acetato.

1 Neste molde, considerando toda a arcada dentária superior, foram adaptados
2 dentes de resina pré-fabricados (MOM - Marília, Brasil) nos espaços negativos das
3 coroas de todos os dentes superiores, exceto os terceiros molares. Posteriormente,
4 o molde foi vazado com cera nº 07 (Asfer - São Caetano do Sul, Brasil). Como
5 resultado obteve-se o modelo de cera, com os dentes artificiais da arcada superior.
6 Após a obtenção deste modelo, foi realizada a ceroplastia para ajustar as possíveis
7 falhas (Foto 3).



9
10
11 **Foto 3.** Enceramento.
12

13 O modelo de cera foi moldado com Silicone (CS - Curitiba, Brasil) de acordo
14 com os seguintes procedimentos. Primeiramente foi selecionado uma placa de PVC
15 para servir como base para o manequim de cera. Um cilindro deste mesmo material,
16 envolvendo o modelo, foi fixado nesta base com *Superbond Gel* (LOCTITE -
17 Dusseldorf, Alemanha). Manipulou-se o silicone na medida de 200 ml de base para
18 15 ml de catalisador durante 1 minuto, sendo vazada dentro do cilindro de PVC
19 sobre o modelo. O conjunto foi colocado na panela de pressão a 20 PSI para
20 diminuir a ocorrência de bolhas no material durante um período de 30 minutos (Foto
21 4).

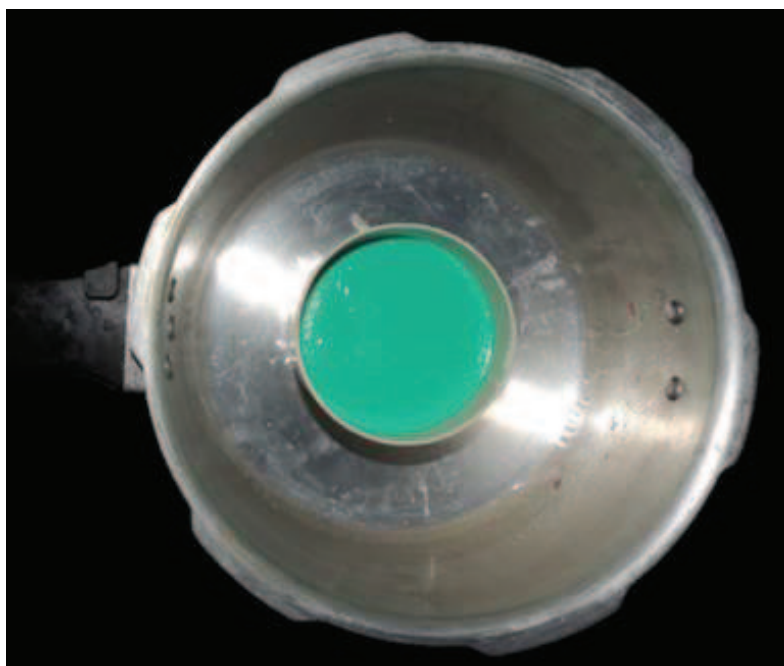


Foto 4. Panela de pressão contendo o cilindro de PVC com o modelo em cera imerso no silicone.

Com o molde de silicone pronto, os dentes de resina foram inseridos no mesmo, como demonstra a Foto 5.



Foto 5. Molde de silicone com os dentes artificiais.

2. Sensores de fibra ótica

Utilizou-se nesta pesquisa fibra ótica de sílica, monomodo, padrão telecomunicação com Redes de Bragg (FBG), onde o monitoramento dos sensores se deu através do deslocamento de comprimento de onda (λ).

A fibra ótica apresenta forma cilíndrica com propriedade para conduzir feixes luminosos. A que possui padrão telecomunicação é composta de núcleo, casca e capa protetora como mostra a figura 1.

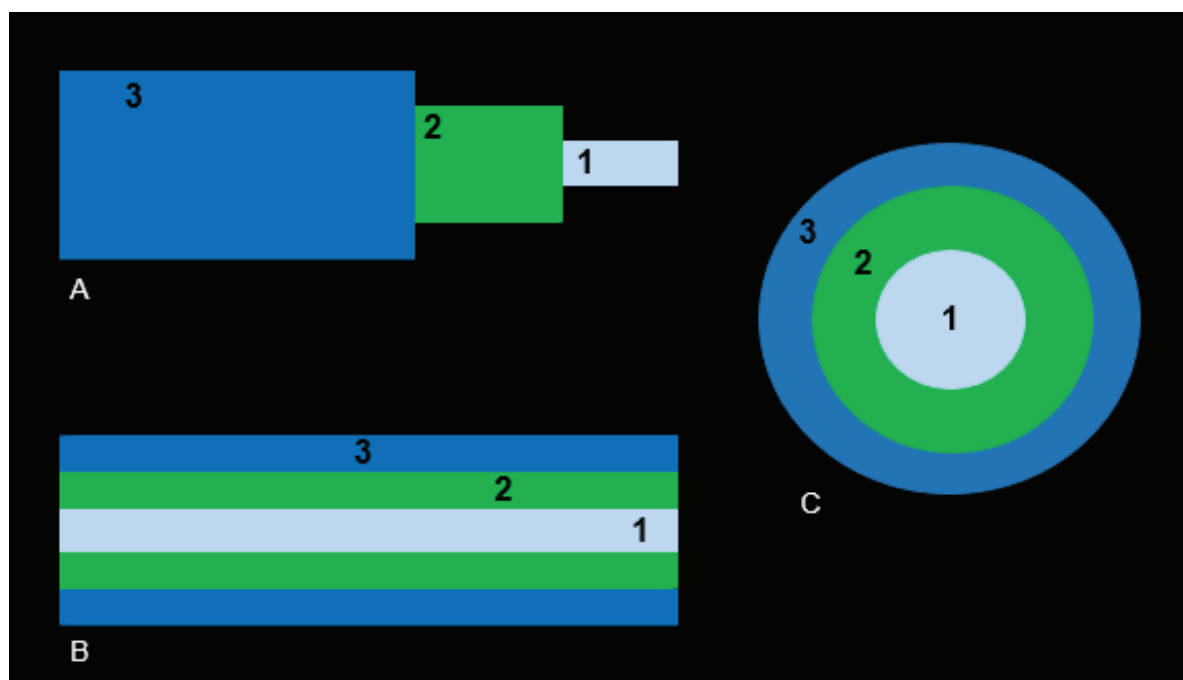


Figura 1. Ilustração da fibra ótica. **A:** estrutura cilíndrica; **B:** Secção longitudinal; **C:** Secção transversal. 1: núcleo; 2: casca; 3: capa protetora.

O material da fibra (núcleo e casca) é basicamente sílica e substâncias dopantes, já a capa protetora ou jaqueta é constituída de polimetilmetacrilato (PMMA).

A sílica é fotossensível, e por isso, as fibras óticas são alteradas estruturalmente pela exposição de raios lasers em sua superfície, sofrem alteração do índice de refração da região e assim modificam o processo de guiamento de luz. Essas novas estruturas nas fibras são denominadas de redes ou períodos de Bragg (Figura 2).¹⁹

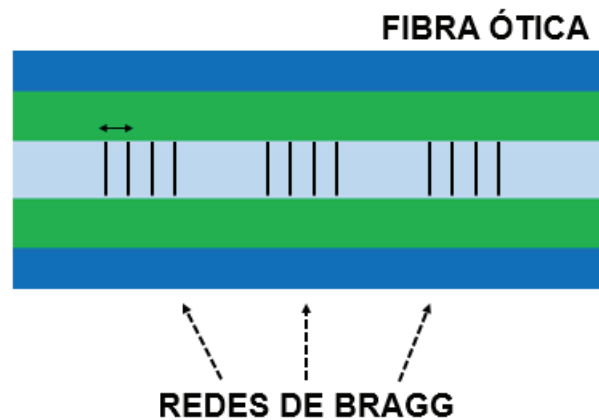


Figura 2. Desenho esquemático das redes de Bragg.

O mecanismo de atuação das redes de Bragg em fibras óticas, constitui-se em fenômeno relativamente simples. Quando a luz é guiada dentro da fibra, parte dela é lançada ao longo do núcleo e parte é refletida pelas redes de Bragg. A porção da luz refletida é observada como espectro e é utilizada como sensor. Esse espectro de luz refletido encontra-se em um comprimento de onda, o qual é alterado se houver deformação na região das redes por tensões ou deformação de temperatura (Figura 3). Qualquer alteração física das redes por distorção ou temperatura altera o espectro de reflexão sensivelmente.³⁰⁻³²

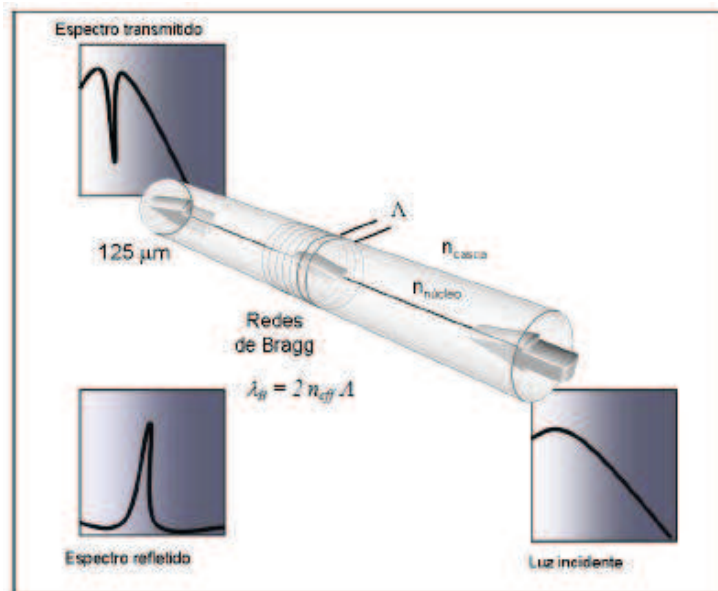


Figura 3. Ilustração de uma rede de Bragg gravada em fibra ótica onde parte da luz incidente é transmitida e outra é refletida. (Milczewski, 2008³³)

O comprimento de onda de Bragg é deslocado quando a rede é submetida à ação de deformações longitudinais (ϵ_z) e/ou temperatura (T). A equação de Othonos³⁴ explica a variação do comprimento de onda como função das duas variáveis:

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

(Equação 1)

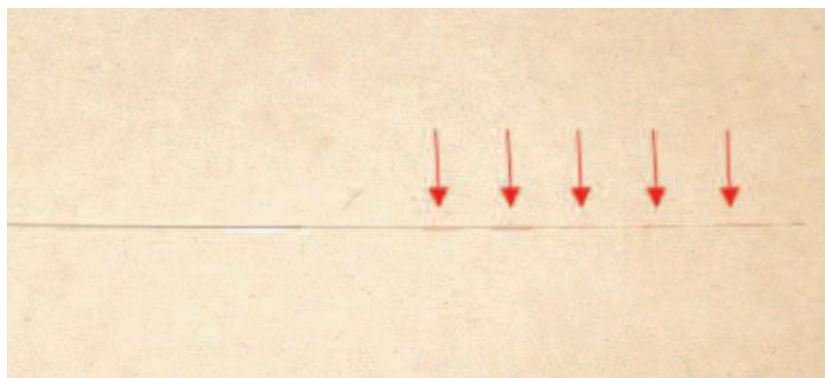
Portanto, os sensores utilizados para este trabalho são os baseados em redes de Bragg (FBG), gravadas em fibras padrão de telecomunicações, de 125 μ m. A gravação das redes foi realizada no Laboratório de Fotônica da UTFPR (Foto 6) pelo método direto por máscara de fase, este processo utiliza um laser pulsado de excímero em 193nm, onde foram gravadas redes de aproximadamente 5 mm, valor determinado pela dimensão do feixe sobre a máscara de fase.



Foto 6. Laboratório de Fotônica da Universidade Tecnológica Federal do Paraná (Foton).

As máscaras de fase utilizadas para a gravação das redes mostradas nesse trabalho possuem períodos de 1070 nm e 1072 nm. Como há a possibilidade de acompanhar a gravação em tempo real, é possível determinar parâmetros durante a gravação de forma a obter as características desejadas do filtro espectral que se está gravando, como as características da fonte de laser (energia, frequência),

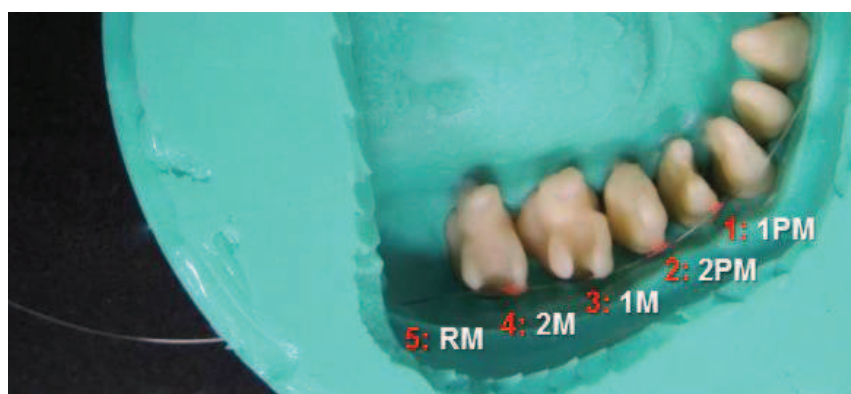
1 tempo de exposição, entre outras. Dentro deste sistema ótico criou-se os cinco
2 sensores necessários para esta pesquisa (Redes de Bragg) (Foto 7).



3
4 **Foto 7.** Fibra ótica com os cinco sensores de Bragg.

5 **3. Colagem dos sensores nas raízes dos dentes**

6 A partir de um enceramento prévio, os dentes foram posicionados no molde
7 confeccionado com silicone (CS - Dow Corning do Brasil - Curitiba, Brasil).
8 Posteriormente a fibra ótica, contendo os cinco sensores de Bragg, foi posicionada
9 horizontalmente e aderida com cola *Superbonder Gel* (LOCTITE - Dusseldorf,
10 Alemanha) no terço médio das faces vestibulares das raízes dos pré-molares e
11 molares e ao longo do material elastomérico, na região retromolar, representando o
12 tecido ósseo da estrutura maxilar, do hemiarco superior direito. Nos molares, os
13 sensores foram colados a partir da raiz mesial (Foto 8).



14
15 **Foto 8.** Adesão da fibra ótica na face vestibular dos dentes posteriores
16 da hemiarcada superior direita. 1: primeiro pré-molar (1PM), 2: segundo
17 pré-molar (2PM), 3: primeiro molar (1M), 4: segundo molar (2M) e 5:
18 região retromolar (RM).

A localização dos sensores (Figura 3) bem como os espectros referentes aos mesmos (Gráfico 1), são ilustrados a seguir, dispostos da seguinte maneira: sensor 1: primeiro pré-molar (1PM), sensor 2: segundo pré-molar (2PM), sensor 3: primeiro molar (1M), sensor 4: segundo molar (2M) e sensor 5: região retromolar (RM).

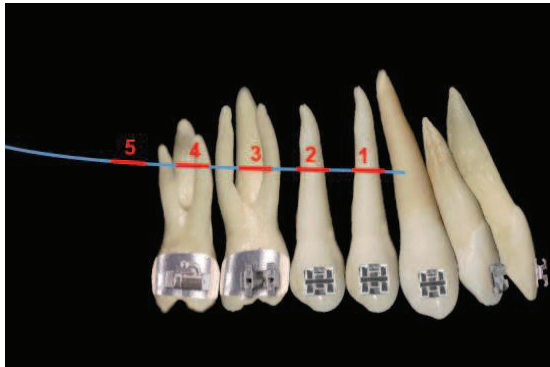


Figura 3. Localização dos sensores.

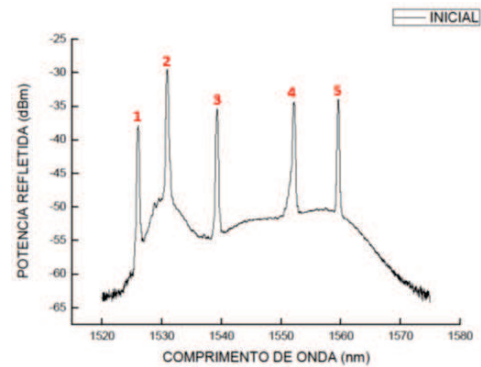


Gráfico 1. Momento inicial das aquisições. Espectros referentes às regiões analisadas.

Após 48 horas, período para a polimerização final da cola, a resina fotoelástica (Epóxi, flexível GIII, Polipox - Curitiba, Brasil) foi manipulada durante um minuto na proporção de 2:1, 76 ml de base para 38 ml de catalisador e inserida no molde de silicone, contendo os dentes e as fibras. O conjunto foi colocado na prensa de pressão durante a 20 PSI, durante 30 minutos para evitar a formação de possíveis bolhas (Foto 9).

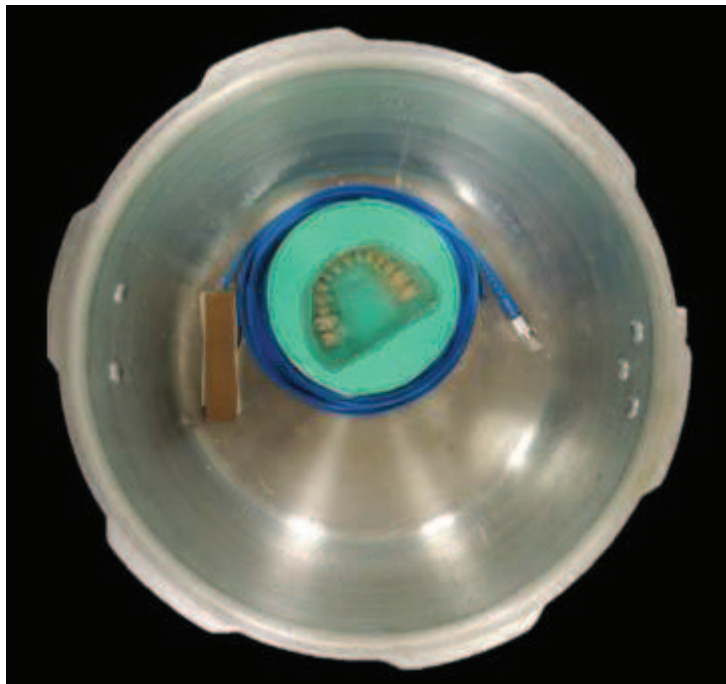


Foto 9. Painel de pressão contendo a resina fotoelástica inserida no molde de silicone.

Como resultado, obteve-se o modelo fotoelástico, após 72 horas (Foto 10).



Foto 10. Modelo elastomérico.

4. Montagem do aparelho ortodôntico

A montagem do aparelho ortodôntico foi realizada de maneira a simular a mecânica de distalização do molar, após as fase de alinhamento e nivelamento do tratamento ortodôntico.

Inicialmente, foi obtida uma fotocópia do modelo elastomérico para se obter o contorno das faces vestibulares dos dentes, que foi considerado o diagrama sobre o qual foi contornado o fio de aço inoxidável .021"x .025" (Morelli – Marília, Brasil),

no formato de um arco. Nestes fios, foram fixados com elásticos os *brackets* e tubos straight wire MBT (0.022" - 3M Unitek, Monróvia, Califórnia, USA) (Foto 11). O objetivo foi manter o conjunto de *brackets* o mais adaptado possível ao fio utilizado.

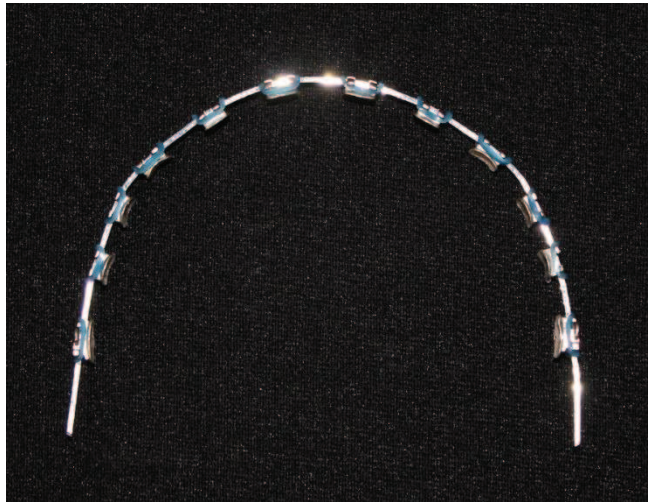


Foto 11. Arco .021"x .025"contendo os *brackets*.

Em seguida, os *brackets* foram posicionados todos de uma vez, ainda presos aos fios, e fixados com resina fotopolimerizável (Transbond XT, 3M Unitek). A espessura da base de resina foi variável para cada dente, assegurando que os *brackets* fossem colados passivamente no modelo, simulando a fase de final de nivelamento.

Após a fixação dos *brackets*, os fios .021"x .025" foram removidos. Usando o mesmo diagrama obtido anteriormente, foram confeccionados arcos .019"x .025", posteriormente adaptados com elásticos *brackets* e tubos.

5. Aplicação da mecânica de distalização de molar.

Os ensaios foram realizados no laboratório de fotônica da Universidade Tecnológica Federal do Paraná (Foton), pelo mesmo operador e em temperatura ambiente, entre 21 a 22°C. As mensurações foram realizadas em 4 momentos, para as duas mecânicas, descritos a seguir: a) Espectros iniciais, sem alterações; b) Após a inserção do mini-implante (MI); c) Após o posicionamento do arco no *slot* dos *brackets*; d) Após a aplicação da mecânica, ativando o dispositivo distalizador com elástico em cadeia.

Os passos seguintes foram repetidos para as duas mecânicas: os espectros das redes iniciais foram observados no aparelho analisador de espectros óticos (OSA) (Yokogawa, AQ6375, 1200 ~ 2400nm) sem que nenhuma tensão fosse gerada no modelo (Gráfico 1). Posteriormente, o mini-implante cônico, auto perfurante, 8mm de comprimento, 1mm de perfil transmucoso (Morelli, Sorocaba, Brasil) foi inserido entre o primeiro e segundo pré-molar e então foram observados os efeitos do mesmo na região.

O arco 0.019" x 0.025" foi inserido no slot dos *brackets* e fixado com elástico, a análise foi realizada novamente. Em seguida a mecânica foi aplicada, ativando com elástico em cadeia longo, 4mm, (Morelli - Sorocaba, Brasil) o *Sliding Jig*, confeccionado em fio de aço 0.7 mm (Morelli - Sorocaba, Brasil), apoiado no mini-implante (mecânica 1) (Foto 12).



Foto 12. Mecânica 1 - *sliding jig*.

O mesmo ensaio foi realizado para simular a distalização do segundo molar superior através da mecânica com mola aberta ortodôntica de Nitinol (Morelli - Sorocaba, Brasil) (mecânica 2), onde as ativações também foram realizadas com elástico em cadeia longo em um gancho soldado na distal do dente 23. Um *stop* foi soldado no arco, na distal do *bracket* do dente 16, para comprimir a mola após a ativação (Foto 13).

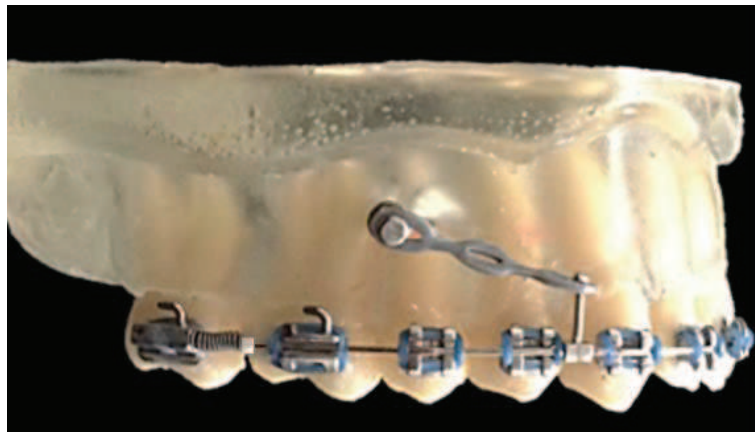


Foto13. Mecânica 2 - mola aberta.

As aplicações de força foram geradas no sentido longitudinal da fibras óticas. O carregamento de forças empregadas em ambas mecânicas, foram mensuradas através de tensiômetro ortodôntico (Morelli, Sorocaba, Brasil), sendo em torno de 300cN,³⁵ já que aproximadamente metade desta força é dissipada até chegar ao local de origem e a força necessária para a distalização do molar superior é de aproximadamente 120cN.^{36,37}

6. Aquisição dos dados após a aplicação da força

Com a aplicação das cargas, o sensor é deformado e, a banda de reflexão da rede é deslocada. O comprimento de onda de Bragg sofre mudanças quando a rede é submetida à ação de deformações longitudinais e transversais (ϵ_z) ou temperatura (T), como citado anteriormente.

Para analisar os espectros da FBG, têm-se um sistema composto por uma fonte ótica (LED), um circulador, as redes de Bragg e um analisador de espectros óticos (OSA). A luz da fonte que incide na porta 1 do circulador é desviada para a porta 2 onde se encontram as redes, a luz então é refletida pela rede, retorna pela porta 2 e é desviada para a porta 3, que está conectada ao OSA. Através desse esquema foram analisados todos espectros e variações decorrentes de forças sobre as redes, como ilustrado na Figura 5.

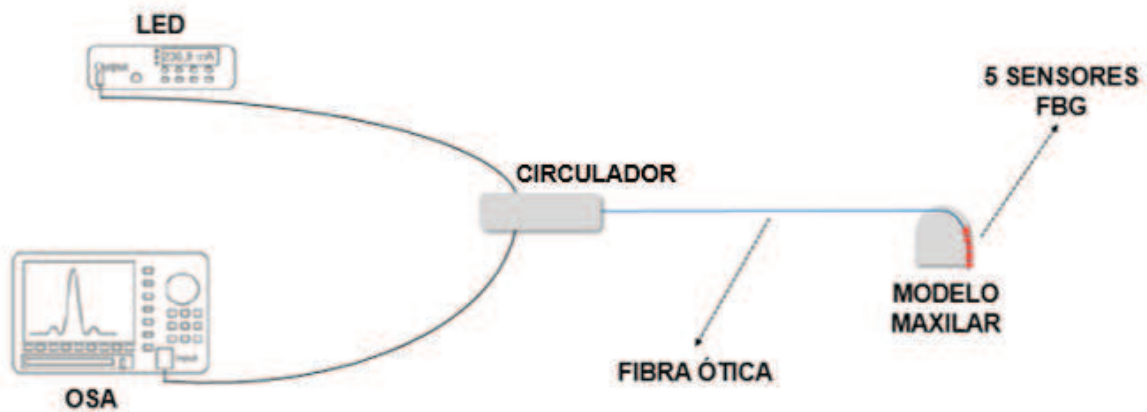


Figura 5. Esquema do circuito óptico para leitura das redes de Bragg. Modelo maxilar, 5 sensores (FBG), fibra ótica, controlador de polarização, fonte luminosa (LED) e analisador de espectros óticos (OSA) (Milczewski, 2008³³ modificado).

Após a aquisição dos dados, os espectros foram tratados no programa Origin 8® gerando a variação do comprimento de onda de cada sensor. E por meio da seguinte equação, a variação do comprimento de onda é transformado em força (Newtons):

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

(Equação 2)

ARTIGO EM INGLÊS

TITLE PAGE

Analysis of orthodontic forces during the distal movement of molar using fiber optic sensors

Pâmela Garcia Trannin, DDS

Pontifical Catholic University of Paraná, Curitiba, Brazil.

School of Health and Biosciences

Graduate Program in Orthodontics

Email: pamela.trannin@yahoo.com.br

Odilon Guariza-Filho, DSD, PhD

Professor, Graduate Program in Dentistry (Orthodontics)

Pontifical Catholic University of Paraná, Curitiba, Brazil.

School of Health and Biosciences

Email: odilongfilho@gmail.com

Maura Scandelari Milczeswski, DDS, PhD

Researcher at the Federal Technological University of Paraná, Curitiba, Brasil.

Optics and Optoelectronics Laboratory of UTFPR.

Email: maurasmm@gmail.com

Corresponding Author

Odilon Guariza-Filho, DDS, PhD

Professor, Graduate Program in Dentistry (Orthodontics)

Pontifical Catholic University of Paraná, Curitiba, Brazil.

School of Health and Biosciences

Rua Imaculada Conceição, 1155, Bairro Prado Velho.

80215-901 - Curitiba, PR.

Email: odilongfilho@gmail.com

Abstract

Objective: To utilize fiber Bragg gratings optic sensors for the evaluation of forces generated by the insertion of a mini-implant and two application of mechanical systems (sliding jig and open coil spring) during second upper molar distalization in an artificial tooth model. **Materials and Methods:** An elastomeric model comprising an optical fiber with five Bragg sensors positioned across five dental regions (first premolar, second premolar, first molar, second molar, and the retromolar trigone region) was produced to replicate the natural position of teeth in the jaw. The mini-implant was inserted into the model to establish anchorage and two distalizing mechanical applications were activated at 300cN torque using an elastic chain. Measurements were obtained using an optical spectrum analyzer and the software program Origin®8 was utilized to calculate a change in the spectral wavelength of each sensor. **Results:** A spectral change was observed in all of the dental regions analyzed. The second premolar and first molar (with closest proximity to the mini-implant) received the greatest amount of force after the insertion of the implant and following the activation of the two distalizing mechanical applications. The total force received by the second molar was 121.94 cN after the application of the sliding jig and 106.18 cN after the application of open coil spring. **Conclusions:** Fiber optic sensors are suitable for the evaluation of forces generated by both distalizing mechanical applications in the vestibular root region of posterior teeth. The insertion of the mini-implant, in addition to the activation of both distalizing devices, generated the greatest amount of force on the second premolar and first molar. The magnitude of the force generated by both the applications was approximately equal to that required to move the second molar.

Keywords: orthodontics, molar, fiber optic sensor.

1 Introduction

2 Successful orthodontic treatment requires careful consideration of the
3 anchorage system. Anchorage systems have several limitations such as
4 uncontrolled teeth movement, poor aesthetics, and reduced patient adherence. For
5 this reason, skeletal anchorage, supported by mini-implants, is used as a more
6 advantageous treatment option.¹⁻³

7 Skeletal anchorage ensures that the anchoring unit remains immovable
8 when subjected to orthodontic mechanical applications.⁴ This treatment concept
9 emerged from the utilization of mini-implants, devices that provide stable intraoral
10 anchorage for molar distalization, and other mechanical applications, such as the
11 transfer of force using sliding jigs or open coil springs.⁵ The use of these devices
12 does not require collaboration from the patient, is low cost, and presents a simplified
13 surgical technique for installation and removal. Furthermore, these devices can be
14 installed in several areas of the alveolar process and basal bone, are easy to clean,
15 provide simplification of orthodontic mechanics, and are associated with improved
16 patient adherence.⁶

17 However, the use of mini-implants for the distalization of molars presents the
18 potential problem of root damage at the location of insertion; these devices are
19 typically positioned between the roots of the second premolars and first molars.⁶⁻⁹
20 Therefore, several studies have focused on the prevention of root damage when
21 using these devices. Some authors have identified safe zones for the insertion of
22 mini-implants without damage to the root.^{10,11}

23 Photoelasticity¹² and the finite element method¹³ have been proposed to
24 evaluate the stresses generated by orthodontic treatments. As an alternative to
25 laboratory measurements, a new fiber optic sensor has been applied to dental
26 models and human occlusions to measure stress and pressure.¹⁴⁻¹⁸ The
27 technological advancements in the manufacture of optical fibers and the
28 development of new laser equipment have broadened the range of application of
29 fiber optic sensors. For example, temperature and pressure sensors have been
30 utilized in the fields of transport, civil, and biomedical engineering, in addition to

1 simple guide lights, provided that they have structures on their surface that allows
2 the same, known as fiber Bragg Gratings (FBG).^{19, 20}

3 Fiber Bragg Gratings have optical fiber sensors with characteristics and
4 parameters that are superior to those of other instruments such as a strain gage.
5 They have a greater sensitivity to deformation, enable measurements in small
6 regions due to their size (approximately 125 μm in diameter), possess
7 electromagnetic immunity, and have remote sensing capability.²¹⁻²³

8 Therefore, fiber optic sensors are advantageous for the study of orthodontic
9 forces because they can reach places that are normally difficult to access, such as
10 those adjacent to applied loads, near the apex and middle thirds of artificial teeth,
11 and on the occlusal surfaces of human teeth.^{24,25} Consequently, these sensors are
12 suitable for the evaluation of forces generated by different mechanical applications,
13 as well as those generated by insertion of the mini-implant.

14 Research into the forces associated with the insertion of mini-implants for
15 anchorage and the distalization of molars using the sliding jig and open coil spring
16 is limited. Previous studies have assessed stresses in the peri-implant region²⁶ and
17 those related to the insertion and stability of the mini-implant.^{3,27,28} Therefore, this
18 study aimed to assess the forces generated during the insertion of the mini-implant,
19 and two mechanical applications associated with second upper molar distalization
20 (sliding jig and open coil spring) in an artificial model using FBG optical sensors.

22 **Materials and Methods**

24 **1. Elastomeric model**

25 In this study, the upper dental arch of a patient missing teeth 18 and 28 was
26 simulated. The model was composed of artificial teeth (MOM, Marilia, Brazil) which
27 replicated the natural position of the teeth. The elastomeric material, a flexible epoxy
28 resin (Flexivel GIII, Polipox, Curitiba, Brazil), enabled the reproduction of a variety of
29 dental properties such as resilience, strength, and transparency, similar to those of
30 the supporting periodontium.²⁹

2. Fiber optic sensors

A single-mode silica fiber optic (telecommunications standard) containing FBG was used in this study. Sensor monitoring was conducted through the displacement of wavelengths (λ). Optical fibers have a cylindrical shape with the property to conduct light beams. The fiber used in this study, which matched telecommunications standard comprised a core, cladding, and a protective cover (Figure 1).

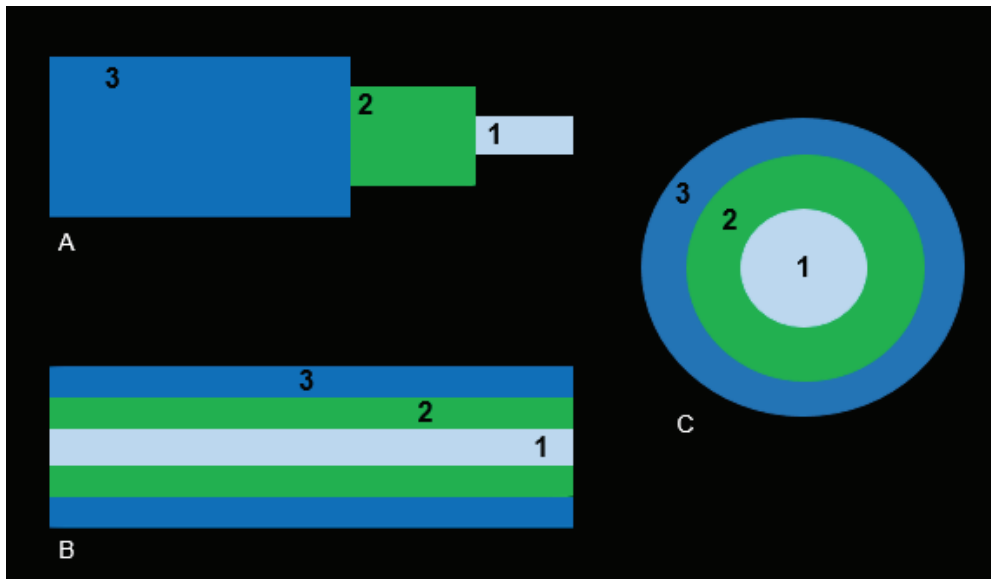


Figure 1. Illustration of an optical fiber **A:** Cylindrical structure, **(B):** Longitudinal section, **C:** Cross-section. **1:** Core, **2:** Cladding, **3:** Protective cover.

The fiber material (core and cladding) was composed of silica and doping substances, while the protective cover, or coating, was made of polymethylmethacrylate. Silica is photosensitive; therefore, these types of optical fibers undergo structural changes when exposed to laser beams applied on their surface, leading to a change in the refractive index of the fiber in that particular region, and subsequent modification of the light-guiding process. These new structures in the fibers are referred to as Bragg periods or gratings.¹⁹

The mechanism behind the action of Bragg gratings in optical fibers is relatively simple. When light is guided within the fiber, some of it is transmitted through the core, while the remainder is reflected by the Bragg gratings. The reflected light constitutes the observed spectrum and is utilized as a sensor. The wavelength of the reflected light alters if there is a stress- or temperature-induced

deformation in the area of the gratings (Figure 2). Any physical alteration to the gratings significantly changes the spectrum of reflected light.³⁰⁻³²

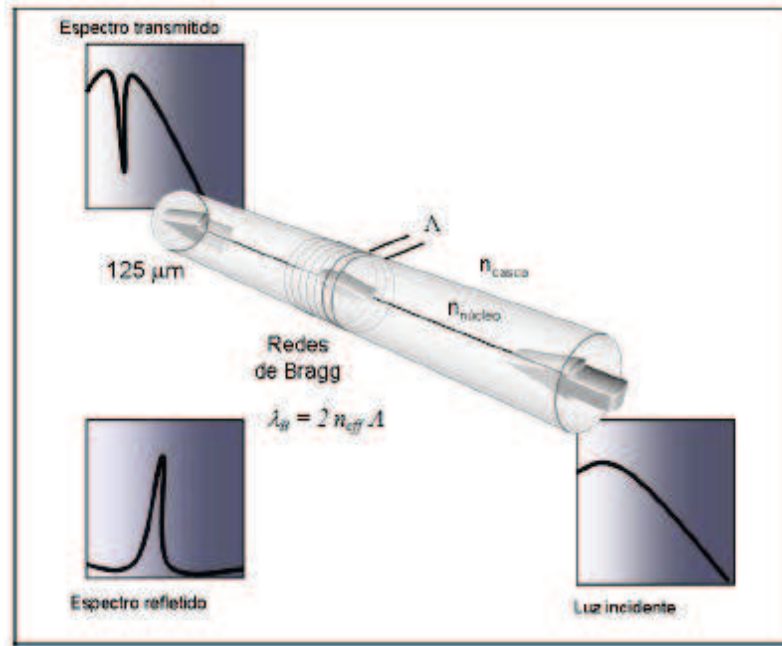


Figure 2. Illustration of Bragg gratings in an optical fiber where a portion of the incident light is transmitted and the rest is reflected (modified from Milczewski, 2008).³³

The Bragg wavelength shifts when the grating is subjected to the action of longitudinal deformation (ϵ_z) and/or temperature (T). Othonos equation⁴ explains the change in wavelength as a function of these two variables:

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

(Equation 1)

The sensors utilized in this study were composed of FBGs and recorded in standard telecommunications fibers of 125 μm . The grating recordings were conducted at the Photonics Laboratory of the Federal University of Technology - Paraná (UTFPR) using the direct phase-mask method. This method utilized a pulsed excimer laser at 193 nm and gratings of approximately 5 mm were recorded, determined by the size of the phase mask beam. The periods of the phase masks were 1070 nm and 1072 nm. Due to the ability of the sensors to monitor recordings in real-time, parameters were assessed during the recording periods in order to monitor the desired spectral filter characteristics, such as laser source (energy,

frequency) and exposure time. Within this optical system, the five Bragg grating sensors required for this research were installed (Photo 1).

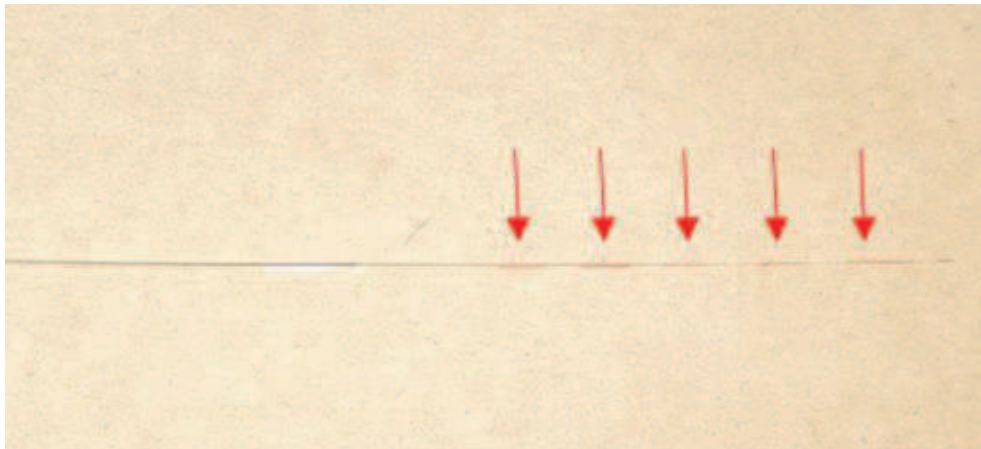


Photo 1. Optical fiber containing five Bragg grating sensors

3. Cementation of sensors to teeth roots

After waxing, the teeth were positioned in a silicone mold (CS, Dow Corning do Brasil, Curitiba, Brazil). Following this, the optical fiber containing the five Bragg grating sensors was positioned horizontally and cemented in the middle third of the vestibular sides of the premolar and molar roots, and along the elastomeric material in the retromolar trigone region using Superbonder Gel glue (LOCTITE, Dusseldorf, Germany). The retromolar trigone region comprised the bone tissue of the jaw structure in the upper right hemiarch. The sensors were cemented to the molars from the mesial root (Photo 2).

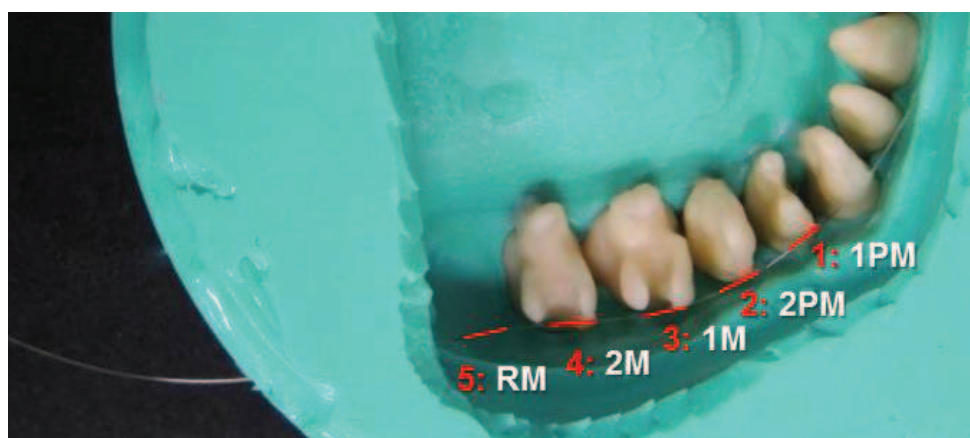


Photo 2. Adhesion of the optical fiber on the vestibular side of the posterior teeth in the upper right hemiarch. 1: First premolar (1PM), 2: Second premolar (2PM), 3: First molar (1M), 4: Second molar (2M), and 5: Retromolar trigone region (RM).

The location of the Bragg gratings sensors and their spectra are presented in Figure 3 and Chart 1, respectively; arranged as follows: sensor 1: first premolar (1PM); sensor 2: second premolar (2PM); sensor 3: first molar (1M); sensor 4: second molar (2M); and sensor 5: retromolar trigone region (RM).

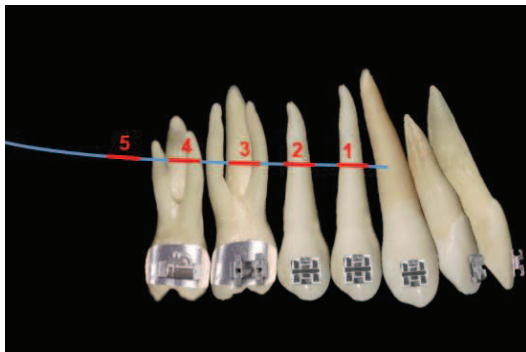


Figure 3. Location of Bragg gratings sensors.

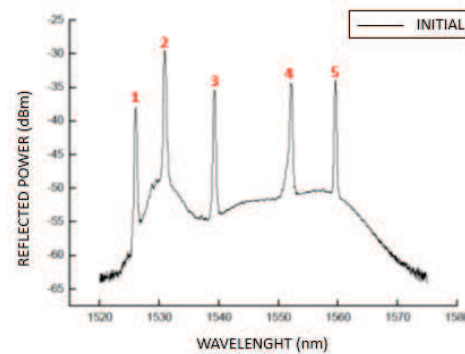


Chart 1. Initial moment of spectra acquisition for the analyzed regions.

After 48 hours (period required for the final curing of the glue), the photoelastic epoxy resin (Flexivel GIII, Polipox, Curitiba, Brazil), was poured into the silicone mold containing the teeth and optic fiber, as per manufacturer's instructions. The set was placed in a pressure cooker at 20 PSI for 30 minutes, and the elastomeric model was obtained after 72 hours (Photo 3).



Photo 3. The elastomeric model.

4. Installation of orthodontic apparatus

The assembly of the orthodontic apparatus using straight wire brackets (MBT™; 0.022 inches; 3M Unitek, Monrovia, California, USA) was performed

1 according to the indirect technique and facilitated the molar distalization mechanics
2 through the insertion of an arch (0.019 inches x 0.025 inches).

3 **5. Application of molar distalization mechanics**

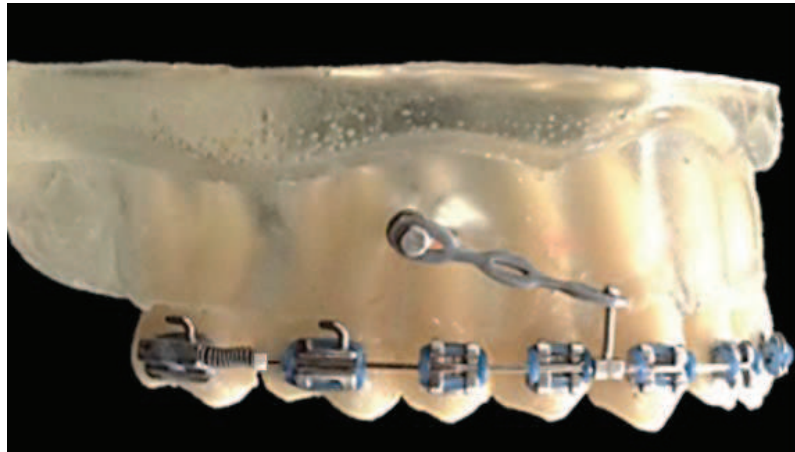
4 All tests were performed in the Photonics Laboratory of the UTFPR at room
5 temperature (21°C–22°C), by the same operator. The measurements were made
6 four times for both distalizing mechanical applications, at the following intervals: a)
7 initial spectra, without changes; b) after mini-implant insertion; c) following the
8 insertion of the arch into the bracket slots; d) post-mechanical application (activation
9 of the distalizing devices with an elastic chain).

10 The following steps were then conducted for each of the molar distalization
11 mechanics. The initial spectra of the gratings were observed in an Optical Spectrum
12 Analyzer (OSA) (Yokogawa, AQ6375; 1200–2400 nm), without generating any stress
13 in the model (Chart 1). Following this, the conical self-drilling mini-implant, 8 mm in
14 length and with a 1-mm transmucous profile (Morelli, Sorocaba, Brazil), was inserted
15 between the first molar and second premolar in order to observe the effects of the
16 forces in this region. The arch was then inserted into the bracket slots, fixed with
17 elastic, and the analysis was repeated. The mechanics were activated using a long
18 elastic chain (4 mm, Morelli, Sorocaba, Brazil) and a steel wire (0.7 mm) sliding jig
19 (Morelli, Sorocaba, Brazil) which supported the mini-implant (mechanical application
20 1; Photo 4).



22 **Photo 4.** Mechanical Application 1 - Sliding Jig.
23

1 The same test was performed to simulate second upper molar distalization
2 using a Nitinol orthodontic open coil spring (Morelli, Sorocaba, Brazil) (mechanical
3 application 2). These activations were also performed using a long elastic chain, on
4 a hook welded distally on tooth 23. A stop was welded to the arch, distally on the
5 bracket of tooth 16, in order to compress the spring after activation (Photo 5).
6



7
8 **Photo 5.** Mechanical Application 2 - Open Coil Spring.
9

10 The forces were applied longitudinally on the optical fibers. The applied force
11 in both mechanical applications was measured using an orthodontic stress gauge
12 (Morelli, Sorocaba, Brazil), at around 300 cN.³⁵ This is because approximately half
13 of the force is dissipated before it reaches the target area and the force required for
14 upper molar distalization is approximately 120 cN.^{36,37}
15

16 **6. Data acquisition following application of force**

17 Following load application, the sensor became deformed and the gratings
18 reflector shifted. The Bragg wavelength changes when the grating is subjected to
19 the action of longitudinal and transverse deformations or temperature, as previously
20 described.

21 A system comprising an optical source (light-emitting diode), a circulator,
22 Bragg gratings, and an OSA was utilized to analyze the FBG spectra. The light that
23 reached port 1 of the circulator was diverted to port 2 (the location of the gratings),
24 this light was then reflected by the grating, returned to port 2 and subsequently

diverted to port 3, which was connected to the OSA. Using this arrangement, all of the gratings' force spectra and variations were analyzed, as illustrated in Figure 4.

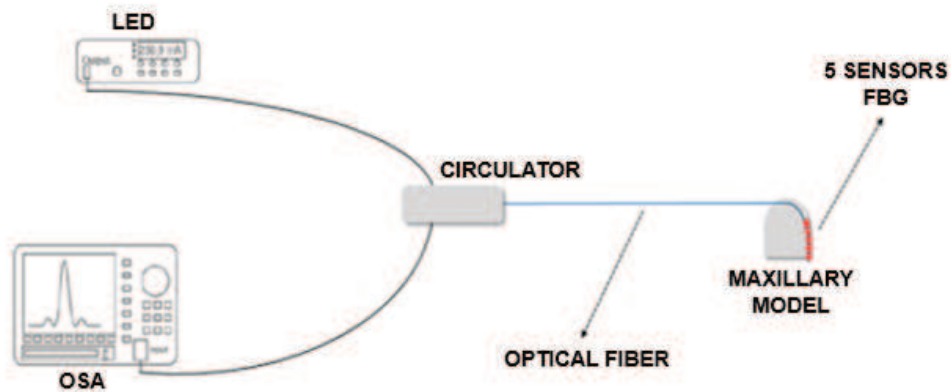


Figure 4. Optical circuit arrangement for the reading of the Bragg gratings. A maxillary model comprising five sensors (FBG), an optical fiber, circulator, a light source (LED), and an optical spectrum analyzer (OSA) (modified from Milczewski, 2008).³³

Spectral data were processed using the software program Origin®8 order to generate wavelength changes for each sensor. This was performed using the following equation; the change in the wavelength was transformed into force (Newtons):

$$\Delta F(N) = E.A.\Delta\epsilon = 72.5 \text{ GPa}.\pi (125 \mu\text{m})^2 \Delta X(\text{nm}) = 0.7414.\Delta X[N]. 4 \text{ } 1.2 \text{ } \mu\text{m}).$$

(Equation 2)

Results

The following data were obtained after applying orthodontic force.

1. Mechanical application 1 (sliding jig)

1.1 Mini-implant insertion

Chart 2 presents the elastomeric model immediately after mini-implant insertion. A significant wavelength change was observed in spectra 2 and 3, which corresponded to the regions of the second premolar and first molar, respectively. In

1 addition, chart 2 shows a splitting of the wavelength, i.e. transversal deformation of
2 the fiber.

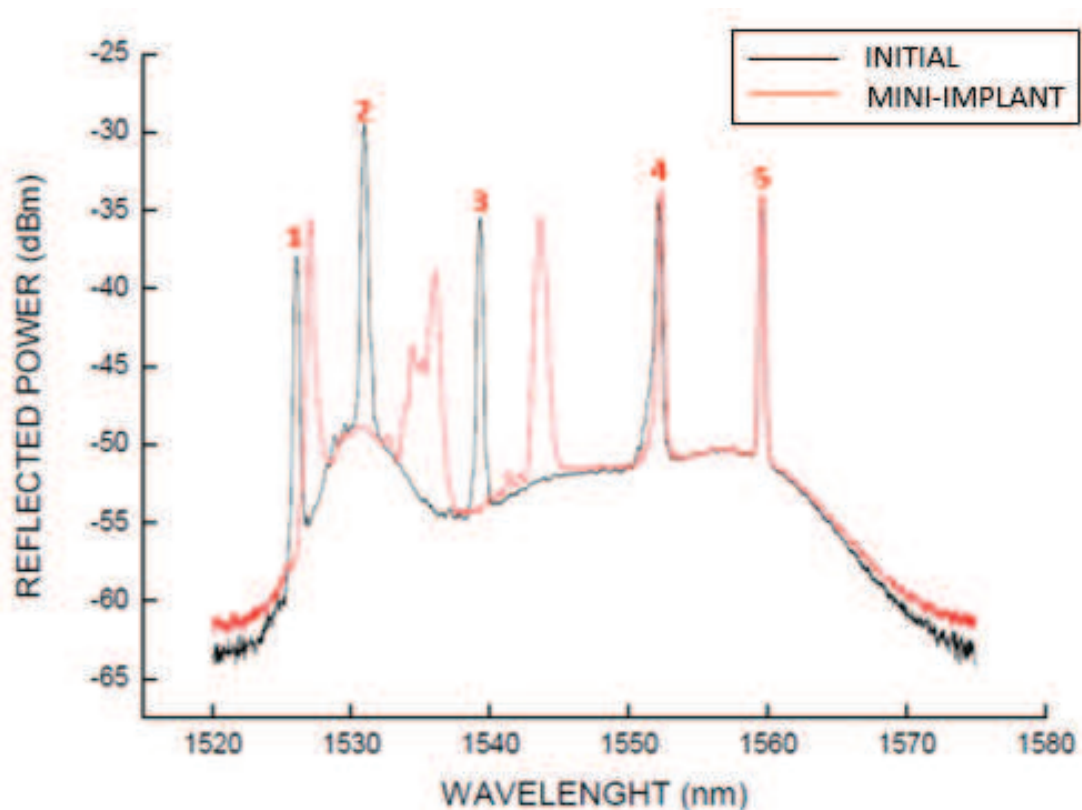


Chart 2. Comparison of spectral data between initial recordings and those obtained immediately after mini-implant insertion in the elastomeric model following mechanical application 1 (sliding jig).

After insertion of the mini-implant, the second molar region (sensor 4) received less force than the first premolar (sensor 1) but more force than the retromolar trigone region (sensor 5).

Table 1. Forces (Newtons), mechanical 1 (Sliding Jig).

Sensors	MI	Arch	Elastic	Sum - Regions
1	0,75	0,83	0,89	2,47
2	3,78	3,72	4,1	11,6
3	3,21	3,41	3,87	10,49
4	0,08	0,17	0,22	0,47
5	0,02	0,02	0,02	0,06
Sum - Moments	7,84	8,15	9,1	

*MI: mini-implant

1.2 Molar Distalization

Post-mini-implant insertion, the arch was inserted into the bracket slots and the sliding jig was activated. From the data obtained, a change in the wavelength of all sensors was observed using the initial recordings as a comparator (Chart 3).

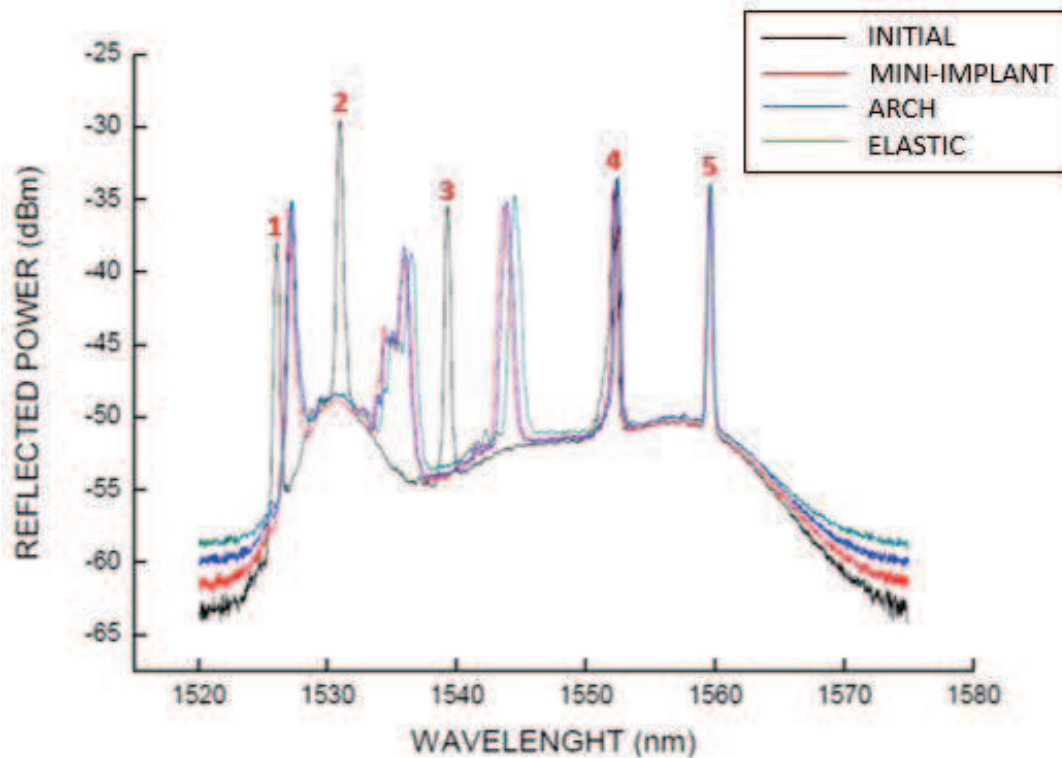


Chart 3. Comparison of spectra between all recording times with mechanical application 1 (sliding jig).

Generally, there were no significant spectral changes observed after inserting the arch into the bracket slots. Chart 3 also presents the wavelength shift as a function of sliding jig activation using the elastic chain. The most evident wavelength variation was observed in spectrum 2 (second premolar), followed second by spectrum 3 (first molar). Spectrum 4 (second molar) demonstrated less change than spectrum 1 (first premolar), but greater change than spectrum 5 (retromolar trigone region).

By analyzing all of the recording times, the most significant changes were observed with sensors 2 and 3, on the second premolar and first molar, respectively. The remaining sensors showed a reduced change in wavelength; spectrum 5, positioned in the retromolar trigone region, presented the least amount of change.

1 The greatest force was observed in the second premolar (sensor 2) after
2 activation of the sliding jig. However, the retromolar trigone region (sensor 5)
3 sustained the least amount of stress, this was the most evident following the insertion
4 of the arch in the bracket slots (Table 1).

5 In comparison with the activation of the sliding jig, the insertion of the mini-
6 implant also generated the greatest force in sensor 2 and the least in sensor 5 (Table
7 1). The force applied on the second molar, the tooth to be distalized, was 0.22 N
8 (23.45 cN) following activation of the device.

10 **4. Mechanical application 2 (open coil spring)**

11 **3.1 Mini-implant insertion**

12 Chart 4 presents the elastomeric model immediately after mini-implant
13 insertion. A significant change was observed in spectra 2 and 3, which correspond
14 to the regions of the second premolar and first molar, respectively. In Chart 2, a
15 splitting of the wavelength occurred, i.e. transversal deformation of the fiber, similar
16 to that observed with the activation of the sliding jig.

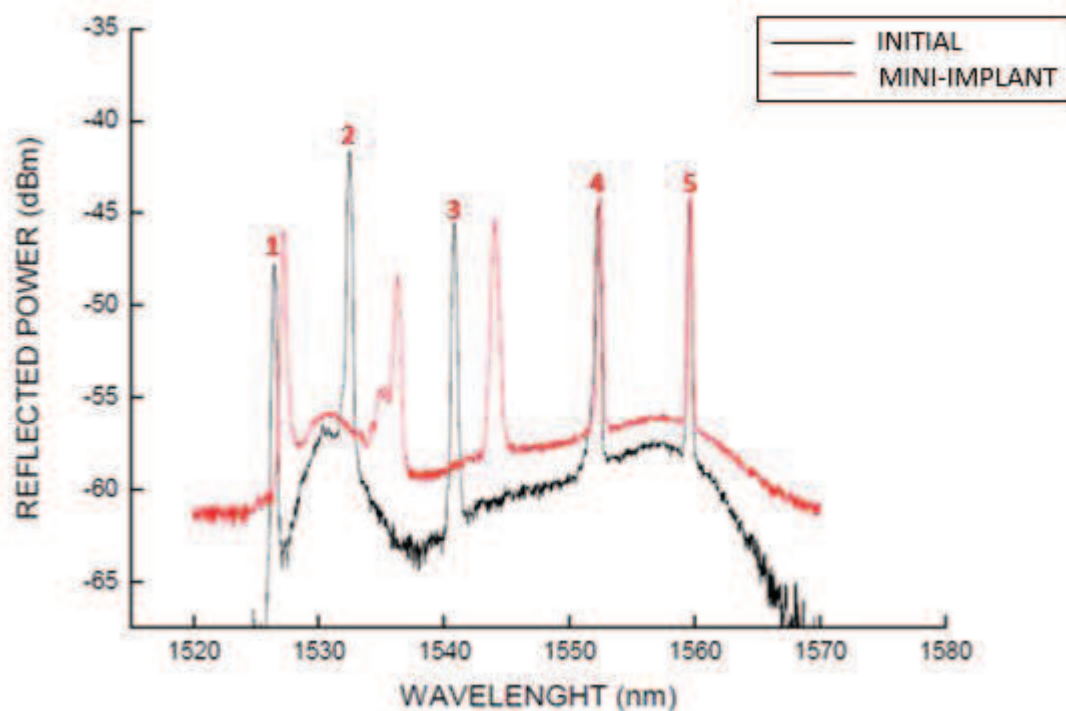


Chart 4. Comparison of spectral data between initial recordings and those obtained immediately after mini-implant insertion in the elastomeric model following mechanical application 2 (open coil spring).

After insertion of the mini-implant, the second molar (sensor 4) also received less force than the first premolar (sensor 1) but more force than the retromolar trigone region (sensor 5), as above, this was similar to that observed with activation of the sliding jig (Table 2).

Table 2. Forces (Newtons), mechanical 2 (Open Coil Spring).

Sensors	MI	Arch	Elastic	Sum - Regions
1	0,54	0,54	0,51	1,59
2	2,82	2,73	2,59	8,14
3	2,36	2,41	2,42	7,19
4	0,14	0,17	0,2	0,51
5	0,05	0,051	0,08	0,181
Soma - Moments	5,91	5,901	5,8	

*MI: mini-implant

3.2 Molar Distalization

Chart 5 presents the changes in the wavelength for all sensors, using the initial recordings for comparison (Chart 5).

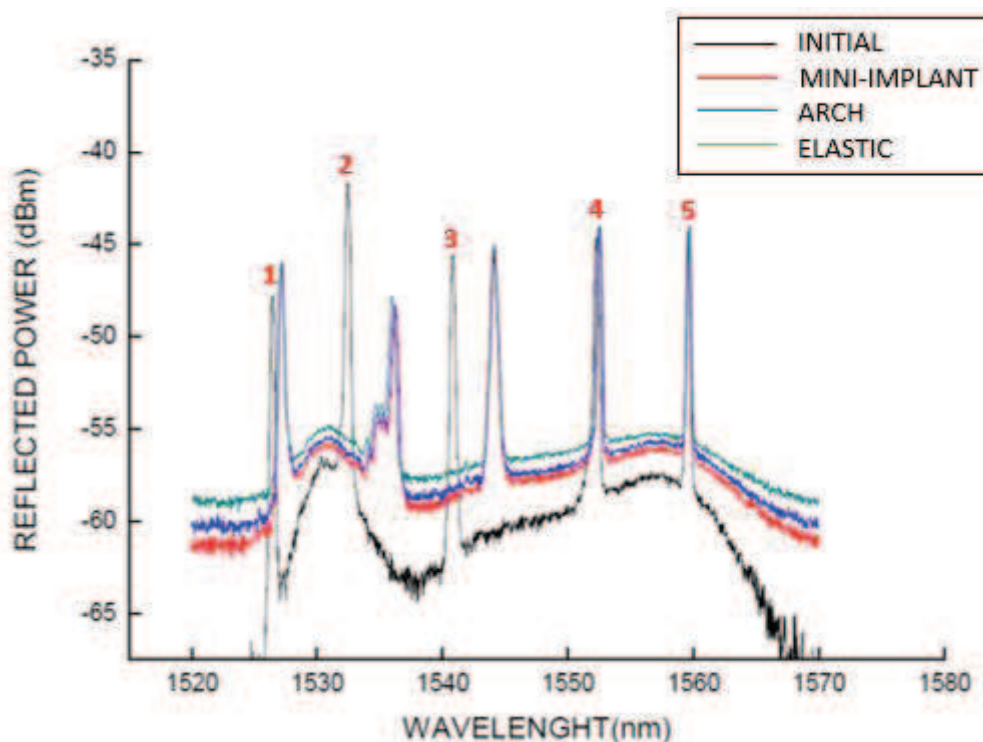


Chart 5. Comparison of spectra across all recording times with mechanical application 2 (open coil spring).

There were no significant spectral changes observed following the insertion of the arch into the bracket slots. Following activation of the open coil spring, there was a gradual decrease in wavelength variation in spectra 1 and 2 (first and second premolar), compared with previous applications. However, the second premolar and first molar (sensors 2 and 3) received the greatest amount of force; the greatest force was recorded on the second premolar. The retromolar trigone region received the least amount of force (Table 2). The change in spectrum 4 (second molar) was lower than that observed in spectrum 1 (first premolar) but greater than the change in spectrum 5 (retromolar trigone region).

Overall, the most significant changes were observed with sensors 2 (second premolar) and 3 (first molar). The smallest wavelength changes were observed with spectrum 5, positioned in the retromolar trigone region. In this mechanical application, the greatest force after mini-implant insertion was observed in sensor 2, positioned in the second premolar region. The retromolar trigone region sustained the least amount of stress, particularly after the insertion of the arch into the bracket slots. (Table 2).

1 The insertion of the mini-implant also generated the greatest force in sensor
2 2 and the least in sensor 5, similar to that observed following activation of the open
3 coil spring (Table 2). After activation of the device, the force transmitted to the
4 second molar, the tooth to be distalized, was 0.20 N (20.42).

6 **3.3 Bar charts**

7 In order to summarize force values for individual teeth (sensors), and
8 present the overall values at each recording times, two bar charts were generated.
9 The first chart displays the sum of the forces on individual teeth following the
10 installation and application of orthodontic mechanics, while the second chart
11 presents the sum of the forces observed across several teeth, assessed as a
12 function of the mechanical application times; from insertion of the mini-implant to
13 activation of the distalizing devices.

14 In both mechanical applications, t the second premolar and first molar
15 regions received the greatest amount of force, while the retromolar trigone region
16 received the least amount (Chart 6).

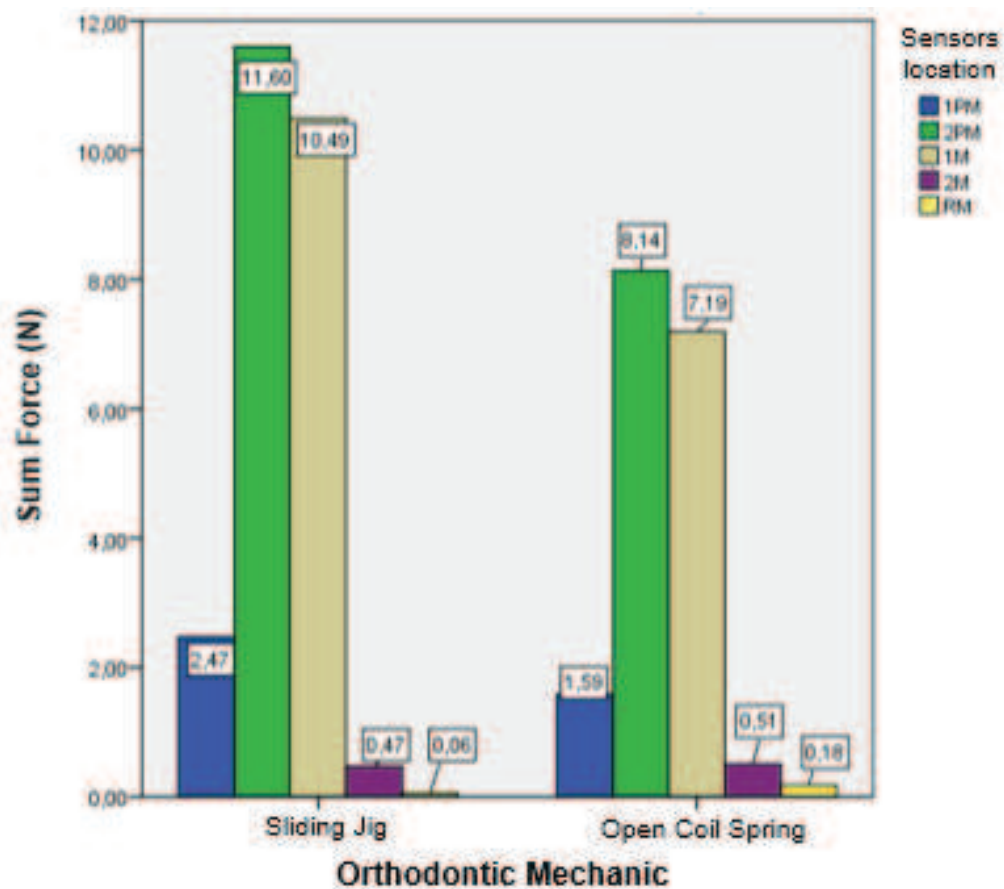


Chart 6. Sum of the force values (in Newtons) of the recording times as a function of orthodontic mechanics and sensor locations.

The acquisition times revealed that mechanical application 1 (sliding jig) generated the greatest amount of force at each time point, starting from the time of insertion of the mini-implant to the time of activation of the sliding jig. In comparison, the amount of force generated by mechanical application 2 (open coil spring) was lower; the lowest force was recorded after activation of the device (Chart 7).

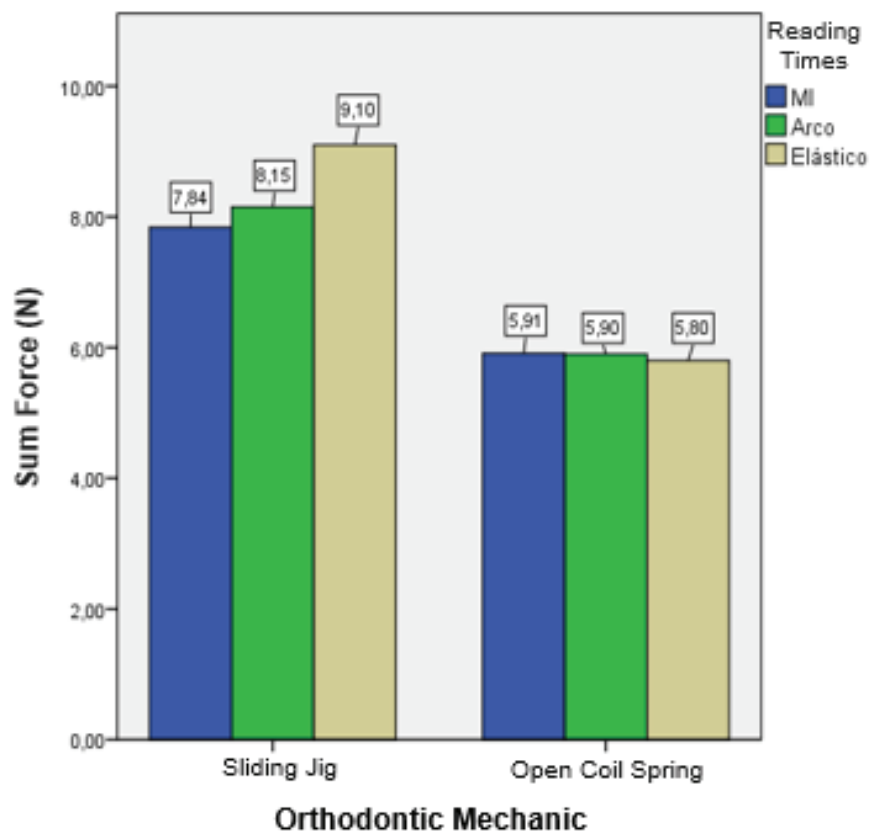


Chart 7. Sum of the forces (in Newtons) for the different sensor locations as a function of the mechanical applications and the recording times.

Discussion

At present, orthodontic treatments comprise conservative therapies that, in certain cases, do not necessitate the removal of teeth in order to achieve perfect occlusion. Alternative techniques for the repositioning of posterior teeth involve the utilization of mini-implants.³⁸⁻⁴⁰ These devices can provide intraoral anchorage for molar distalization by the transfer of force using sliding jigs or open coil springs.⁶ Despite the well-established benefits of these devices, the insertion torque of the mini-implant produces stress in the bone region and may cause undesirable side effects.^{41,42}

A new fiber optic sensor has been utilized in several areas, including the study of orthodontic forces, due to its sensitivity, accuracy, and small size (125 μm), which is advantageous for application in areas adjacent to applied loads.^{20,25,43} In

view of this, the aim of this work was to evaluate the stresses generated by the insertion of the mini-implant and the application of two mechanical devices during upper molar distalization, using an innovative fiber optic sensor method.

Studies by Milczewski, *et al.*^{17,24,43} demonstrated that FBGs can be utilized to evaluate orthodontic forces applied to artificial models, as well as mastication forces *in vivo*, despite the associated frailty. The force values reported by Milczewski *et al.* are consistent with the findings of the present study. In our study, application of the force required for the activation of the distalizing devices was achieved, in addition to the torque required for the insertion of the mini-implant. This was confirmed by the lack of damage to the fiber in all of the regions investigated, which would have prevented application.

In the present study, the upper dental arch of a patient missing teeth 18 and 28 was simulated in order to investigate the mechanical distalization of a molar anchored by a mini-implant using Bragg sensors. The greatest amount of force was recorded in the regions adjacent to the mini-implant. The greatest torque stresses were recorded in the anchorage unit region, throughout the peri-implant region, and during the activation of the distalizing devices.²⁶ As expected, sensors 2 and 3 showed the greatest variation in force, with the former receiving the greatest force in both mechanical applications. These sensors corresponded to the upper second premolar and first molar regions, respectively. According to Chung, *et al.* 2004⁵ the anchorage unit between the roots of these two teeth allows distalization through the application of a sliding jig or open coil spring.

Considering that the insertion torque of the self-drilling mini-implants utilized in this study is considerably higher than that of self-tapping implants,^{41,42} the values recorded after the insertion of the mini-implant may have been lower if self-tapping implants had been utilized.

In both of the regions closest to the anchorage unit, the activation of the sliding jig exerted greater force than the open coil spring. The stress resulting from this activation, as well as the insertion torque, can cause excessive bone compression, microstructural deformation around the mini-implant, and even bone

1 resorption, consequently leading to low stability, potential breakage, and loss of the
2 anchorage device.^{44,45}

3 After activation of the sliding jig, the greatest forces were recorded in the
4 second premolar region. The retromolar trigone region sustained the least amount
5 of stress, particularly following the insertion of the arch into the bracket slots. When
6 utilizing the open coil spring, greater forces were also observed in this region, after
7 the insertion of the mini-implant. However, similar to the sliding jig, the retromolar
8 trigone region also sustained the least amount stress, particularly after the arch was
9 inserted into the bracket slots.

10 The force required to activate the devices for distalization of the second
11 molar was 300 cN. However, it was observed that the force received by this region
12 was 23.45 cN and 20.42 cN for mechanical applications 1 and 2, respectively.
13 However, these values only refer to the force applied to the sensor region, which is
14 5 mm in length, i.e. the root of the second molar. Considering that the middle third
15 root circumference in the artificial tooth studied was 26 mm, the total force received
16 was 121.94 cN and 106.18 cN in mechanical applications 1 and 2, respectively.
17 Therefore, mechanical application 1 transferred an amount of force approximating
18 that required for molar distalization which, according to Ricketts 1988³⁸ is 120 cN,
19 and subsequently generated greater stress in the mini-implant region at the time of
20 activation.

21 Despite the physical accuracy and reliability of this study's artificial model, it
22 is unable to reproduce the forces applied to natural teeth, which would certainly be
23 different from those observed in this study. The position of the sensor on the
24 vestibular side of the tooth must also be taken into consideration because forces are
25 unevenly distributed on teeth. Variation in forces on different sides of the tooth must
26 be taken into account; for instance, the mesial side (stress side) may have received
27 a greater amount of force compared with other sides. However, the main aim of this
28 study was to determine the regions receiving force and to compare the optimum
29 amount of force required in the region to be distalized between different mechanical
30 applications, in addition to observing the regions affected by the insertion force of
31 the mini-implant. In future studies, mapping the entire tooth root and mini-implant

1 circumference is recommended to obtain more complete and accurate sensor
2 recordings. Therefore, the amount of force will determined, not only for general
3 regions, but also specifically for each side of the analyzed tooth.

4 The findings from this study's artificial model do not accurately represent
5 those from a healthy tooth in the oral cavity of a patient where the periodontal
6 ligament is present, despite the fact that the photoelastic resin and elastomer utilized
7 possess resilience and strength similar to that of the supporting periodontium.²⁹ The
8 forces generated in an artificial model certainly do not reflect those generated in a
9 realistic situation. However, our assessment of the orthodontic forces during the
10 insertion of the mini-implant and molar distalization devices indicates that the
11 inclusion of an optical fiber within an elastomeric model is possible, allowing
12 measurements to be obtained for the examination of force generation for different
13 types of mechanical applications. These findings will assist dental practitioners in the
14 selection of devices

16 **Conclusions**

17 Fiber optic sensors containing FBG are suitable for the assessment of the
18 forces applied by two distalizing mechanical applications in the vestibular root
19 regions of posterior teeth.

20 The insertion of the mini-implant generated forces in all of the dental regions
21 analyzed; these were the greatest in the second premolar and first molar regions
22 (with closest proximity to the device).

23 The insertion of the arch into the bracket slots also changed the generated
24 force.

25 The activation of both distalizing devices (sliding jig and open coil spring)
26 generated forces in all of the studied regions, but had the most effect in those regions
27 adjacent to the anchorage site; the greatest amount of force was recorded in the
28 second premolar region;

29 Both distalizing mechanical applications were efficient and transferred an
30 amount of force approximating that required to move the second molar for

- 1 distalization. These findings are consistent with those already reported in the
- 2 literature.

References

1. Creekmore TD. The possibility of skeletal anchorage. J Clin Orthod 1983;17:266-9.
2. Shapiro PA, Kokich VG. Uses of implants in orthodontics. Dent Clin North Am 1988;32:539-50.
3. Suzuki M, Deguchi T, Watanabe H, Seiryu M, Iikubo M, Sasano T, Fujiyama K, Takano-Yamamoto T. Evaluation of optimal length and insertion torque for miniscrews. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2013;144:251-9.
4. Southard TE, et al. Intrusion anchorage potential of teeth versus implants. Am J Orthod Dentofacial Orthop, St. Louis. 1995;107:115-120.
5. Chung KR, Kim SH, Kook YA. The C-Orthodontic micro-implant. J Clin Orthod, Boulder. 2004;38:478-486.
6. Bezerra F, Villela H, Laboissiere Junior M. Microparafuso ortodôntico de titânio auto-perfurante (MPO): novo protocolo cirúrgico e atuais perspectivas clínicas. Innov. Implant. J. 2006;1:46-53.
7. Chen YH, Chang HH, Chen YJ, Lee D, Chiang HH, Yao CC. Root contact during insertion of miniscrews for orthodontic Anchorage increases the failure rate: an animal study. Clin Oral Implants Res. 2008;19:99-106.
8. Cho UH, Yu W, Kyung HM. Root contact during drilling for microimplant placement. Affect of surgery site and operator expertise. Angle Orthod. 2010;80:130-6.
9. Hwang YC, Hwang HS. Surgical repair of root perforation caused by an orthodontic miniscrew implant. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2011;139:407-11.
10. Deguchi T, Nasu M, Murakami K, Yabuuchi T, Kamioka H, Takano-Yamamoto T. Quantitative evaluation of cortical bone thickness with computed tomographic scanning for orthodontic implants. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2006;129:721:7-12.

- 1 11. Poggio PM, Incorvati C, Velo S, Carano A. "Safe zones": a guide for miniscrew
2 positioning in the maxillary and mandibular arch. Angle Orthod 2006;76:191-
3 7.
4
- 5 12. Maia LGM, Maia MLM, Monini AC, Vianna AP, Gandini LG. Photoelastic
6 analysis of the forces generated by the T- loop springs made with stainless
7 steel or titanium-molybdenum alloy. Am J Orthod Dentofacial Orthop
8 2011;140:123-128.
9
- 10 13. Vásquez M; et al. Initial stress differences between sliding and sectional
11 mechanics with an endosseous implant as anchorage: a 3-dimensional finite
12 element analysis. Angle Orthod, Appleton. 2001;71:247-56.
13
- 14 14. Tjin SC, Tan YK, Yow M, Compliance Hao J. Optical Fiber Sensors Monitoring
15 Stress accumulate in dental cement. Med. Biol. Eng. Comput. 2001;39:182-
16 184 .
17
- 18 15. Ottevaere H, Tabak M, Aznar D, Fernandez A, Van Lerschot S, Berghmanns
19 F, Thiepoint H. Optical Fiber Sensors Monitoring Stress accumulate in dental
20 cements. Anais da 6ª Conferência Optical Fiber Sensors; Nara, Japão;
21 2003:574-7.
22
- 23 16. Kalinowski HJ, Abe I, Simões JA, Ramos A. Application of Bragg sensors fiber
24 Biomecânica. In: Canning J., ed. Trends in Photonics Research Network
25 Transworld; Trivandrum, Índia: 2010:315-343; cap 10.8.
26
- 27 17. Milczewski MS, Silva JCC, Carvalho LM, Canning, J. Optical fibre sensors in
28 dentistry (chapter 11). In: John Canning. (Org.). Trends in Photonics.
29 1ed. Kerala: Research Signpost, 2010;1:345-373.
30
- 31 18. Milczewski MS, Silva JCC, Abe I, Carvalho LM, Fernandes RC, Kalinowski
32 HJ, Nogueira RN. Aplicação FBG na determinação da configuração de
33 expansão de materiais odontológicos. Proc. SPIE. 2005;5855:387-390.
34
- 35 19. Baldini F, Mignani AG. Handbook of Optical Fibre Sensing Tecnologia
36 Biomédica fibra ótica Sensores López-Higuera JM, editor. Wiley; Chichester,
37 Reino Unido, 2002.
38
- 39 20. Bragg WL. The diffraction of short electromagnetic waves by a Crystal
40 Proceedings Cambridge Philosophy Society. 1913;17:43.
41

- 1
2 21.Kao KC, Hockmam GA. Dielectric fiber surface waveguides for optical
3 frequencies. In Proc. Inst. Elect. Eng. 1966;113:1151–1158.
4
- 5 22.Ball GA, Morey WW. Continuously tunable single mode erbium fiber
6 laser.cOpt. Lett. 1992;17(6):420–422.
7
- 8 23.Milczewski MS, Silva JCC, Paterno AS, Kuller F, Kalinowski Hj. Measurement
9 of composite shrinkage using a fibre optic Bragg grating sensor, Journal of
10 Biomaterials Science Polymer Edition. 2007;18:383-392.
11
- 12 24.Marin GC, Camargo ES, Milczewski MS, Abe I. The Magnitude of a Human
13 Bite Measured Exactly at the Molar Intercuspitation using FBG. In: 23rd
14 Optical Fiber Sensors Conference. 2014, Santander. 23rd Optical Fiber
15 Sensors Conference.
16
- 17 25.Milczewski MS, Silva JCC, Abe I, Paterno AS, Simões JA, Kalinowski HJ.
18 Measuring orthodontic forces with HiBi FBG sensors, 18th Inter. Conf. on
19 Optical Fiber Sensors, Cancun, 2006.
20
- 21 26.Dobranszki A, Levy Neto F, Dobranszki NC, Vuol JHI, Laboissière Jr MA.
22 Revista Matéria. 2010;15:405-412.
23
- 24 27.Yadav S, Upadhyay M, Liu S, Roberts E, William P. Neace,e and Ravindra
25 Nanda. Microdamage of the cortical boné during mini-implant insertion with
26 self-drilling and self-tapping techniques: A randomized controlled trial. Am J
27 Orthod Dentofacial Orthop. 2012;141:538-46.
28
- 29 28.Enhos S, Veli I, Cakmak O, Ucar FI, Alkan A, Uysalf T. OPG and RANKL
30 levels around miniscrew implants during orthodontic tooth movement. Am J
31 Orthod Dentofacial Orthop. 2013;144:203-9.
32
- 33 29.Glickman I, Roeber FW, Brion M, amejjer JHN. Photoelastic analysis of
34 internal stresses in the periodontium created by occlusal forces. J
35 Periodontol. 1970;41:30-5.
36
- 37 30.Wagreich RB, Atia WA, Singh H, Sirkis JS, Effects of diametric load on fibre
38 Bragg gratings fabricated in low birrefrangent fibre, Electronic Letters.
39 1996;32:1223-1224.
40

31. Kawase L, Valentine LCG, Margulis W, Carvalho MCR. Force measurement using induced birefringence on Bragg gratings, Proceedings of SBMO/IEEE MTT-S IMOC. 1997;394-396.
32. Gafsi R, El-Sherif MA. Analysis of induced-birefringence effects on fiber Bragg gratings, Optical Fiber Technology. 200;6:299-323.
33. Milczewski MS, Silva JCC, Siões, J, Paterno AS, Kalinowski HJ. Avaliação de forças ortodônticas através de sensores em fibra óptica. Mecânica Experimental. 2008;15:39-49.
34. Othonos A. Fiber Bragg gratings, Review Science Instrumental. 1997;68: 4309-41.
35. Park HS, Lee S, Kwon O. Group Distal Movement of Teeth Using Microscrew Implant Anchorage. The Angle Orthodontist. 2004;75:602-609.
36. Bench RW, Gugino CG, Hilgers JJ. Bioprogressive therapy. Part 11: mechanics sequence for Class II Division 2 cases. J. Clin. Orthod. Boulder 1978;12:505-521.
37. Ricketts RM. The wisdom of the bioprogressive philosophy. Semin. Orthod. Philadelphia. 1998;4:201-209.
38. Deguchi T, Takano-Yamamoto T, Kanomi R, Hartsfield JK Jr, Roberts WE, Garetto LP. The use of small titanium screws for orthodontic anchorage. J Dent Res. 2003;82:377-81.
39. Enhos S, Veli I, Cakmak O, Ucar FI, Alkan A, Uysalf T. OPG and RANKL levels around miniscrew implants during orthodontic tooth movement Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2013;144:203-9.
40. Baumgaertel S, Razav RM, Hansc MG. Mini-implant anchorage for orthodontic practitioner. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2008;133:621-7.
41. Chen Y, Shin HI, Kyung HM. Biomechanical and histological comparison of self-drilling and self-tapping orthodontic microimplants in dogs. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2008;133:44-50.

- 1 42. Heidemann W, Terheyden H, Gerlach KL. Analysis of the osseous/metal
2 interface of drill free screws and self-tapping screws. J Craniomaxillofac Surg.
3 2001;29:69-74.
4
- 5 43. Milczewski MS, Silva JCC, Martelli C, Grabarski L, Abe I, Kalinowski HJ .
6 Force Monitoring in a Maxilla Model and Dentition Using Optical Fiber Bragg
7 Gratings. Sensors (Basel). 2012; 9:11957-11965.
8
- 9 44. Huja SS, Katona TR, Burr DB, Garetto LP, Roberts WE. Microdamage
10 adjacent to endosseous implants. Bone. 1999;25:217-22.
11
- 12 45. Martin RB. Fatigue microdamage as an essential element of bone mechanics
13 and biology. Calcif Tissue Int. 2003;73:101-7.