



PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO PARANÁ

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

NEBLYSSA AGATHA SCHNEIDER

**AVALIAÇÃO DE FORÇAS GERADAS POR *CANTILEVERS* DURANTE A
VERTICALIZAÇÃO DE MOLARES UTILIZANDO SENSORES DE FIBRA
ÓTICA**

Curitiba

2015

NEBLYSSA AGATHA SCHNEIDER

**AVALIAÇÃO DE FORÇAS GERADAS POR *CANTILEVERS* DURANTE A
VERTICALIZAÇÃO DE MOLARES 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.
Co-orientadora: Dra. Maura Scandelari Milczewski.**

**Curitiba
2015**

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

S359a
2015

Schneider, Neblyssa Agatha

Avaliação de forças geradas por *cantilevers* durante a verticalização de molares utilizando sensores de fibra ótica / Neblyssa Agatha Schneider ; orientador, Odilon Guariza Filho ; orientadora, Maura Scandelari Milczewski. – 2015.

41 f. : il. ; 30 cm

Dissertação (mestrado) – Pontifícia Universidade Católica do Paraná, Curitiba, 2015

Inclui bibliografias
Texto em português e inglês

1. Ortodontia. 2. Movimentação dentária. 3. Fibras ópticas. 4. Odontologia. I. Guariza Filho, Odilon. II. Milczewski, Maura Scandelari. III. Pontifícia Universidade Católica do Paraná. Programa de Pós-Graduação em Odontologia. IV. Título.

CDD 20. ed. – 617.6

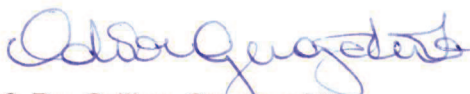
TERMO DE APROVAÇÃO

NEBLYSSA AGATHA SCHNEIDER

AVALIAÇÃO DE FORÇAS GERADAS POR CANTILEVERS DURANTE A VERTICALIZAÇÃO DE MOLARES UTILIZANDO SENSORES DE FIBRA ÓTICA.

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

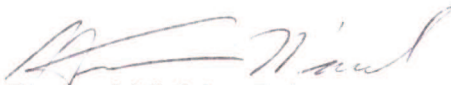
Orientador(a):



Prof. Dr. Odilon Guariza Filho
Programa de Pós-Graduação em Odontologia, PUCPR



Prof. Dr. Valmir de Oliveira
Departamento de Eletrônica, UTFPR



Prof. Dr. José Vinicius Bolognesi Maciel
Programa de Pós-Graduação em Odontologia, UFRJ

Curitiba, 03 de junho de 2015.

AGRADECIMENTO ESPECIAL

Ao meu orientador, Professor Doutor Odilon Guariza Filho, pelo exemplo de caráter, Ser humano, e professor. Agradeço por compartilhar sua sabedoria, conhecimentos e entusiasmo. Agradeço pela força, bom humor e incentivo.

Agradeço por acreditar em mim e me fazer sentir capaz de ir além.

“Os professores ideais são os que se fazem de pontes, que convidam os alunos a atravessarem, e depois, tendo facilitado a travessia, desmoronam-se com prazer, encorajando-os a criarem suas próprias pontes.”

Nikos Kazantzakis

AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus, primeiramente, por me conceder todos os dias forças para lutar pelas realizações dos meus sonhos, sendo a Odontologia o maior deles. Por Ele estar à frente todo o tempo, guiando meus passos e iluminando a minha mente nessa trajetória desde a graduação até o sonho de ser mestre.

Agradeço à minha mãe Larissa, por ser meu pai e minha mãe da forma mais plena em tempo integral de sua vida, estando junto comigo em todos os meus planos fazendo com que parecessem possíveis mesmo quando tudo era distante. Obrigada mãe, por abdicar das suas necessidades para que as minhas fossem prioridades, como a educação que obtive graças ao suor desgarrado de seu trabalho.

Agradeço à minha avó Eloina Camargo, que me criou junto com minha mãe, sendo a minha segunda mãe, e motivou-me a ir sempre além. Contagiando-me com sua alegria, palavras positivas e bênçãos. Obrigada Vó, por ser minha melhor amiga, meu estímulo e incentivo, fazendo sentir-me tão importante.

Sou imensamente agradecida ao meu noivo Eduardo, pelo apoio e suporte em todos os momentos. Obrigada por torcer pelas minhas vitórias e impulsionar as minhas conquistas.

À Universidade Positivo, pelos anos de graduação com bolsa integral, que possibilitou a minha formação.

À Pontifícia Universidade Católica do Paraná, por me receber e conceder a oportunidade de cursar o mestrado em Odontologia em uma instituição renomada.

A Capes, pela bolsa integral, fundamental para a realização do meu curso.

Ao diretor do curso, Prof. Dr. Sérgio Vieira por ser exímio no que faz e estar sempre a nossa disposição.

À professora Dra. Elisa Souza Camargo, pelos ensinamentos ortodônticos, paciência, dedicação admirável, competência e toda atenção durante todos os momentos do curso.

Ao professor Dr. Orlando Motohiro Tanaka, por todo conhecimento transmitido, pelas palavras de vida, pelos ensinamentos, organização e comprometimento. Agradeço as exigências constantes, que me fizeram perceber que posso melhorar sempre.

Ao professor Dr. Armando Saga, que contribuiu com sua bagagem de conhecimento, me dando a oportunidade de acompanhá-lo por quatro anos como sua estagiária, despertando em mim o apreço pela Ortodontia e admiração pelo trabalho por ele realizado com tanto zelo.

À professora Dra. Maura Milczewski, agradeço imensamente pela oportunidade concedida de realizar este trabalho. Obrigada pela paciência, confiança, dedicação e orientação durante todo o tempo. Seus ensinamentos e comprometimento foram fundamentais para realização desta pesquisa.

Ao professor Dr. José Vinícius B. Maciel, pela pronta aceitação em compor a banca de minha defesa, disponibilizando seu tempo e atenção.

Ao professor Valmir de Oliveira, por aceitar o convite para compor a banca e sempre receber-me de forma acessível no laboratório de pesquisa da UTFPR.

Ao professor Hypolito *Kalinowski*, pela confiança ao abrir as portas da UTFPR para realização dessa pesquisa.

À Sthepani Catherine, aluna de engenharia da UTFPR, pelo auxílio e participação fundamental no trabalho.

Aos funcionários de clínica e laboratório, em especial a Rosana e a Nilce, que sempre de bom humor nos acompanharam com muita competência e disposição.

À secretaria Neide Borges e Flávia por toda atenção e dedicação durante o curso.

Aos meus colegas de turma, Adriana Rocha, Ariel Reyes, Cyro Pelizzari II, Estephany Gordillo, Marlon Borges, Pâmela Trannin e Renata Marangon, por estarem comigo nesses dois anos vividos intensamente, por toda ajuda, palavra e força.

Aos colegas José Guilherme Teixeira e Rodrigo Gomes, companheiros de estágio na graduação, que sempre me ajudaram e incentivaram a cursar a Ortodontia.

Aos pacientes, que estiveram em minhas mãos nas clínicas de Ortodontia, confiando no meu potencial e contribuindo para todo o aprendizado adquirido.

Ao professor Dr. João Armando Brancher, pela forma ímpar como executa a sua maestria. Sua dedicação e competência são admiráveis para mim desde a graduação. Agradeço por ter feito parte da banca da minha qualificação de mestrado.

Ao querido professor Dr. Odilon Guariza, por ter me incentivado ainda na graduação, com suas sábias palavras e exemplo de vida, a cursar o mestrado em Odontologia. Uma grande inspiração para seguir a área acadêmica.

SUMÁRIO

ARTIGO EM PORTUGUÊS.....	1
Página título.....	1
Resumo	2
Introdução.....	3
Material e Método	4
Resultados.....	9
Discussão	12
Conclusão.....	15
Referências	16
ANEXOS	18
ARTIGO EM INGLÊS	23
Abstract	24
Introduction.....	25
Material and methods	26
Results.....	32
Discussion	35
Conclusions	39
References	40

1 **ARTIGO EM PORTUGUÊS**

2 **PÁGINA TÍTULO**

3 **AVALIAÇÃO DE FORÇAS GERADAS POR CANTILEVERS DURANTE A VERTICALIZAÇÃO DE**
4 **MOLARES UTILIZANDO SENSORES DE FIBRA ÓTICA**

5 **Neblyssa Agatha Schneider, CD**

6 Pontifícia Universidade Católica do Paraná, Curitiba, Brasil.

7 Escola de Saúde e Biociências

8 Programa de Pós-graduação em Odontologia

9 Email: neblyssa@gmail.com

10

11 **Odilon Guariza Filho, CD, PhD**

12 Professor, Programa de Pós-Graduação em Odontologia

13 Pontifícia Universidade Católica do Paraná, Curitiba, Brasil.

14 Escola de Saúde e Biociências

15 Email: odilongfilho@gmail.com

16

17 **Maura Scandelari Milczewsk, CD, PhD**

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

19 Laboratório de Óptica e Optoeletrônica da UTFPR.

20 Email: maurasm@gmail.com

21

22 **Autor correspondente**

23 **Odilon Guariza Filho, CD, PhD**

24 Pontifícia Universidade Católica do Paraná, Curitiba, Brasil.

25 Escola de Saúde e Biociências

26 Rua Imaculada Conceição, 1155, Bairro Prado Velho,

27 CEP 80215-901 – Curitiba, PR

28 Email: odilongfilho@gmail.com

29

30

31

1 **Resumo**

2 **Objetivo:** avaliar forças durante a verticalização de molar inferior em modelo
3 laboratorial através de sensores de Bragg em fibras óticas comparando duas
4 mecânicas, através de um *cantilever* e dois *cantilevers*. **Materiais e**
5 **Método:** confecção de modelo elastomérico, duas fibras óticas e três sensores
6 de Bragg em cada, fixadas no terço médio radicular dos dentes 1º pré-molar, 2º
7 pré-molar e 2º molar, uma fibra na face vestibular e outra na palatina.
8 Representou-se um arco mandibular com a maloclusão da ausência do 1º molar
9 e mesio-inclinação do 2º molar. Reproduziu-se a situação clínica com dentes
10 artificiais e aparelho ortodôntico real. Sendo um *cantilever* (método 1) e dois
11 *cantilevers* (método 2), ambos com ativação de 50 gf. **Resultados:** Na fibra
12 vestibular o sensor 1 teve baixa quantidade de força no método 2 (0,04N). O
13 sensor 2 obteve maior quantidade de força nas duas mecânicas (0,45N). O
14 sensor 3 foi constante nos 2 métodos (0,14N). Na fibra lingual a maior quantidade
15 de força foi no sensor 5 (0,22N) e método 2. O sensor 4 teve maior força quando
16 aplicado o método 2 (0,11N). **Conclusões:** As mecânicas provocaram tensões
17 semelhantes para região vestibular com maior magnitude de forças na região do
18 2º pré-molar e menor incidência de forças no 2º molar. Na região lingual, dois
19 *cantilevers* sugerem maior quantidade de forças no 2º pré-molar. A região
20 vestibular e 2º pré-molar tiveram forças significativamente maiores para os dois
21 métodos.

22

23

24

25 **Palavras-chave:** Ortodontia, Movimentação Dentária, Fibras Óticas.

26

27

28

29

30

1 Introdução

2 A perda do primeiro molar permanente ocorre com certa frequência
3 devido à cárie ou doença periodontal e conseqüentemente a inclinação mesial do
4 segundo molar permanente é observada.^{1,2,3} Algumas abordagens foram
5 introduzidas para esta situação clínica e diferentes opções de tratamento têm
6 sido propostas,³ como a utilização de diversos modelos de alça, molas com
7 sistemas de arco segmentado, e molas com arcos contínuos são amplamente
8 aplicadas ao aparelho ortodôntico fixo.^{4,5} Cita-se também o uso de mini-implantes
9 como ancoragem ortodôntica, durante a movimentação de molares sem
10 necessidade de usar outros dentes como ancoragem, havendo um melhor
11 controle dos efeitos indesejáveis.^{2,6}

12 Efeitos extrusivos podem ocorrer e estão descritos na literatura como
13 efeitos colaterais durante a mecânica de verticalização de molares,
14 acompanhados de contato prematuro e abertura da mordida.¹ Para minimizar
15 efeitos colaterais são utilizadas molas confeccionadas com a técnica do arco
16 segmentado conhecido como *cantilever*.⁷ Há uma relação observada entre o
17 efeito extrusivo e o tamanho do *cantilever*, sendo maior o componente de
18 extrusão em *cantilever* curto e menor o efeito extrusivo quando o *cantilever*
19 estiver mais longo.⁷ Pode-se isolar o molar do segmento anterior do arco contínuo
20 e através de uma mola, um *cantilever* interligado do molar até a bateria de dentes
21 anteriores, aplica-se uma força direta no molar na qual o resultado será o seu
22 movimento radicular mesial acompanhado de um componente extrusivo e, nos
23 dentes anteriores a conseqüente intrusão e perda de ancoragem.⁸ A literatura
24 sugere a utilização de dois *cantilevers* e um fio contínuo estabilizador para
25 possibilitar a verticalização do molar e paralelamente minimizar efeitos
26 colaterais.⁷

27 Alguns métodos de avaliação dos níveis de forças geradas em mecânicas
28 de verticalização de molares e dentes de ancoragem foram descritos na
29 literatura, com a análise quantitativa no método de elemento finito em três
30 dimensões (3D).⁹ Outro método executou a representação do movimento dentário
31 de verticalização do molar para investigar o sistema de força ideal em um
32 equipamento que possibilitou a verificação experimental do sistema de força 3D
33 em duas situações experimentais comparando *cantilevers*.⁸

1 Como alternativa viável para avaliar forças em sistemas ortodônticos, o
2 sensor de fibra ótica tem sido potencialmente utilizado, pois oferece propriedades
3 únicas como pequenas dimensões, imunidade eletromagnética, e
4 multiplexação.^{10,11} Medições como temperatura e pressão são avaliadas por
5 sensores denominados redes de Bragg (*Fibre Bragg Gratings* – FBG).¹² O
6 promissor sensor é amplamente empregado em áreas como engenharias e
7 biomédica¹³ especialmente em odontologia.¹¹ A utilização do FGB é uma ótima
8 opção para tornar possível adquirir dados importantes com precisão na aquisição
9 de forças ortodônticas com *cantilevers*, e não foi relatada pela literatura essa
10 medição de força ótima durante a verticalização dos molares em mecânicas
11 ortodônticas.

12 Portanto, esta pesquisa tem como objetivo avaliar forças geradas durante a
13 mecânica de verticalização em modelo laboratorial por meio de sensores de
14 Bragg em fibras óticas em duas situações distintas: a) Verticalização de molares
15 com arco segmentado e um *cantilever* e b) Verticalização de molares com arco
16 segmentado e dois *cantilevers*.

17

18 **Material e Método**

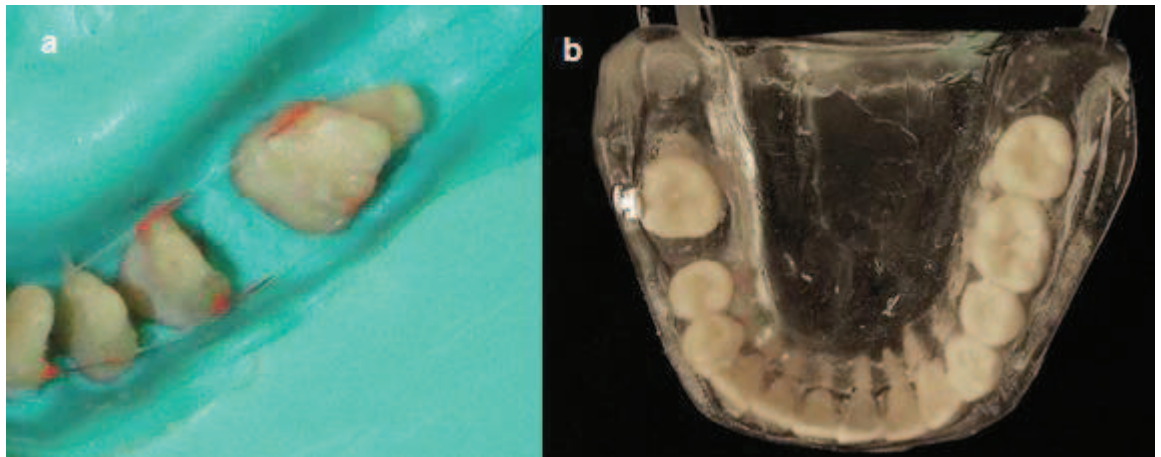
19

20 **1. Confecção do modelo mandibular e inserção dos sensores de fibra** 21 **ótica**

22 Para representação da mecânica ortodôntica utilizou-se modelo mandibular
23 e sua dentição. Durante a montagem dos dentes simulou-se a ausência do
24 primeiro molar permanente e a conseqüente inclinação mesial do segundo molar
25 inferior direito para aplicação da mecânica de verticalização desse dente.

26 Durante as etapas da confecção do modelo foram inseridas as fibras
27 óticas, fixadas com cola (*Super bonder gel, loctite, Dusseldorf, Alemanha*), nas
28 faces vestibular e lingual dos dentes artificiais do arco inferior direito antes da
29 colocação do material elastomérico (Epóxi, flexível GIII, Polipox, Curitiba, Brasil),
30 no molde de silicone (CS, Dow Corning do Brasil, Curitiba, Brasil), como mostra a
31 Figura 1 A. Aguardou-se 48 horas para o processo de secagem do adesivo. Após
32 essa etapa, a resina Epóxi foi inserida de acordo com as normas do fabricante.
33 Como resultado, obteve-se o modelo finalizado para realizar os ensaios, figura 1
34 B.

1



2

3

Fig. 1 A - Fibras vestibular e lingual coladas nos dentes posteriores inferiores direito antes do vazamento com o elastômero. 1 B - Modelo elastomérico finalizado.

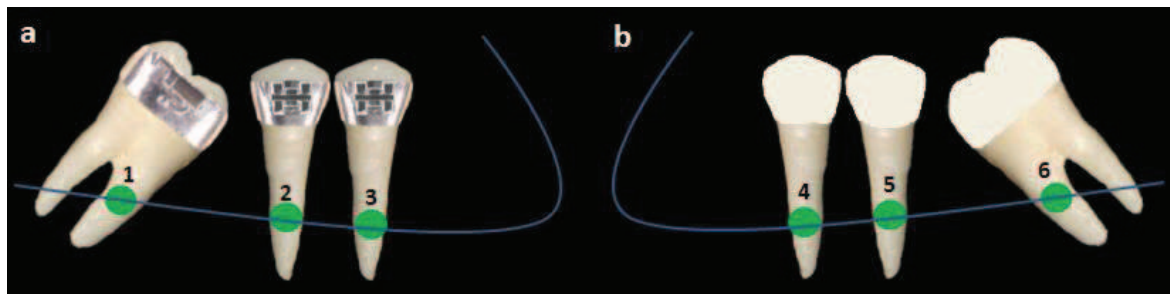
5

6

A fibra vestibular e a lingual continuam três sensores cada. Na fibra vestibular: sensor 1 (2° molar), sensor 2 (2° pré-molar) e sensor 3 localizado no (1° pré-molar). Na fibra lingual: o sensor 4 (1° pré-molar), sensor 5 (2° pré-molar) e sensor 6 (2° molar) ilustrados na figura 2 A e 2 B.

9

10



11

12

Fig. 2 A - Esquema representativo dos dentes e localização dos sensores na fibra vestibular. Fig. 2 B - Esquema representativo dos dentes e localização dos sensores e fibra ótica lingual.

13

14

15

16

2. Sensores de fibra ótica

17

18

Os sensores de Bragg foram gravados em fibra ótica tipo monomodo, passando apenas um feixe de luz pelo seu núcleo. Tais fibras são as mesmas utilizadas em telecomunicações. A fibra ótica é composta basicamente de sílica, e devido à propriedade de fotossensibilidade, está sendo amplamente utilizada como dispositivos foto-refrativos que possibilitam incorporar sensores como as redes de Bragg. A gravação dessas redes na fibra ótica é feita com a utilização de um laser e consiste na propriedade de alteração do índice de refração do

20

21

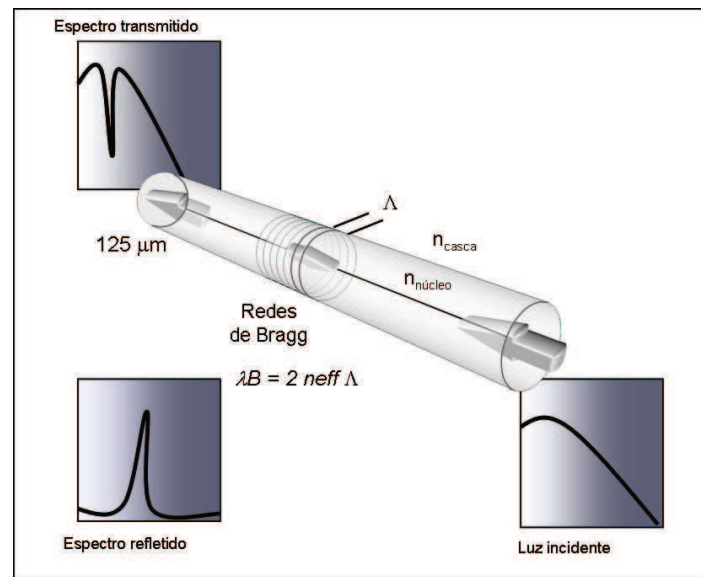
22

23

24

1 núcleo através da absorção ótica de luz UV (Ultravioleta). Devido à foto-
 2 sensibilidade, as fibras sofrem alteração permanente do índice de refração do
 3 núcleo com marcas em períodos constantes.¹⁴ Dessa forma, a diferença do
 4 índice de refração funciona como um espelho seletivo dos comprimentos de onda
 5 obtendo assim um espectro de reflexão, ou seja, quando a luz é lançada dentro
 6 da fibra parte dela é transmitida e outra parte é refletida. (Figura. 3)^{12,15}

7
8



9
10
11
12
13
14
15
16
17
18
19
20
21
22
23
24
25
26
Fig.3 Ilustração de uma rede de Bragg gravada em fibra ótica onde parte da luz incidente é transmitida e outra é refletida.¹⁶

A variação do comprimento de onda ocorre em função da deformação e da temperatura e é demonstrada pela equação de Othonos:¹⁴

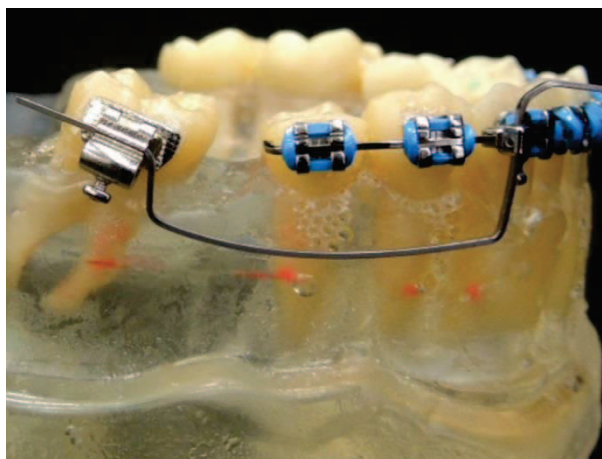
$$\Delta\lambda_B = 2 \left(\Lambda \frac{\partial n}{\partial l} + n \frac{\partial \Lambda}{\partial x} \right) \Delta l + 2 \left(\Lambda \frac{\partial n}{\partial T} + n \frac{\partial \Lambda}{\partial T} \right) \Delta T$$

3. Montagem do aparelho ortodôntico

No modelo foram instalados bracktes convencionais *straight wire* MBT (0.022" - 3M Unitek, Monróvia, Califórnia, USA) fixados com resina fotopolimerizável (Transbond XT, 3M Unitek), representando durante a fase de alinhamento e nivelamento do tratamento ortodôntico. Usou-se arco de aço inoxidável com dimensões 0.019"x 0.025" (Morelli - Sorocaba, Brasil), adaptado passivamente nos acessórios ortodônticos.

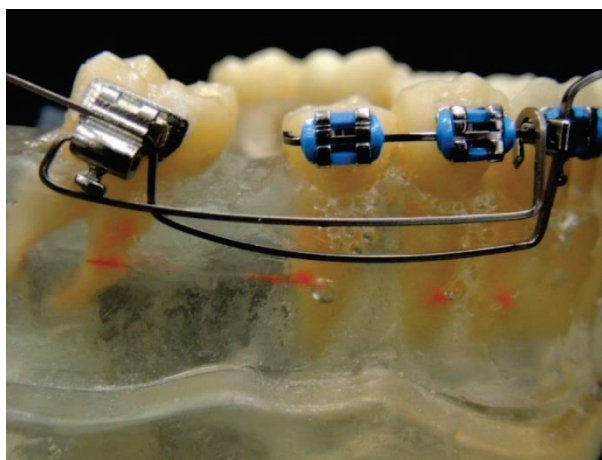
1 4. Aplicação da Mecânica

2
3 Para simular a verticalização do molar foram utilizados dois métodos. O
4 denominado **método 1**, caracterizado por um único *cantilever*, inserido no tubo
5 duplo do 2º molar direito até um tubo em cruz previamente soldado no fio
6 contínuo estabilizador como mostra a Figura 4.



8
9 **Fig. 4.** Método 1 – Mecânica de verticalização com um *cantilever*.

10
11 O **método 2**, foi representado através de dois *cantilevers*. O primeiro
12 *cantilever* confeccionado e instalado igual ao método anterior e o segundo,
13 insere-se na distal do tubo duplo do molar e estende-se até primeiro pré-molar no
14 fio contínuo estabilizador, retido por meio de uma dobra como mostra a Figura 5.



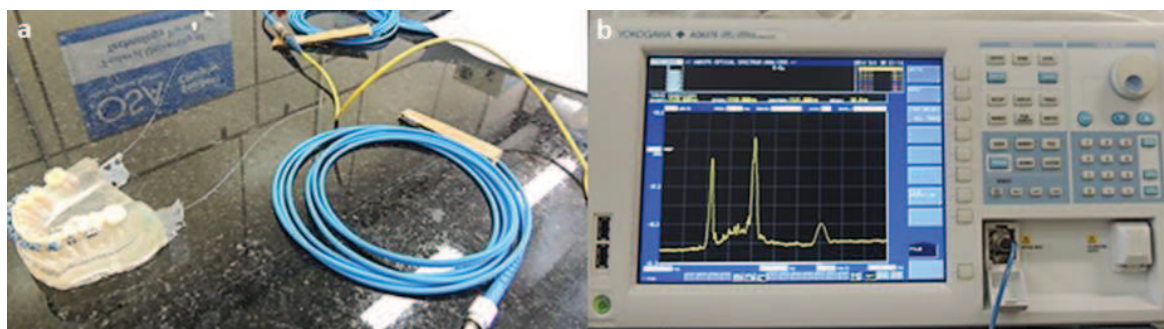
15
16
17 **Fig. 5.** Método 2 – Mecânica de verticalização com dois *cantilevers*.

1 Nas duas situações, os *cantilevers* foram confeccionados com fio 0.017" x
2 0.025" TMA (*Titânium Molibdênio Alloy*), e o arco estabilizador de aço inoxidável
3 0.019" x 0.025". As ativações foram feitas com o dinamômetro (Morelli -
4 Sorocaba, Brasil) em 50 gramas/força (gf).^{17,18}

5. Avaliação das tensões - Ensaio fibra ótica

8 Os ensaios foram realizados no laboratório de fotônica (Foton-UTFPR), um
9 ambiente climatizado em temperatura constante de 21°C, localizado na
10 Universidade Tecnológica Federal do Paraná. As mensurações foram realizadas
11 em três tempos: sem mecânica aplicada, mecânica de verticalização com um
12 *cantilever* (método 1) e mecânica de verticalização com dois *cantilevers* (método
13 2).

14 Para aquisição dos dados de forças e pressão sofridos pelos sensores
15 colados nas raízes dos dentes, um circulador ótico e uma fonte de luz foram
16 conectados às fibras óticas vestibular e lingual de forma independente
17 juntamente ao aparelho OSA (Optical Spectrum Analyzer - Yokogawa AQ6375)
18 Figura 6 A e 6 B. A luz emitida através do LED é lançada na fibra por meio do
19 circulador e então, o estado da luz incidente e a luz refletida dirige-se para o OSA
20 emitindo as aquisições dos espectros visíveis em uma tela.



22 **Fig.6 A** - Modelo conectado ao OSA sem mecânica aplicada. **Fig. 6 B** - OSA - analisador de
23 espectros óticos.
24

25
26 Cada espectro visualizado durante o ensaio como na Figura 6 B
27 corresponde a um sensor, localizado em cada dente. A variação na posição
28 spectral ocorrida devido às forças ortodônticas foi observada no OSA e gravado.
29 Após a obtenção dos dados, os espectros foram tratados no software Oringin 8®

1 e a variação do comprimento de onda (nanômetro) de cada sensor foi então
2 transformada em Força (Newton) através da seguinte equação:

3

$$4 \quad (\Delta F(N) = E \cdot A \cdot \Delta \epsilon = 72,5 \text{ GPa} \cdot \pi (125 \mu\text{m})^2 \Delta X(\text{nm}) = 0,7414 \cdot \Delta X[N]. \quad 41,2 \text{ pm})$$

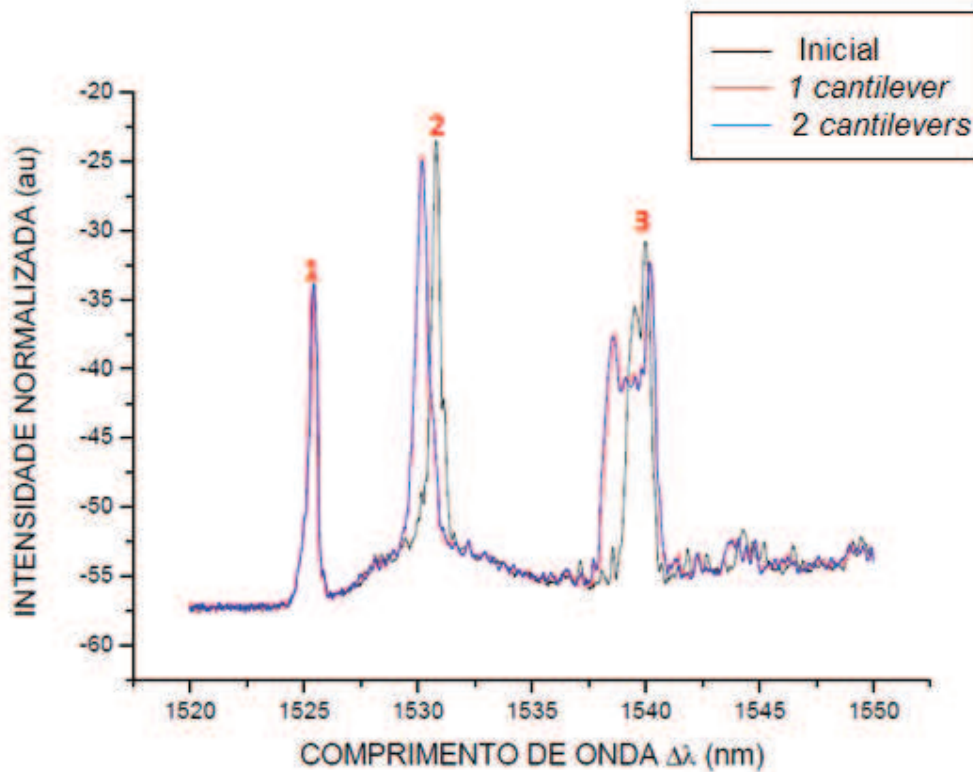
5

6 **Resultados**

7

8 Os gráficos 1 e 2 a seguir mostram a variação espectral observada nos
9 sensores vestibulares (tabela I) e lingual (tabela II) nos três tempos: antes da
10 mecânica aplicada, durante o método 1 e método 2.

11



12

13

14

Gráfico 1. Variação espectral na fibra vestibular.

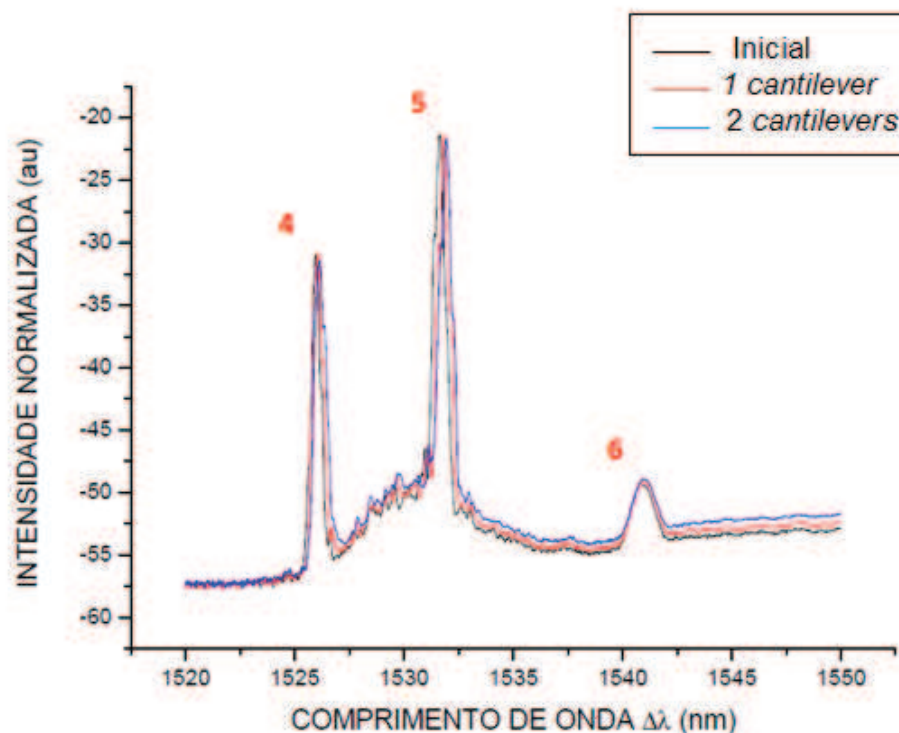


Gráfico 2. Espectros na fibra lingual.

A partir dos dados obtidos, é possível estabelecer a quantidade de alteração no comprimento de onda dos sensores. Os gráficos 1 e 2 ilustram a variação espectral utilizando o momento inicial, sem *cantilever*, como referência.

Houve alterações significativas no gráfico 1, quando o método 1 (1 *cantilever*) e método 2 (2 *cantilevers*) foram testados. O sensor 3, correspondente a região do 1º pré- molar da fibra vestibular sofreu variação espectral comparado ao gráfico inicial. O 2º pré-molar correspondente ao sensor 2 e 5 das fibras vestibular e lingual respectivamente, mostrou variação espectral para ambos os métodos, sendo maior para a fibra vestibular. Tanto o gráfico 1 quanto o 2 mostram os sensores do 2º molar (sensor 1 na fibra vestibular e sensor 6 na fibra lingual) sem alterações significativas quando aplicado o método 1.

Ambos os gráficos, dos sensores das fibras vestibular e lingual, registram a variação espectral quando aplicado o método 2, e observa-se grande semelhança aos espectros referentes ao método 1.

As tabelas abaixo indicam a alteração e variação (Δ) do comprimento de onda (λ) em nanômetro a cada leitura realizada:

1 **Tabela I.** Alterações e variações do comprimento de onda (nm) da fibra vestibular.

Sensores (vestibular)	Dente	Inicial (nm)	1 <i>cantilever</i> (nm)	2 <i>cantilevers</i> (nm)	Variação Método 1	Variação Método 2
1	2° M	1525,4	1525,4	1525,46	0	0,6
2	2° PM	1530,82	1530,2	1530,2	0,62	0,62
3	1° PM	1540	1540,2	1540,2	0,2	0,2

2

3 A tabela I mostra que os sensores 2 e 3 mantiveram-se constante para os
4 dois métodos, sendo o sensor 2 com a maior variação do comprimento de onda.
5 O sensor 1 no método 2 obteve um maior comprimento de onda que o sensor 3
6 em ambos os métodos.

7

8 **Tabela II.** Força (Newtons) durante aplicação do método 1 e 2 na fibra vestibular:

Força	1 <i>cantilever</i>	2 <i>cantilevers</i>
Sensor 1	0	0,04
Sensor 2	0,45	0,45
Sensor 3	0,14	0,14

9

10 A tabela II mostra que o sensor 1 expressa a menor força no método 2 e
11 nula no método 1. O sensor 2 obteve maior índice de força entre os sensores nas
12 duas mecânicas ortodônticas (0,45 N). O sensor 3 foi constante no método 1 e 2
13 (0,14 N).

14

15 **Tabela III.** Alterações e variações do comprimento de onda (nm) na fibra lingual:

Sensores (lingual)	Dente	Inicial (nm)	1 <i>cantilever</i> (nm)	2 <i>cantilevers</i> (nm)	Variação Método 1	Variação método 2
4	1° PM	1525,98	1526,08	1526,14	0,1	0,16
5	2° PM	1531,64	1531,84	1531,94	0,2	0,3
6	2° M	1540,96	1541,04	1541	0,08	0,04

16

17 A tabela III mostra que o sensor 4 obteve variação do comprimento de onda
18 semelhante nas duas mecânicas ortodônticas. A maior alteração e variação do
19 comprimento de onda ocorreu no sensor 5 quando aplicado o método 2. No
20 sensor 6 ocorreu maior variação do comprimento de onda no método 1.

1 **Tabela IV.** Força (Newtons) durante aplicação dos métodos 1 e 2 na fibra lingual.

Força	1 <i>cantilever</i>	2 <i>cantilevers</i>
Sensor 4	0,07	0,11
Sensor 5	0,14	0,22
Sensor 6	0,05	0,02

2

3 A tabela IV indica maior valor de força no sensor 5, observado
4 principalmente no método 2 (0,22 N). No sensor 4 observou-se maior valor de
5 força quando aplicado o método 2 (0,11 N) e no sensor 6 durante o método 1
6 (0,05 N).

7

8 **Discussão**

9 A verticalização do molar deve conter um tipo de movimento dentário
10 necessário para a correção em todos os três planos do espaço. Um sistema de
11 força correto em relação ao centro de resistência do dente referido deve ser
12 empregado.⁶ Para esta finalidade, os arcos contínuos convencionais possuem
13 limitações quanto aos seus princípios biomecânicos, e o controle do sistema de
14 força pode ser difícil de mensurar. Forças extrusivas no molar e intrusivas no
15 segundo pré-molar estão relacionadas.¹⁷

16 Um mecanismo descrito na literatura utiliza duas molas, denominadas
17 “*cantilever*”. A confecção das molas utilizam fio de TMA 0.017” x 0.025” e é
18 composto de um *cantilever* longo cuja inserção ocorre no tubo do molar e se
19 estende ao segmento anterior próximo ao canino, com função de verticalização e
20 um segundo *cantilever* que faz o controle do componente extrusivo e vai do molar
21 até um tubo em cruz localizado próximo ao canino ou pré-molar.⁶ Assim, o efeito
22 de extrusão produzido pela *cantilever* convencional é neutralizada pelo segundo
23 braço de suporte.^{6,17}

24 O presente estudo avaliou dois mecanismos comuns na clinica ortodôntica,
25 denominados método 1 e 2, descrito na literatura para verticalizar molares,
26 utilizando uma metodologia diferenciada, na qual a fibra ótica e seus sensores
27 são capazes de avaliar as regiões de maior aplicação de força e tensões.
28 Verificaram-se intervalos de forças gerados pelo aparelho ortodôntico real, com
29 medidas reais, com sensores instalados na região radicular (dentes artificiais).

1 Como se trata de um estudo *in vitro* com todos os parâmetros extremamente
2 controláveis utilizou-se apenas um modelo. O modelo foi confeccionado de
3 dentes artificiais e de uma resina elastomérica com função de representar a
4 estrutura de suporte periodontal, e que apesar do elastômero ser bastante
5 utilizado na literatura, não reproduz fielmente as estruturas periodontais devido à
6 ausência de ligamento periodontal, gengiva e osso alveolar. Considera-se que a
7 resiliência da resina utilizada também difere dos tecidos bucais sugerindo que
8 esta distribuição de tensões possa acontecer de maneiras distintas no meio bucal
9 e laboratorial.¹⁹

10 A escolha do fio utilizado para a confecção dos *cantilevers* foi o TMA,
11 0.017" x 0.025", pois é mais flexível que o aço inoxidável dispensando a
12 necessidade da confecção de um helicóide. O fio rígido e espesso do outro
13 segmento composto de aço inoxidável 0.019" x 0.025", tem como objetivo
14 ancorar estes dentes em conjunto durante a mecânica de verticalização
15 funcionando de forma eficaz na redução do movimento desses dentes.¹⁸ A
16 literatura preconiza de 27 a 40 gf para verticalizar um molar, e um momento entre
17 800 e 1200 gf.mm com um *cantilever* de 30 milímetros (mm) de comprimento.¹⁷
18 Nos métodos 1 e 2 utilizou-se um *cantilever* de 25 mm de comprimento e uma
19 força de 50 gf em ambas ativações, resultando de acordo com a fórmula ($M = f \times$
20 d) em um momento de 1250 gf.mm, suficiente para permitir essa verticalização
21 do molar.

22 Estudos relataram a avaliação dos níveis de forças geradas em
23 mecânicas de verticalização na região de molares e dentes de ancoragem sendo
24 descritos na literatura. Em análise quantitativa com elemento finito em três
25 dimensões (3D), um *cantilever* de 22 mm de comprimento foi testado para
26 verticalizar molar, confeccionado em fio 0.016" aço inoxidável com um helicóide
27 para maior flexibilidade. A mola foi inserida do molar até pré-molares inferiores
28 esquerdo no fio de ancoragem. Foram avaliadas sete angulações do *cantilever*
29 entre 5° e 35°, utilizando 25° como referência. O retentor era útil para reduzir o
30 movimento de dentes de ancoragem e elucidar os questionamentos clínicos.⁹

31 Outro método descrito na literatura executou a representação do
32 movimento dentário de verticalização do molar para investigar o sistema de força
33 ideal em um equipamento que possibilitou a verificação experimental de um
34 sistema de força 3D. Duas situações experimentais foram comparadas por meio

1 de 10 *cantilevers* em cada grupo: um com reativação e outro não.
2 Compreendendo, portanto, que com reativações, um sistema de forças favorável
3 é mantido durante a verticalização do molar.⁸

4 No presente estudo, os resultados foram obtidos em Newton (N) e foram
5 transformados em Gramas/força (gf) para melhor compreensão e similaridade de
6 aplicabilidade clínica do sistema de força. Observou-se uma maior magnitude de
7 força na região do 2º pré-molar de modo geral. Tanto no método 1 quanto no
8 método 2, na fibra ótica vestibular, a força encontrada foi de 46 gf. Já a região do
9 2º molar na fibra vestibular mostrou-se com pequena quantidade de força para o
10 método 2 em 4 gf e nenhuma força quando o método 1 foi aplicado. O 1º pré-
11 molar manteve-se constante com 15 gf nos dois métodos, na fibra vestibular.

12 Nos sensores colados por lingual, a região do 2º pré-molar mostrou-se
13 com maior quantidade de força quando comparado aos demais dentes em
14 questão em ambas as mecânicas ortodônticas aplicadas. Com o método 1, o 2º
15 pré-molar mostrou 15 gf, e no método 2 um total de 22 gf na fibra localizada por
16 lingual. Entretanto, quando comparado com os valores obtidos na fibra vestibular
17 do 2º pré-molar que totalizou 46 gf, percebe-se que este é significativamente
18 maior.

19 Ao considerar que a mecânica aplicada pelos *cantilevers* é pela face
20 vestibular de todos os dentes, pode-se afirmar essa relação direta da aplicação
21 de força e os resultados obtidos. O 2º molar manteve-se com menor intervalo de
22 força durante a aplicação dos 2 métodos tanto para fibra vestibular quanto para
23 fibra lingual. O dente a ser verticalizado, o 2º molar inferior direito recebeu menor
24 concentração de forças, mantendo um padrão desejável durante a mecânica para
25 que ocorra essa distribuição de forças de maneira que diminua significativamente
26 ao chegar no 2º molar diminuindo os efeitos colaterais como a extrusão durante a
27 sua movimentação para verticalização. O 2º pré-molar esteve envolvido pela
28 distribuição de forças nas mecânicas de verticalização do molar, com um
29 *cantilever* e dois *cantilevers*. O sistema de força de ambos os métodos
30 direcionam a aplicação de forças intrusivas do braço do *cantilever* inserido no fio
31 retangular de ancoragem contendo os dentes 1º pré-molar e o 2º pré-molar, este
32 localizado bem ao centro do comprimento dos *cantilevers*.

33 Os sensores de fibra ótica utilizados nas avaliações garantem precisão
34 na aquisição dos valores de forças obtidos e oferecem vantagens para aplicações

1 biomédicas, devido às suas propriedades intrínsecas, tais como pequena
2 dimensão (125 µm), não toxicidade, imunidade a radiações eletromagnéticas e de
3 radiofrequência, bem como inércia química.^{11,13}

4 Deve-se, portanto considerar a metodologia aplicada com grande
5 fidelidade na simulação da mecânica ortodôntica, que mesmo em ambiente
6 laboratorial representou uma situação clínica viabilizando sua aplicabilidade ao
7 ortodontista durante a escolha da mecânica ortodôntica visando um melhor
8 desempenho durante o tratamento com menores chances de efeitos colaterais e
9 resultados eficazes.

10

11 **Conclusão**

12

13 As mecânicas provocaram tensões semelhantes para a região vestibular,
14 demonstrando maior magnitude de forças na região do 2º pré-molar e menor
15 incidência de forças no 2º molar. Na região lingual, quando utilizados dois
16 *cantilevers*, sugere uma maior intensidade de forças no 2º pré-molar comparado
17 a um *cantilever*. O 2º pré-molar e a região vestibular mostram forças
18 significativamente maiores para os dois métodos.

19 Os sensores de fibra ótica (FBG) mostraram-se viáveis para a
20 determinação das forças em ambas as mecânicas.

21

22

23 **Referências**

24

25 1. Roberts WW, Chacker F M, Burstone C J. A segmental approach to
26 mandibular molar uprighting. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1982;
27 81:177-184.

28

29

30 2. Eckhart JE. Orthodontic uprighting of horizontally impacted mandibular
31 second molars, J. Clin. Orthod 1998; 32:621-624.

32

33 Antigo 2Proffit WR. Contemporary orthodontics. St Louis: Mosby; 1986.

34

35 3. Gracco A, Lombardo L, Cozzani M, Siciliani G. Uprighting Mesially Inclined
36 Mandibular Second Molars with a Modified Uprighter Jet. J Clin Orthod

1 2007; 41: 281-284. Antigo 3 Melsen B, Fiorelli G, Bergamini A. Uprighting
2 of Lower Molars. J Clin Orthod, 1996; 30:640-645.

3

4 4. Greco M, Meddis V, Giancotti A. The G-chain and miniscrew anchorage:
5 simple mechanics for molar uprighting. J Clin Orthod 2012;46:24-5.

6

7 5. Proffit WR. Contemporary orthodontics. St Louis: Mosby; 1986.

8

9 6. Sohn BW, Choi JH, Jung SN, Lim KS. Uprighting mesially impacted second
10 molars with miniscrew anchorage. J Clin Orthod. 2007;41(2):94-7.

11

12 7. Melsen B, Fiorelli G, Bergamini A. Uprighting of Lower Molars. J Clin
13 Orthod, 1996; 30:640-645.

14

15 8. Viecilli RF, Chen J, Katona TR, Roberts WE. Force system generated by
16 an adjustable molar root movement mechanism. Am J Orthod Dentofacial
17 Orthop 2009; 135: 165-173.

18

19 9. Kojima Y, Mizuno T, Fukui H. A numerical simulation of tooth movement
20 produced by molar uprighting spring. Am J Orthod Dentofacial Orthop
21 2007; 132(5):630-8.

22

23 10. Mignani AG, Baldini F. In-vivo biomedical monitoring by fiber-optic systems,
24 Journal of Lightwave Technology 1995; 13:1396–1406.

25

26 11. Milczewski MS, Silva JC, Martelli C, Grabarski L, ABE I, Kalinowski HJ.
27 Force Monitoring in a Maxilla Model and Dentition Using Optical Fiber
28 Bragg Gratings. Sensors (Basel). JCR 2012; 9:11957-11965.

29

30 12. Bragg WL. The diffraction of shot electromagnetic waves by a crystal
31 Proceedings Cambridge Philosophy Society. 1913; (17) p. 43

32

33 13. Mishra V, Singh N, Kapur P. Fiber Optic Sensors Technology in Medicine.
34 In: Rai DV, Raj Bahadur, editors. Trends in medical physics and bio
35 medical instrumentation. Chandigarh, India: New Era International Imprint;
36 2009; p. 225–42.

37

38 14. Othonos A, KALLI K. Fiber Bragg Grating: Fundamentals and Applications
39 in Telecommunications and Sensing. Artech House, London, 1999.

40

- 1 15. Hill KO, Johnson DC, Kawasaki BS. Photosensitivity in optical fibre
2 waveguides application to reflection filters fabrication. Applied Physics
3 Letters 1978; 32:647-649.
4
- 5 16. Milczewski MS. Avaliação das forças ortodônticas utilizando sensores de
6 fibra ótica. Tese Doutorado 2008. Doutor em ciências – UTFPR.
7
- 8 17. Romeo DA, Burstone CJ. Tip-back mechanics. Am J Orthod 1977; 72: 414-
9 421.
- 10 18. Burstone CJ, Koenig HA. Force systems from an ideal arch. Am J Orthod
11 1974;65:270-89
- 12 19. Glickman I, Roeber FW, Brion M. Photoelastic analysis of internal stresses
13 in periodontium created by occlusal forces. J Periodontol 1970; 41: 1.
14
- 15 20. Burstone CR. Deep overbite correction by intrusion. Am J Orthod
16 1997;72(1):1-22.
17
18

1 ANEXOS

2

3 1. Materiais e métodos

4

5 Inicialmente realizou-se a simulação da maloclusão caracterizada pela
6 perda do 1º molar inferior direito e inclinação mesial do 2º molar inferior direito
7 com auxílio do manequim odontológico fig. 1, seguido de sua plastificação
8 (plastvac) com placa de acetato 1mm.

9

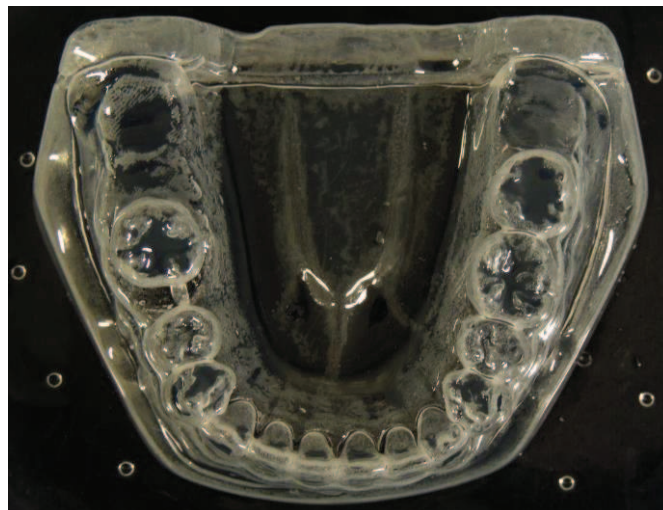


10

11

Fig. 1. Manequim MOM vista lateral

12



13

14

15

16

17

Fig. 2 Placa de silicone resultante da plastificação a vácuo do manequim, base para confecção do modelo em cera.

1 Após obtenção da placa, os dentes artificiais foram inseridos e realizado um
2 enceramento de um modelo da maloclusão. A próxima etapa foi moldagem
3 desse modelo de cera com silicone. Através desse molde, posicionou-se os
4 dentes artificiais novamente e as fibras óticas foram cuidadosamente inseridas
5 nas faces vestibular e palatina, coladas com super bond gel, nas raízes dos
6 dentes : 1º pré- molar, 2º pré-molar e 2º molar. **Fig. 3.**

7



8

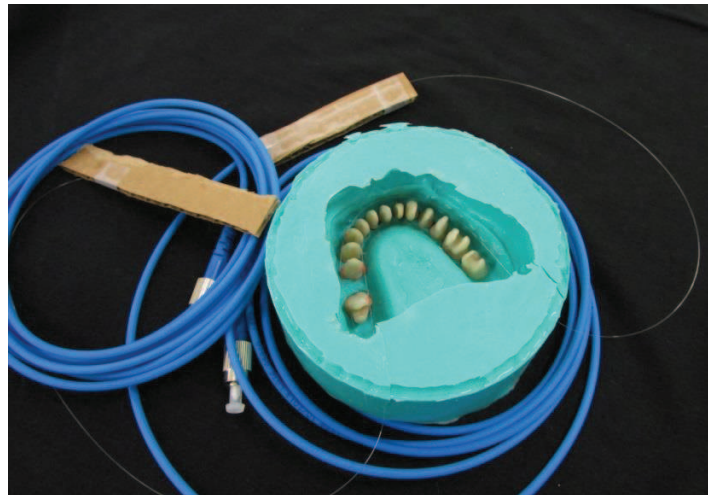
9

10

11

12

Fig. 3 Fibras óticas e sensores nas faces vestibular e palatina do 2º molar, 1º pré-molar, 2º pré-molar.



13

14

15

16

Fig. 4 Molde de silicone com canaletas para passagem das fibras inseridas.

17

18

19

Manipulou-se o material elastomérico inserindo-o no molde. Esse conjunto foi levado a panela de pressão durante 30 minutos a 20 PSI para evitar bolhas no material. **Fig. 5.**



1
2 **Fig. 5** Molde vazado com a resina elastomérica na panela de
3 pressão para evitar bolhas e acelerar a presa do material.
4

5 Com o modelo elastomérico finalizado **fig.6**, realizou-se a colagem do tubo
6 no 2º molar. Confeccionou-se um fio 0,19" x 0.025" aço com os bráquetes retidos
7 ao fio por amarrilhos elásticos possibilitando uma colagem passiva de todos os
8 bráquetes de uma única vez.
9

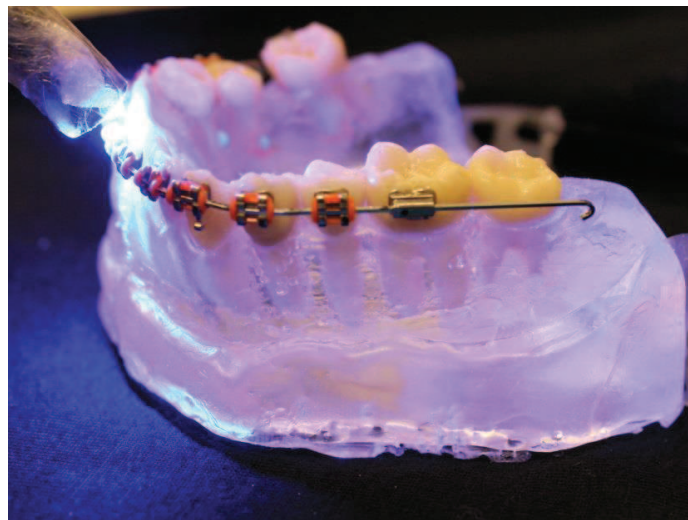


10
11 **Fig. 6.** Modelo elastomérico



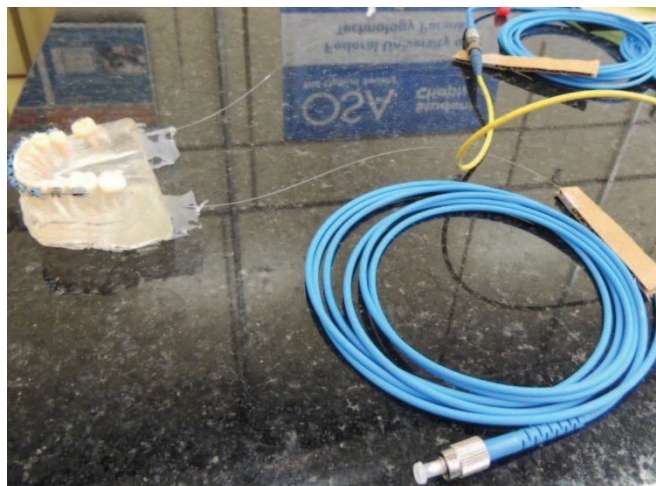
1
2
3

Fig.7. Colagem do tubo ortodôntico no 2º molar.



4
5
6
7

Fig. 8. Posicionamento dos bráquetes em passo único e fotopolimerização dos acessórios ortodônticos.

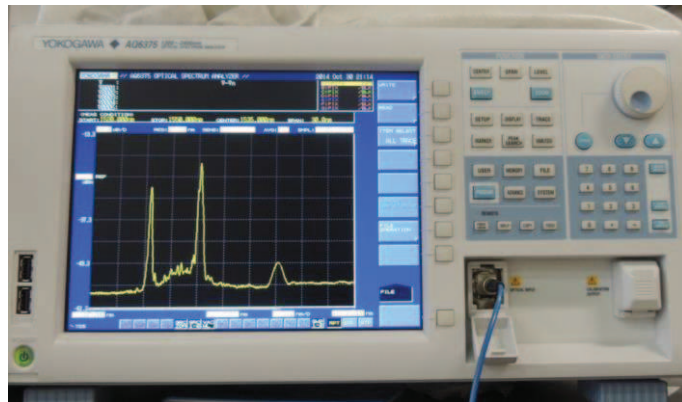


8
9

Fig. 9. Modelo elastomérico com aparelho ortodôntico

1 Com o equipamento OSA, foram realizadas os registros durante 3 tempos:
2 inicial, método 1 e método 2. **Fig. 10, 11 e 12.**

3



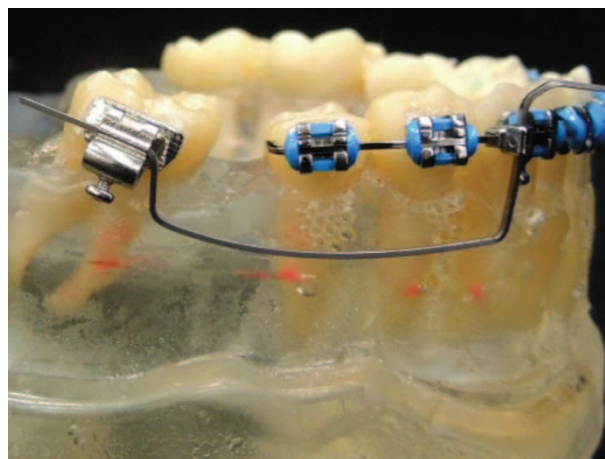
4

Fig. 10. OSA (Analisador de espectros óticos)

5

6

7

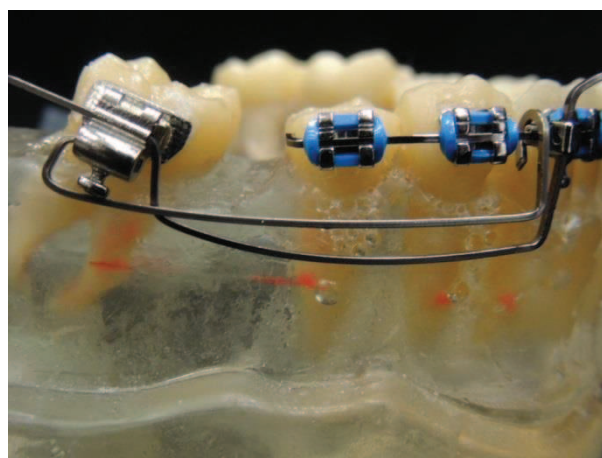


8

Fig.11. Mecânica aplicada - Método 1

9

10



11

12

Fig.12. Mecânica aplicada - Método 2

13

1 **ARTIGO EM INGLÊS**

2 **TITLE PAGE**

3 **OPTICAL FIBER SENSOR EVALUATION OF FORCES GENERATED BY CANTILEVERS DURING**
4 **MOLAR VERTICALIZATION**

5 **Neblyssa Agatha Schneider,^a Odilon Guariza Filho,^b Maura Scandelari**
6 **Milczewsk^c**

7 ^aPostgraduate Program in Dentistry, School of Health and Biosciences, Pontifical
8 Catholic University of Paraná, Curitiba, Brazil.

9 Email: neblyssa@gmail.com

10 ^bProfessor, Postgraduate Program in Dentistry, School of Health and Biosciences,
11 Pontifical Catholic University of Paraná, Curitiba, Brazil.

12 Email: odilongfilho@gmail.com

13 ^cResearcher, Optics and Optoelectronics Laboratory of the Federal Technological
14 University of Paraná, Curitiba, Brazil.

15 Email: maurasm@gmail.com

16

17 **Corresponding author:**

18 **Odilon Guariza Filho, CD, PhD**

19 School of Health and Biosciences, Pontifical Catholic University of Paraná

20 Rua Imaculada Conceição, 1155, Bairro Prado Velho,

21 CEP 80215-901 – Curitiba, PR

22 Email: odilongfilho@gmail.com

23

1 **Abstract**

2 **Introduction:** To evaluate tension forces during the verticalization of lower molars
3 in a laboratory model with optical fiber Bragg sensors and compare one-cantilever
4 and two-cantilever techniques. **Methods:** An elastomeric model was
5 manufactured with two optical fibers and three Bragg sensors in each that were
6 fixed onto the radicular region of 1st and 2nd premolars with one fiber on the
7 vestibular region and another on the palatine region. The mandibular arch was
8 represented by malocclusion from the absence of the 1st molar and mesial
9 inclination of the 2nd molar. The clinical case was reproduced with artificial teeth
10 and a real orthodontic device. Either one cantilever (method 1) or two cantilevers
11 (method 2) were used and activated with 50 gf. **Results:** Sensor 1/method 2
12 detected a weak force in the vestibular fiber (0.04 N). Sensor 2 detected a force
13 increase (0.45 N) with both techniques. Sensor 3 detected a constant force with
14 both methods (0.45 N). Sensor 5/method 2 detected the greatest force (0.22 N) in
15 the lingual fiber. Sensor 4 detected the greatest force when method 2 was applied
16 (0.11 N). **Conclusions:** Both techniques induced similar tension forces in the
17 vestibular region with the greatest force in the 2nd premolar region and the lowest
18 in the 2nd molar. Two cantilevers in the lingual region implied increased force on
19 the 2nd premolar. Both methods applied significantly greater forces in the
20 vestibular and 2nd premolar regions.

21

22 **Keywords:** Orthodontics, Tooth Movement, Optical fibers.

23

24

1 Introduction

2 Early losses of the first permanent molar occur with some frequency
3 because of dental caries or periodontal disease, and, consequently, mesial
4 inclination of the second molar is observed.¹⁻³ Different treatment options, such as
5 various band models, springs with segmented arch systems, and springs with
6 continuous arches, which are extensively used,³ are attached to fixed orthodontic
7 braces and have been proposed to treat early molar loss.^{4,5} The use of mini-
8 implants as orthodontic anchors to move the molars without having to use other
9 teeth as anchors has been proposed in order to better control undesirable
10 effects.^{2,6}

11 Extrusive effects, which have been described in the literature as side
12 effects of molar verticalization can occur and are accompanied by premature
13 contact and bite opening.¹ Springs, which are manufactured with the segmented
14 arch technique and which are known as cantilevers, are used to minimize side
15 effects.⁷ A relationship has been observed between cantilever size and extrusive
16 effects, whereby the extrusion component is higher with a short cantilever and
17 lower with a longer cantilever.⁷ The molar can be isolated from the anterior
18 segment of the continuous arch, and direct force can be applied to the molar with
19 a spring, which is a cantilever that links the molar and the anterior teeth. This
20 arrangement results in the mesial radicular movement of the molar, which is
21 accompanied by an extrusive component, and intrusion and loss of the
22 anchorage.⁸ Previous studies have suggested that the use of two cantilevers and
23 a continuous stabilizing string allows molar verticalization and simultaneously
24 minimizes the side effects.⁷

1 A number of methods for evaluating and quantifying the forces generated
2 during molar and anchorage teeth verticalization mechanics with the three-
3 dimensional (3D) Finite Element Method have been described.⁹ Another method
4 involving specialized equipment has been used to represent dental movement
5 during molar verticalization in order to investigate the ideal system of forces and
6 experimentally verify 3D force systems in two different situations by comparing
7 cantilevers.⁸

8 Alternatively, optical fiber sensors, which are small, electromagnetically
9 immune, and allow multiplexing, have been used to evaluate forces in orthodontic
10 systems.^{10,11} Parameters, such as temperature and pressure, are measured with
11 Bragg network sensors (Fiber Bragg Gratings).¹² These promising sensors have
12 been widely used in the engineering and biomedical fields,¹³ but mostly in
13 dentistry.¹¹ The use of Fiber Bragg Gratings is the best choice because they allow
14 for the precise collection of important data on the acquisition of orthodontic forces
15 with cantilevers. Such precise measurements of forces have not been conducted
16 to date during molar verticalization in orthodontic mechanics.

17 Thus, the aim of the present study was to evaluate the forces generated
18 during verticalization mechanics in a laboratory model using optical fiber Bragg
19 sensors in two distinct situations: a) molar verticalization with a segmented arch
20 and one cantilever and b) molar verticalization with a segmented arch and two
21 cantilevers.

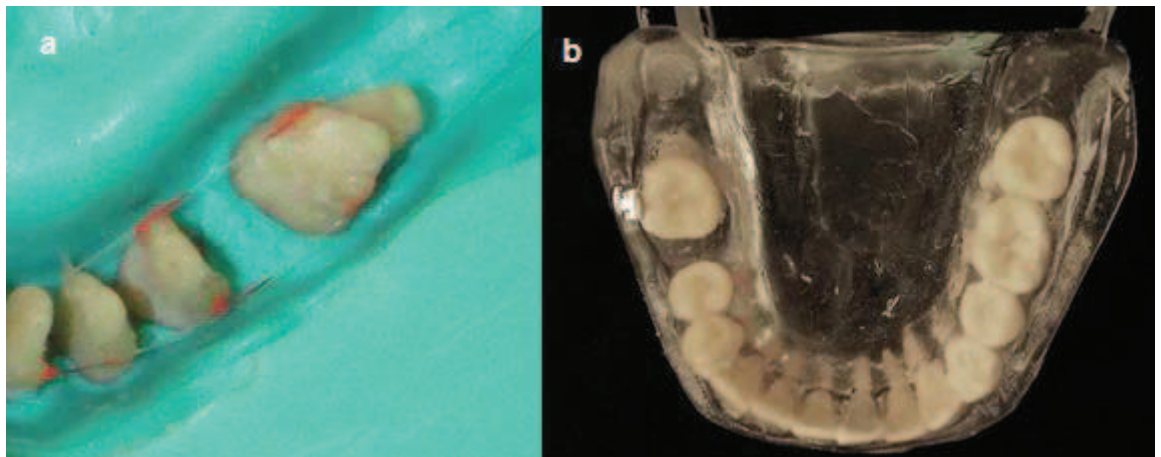
22

23 **Materials and Methods**

24 **Manufacture of the mandibular model and insertion of the optical fiber** 25 **sensors**

1 The mandibular model and its dentition were used to represent the
2 orthodontic mechanics. The absence of the first permanent molar and the
3 consequent mesial inclination of the second inferior right molar were simulated
4 during teeth assembly in order to apply verticalization mechanics on the second
5 inferior right molar.

6 During the model manufacturing stage, the optical fibers were inserted into
7 the vestibular and lingual sides of the artificial teeth in the lower inferior arch with
8 glue (LOCTITE, Dusseldorf, Germany) before the elastomeric material (Epoxy
9 Flexible GIII, Polipox, Curitiba, Brazil) was put into place, as shown in Figure 1a.
10 The model was left to dry for 48 h. Afterwards, the epoxy resin was inserted
11 according to the manufacturer's instructions in order to obtain the final model (Fig.
12 1b).

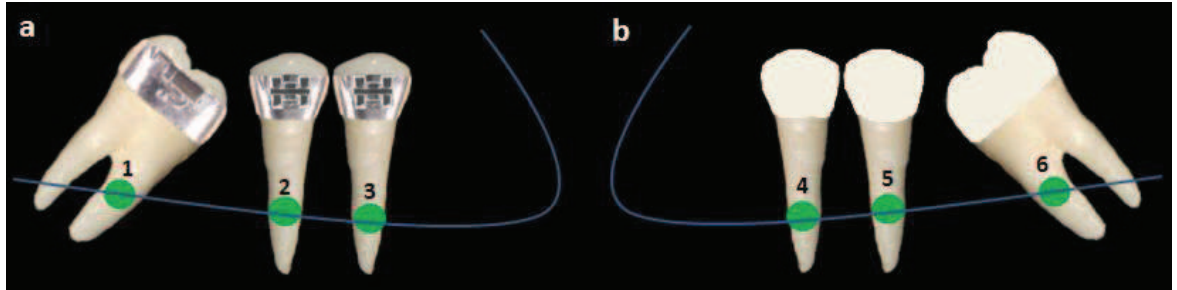


13
14 **Fig 1. (a).** Vestibular and lingual fibers were glued onto the posterior lower right teeth
15 before the elastomer was poured. **(b).** The completed elastomeric model.

16
17 The vestibular and lingual fibers contained three sensors each. The
18 vestibular fiber contained sensor 1, which was localized on the 2nd molar; sensor
19 2, which was localized on the 2nd premolar; and sensor 3, which was localized on
20 the 1st premolar. The lingual fiber contained sensor 4, which was localized on the

1 1st premolar; sensor 5, which was localized on the 2nd premolar; and sensor 6,
2 which was localized on the 2nd molar, as illustrated in Figure 2a and 2b.

3



4

5 **Fig 2. (a).** Representative schematics of the teeth and localization of the sensors in the
6 vestibular fiber. **(b).**

7

8 **Optical fiber sensors**

9

10 The Bragg sensors were written in single-mode optical fiber, with a single
11 light beam passing through their core. The same technical characteristics are
12 used for telecommunications. The optical fiber is composed of silica. Due to its
13 photosensitive properties, it is widely used as a photorefractory device that allows
14 the incorporation of sensors, such as Bragg network fibers. A laser is used to
15 inscribe these networks into the optical fibers, and this involves a change in the
16 core's refractory index through ultraviolet light absorption. Due to its
17 photosensitivity, the refractory index of the fiber's core is permanently altered with
18 constant grating periods.¹⁴ Thus, the difference in the refractory index selectively
19 mirrors the wavelengths, which results in a reflection spectrum. Thus, when light
20 hits the fiber, one part of it is transmitted and another part is reflected (Fig 3).^{12,15}

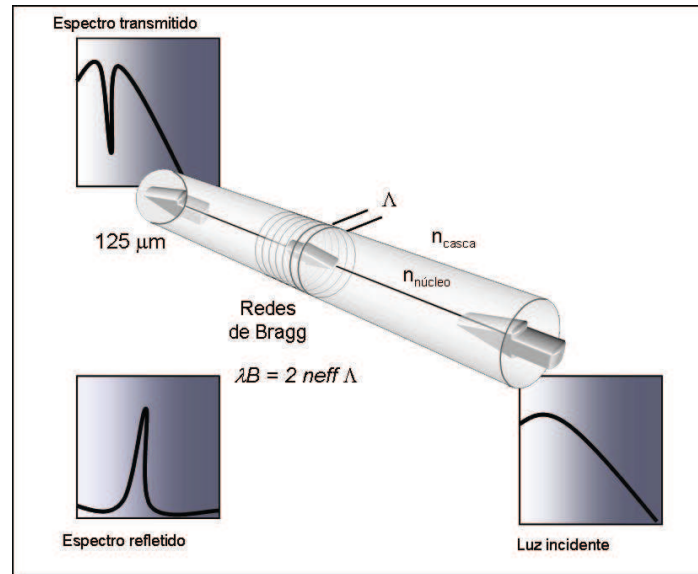


Fig 3. Illustration of a Bragg network that is inscribed in an optical fiber where part of the incident light is transmitted and part is reflected.¹⁶

The wavelength variation, which is dependent on the temperature and the deformation of the material, can be demonstrated with the following equation by Othonos:¹⁴

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

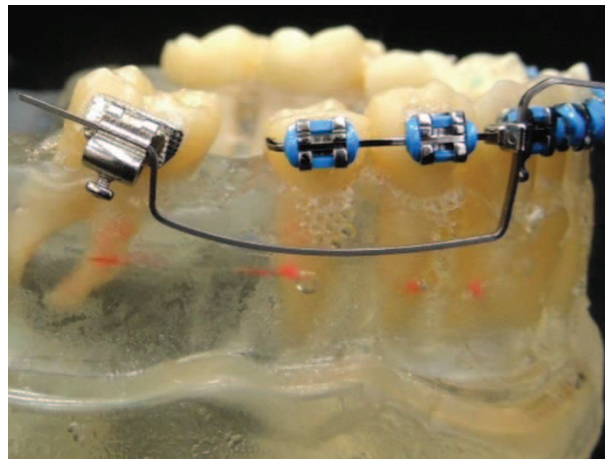
Assembly of the orthodontic device

The model was supplied with conventional brackets (prescription MBT™; 0.022 inches; 3M Unitek, Monrovia, California, USA) that were fixed with photopolymerizable resin (Transbond XT, 3M Unitek, Monrovia, California, USA), and this represented the stage following alignment and leveling in orthodontic treatment. A stainless-steel arch (0.019" × 0.025") was passively adapted to the orthodontic accessories.

Application of the Orthodontic Mechanics

Two methods were used to simulate molar verticalization. **Method 1** was characterized by a single cantilever, which was inserted into the double tube from

1 the 2nd right molar until it contacted a crossed tube that was attached to the
2 continuous stabilizing string. (Fig.4)



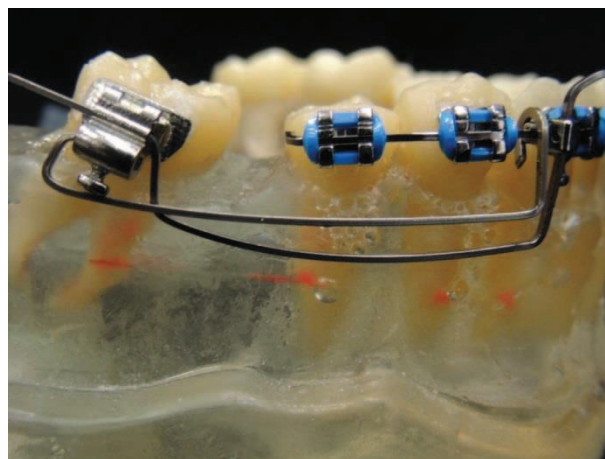
3

4

Fig 4. Method 1: Verticalization mechanics using one cantilever.

5

6 **Method 2** was represented by the use of two cantilevers. The first
7 cantilever was manufactured and placed as described in method 1, and the
8 second was inserted at the distal end of the double tube and extended along the
9 stabilizing string until the 1st premolar. It was retained with a fold, as shown in
10 Figure 5.



11

12

Fig 5. Method 2: Verticalization mechanics using two cantilevers.

13

14

In both cases, the cantilevers were made of Titanium Molybdenum Alloy (TMA; 0.017" × 0.025") string, and the stabilizing arch was made of stainless steel

1 (0.019" × 0.025"). Activation [50 grams/force (gf)] was performed with a
2 dynamometer (Morelli, Sorocaba, Brazil).^{17,18}

3

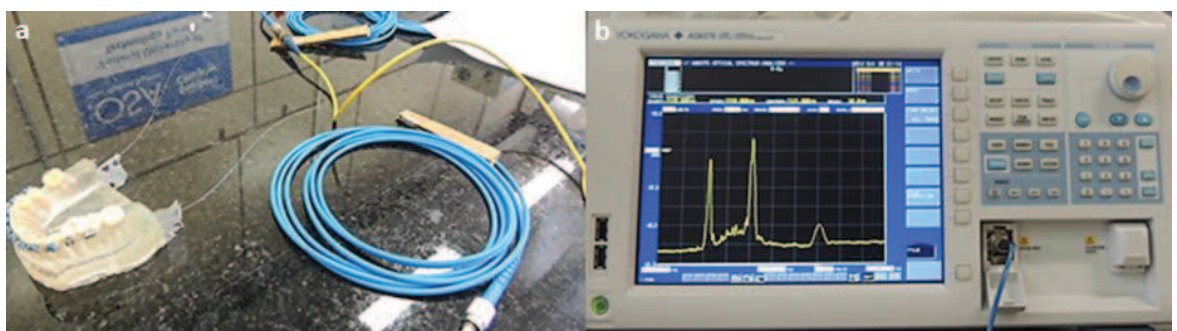
4 **Tension Evaluation: Optical Fiber Assay**

5

6 The assays were performed in the Photonics Laboratory of the
7 Technological Federal University of Paraná (Foton-UTFPR) at a constant
8 temperature of 21°C. The measurements included both mechanics under the
9 following three conditions: without any applied mechanics, with verticalization
10 mechanics using one cantilever (method 1), and with verticalization mechanics
11 using two cantilevers (method 2).

12 A circulator with a light source was independently connected to the
13 vestibular and lingual optical fibers next to the Optical Spectrum Analyzer (OSA)
14 device (Yokogawa AQ6375) in order to acquire data on the force and pressure
15 with the sensors that were glued to the roots of the teeth (Fig 6a and 6b). The
16 optical fiber circulator directs the light that is emitted by the LED to the fiber, and
17 the resulting incident and reflected light is directed to the OSA, which detects and
18 measures the reflected spectrum.

19



20

21 **Fig 6. (a).** Model that was connected to the OSA with no mechanics applied. **(b).** OSA:
22 Optical Spectrum Analyzer.

1 Each spectrum that was visualized during the assay, as indicated in Figure
2 6b, corresponded to one sensor that was localized on each tooth. The spectral
3 variation that occurred as a result of the orthodontic forces was observed in the
4 OSA device and registered. After the data were collected, the spectra were
5 analyzed with Origin 8[®] software, and the wavelength variation (in nm) in each
6 sensor was then transformed into Force (Newton) with the following equation:

7

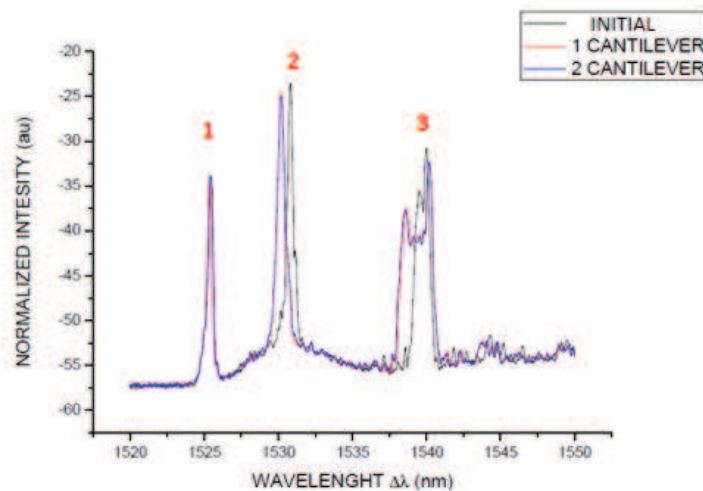
$$8 \quad \Delta F(N) = E.A.\Delta\varepsilon = 72.5 \text{ GPa}.\pi(125 \mu\text{m})^2 \Delta X(\text{nm}) = 0.7414.\Delta X[N]. 41.2 \text{ pm}$$

9

10 Results

11 The spectral variations that were observed in the vestibular (Table I) and
12 lingual (Table II) fibers are shown in graphs 1 and 2 (below) under the following
13 three conditions.

14

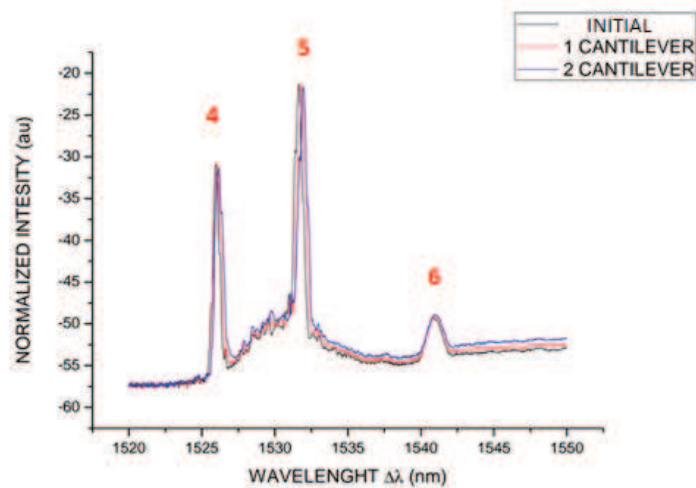


15

16

Graph 1. Spectral variation in the vestibular fiber.

17



Graph 2. Spectral variation in the lingual fiber.

The data showed that it was possible to establish the wavelength variation that was detected by the sensors. The spectral variation is illustrated in graphs 1 and 2 with the starting time point used as a reference.

Significant alterations, which can be observed in graph 1, occurred when method 1 (1 cantilever) and method 2 (2 cantilevers) were tested. Sensor 3, which corresponded to the 1st molar region in the vestibular fiber, underwent spectral variation compared to the initial graph. The 2nd premolar, which corresponded to sensors 2 and 5 in the vestibular and lingual fibers, respectively, showed spectral variation with both methods, and the variation was higher than that found for the vestibular fiber. Both graphs 1 and 2 show no significant alterations in the 2nd molar sensors (sensor 1 in the vestibular fiber and sensor 6 in the lingual fiber) when method 1 was applied.

Spectral variation was observed in both graphs in the vestibular and lingual fibers when method 2 was applied, and this was very similar to the spectra that was observed for method 1.

Tables I and II show the changes and variations (Δ) in the wavelengths for each reading (λ).

1 **Table I.** Wavelength changes and variations (nm) in the vestibular fiber.

Sensors (vestibular)	Tooth	Initial (nm)	1 cantilever (nm)	2 cantilevers (nm)	Variation Method 1	Variation Method 2
1	2° M	1525,4	1525,4	1525,46	0	0,6
2	2° PM	1530,82	1530,2	1530,2	0,62	0,62
3	1° PM	1540	1540,2	1540,2	0,2	0,2

2

3 Table I shows that sensors 2 and 3 remained constant for both methods,
 4 with the biggest wavelength variation observed in sensor 2. A greater wavelength
 5 was observed in sensor 1 for method 2 than that observed in sensor 3 for both
 6 methods.

7 **Table II.** Force (N) during the application of methods 1 and 2 in the vestibular fiber.

Force	1 cantilever	2 cantilevers
Sensor 1	0	0,04
Sensor 2	0,45	0,45
Sensor 3	0,14	0,14

8

9 Table II shows that the force that was expressed by sensor 1 was lowest
 10 during method 2 and null during method 1. The highest force index was obtained
 11 by sensor 2 for both orthodontic mechanics (0.45 N). Sensor 3 remained constant
 12 for methods 1 and 2 (0.14 N).

13 **Table III.** Wavelength changes and variations (nm) in the lingual fiber.

Sensors (lingual)	Tooth	Initial (nm)	1 cantilever (nm)	2 cantilever (nm)	Variation Method 1	Variation Method 2
4	1° PM	1525,98	1526,08	1526,14	0,1	0,16
5	2° PM	1531,64	1531,84	1531,94	0,2	0,3
6	2° M	1540,96	1541,04	1541	0,08	0,04

14

1 Table III indicates that a similar wavelength variation was obtained by
2 sensor 4 for both orthodontic mechanics. The biggest alteration and variation in
3 wavelength occurred in sensor 5 when method 2 was applied. In sensor 6, the
4 biggest wavelength variation occurred during method 1.

5

6 **Table IV.** Force (N) during the application of methods 1 and 2 in the lingual fiber.

Force	<i>1 cantilever</i>	<i>2 cantilever</i>
Sensor 4	0,07	0,11
Sensor 5	0,14	0,22
Sensor 6	0,05	0,02

7

8 Table IV indicates that the highest force value was detected by sensor 5,
9 and this was mainly observed during method 2 (0.22 N). Sensor 4 showed the
10 greatest force when method 2 was applied (0.11 N), and sensor 6 showed the
11 greatest force during method 1 (0.05 N).

12

13 **Discussion**

14 Molar verticalization is a dental movement that is required for correction in
15 all three space dimensions. A correct system of forces must be employed in
16 relation to the resistance center of the tooth in question.⁶ However, conventional
17 continuous arches are limited in their biomechanical principles, and the control of
18 the system of forces may be difficult to assess. Extrusive forces in the molar and
19 intrusive forces in the second premolar are related to this issue.¹⁷

20 One mechanism that has been described previously makes use of two
21 springs, which are called cantilevers. Manufacturing of the springs requires a TMA

1 string (0.017" × 0.025"), and they are formed from a long cantilever that is inserted
2 into the molar tube and extended to the anterior segment that is close to the
3 canine tooth requiring verticalization. A second cantilever controls the extrusive
4 component and extends from the molar until it contacts a crossed tube that is
5 localized near the canine tooth or the premolar.⁶ The extrusive effect that is
6 produced by the conventional cantilever is therefore neutralized by the second
7 support arm.^{6,17}

8 Methods 1 and 2 are the two mechanisms for molar verticalization that are
9 commonly used in orthodontic practice and that have been described previously.
10 These methods were evaluated in the present study with a different methodology
11 in which an optical fiber and its sensors detected the regions where the greatest
12 amounts of forces and tensions were applied. The intervals of the forces that were
13 generated by the real orthodontic brace were detected with real measurements
14 that were made by the sensors in the radicular region (artificial teeth). Only one
15 model was used because this was an *in vitro* study in which all of the parameters
16 were highly controllable. The model was manufactured with artificial teeth and an
17 elastomeric resin that represented the periodontal support structure, which,
18 despite elastomer being widely used in the literature, does not faithfully represent
19 the periodontal structures due to the lack of periodontal ligaments, gingiva, and
20 alveolar bone. In addition, the resin's resistance is thought to differ from the mouth
21 tissues, which suggests that the distribution of tensions may occur in a different
22 manner in the laboratory compared to those in the mouth environment.¹⁹

23 TMA string (0.017" × 0.025") was the string of choice in the manufacture of
24 the cantilevers because it was more flexible than stainless steel and did not
25 require a helicoid. A hard and thick stainless-steel string (0.019" × 0.025") was

1 used to make a different segment that was required to anchor the teeth together
2 during the verticalization mechanics, and it worked efficiently to reduce the
3 movement of those teeth.¹⁸

4 A previous study indicated that 27 to 40 gf is required to verticalize a molar
5 with a momentum between 800 and 1,200 gf/mm and a 30-mm cantilever.¹⁷ In
6 methods 1 and 2, a 25-mm cantilever was used with 50 gf of activation force, and
7 this resulted in a momentum of 1,250 gf/mm according to the formula ($M = f \times d$),
8 which was sufficient for molar verticalization.

9 Evaluations of the forces that are generated in the molar regions and
10 anchorage teeth during verticalization mechanics have been described in the
11 literature. The use of a 22-mm cantilever that was made of 0.016" stainless-steel
12 string and a helicoid for increased flexibility was tested for molar verticalization
13 with a 3D finite element quantitative analysis. The spring was inserted into the
14 anchorage string from the molar until it contacted the lower left premolars. Seven
15 cantilever angles between 5° and 35° were evaluated, with 25° used as a
16 reference. The retainer was useful for reducing anchorage teeth movement and
17 elucidating clinical questions.⁹

18 A different method that has been reported in the literature involves a
19 representation of molar verticalization dental movement and has been used to
20 investigate the ideal system of forces with special equipment that allow for the
21 experimental verification of the 3D force system. Two experimental situations
22 were compared, with each group requiring 10 cantilevers: one group had
23 reactivation, while one did not. These findings established that, with reactivation, a
24 favorable force system is maintained during molar verticalization.⁸

1 The results in the present study were obtained in Newtons (N) and
2 transformed into grams/force (gf) for better comprehension and better clinical
3 applicability of the system of forces. Generally, the greatest force was observed in
4 the 2nd premolar region. In both methods 1 and 2, a 46-gf force was observed in
5 the vestibular fiber. However, in the 2nd molar region, a low amount of force (4 gf)
6 was observed in the vestibular fiber when method 2 was applied, and no force
7 was detected during method 1. The 1st premolar remained constant with 15 gf in
8 the vestibular fiber during both methods.

9 In the sensors that were glued on the lingual side, the 2nd premolar region
10 showed the greatest amount of force compared to the remaining teeth when both
11 orthodontic mechanics were applied. A force of 15 gf was observed in the 2nd
12 premolar during method 1, and 22 gf was observed during method 2. However,
13 when comparing these values to the ones that were obtained in the 2nd premolar
14 in the vestibular fiber (46 gf), the latter was significantly higher.

15 Considering that cantilever mechanics were applied on the vestibular side
16 of all of the teeth, a direct relationship can be established between the application
17 of force and the results. For both methods, the 2nd molar showed the lowest force
18 interval in both the vestibular as well as lingual fibers. The 2nd lower right molar,
19 which was the tooth to be verticalized, received the lowest concentration of forces,
20 which was in keeping with the desirable pattern during the mechanics. Thus, the
21 distribution of forces can be significantly reduced when it reaches the 2nd molar,
22 thereby reducing side effects, such as extrusion, during its movement towards
23 verticalization. The distribution of forces showed that the 2nd premolar was
24 involved in the verticalization mechanics when 1 or 2 cantilevers were used. The
25 system of forces in both methods directed the intrusive forces from the cantilever

1 arm that was inserted into the rectangular anchorage string, contained the 1st
2 molar and the 2nd premolar, and was localized in the middle of the cantilevers.

3 The fiber optic sensors that were used in the evaluations guarantee
4 precision in the acquisition of the force values that were generated and offer
5 advantages for biomedical applications due to their extrinsic properties, such as
6 small size, nontoxicity, immunity from electromagnetic and radiofrequency
7 radiations, and chemical inertia.^{11,13}

8 The methodology that was applied in this study should therefore be
9 considered highly accurate in the simulation of orthodontic mechanics and
10 representative of clinical situations, even in laboratory conditions. It therefore
11 allows for its applicability by orthodontists during the choice of orthodontic
12 mechanics that efficiently provide better treatment performance and a lower
13 chance of side effects.

14

15 **Conclusions**

16

17 These orthodontic mechanics resulted in similar tensions in the vestibular
18 regions, greater forces in the 2nd premolar region, and lower levels of forces in the
19 2nd molar. In the lingual region, the use of two cantilevers resulted in the
20 application of greater forces to the 2nd premolar compared to the use of one
21 cantilever. Significantly greater forces were observed in the 2nd premolar and
22 vestibular region with both methods tested.

23 Fiber optic sensors containing FBG are suitable for the assessment of the
24 forces applied by two mechanical applications.

25

References

21. Roberts WW, Chacker F M, Burstone C J. A segmental approach to mandibular molar uprighting. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1982; 81:177-184.
22. Eckhart JE. Orthodontic uprighting of horizontally impacted mandibular second molars, *J. Clin. Orthod* 1998; 32:621-624.
23. Gracco A, Lombardo L, Cozzani M, Siciliani G. Uprighting Mesially Inclined Mandibular Second Molars with a Modified Uprighter Jet. *J Clin Orthod* 2007; 41: 281-284. Antigo 3 Melsen B, Fiorelli G, Bergamini A. Uprighting of Lower Molars. *J Clin Orthod*, 1996; 30:640-645.
24. Greco M, Meddis V, Giancotti A. The G-chain and miniscrew anchorage: simple mechanics for molar uprighting. *J Clin Orthod* 2012;46:24-5.
25. Proffit WR. *Contemporary orthodontics*. St Louis: Mosby; 1986.
26. Sohn BW, Choi JH, Jung SN, Lim KS. Uprighting mesially impacted second molars with miniscrew anchorage. *J Clin Orthod*. 2007;41(2):94-7.
27. Melsen B, Fiorelli G, Bergamini A. Uprighting of Lower Molars. *J Clin Orthod*, 1996; 30:640-645.
28. Viecilli RF, Chen J, Katona TR, Roberts WE. Force system generated by an adjustable molar root movement mechanism. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009; 135: 165-173.
29. Kojima Y, Mizuno T, Fukui H. A numerical simulation of tooth movement produced by molar uprighting spring. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2007; 132(5):630-8.
30. Mignani AG, Baldini F. In-vivo biomedical monitoring by fiber-optic systems, *Journal of Lightwave Technology* 1995; 13:1396–1406.
31. Milczewski MS, Silva JC, Martelli C, Grabarski L, ABE I, Kalinowski HJ. Force Monitoring in a Maxilla Model and Dentition Using Optical Fiber Bragg Gratings. *Sensors (Basel)*. *JCR* 2012; 9:11957-11965.

1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
11
12
13
14
15
16
17
18
19
20
21
22
23
24
25
26
27
28
29
30

32. Bragg WL. The diffraction of short electromagnetic waves by a crystal. Proceedings Cambridge Philosophy Society. 1913; (17) p. 43
33. Mishra V, Singh N, Kapur P. Fiber Optic Sensors Technology in Medicine. In: Rai DV, Raj Bahadur, editors. Trends in medical physics and bio medical instrumentation. Chandigarh, India: New Era International Imprint; 2009; p. 225–42.
34. Othonos A, KALLI K. Fiber Bragg Grating: Fundamentals and Applications in Telecommunications and Sensing. Artech House, London, 1999.
35. Hill KO, Johnson DC, Kawasaki BS. Photosensitivity in optical fibre waveguides application to reflection filters fabrication. Applied Physics Letters 1978; 32:647-649.
36. Milczewski MS. Avaliação das forças ortodônticas utilizando sensores de fibra ótica. Tese Doutorado 2008. Doutor em ciências – UTFPR.
37. Romeo DA, Burstone CJ. Tip-back mechanics. Am J Orthod 1977; 72: 414-421.
38. Burstone CJ, Koenig HA. Force systems from an ideal arch. Am J Orthod 1974;65:270-89
39. Glickman I, Roeber FW, Brion M. Photoelastic analysis of internal stresses in periodontium created by occlusal forces. J Periodontol 1970; 41: 1.
40. Burstone CR. Deep overbite correction by intrusion. Am J Orthod 1997;72(1):1-22.