

UNIVERSIDADE FEDERAL DE
ALAGOAS FACULDADE DE
ODONTOLOGIA

EMILLY GLYSIA SANTOS DE SOUZA
LOISY FERNANDA DE OLIVEIRA

**COMPARAÇÃO DO NÍVEL DE FORÇA ORTODÔNTICA ATRAVÉS
DE REDE DE FIBRA ÓPTICA DE BRAGG DURANTE A
RETRAÇÃO DENTÁRIA**



MACEIÓ-AL
2024.1

UNIVERSIDADE FEDERAL DE
ALAGOAS FACULDADE DE
ODONTOLOGIA

EMILLY GLYSIA SANTOS DE SOUZA
LOISY FERNANDA DE OLIVEIRA

**COMPARAÇÃO DO NÍVEL DE FORÇA ORTODÔNTICA ATRAVÉS
DE REDE DE FIBRA ÓPTICA DE BRAGG DURANTE A RETRAÇÃO
DENTÁRIA**



Trabalho de Conclusão de Curso apresentado à
Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de
Alagoas, como parte dos requisitos para conclusão do
curso de Bacharel em Odontologia.

Orientador: Profª Drª Priscylla Gonçalves Correia Leite de
Marcelos.

MACEIÓ-AL
2024.1

Catálogo na fonte
Universidade Federal de Alagoas
Biblioteca Central
Divisão de Tratamento Técnico

Bibliotecária: Gislaine da Silva Santos – CRB-4 – 1127

S729c Souza, Emilly Glysia Santos de.

Comparação do nível de força ortodôntica através de rede de fibra óptica de bragg durante a retração dentária / Emilly Glysia Santos de Souza, Loisy Fernanda de Oliveira. – 2024.
41 f.: il.

Orientadora: Priscylla Gonçalves Correia Leite de Marcelos.
Monografia (Trabalho de Conclusão de Curso em Odontologia: Bacharelado) -
Universidade Federal de Alagoas. Faculdade de Odontologia, Maceió, 2024.

Bibliografia: f. 36-41.

1. Ortodontia. 2. Fibras ópticas. 3. Aparelhos ortodônticos. 4. Rede de bragg.
I. Oliveira, Loisy Fernanda de. II. Título.

CDU: 616.314-089.23

A



FOLHA DE APROVAÇÃO

EMILLY GLYSIA SANTOS DE SOUZA
LOISY FERNANDA DE OLIVEIRA

COMPARAÇÃO DO NÍVEL DE FORÇA ORTODÔNTICA ATRAVÉS DE REDE DE FIBRA ÓPTICA DE BRAGG DURANTE A RETRAÇÃO DENTÁRIA

BANCA EXAMINADORA:

Documento assinado digitalmente
gov.br PRISCYLLA GONCALVES CORREIA LEITE DE MAR
Data: 21/08/2024 15:43:55-0300
Verifique em <https://validar.iti.gov.br>

Dr^a Priscylla Gonçalves Correia Leite de Marcelos – ORIENTADOR

Documento assinado digitalmente
gov.br JOVENILDO WANDERLEY SANTOS
Data: 17/08/2024 20:31:02-0300
Verifique em <https://validar.iti.gov.br>

Esp. Jovenildo Wanderley Santos - EXAMINADOR

Documento assinado digitalmente
gov.br THALWYLLA REILER MORATO DOS REIS MOREIRA
Data: 21/08/2024 12:44:40-0300
Verifique em <https://validar.iti.gov.br>

Me. Thalwylla Reiler Morato dos Reis Moreira - EXAMINADOR

APROVADA EM: 12/08/2024

Coordenação dos Trabalhos de Conclusão de Curso da FOUFAL

AGRADECIMENTOS DO TCC

Agradecimentos de Emilly:

Primeiramente, quero agradecer a Deus, por ter me dado a oportunidade de realizar este sonho, que não foi só meu, mas também da minha família. Por ter me dado forças nos momentos mais difíceis.

Agradeço profundamente à minha família. Foram cinco anos longe de casa, voltando apenas nas férias, e vocês sempre estiveram comigo. Em especial, agradeço aos meus pais, que mesmo em outro estado, sempre foram a minha base, sempre foram os motivos para não desistir. Obrigada, mãe, por acreditar em mim nos momentos em que nem eu mesmo acreditava, por me apoiar em todas as decisões, por viver minhas dores e meus sonhos, por rezar por mim. Ao meu pai, que mesmo com as dificuldades, nunca deixou que me faltasse nada, sempre providenciando todos os materiais necessários para meus estudos. Nada me faltou graças ao seu esforço e dedicação. Obrigada aos meus irmãos, Emerson e William, que me deram força e apoio em Maceió. Às minhas tias e tio, por me acolherem em sua casa por tanto tempo e fazerem o papel de pais. Tudo sempre foi por vocês, desde o início.

Ao meu namorado Vitor, por ter sido o meu porto seguro, a pessoa com quem eu poderia desabafar, receber apoio e também uns “puxões de orelha”. Agradeço por ter aguentado meus momentos de choro e ansiedade. Sua presença e compreensão foram essenciais para que eu conseguisse superar os desafios.

Aos amigos que a UFAL me trouxe, obrigada Vitória, Gabriel, Thaina e Cosma, por fazerem parte da minha vida nesses cinco anos, por tornarem a graduação mais leve, e por dividirem choros e alegrias. Especialmente à minha duplinha Loisy, que desde o primeiro período fez parte dos meus dias. Uma prova de anatomia nos uniu e acabamos dupla na clínica. Com você, cresci, amadureci e dividi diversas experiências na clínica. Dividimos nossa primeira restauração, primeira cirurgia, primeiro atendimento na clínica infantil, dupla de estágio e

agora minha dupla para apresentar nosso trabalho de conclusão de curso. Por várias vezes me senti insegura, mas seu apoio foi fundamental.

À nossa orientadora, Prof.^a Priscylla, por toda a paciência, calma e apoio. Você sempre nos disse que tudo daria certo, e sua orientação foi essencial para que pudéssemos concluir este trabalho.

Obrigada, UFAL, por ter sido minha casa nesses cinco anos, aos professores que me apoiaram, e outros que me fizeram crescer. Obrigada a todas as pessoas que, direta ou indiretamente, contribuíram para a realização deste sonho. Dedico este TCC a vocês.

Meu mais sincero agradecimento.

Agradecimentos de Loisy:

Em primeiro lugar, agradeço a Deus pela oportunidade de concluir esta graduação. Sem a Sua orientação e bênçãos, este sonho não teria se tornado realidade.

Aos meus pais, Cícero e Luiza, minha eterna gratidão. Vocês foram meu porto seguro, caminharam e sonharam comigo, e o apoio incondicional de vocês foi fundamental para que eu chegasse até aqui.

Aos meus avós, maternos e paternos, que já não estão mais entre nós, agradeço pela inspiração que deixaram em minha vida. Tenho certeza de que, se estivessem aqui, estariam imensamente orgulhosos.

Aos meus irmãos, Layane, Lukas e Ana Paula, e a toda a minha família, agradeço pelo apoio constante e por sempre estarem ao meu lado.

Ao meu esposo, Moisés, um agradecimento especial pelo seu amor, incentivo e compreensão. Sua presença foi essencial para enfrentar os desafios dessa jornada.

Aos funcionários da FOUFAL, em especial a Jura, agradeço pelo carinho, atenção e dedicação. Seu apoio fez toda a diferença.

À minha dupla, Emilly Glysia, sou grata por cada partilha, companheirismo nas noites em claro, por cada ombro amigo, por todas as

conversas divididas até chegar no RU e por toda ajuda nos meus pedidos de socorro.

Nossa parceria foi essencial para que pudéssemos chegar até aqui.

Aos meus amigos Cosma, Gabriel, Vitória e Thaina, agradeço por tornar a caminhada mais leve e por estarem ao meu lado em momentos de choro e risadas. Sua amizade e apoio foram fundamentais.

Por fim, aos professores da FOUFAL, em especial à Profª Priscylla, agradeço pela dedicação, atenção e paciência. Suas orientações e suporte foram indispensáveis para a realização deste trabalho.

SUMÁRIO

MANUSCRITO	10
1. INTRODUÇÃO	14
2. MATERIAIS E MÉTODOS	16
2.1 Ambiente de pesquisa	16
2.2 Modelo de estudo	16
2.3 Dispositivo de trabalho	17
2.4 Aparelho ortodôntico	18
2.5 Aplicação da mecânica de retração e aquisição dos dados	18
3. RESULTADOS	21
Momento 01	21
Tabela 1: Medidas de comprimento inicial de ondas pré-ativação.	22
Momento 02	22
Tabela 2: Elástico Elo Padrão (Retração Elástico em Cadeia)	23
Tabela 3: Elástico Elo Curto (Retração Elástico em Cadeia)	24
Tabela 4: Elástico Elo Longo (Retração Elástico em Cadeia)	25
Tabela 5: Elástico Padrão (Power Arm - Mini-Implante)	26
Tabela 6: Elástico Elo Curto (Power Arm - Mini-Implante)	27
Tabela 7: Elástico Elo Longo (Power Arm - Mini-Implante)	28
Tabela 8: Molas (Power arm altura do bracket - gancho molar)	29
Tabela 9: Molas (Power Arm - Mini-Implante)	30

4. DISCUSSÃO	30
5. CONCLUSÃO	37
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	38

MANUSCRITO

**MENSURAÇÃO DO NÍVEL DE FORÇA ORTODÔNTICA ATRAVÉS
DE REDE DE FIBRA ÓPTICA DE BRAGG DURANTE A
RETRAÇÃO DENTÁRIA
MEASUREMENT OF ORTHODONTIC FORCE LEVEL USING BRAGG FIBER
OPTICAL NETWORK DURING TOOTH RETRACTION**

Emilly Glysia Santos de **Souza**¹, Loisy Fernanda de **Oliveira**¹, Priscylla
Gonçalves Correia Leite de Marcelos².

¹ Graduanda pela Faculdade de Odontologia, Universidade Federal de Alagoas
(FOUFAL).

emilly.souza@foufal.ufal.br

loisy.oliveira@foufal.ufal.br

² Professor da disciplina de Odontologia Infantil (Ortodontia) da Faculdade
de Odontologia da Universidade Federal de Alagoas (FOUFAL).

Autor Correspondente:

Priscylla Gonçalves Correia Leite de Marcelos

priscylla.marcelos@foufal.ufal.br

*ENDEREÇO: Av. Lourival Melo Mota s/n, Tabuleiro do Martins. Maceió -
AL. CEP: 57072-900*

MENSURAÇÃO DO NÍVEL DE FORÇA ORTODÔNTICA ATRAVÉS DE REDE DE FIBRA ÓPTICA DE BRAGG DURANTE A RETRAÇÃO DENTÁRIA

Resumo:

Introdução: A fibra de Bragg (FB) vem sendo uma opção sensível, estéril e precisa na Odontologia. Ela se baseia na emissão de comprimentos de onda, que são transformados em medidas de força podendo ser empregada para mensurar mecânicas ortodônticas distintas. **Metodologia:** Utilizando um modelo fotoelástico da maxila com ausência de primeiros pré-molares, foi aplicado sensores de FB na região coronária dos dentes canino, segundo pré-molar e primeiro molar no lado esquerdo da maxila associado ao aparelho ortodôntico fixo e mini-implante. Em seguida, foram aplicadas mecânicas de retração através de elástico em cadeia e mola de níquel-titânio (NiTi). Através do analisador de espectro ópticos (OSA) obteve-se as mensurações com a variação dos comprimentos de ondas. A força de retração também foi mensurada com tensiômetro digital de forma comparativa. **Resultado:** Observou-se alterações na maioria dos espectros após a aplicação das forças de retração, com magnitudes variando de 0.54 a 6.75 N. Notou-se também variações nos comprimentos de onda (λ) ao avaliar as fibras de Bragg. **Conclusão:** Os resultados obtidos reforçam a eficácia das molas de NiTi em proporcionar um movimento dentário mais controlado e menos traumático.

Descritores: Ortodontia, Fibras Ópticas, Fechamento de Espaço Ortodôntico.

MEASUREMENT OF ORTHODONTIC FORCE LEVEL USING BRAGG FIBER OPTICAL NETWORK DURING TOOTH RETRACTION

Abstract:

Introduction: Bragg fiber (FB) has been a sensitive, sterile and precise option in Dentistry. It is based on the emission of wavelengths, which are transformed into force measurements and can be used to measure different orthodontic mechanics. **Methodology:** Using a photoelastic model of the maxilla with the absence of first premolars, FB sensors were applied to the coronal region of the canine teeth, second premolar and first molar on the left side of the maxilla associated with the fixed orthodontic appliance and mini-implant. Then, retraction mechanics were applied using a chain elastic and nickel-titanium (NiTi) spring. Using the optical spectrum analyzer (OSA), measurements were obtained with the variation of wavelengths. The retraction force was also measured with a digital tensiometer in a comparative way. **Result:** Changes were observed in most spectra after the application of retraction forces, with magnitudes varying from 0.54 to 6.75 N. Variations in wavelengths (λ) were also noted when evaluating the Bragg fibers. **Conclusion:** The results obtained reinforce the effectiveness of NiTi springs in providing more controlled and less traumatic tooth movement.

Descriptors: Orthodontics, Optical Fibers, Orthodontic Space Closure.

1. INTRODUÇÃO

A especialidade da Ortodontia fundamenta-se no princípio de que uma força aplicada propositalmente, com estímulos mecânicos, sobre um dente é capaz de permitir o seu movimento a partir da reação biológica dos tecidos adjacentes. A força ortodôntica necessária para alcançar o movimento dentário deve ser leve e contínua para realização das técnicas de forma biologicamente satisfatória¹.

O processo biomecânico para mover os dentes para a posição correta durante a terapia ortodôntica é gerar pressão sobre o dente contra o osso, comprimindo o ligamento periodontal (tecido entre o osso e o dente). Uma compressão adequada do ligamento periodontal inicia um processo de remodelação óssea, sendo tal mecanismo, um processo fisiológico que corresponde a reabsorção e a aposição que leva à movimentação dentária². A pressão é obtida por meio de aparelhos ortodônticos invisíveis ou com braquetes e arcos com diferentes diâmetros, bem como através de dispositivos extrabuciais que funcionam como um aparelho ortopédico. As forças exatas aplicadas pelos sistemas ortodôntico e ortopédico aos dentes e ao osso são difíceis de determinar e permanecem pouco conhecidas. Uma das questões mais difíceis na Ortodontia é a associação entre a força externa aplicada e a resposta do ligamento periodontal³.

Durante a retração do segmento anterior, a força atuante sobre os dentes anteriores geraria uma força recíproca sobre os dentes posteriores, com a mesma magnitude, porém em sentido oposto(4). Essa força reativa move os

dentes posteriores para frente, ocupando uma proporção considerável do espaço de extração e bloqueando a completa retração dos dentes anteriores. Para evitar essa ação recíproca, deve-se lançar mão de algum tipo de ancoragem (5). A ancoragem, definida como a capacidade de resistir à movimentação dentária indesejada é importante para garantir a efetividade da retração. Para a retração dentária anterior, que geralmente exige máxima ancoragem, o aparelho ortodôntico extra-bucais e os mini-implantes ortodônticos são os dois principais tipos de fonte de ancoragem (6).

Os sensores de fibra óptica de Bragg gradamente podem medir múltiplos parâmetros, incluindo deformação e pressão (7). A fibra de Bragg vem sendo uma opção sensível, estéril, precisa e de uso possível na Odontologia para avaliar a força de movimentação dentária, contração dos materiais odontológicos, bem como análise da força de mordida. Essa rede consiste em um sensor de fibra óptica que recebe a informação e rapidamente a passa para um sistema computadorizado com muita precisão na informação. Ela se baseia na emissão de comprimentos de onda, que matematicamente são transformados em medidas de força podendo ser empregada para mensurar mecânicas ortodônticas distintas (8).

Na Ortodontia, os estudos com a Rede de Bragg vem sendo úteis para descobrir os valores dissipados para o osso, sem ser preciso a utilização de técnicas destrutivas ou invasivas, além de representar uma investigação com resultados precisos e reais e não hipotéticos (9,10).

Com isso, o presente trabalho tem como objetivo a mensuração da força gerada na retração dentária ântero-superior em casos de exodontia de

pré-molares através dos sensores de fibra óptica instalados na porção coronária dos dentes envolvidos. Avaliando, de forma comparativa, a força dissipada pela mola de Níquel-Titânio (NiTi) e pelo elástico em cadeia.

2. MATERIAIS E MÉTODOS

2.1 Ambiente de pesquisa

O protótipo do estudo foi desenvolvido no Laboratório de Prótese Dentária da Faculdade de Odontologia de Pernambuco (FOP/UPE). A pesquisa foi desenvolvida no Laboratório de Biofotônica do departamento de Física da Universidade Federal de Pernambuco (UFPE).

2.2 Modelo de estudo

Para desenvolver o estudo, foi confeccionada uma maxila (Figura 01) no Laboratório de Prótese Dentária da Faculdade de Odontologia de Pernambuco (FOP/UPE). O protótipo foi composto pela arcada superior dentária simulando a exodontia dos primeiros pré-molares, com material elastomérico (Epóxi, flexível GIII, Polipox ,Curitiba, Brasil), com os dentes (MOM, Marília, São Paulo, Brasil) posicionados e simulando a posição real. Esse material possui resistência semelhante ao do periodonto além de ser transparente, permitindo a visualização do posicionamento das raízes e da rede de fibra de Bragg caso sejam instaladas na porção radicular. (11)

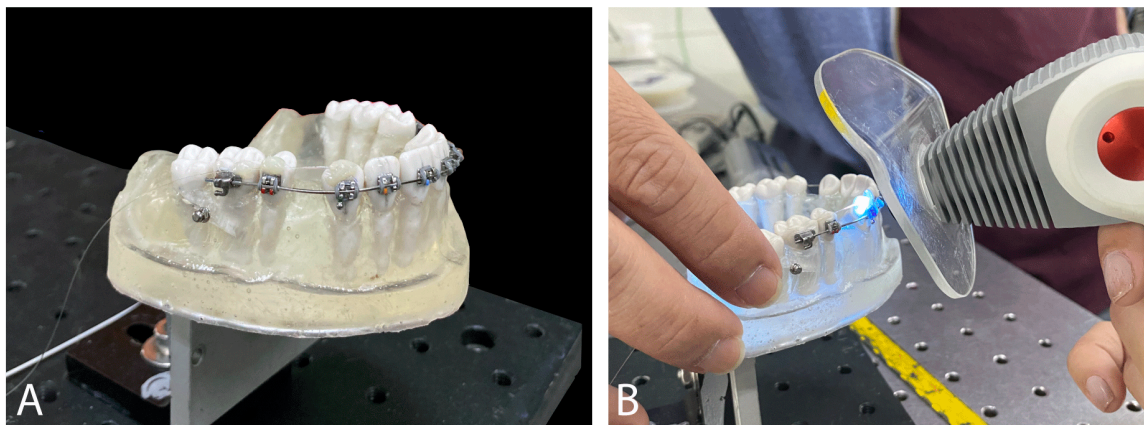


Figura 01: A - Modelo elastomérico; B - Fixação da Fibra de Bragg com resina composta nas coroas de dentes envolvidos na retração.

2.3 Dispositivo de trabalho

O dispositivo utilizado para mensuração do nível de força gerada na coroa durante o movimento de retração foi um sensor de fibra Bragg (Box Optronics Technology Company, Shenzhen, China) instalado na região coronária dos dentes envolvidos. Na pesquisa, os dentes envolvidos foram 26, 25 e 23. Este sensor é confeccionado em sílica, material fotossensível, e o monitoramento acontece através da percepção do deslocamento do comprimento de onda do sinal refletido ($\Delta\lambda$). Os sensores foram posicionados na porção oclusal dos dentes e fixados com resina composta fotopolimerizável (Fill Magic – AE3, Vigodent, Rio de Janeiro, Brasil). Essa fixação aconteceu no modelo de estudo já posicionado na mesa de ensaio no laboratório.

2.4 Aparelho ortodôntico

Os braquetes ortodônticos metálicos (Morelli, Sorocaba, São Paulo, Brasil) foram montados no centro da coroa clínica dos dentes, com arcos 0.019" x 0.025" de aço (Morelli – Sorocaba, São Paulo, Brasil), com power arm (Morelli, Sorocaba, São Paulo, Brasil) soldados no fio ortodôntico na mesial do 13 e 23, sendo estes na altura do mini-implante (arco 1). A outra mecânica foi do gancho do canino ao tubo do molar (arco 2). Um mini-implante foi inserido na distal do 16 e do 26. A retração aconteceu ligando o mini-implante ao power arm com elástico em cadeia ou com mola fechada para retração de molas de níquel-titânio (*NiTi*), dependendo do grupo de estudo.

2.5 Aplicação da mecânica de retração e aquisição dos dados

Os ensaios foram realizados no Laboratório de Biofotônica da Universidade Federal de Pernambuco (UFPE) pela mesma equipe de operadores e em temperatura ambiente. As mensurações foram feitas em dois momentos distintos: 1º) inicialmente com brackets e mini-implante (MI) em posição de pré-ativação; 2ª) pós-ativação (figura 02), tanto na primeira mecânica com elástico em cadeia (considerando três modelos: elo convencional, elo curto e elo longo) e com a segunda mecânica com mola de *NiTi* fechada para retração (considerando três modelos: 7mm, 9mm e 12mm).

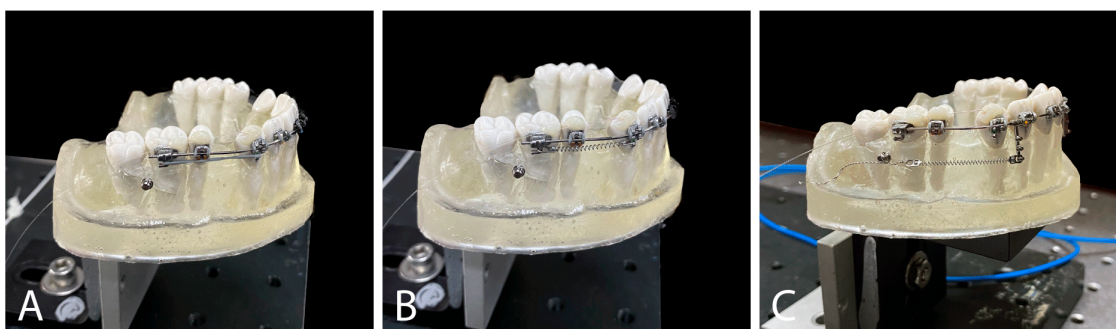


Figura 02 (A/B/C): A - Ativação com mecânica e elástico em cadeia; B - Ativação com mola (Niti); C - Ativação em mecânica power arm associada a mini-implante com mola de (Niti).

Foi produzido um dispositivo (figura 03) com um dinamômetro digital de 100 Kgf (Modelo Dd-300, Marca Instrutherm) com uma distância similar entre o bracket e o gancho do molar (23,8 mm) e power arm e MI (35,4 mm). Em ambas as mecânicas foram observados os espectros das redes no aparelho analisador de espectros (OSA) (ANDO, AQ-6310 C, 400 a 1700 nm).



Figura 03: dispositivo com um dinamômetro digital de 100 Kgf (Modelo Dd-300, Marca Instrutherm).

O princípio da forma como as redes de Bragg em fibras óticas (FBG) operam não é complexo. A luz é guiada dentro da fibra, e parte dela é lançada ao longo do núcleo e a outra parte é refletida pelas redes de Bragg (Figura 04). O fragmento de luz refletido recebe influência da força na região do sensor, o que altera o comprimento de onda do espectro de luz refletido.

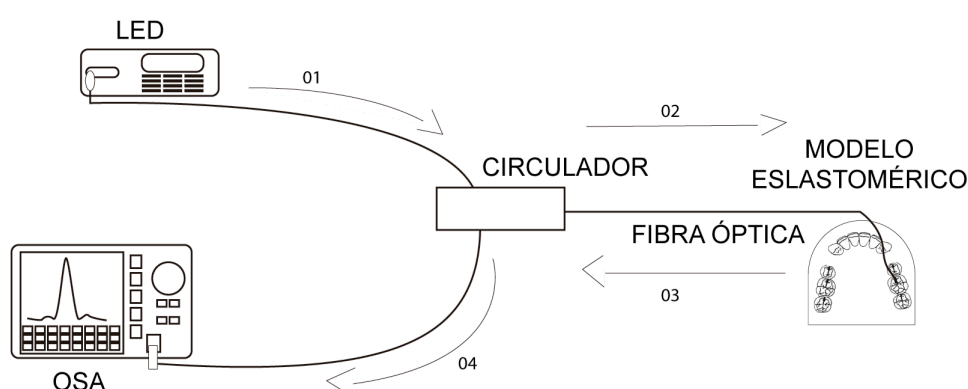


Figura 04: Ilustração do circuito óptico para leitura de redes de Bragg. Modelo elastomérico com sensores, fibra óptica, circulador, LED (fonte de luz) e analisador de espectros ópticos (Malczewski, 2008 modificado). Os números indicam a ordem de direção da luz.

Para que houvesse a análise dos espectros, um sistema foi montado com uma fonte óptica (LED), as redes de Bragg, um circulador e o OSA (figura 05). A luz de LED incidia na porta 01 do circulador que a desviava para porta 02 onde encontrava as redes, então ela as refletia para a porta 02 e a mesma a desviava para porta 03 que estava conectada ao OSA. Assim foi possível analisar todos os espectros e variações oriundas das forças exercidas pelos elásticos e pelas molas.

obtidos. Além disso, é importante ressaltar que a fibra óptica não possui memória e o foco é aferir a variação que o comprimento da onda refletida sofre após a ativação das mecânicas de retração ortodôntica.

Tabela 1: Medidas de comprimento inicial de ondas pré-ativação.

MATERIAL/TIPO DE MECÂNICA	VALOR PRÉ-ATIVAÇÃO (nm)
Elástico Padrão/Braquete- gancho molar	1549,69
nm Elástico Curto/Braquete - gancho molar	1549,48
nm Elástico Longo/ Braquete - gancho molar	1549,48
nm Elástico Padrão/ Arm - MI	1549,71
nm	
Elástico Curto/ Arm - MI	1549,72 nm
Elástico Longo/ Arm - MI	1549,48 nm
Molas/ Braquete - gancho molar	1549,66 nm
Mola 7mm/ Arm - MI	1549,66 nm
Mola 9mm/ Arm - MI	1549,70 nm
Mola 12mm/ Arm - MI	1549,60 nm

Fonte: Dados da Pesquisa.

Momento 02

Durante os ensaios foram aplicadas as mecânicas de retração e consequentemente forças foram aferidas pelo dinamômetro digital. A partir disso foram obtidos valores em comprimentos de ondas (nm) utilizando-se o OSA e em seguida foram geradas tabelas contendo os deslocamentos de comprimento de onda em função da força aplicada por cada dispositivo. As tabelas trazem dados da perturbação na rede de Fibra de Bragg ao ser submetida às diferentes forças, todos os dentes envolvidos sofreram tensões provenientes das forças recebidas das molas e elásticos.

Tabela 2: Retração com Elásticos (Gancho do Canino ao Tubo Molar)

Material / tipo de mecânica	Número de elos	Distância Gancho/Molar	Comprimento de onda pré-ativação	Comprimento de onda pós-ativação	Força (N)	Variação de Comprimento de Onda
Elástico Elo Padrão / Gancho do Canino ao Tubo Molar	03 elos	23,8 nm	1549,69 nm	1549,36 nm	5,50 N	0,33 nm
	04 Elos	23,8 nm	1549,69 nm	1549,41 nm	4,04 N	0,28 nm
	05 Elos	23,8 nm	1549,69 nm	1549,45 nm	2,77 N	0,24 nm
	06 Elos	23,8 nm	1549,69 nm	1549,56 nm	1,87 N	0,13 nm
Elástico Elo Curto / Gancho do Canino ao Tubo Molar	03 elos	23,8 nm	1549,48 nm	1549,38 nm	4,26 N	0,10 nm
	04 Elos	23,8 nm	1549,48 nm	1549,42 nm	3,47 N	0,06 nm
	05 Elos	23,8 nm	1549,48 nm	1549,44 nm	3,37 N	0,04 nm
	06 Elos	23,8 nm	1549,48 nm	1549,44 nm	2,73 N	0,04 nm
Elástico Elo Longo / Gancho do Canino ao Tubo Molar	03 elos	23,8 nm	1549,48 nm	1549,44 nm	3,03 N	0,04 nm
	04 Elos	23,8 nm	1549,48 nm	1549,48 nm	2,53 N	0,00 nm
	05 Elos	23,8 nm	1549,48 nm	1549,48 nm	1,57 N	0,00 nm
	06 Elos	23,8 nm	1549,48 nm	1549,48 nm	0,54 N	0,00 nm

Fonte: Dados da Pesquisa.

Os dados aferidos a partir da deformação resultante da ativação da mecânica de retração com elástico em cadeia (modelo padrão/convencional). A técnica foi aplicada com 03, 04, 05 e 06 elos, e as forças (N) obtidas foram de 5,50, 4,04, 2,77 e 1,87, respectivamente. O maior deslocamento de onda observado foi quando se utilizou 03 elos, com um valor aproximado de 0,33 nm, saindo de 1549,69 nm para 1549,36 nm.

Os dados resultantes da ativação da mecânica de retração com elástico em cadeia com elos curtos. A técnica foi aplicada com 03, 04, 05 e 06 elos e as forças (N) obtidas foram 4,26, 3,47, 3,37 e 2,73,

respectivamente. Percebe-se uma maior variação no comprimento de onda também com o elástico em 03 elos, valor aproximado de 0,10 nm. Os resultados não demonstram variações entre 05 e 06 elos comparados aos valores anteriores

Os valores resultantes da ativação da mecânica de retração com elástico em cadeia com elos longos. A técnica também foi aplicada com 03, 04, 05 e 06 elos e as forças (N) obtidas foram 3,03, 2,53, 1,57 e 0,54, respectivamente. Notou-se uma maior variação no comprimento de onda também com o elástico em 03 elos, valor aproximado de 0,04 nm.

Tabela 3: Retração com Elásticos (Power Arm e Mini-Implante)

Material / tipo de mecânica	Número de elos	Distância Gancho/Molar	Comprimento de onda pré-ativação	Comprimento de onda pós-ativação	Força (N)	Variação de Comprimento de Onda
Elástico Elo Padrão / Power Arm ao Mini-Implante	04 Elos	35,4 nm	1549,71 nm	1549,48 nm	3,70 N	0,23 nm
	05 Elos	35,4 nm	1549,71 nm	1549,49 nm	3,44 N	0,22 nm
	06 Elos	35,4 nm	1549,71 nm	1549,60 nm	3,22 N	0,11 nm
	07 Elos	35,4 nm	1549,71 nm	1549,60 nm	2,65 N	0,11 nm
Elástico Elo Curto / Power Arm ao Mini-Implante	04 Elos	35,4 nm	1549,72 nm	1549,51 nm	6,75 N	0,21 nm
	05 Elos	35,4 nm	1549,72 nm	1549,51 nm	4,07 N	0,21 nm
	06 Elos	35,4 nm	1549,72 nm	1549,45 nm	3,68 N	0,27 nm
	07 Elos	35,4 nm	1549,72 nm	1549,48 nm	3,49 N	0,24 nm
Elástico Elo Longo / Power Arm ao Mini-Implante	04 Elos	35,4 mm	1549,72 nm	1549,55 nm	2,95 N	0,17 nm
	05 Elos	35,4 mm	1549,72 nm	1549,58 nm	2,80 N	0,14 nm
	06 Elos	35,4 mm	1549,72 nm	1549,65 nm	2,50 N	0,07 nm
	07 Elos	35,4 mm	1549,72 nm	1549,69 nm	1,72 N	0,03 nm

Fonte: Dados da Pesquisa.

Observa-se na tabela 03 os dados resultantes da ativação da mecânica de retração com elástico em cadeia com elos padrão/convencional, power arm e mini-implante. A técnica foi aplicada com elásticos de 04, 05, 06 e 07 elos, e as forças (N) obtidas foram 3,70, 3,44, 3,22 e 2,65, respectivamente. Observamos uma expressiva variação no comprimento de onda com 04 e 05 elos, valor aproximado de 0,23 e 0,22 nm. Quando aplicados 06 e 07 elos a variação de comprimento de onda se demonstra, respectivamente, a mesma (0,11 nm).

Da mesma forma, foram observadas as variações nos comprimentos das ondas resultante da ativação da mecânica de retração com elástico em cadeia com elos curtos, power arm e mini-implante, expressos na tabela 03. A técnica foi aplicada com elásticos de 04, 05, 06 e 07 elos e as forças (N) obtidas foram 6,75, 4,07, 3,68 e 3,49, respectivamente. Nota-se uma expressiva variação, comparada aos valores da pesquisa, no comprimento de onda com 06 e 07 elos, valor aproximado de 0,27 e 0,24 nm, respectivamente.

Ainda na tabela 03, observou-se os valores resultante da ativação da mecânica de retração com elástico em cadeia com elos longos, power arm e mini-implante. A técnica foi aplicada com elásticos de 04, 05, 06 e 07 elos e as forças (N) obtidas foram 2,95, 2,80, 2,50 e 1,72, respectivamente. Percebe-se uma variação considerável no comprimento de onda com 04 e 05 elos, valor aproximado de 0,17 e 0,14 nm, respectivamente

Tabela 4: Retração com Molas (Gancho do Canino ao Tubo molar**;Power Arm e Mini-Implante)**

Material / tipo de mecânica	Modelo da Mola	Distância Gancho/Molar	Comprimento de onda pré-ativação	Comprimento de onda pós-ativação	Força (N)	Variação de Comprimento de Onda
Molas de NiTi / Gancho do Canino ao Tubo Molar	7 mm	23,8 mm	1549, 48 nm	1549,38 nm	3,06 N	0,10 nm
	9 mm	23,8 mm	1549,48 nm	1549,41 nm	1,84 N	0,07 nm
	12 mm	23,8 mm	1549,48 nm	1549,43 nm	1,44 N	0,05 nm
Molas de NiTi / Power Arm ao Mini-implante	7 mm	23,8 mm	1549, 48 nm	1549,38 nm	3,06 N	0,10 nm
	9 mm	23,8 mm	1549,48 nm	1549,41 nm	1,84 N	0,07 nm
	12 mm	23,8 mm	1549,48 nm	1549,43 nm	1,44 N	0,05 nm

Fonte: Dados da Pesquisa.

Na tabela 04, foram observados os valores da deformação resultante da ativação da mecânica de retração com mola de NiTi fechada. A técnica foi aplicada com tipos de molas: 7mm, 9mm e 12mm, e as forças (N) obtidas foram 3,06, 1,84 e 1,44, respectivamente. Observa-se uma maior variação no comprimento de onda na mola de 7mm, valor aproximado de 0,10 nm. No entanto, comparado aos ensaios em elásticos, as variações são próximas às outras molas no estudo. A de 9mm apresenta variação de 0,07 nm e a de 12mm, 0,05 nm. Ressalta-se também que a deformação da mola é menor que a sofrida pelo elástico e foi observado que no decaimento da força também houve menos expressividade, principalmente no primeiro momento.

Além disso, também foi observada a deformação resultante da ativação da mecânica de retração com mola de NiTi fechada, power arm e mini-implante, os valores podem-se observar no final da tabela 04. A técnica foi aplicada com tipos de molas: 7 mm, 9 mm e 12 mm e as forças

(N) obtidas foram 3,58, 2,04 e 1,38, respectivamente. Este gráfico foi apresentado de forma diferente porque, ao contrário dos demais, o valor inicial foi distinto para cada mola. Observa-se uma variação negativa no comprimento de onda na mola de 7 mm, valor aproximado de 0,08 nm. A mola de 9 mm apresentou variação de 0,04 nm e a de 12mm, 0,17 nm.

4. DISCUSSÃO

O conceito fundamental de movimentação dentária relaciona a magnitude da força com a velocidade do movimento, sem causar prejuízo aos tecidos (12). Todavia, uma dificuldade inerente ao tratamento ortodôntico é determinar qual é a intensidade da força distribuída pela aparelhagem em um determinado dente (13,14). Do ponto de vista clínico, força ótima é aquela que produz rápida taxa de movimentação do dente, com o mínimo de desconforto do paciente ou dano posterior nos tecidos de suporte dentário (perda de osso alveolar e reabsorção radicular, em particular) (15). Ressalta-se que o maior valor considerado de força ótima para movimentação dentária é de aproximadamente 3,53N em primeiros molares superiores com raízes longas (16). E no canino superior, com raízes longas, é de 130-170 gF (grama- força), o que equivale a 1,27 - 1,66 N respectivamente (17). O presente estudo abordou a simulação de quatro estratégias mecânicas: elástico preso do gancho dos braquetes do canino ao tubo molar, elásticos inseridos do Power Arm ao Mini-Implante; Molas de NiTi presa do braquetes do canino ao tubo molar e Molas de NiTi inseridas do Power Arm ao

Mini-Implante. Essas mecânicas foram voltadas à retração dos dentes anteriores superiores em bloco com o objetivo de simular a força recebida durante essa mecânica. Inicialmente, a primeira abordagem adotada foi a utilização de elásticos em cadeias, os quais induziram tensões sobre todos os dentes envolvidos. Essas tensões foram geradas pelos elásticos, os quais foram segmentados em elos de diferentes comprimentos, variando entre padrão, curtos e longos. Com base na análise das tabelas de 2 e 3, foi possível investigar a deformação resultante da aplicação da mecânica de retração com elástico em cadeia, preso do gancho dos braquetes de canino ao molar superior e também preso do power arm instalado no arco na mesial do canino ao mini-implante. Verificou-se que a força que mais se aproximou da ótima foi alcançada com a presença de 7 e 6 elos curtos quando inserido do power arm instalado no arco até o mini-implante, apresentando, respectivamente, uma variação de comprimento de onda de 0,24 nm e 0,27nm entre o momento de pré-ativação e pós-ativação, resultando em uma força de 3,49N e 3,68N. Apesar da aproximação do valor da força, houve uma maior variação no comprimento de onda, mostrando uma força dissipada de forma intermitente. Seguindo a análise, a força promovida pelo elástico de 4 elos curtos preso nos ganchos do bráquete do canino ao tubo do molar superior apresentou uma variação de comprimento de onda de 0,06 nm entre o momento de pré-ativação e pós-ativação, resultando em uma força de 3,47N. Ou seja, uma maior estabilidade de força, de modo contínuo, e um valor de força próximo ao ótimo.

A partir dos dados observados na tabela 4, a deformação induzida pela ativação das molas de NiTi inseridas do gancho do canino ao tubo molar e molas

de NiTi inseridas do Power Arm ao Mini-Implante, verificou-se uma semelhança à força ótima no comprimento de onda produzido pela mola de 7mm inserida do power arm ao mini-implante, apresentando uma variação do comprimento de onda no valor aproximado de 0,08 nm, gerando força de 3,58 N. Ou seja, a força apresentou uma dissipação estável, contínua e dentro do valor tido como ótimo, sendo assim, a força mais próxima da biologicamente compatível em unidade de medida e em variação de comprimento de onda. Os resultados obtidos do power arm altura do bracket - gancho molar, revelaram que a força que mais se aproximou da ótima foi gerada pela mola de 7mm, gerando um comprimento de onda de 0,10 nm, resultando em uma força de 3,06 N. Mesmo assim, esse valor ficou distante da força ótima.

Os achados da presente pesquisa demonstraram comprimentos de onda contínuos e intermitentes. TONDELLI (2011) (18), realizou um estudo histomorfométrico da movimentação dentária induzida com a aplicação de força contínua (FC), contínua interrompida (FCI) e intermitente (FI) em ratos com a finalidade de avaliar a quantidade de movimentação dentária e o comportamento periodontal e radicular após o emprego desses tipos de forças ortodônticas. Sua pesquisa demonstrou que a força contínua apresenta uma quantidade de movimentação ideal, porém efeitos colaterais como: áreas hialinas mais extensas e maior frequência de reabsorções radiculares. Já a força contínua interrompida proporciona deslocamentos dentários semelhantes àqueles utilizados com força contínua, porém com efeitos biológicos mais satisfatórios. E, a força intermitente produzida pelos elásticos, produziu poucos efeitos deletérios, porém, com menor

quantidade de movimentação dentária. Desta forma, a força contínua interrompida demonstrou ser o melhor tipo de força a ser empregada (18,19).

A variação no comprimento de onda provocado pela mecânica com elásticos pode ser explicado pelo fato de que ao serem expostos ao meio bucal tendem a absorver água e, como resultado, perdem suas propriedades elásticas, experimentando uma deformação permanente caracterizada pelo estiramento molecular e pelo deslizamento da cadeia. Esse fenômeno resulta em um rápido decréscimo da força inicial, atingindo um pico na primeira hora de uso e, posteriormente, uma redução de aproximadamente metade a dois terços da força original nas primeiras 24 horas, culminando na completa perda de força em um período de aproximadamente um mês. Por outro lado, a baixa variação no comprimento de onda das molas helicoidais de níquel-titânio (NiTi) destaca-se por apresentarem o menor índice de decaimento de força, além de uma força inicial mais suave (19). As diferenças observadas nas taxas de movimentação dentária ortodôntica podem ser atribuídas às suas distintas propriedades mecânicas, incluindo elasticidade, rigidez e comportamento de memória de forma (20).

Os achados desta pesquisa corroboram os descritos por Yang et al. (2023) (21), no estudo sobre a degradação da força de dois acessórios ortodônticos analisados in vivo e in vitro. Desse modo, demonstrou que as molas helicoidais NiTi foram mais resistentes à degradação da força de forma mais suave e progressiva, e já os elásticos apresentaram decaimento de força significativamente maior do que as molas helicoidais de NiTi (22). Em comparação com as cadeias elastoméricas, os materiais de NiTi com superelasticidade devem superar a questão do decaimento rápido da força e fornecer forças leves e contínuas em uma

ampla faixa de ativação (23,24). No entanto, eles podiam facilmente acumular partículas de alimentos, que eram difíceis de remover e poderiam ser prejudiciais à higiene bucal (25). Outros estudos relataram que a força inicial das cadeias elastoméricas decaiu no primeiro dia de uso e manteve esse decaimento. Essa faixa de variação depende de vários fatores, incluindo a composição da cadeia, o ambiente, o método de avaliação, o tratamento pré-estirado e a força inicial aplicada (26,27).

O resultado desta pesquisa segue em consonância ao estudo de Baty et al. (1994) (28) onde mostrou que após a primeira hora de instalação, o elástico convencional pode perder uma porção (cerca de 20%) de força, enquanto que a mola de NiTi perde apenas cerca de 5% da sua força inicial, independentemente da marca do material. Cerca de 24 horas após a instalação, os elásticos perdem cerca de 30% de sua força enquanto a mola NiTi perde apenas cerca de 14% de sua força in vitro (29,30).

Os estudos de Kyung-Ho Kim et al. (2005) e Yijin Ren et al. (2003) (31,32) mostrou que para mitigar a rápida perda de força das cadeias elastoméricas, o pré-estiramento dessa cadeia tem sido sugerido para reduzir o decaimento da força antes que ela seja esticada com tensão. Após o pré-alongamento, as cadeias elastoméricas sofrem deformação, levando a um aumento do comprimento após o processo de pós-alongamento. Na prática clínica, por exemplo, cadeias elastoméricas que inicialmente exigiam 5 unidades agora são aliviadas por apenas 4 unidades para gerar o mesmo valor de força inicial (31,32). Contudo, o propósito das molas de NiTi é proporcionar uma força de compressão para o fechamento de espaços resultantes de extrações dentárias ou agenesias de elementos dentários.

Essa movimentação dentária promovida pelas ligas de NiTi é considerada mais biológica, uma vez que exibem o efeito de memória de forma e superelasticidade, permitindo uma grande deflexão elástica durante a ativação e desativação, resultando em forças constantes ao longo do tempo (33).

De fato, uma das características mais importantes para os mini-implantes é a estabilidade mecânica, que é influenciada pela força de conexão entre o osso e o dispositivo, denominado como estabilidade primária (34). Além de não necessitar da colaboração do paciente, o mini-implante oferece inúmeras possibilidades de movimentos dentários antes considerados difíceis e as limitações anatômicas para instalação são mínimas, o custo é baixo, a instalação cirúrgica é pouco traumática (35), a instalação e remoção são simples e existe a possibilidade de aplicação de carga imediata (36).

Para superar esta barreira anatômica natural, que é a localização do centro de resistência, Andrews em (1977), incorporou um power arm (braço de Alavanca) aos braquetes para casos com extração da técnica Straight-wire. Segundo ele, estes braquetes deslocavam o local de aplicação de força mais para apical, propiciando o movimento de translação dentária (37). O Power Arm tem a vantagem de determinar a localização do centro de resistência de um dente ou um grupo de dentes para melhor compreender a natureza de suas características de deslocamento quando submetidas a vários níveis de força.(38). E sobre centro de resistência de um dente unirradicular, sua localização, com uma probabilidade de êxito, está sobre seu longo eixo entre o terço e a metade do comprimento da raiz entre a apical à crista alveolar do dente (39).

Conforme observou Cardaropoli et al. (2007), umas das grandes preocupações durante o tratamento ortodôntico em paciente com periodonto reduzido é a utilização da força, para que não haja nenhuma perda óssea adicional, a movimentação dentária precisa acontecer com muito menos trauma, isto é, com forças leves (sem hialinização), que seria ideal (40). Uma força aplicada de maneira excessiva ocorre uma degeneração do ligamento periodontal e consequente retardo na movimentação (41). Estudos de PROFFIT et al. (2007), enfatiza-se que, quanto maior a perda de suporte ósseo, mais profundamente se encontra o centro de resistência do dente, dessa maneira, forças menores e intervalos de ativação maiores são recomendados (42). Deste modo, a mola de NiTi é amplamente considerada a melhor escolha em ortodontia para pacientes com periodonto reduzido. Isso se deve às suas propriedades únicas de superelasticidade e memória de forma, que permitem aplicar forças constantes e suaves ao longo do tempo. Essas características são essenciais em casos de periodonto reduzido, onde o controle da força ortodôntica é crucial para evitar danos adicionais aos tecidos de suporte dos dentes. Ao minimizar a pressão excessiva, a mola de NiTi reduz o risco de reabsorção radicular e perda óssea, promovendo um movimento dentário mais seguro e eficaz.

Sendo assim, os resultados obtidos reforçam a eficácia das molas de NiTi em proporcionar um movimento dentário mais controlado e menos traumático, principalmente quando a mecânica utilizada não envolve dentes. A capacidade dessas molas em manter uma força constante e estável ao longo do tempo, devido às suas propriedades superelásticas e de memória de forma, pode resultar em

menor reabsorção radicular e menos áreas hialinas, conforme observado em estudos comparativos com forças contínuas e intermitentes.

5. CONCLUSÃO

Portanto, a mola de NiTi de 7mm, quando instalada do power arm até o mini-implante, gerou uma baixa variação de comprimento de onda, resultando em uma aplicação de força contínua e estável. Este comportamento é altamente desejável no contexto ortodôntico, pois a aplicação de uma força contínua e otimizada é crucial para a movimentação eficiente e controlada dos dentes. A força constante minimiza o risco de danos ao tecido periodontal e promove um movimento dentário mais previsível e eficiente.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

01. BATY, David L.; VOLZ, John E.; JOSEPH, A. Force delivery properties of colored elastomeric modules. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, v. 106, n. 1, p. 40-46, 1994.
02. LIMA, Célia Alcântara Cunha. BIOLOGIA DA MOVIMENTAÇÃO DENTÁRIA. **Revista Científica InFOC**, v. 2, n. 2, p. 61-70, 2017.
03. Ribeiro, W.R.; Campos, H.W., Jr. *Ortodontia contemporânea*, 3ª ed.; Mosby: St. Louis, MO, EUA, 1999.
04. Feldmann, I. and L. Bondemark. Orthodontic anchorage: a systematic review. *Angle Orthod* 2006. 76:493–501.
05. Williams, R. and F. J. Hosila. The effect of different extraction sites upon incisor retraction. *Am J Orthod* 1976. 69:388–410.
06. Armijo L, Mancl L, Dennison CR, Houg K, Romanyk D, Popowics T. As medições do sensor de Bragg em fibra avaliam os efeitos do fluido na deformação no espaço periodontal de um complexo incisivo suíno ex-vivo sob carga mecânica. **J Biomech.** Agosto de 2023..jbiomech.2023.111729. Epub 2023 15 de julho.
07. Skeggs, R. M., P. E. Benson, and F. Dyer. Reinforcement of anchorage during orthodontic brace treatment with implants or other surgical methods. *Cochrane Database Syst Rev*.
08. PRESTI, Daniela Lo et al. Fiber bragg gratings for medical

- applications and future challenges: A review. **Ieee Access**, v. 8, p. 156863-156888, 2020.
09. MILCZEWSKI, M. S. et al. Determination of setting expansion of dental materials using fibre optical sensing. **Measurement Science and Technology**, v. 17, n. 5, p. 1152, 2006.
10. CARVALHO, L. et al. Evaluation of the performance of orthodontic devices using FBG sensors. In: **Journal of Physics: Conference Series**. IOP Publishing, 2015.
11. Niall J. P. McGuinness, Adrian N. Wilson, Malcolm L. Jones, John Middleton, A stress analysis of the periodontal ligament under various orthodontic loadings, *European Journal of Orthodontics*, Volume 13, Issue 3, June 1991, Pages 231–242, <https://doi.org/10.1093/ejo/13.3.231>
12. PROFFIT, W. R., FIELDS, H. W. Jr., Contemporary orthodontics, 2nd ed. Saint Louis, Mosby, 1993, pp. 266-288.
13. CONSOLARO. A., Reabsorções Dentárias nas Especialidades Clínicas, Revista Dental Press de Ortodontia e Ortopedia Facial, Maringá, p.153-178, 2002.
14. DARENDELILER, M. A., Physical properties of root cementum: Part 3. Hardness and elastic modulus after application of light and heavy forces, American Journal of Orthodontics, vol. 127, n. 2, p. 169-176, 2005.
15. Burstone CJ. Aplicação da Bioengenharia na Ortodontia clínica. I,: GraberTM, VanarsdallRL Ortodontia - Princípios e técnicas atuais.

BarbosaJA, Filizzola LB,tradutores. 3" ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2002b. Capó 4. P. 228-57

16. JARABAK, Joseph R.; FIZZELL, James A. **Aparatologia del arco de canto con alambres delgados: técnica y tratamiento**. Mundi, 1975.
17. DOS SANTOS, Octávio Carmona Ocaña. Relationship between orthodontic force magnitude and rate changes applied dental. 2013. 51 folhas. Trabalho de Conclusão do Curso de Odontologia – Universidade Estadual de Londrina, Londrina, 2013
18. TONDELLI, Pedro Marcelo. Avaliação Histomorfométrica da movimentação dentária induzida em ratos com força contínua, contínua interrompida e intermitente. Araçatuba, 2011
19. Mashallah Khanemasjedi, Mehrnaz Moradinejad, Pedram Javidi, Ozra Niknam, Nima Haghighat Jahromi, Vahid Rakhshan, Erratum à « Éfficacité des chaînettes élastiques à mémoire versus les ressorts hélicoïdaux en NiTi pour la rétraction des canines : une étude clinique randomisée en bouche divisée en deux centres » [International Orthodontics 2017;15:561–74], International Orthodontics, Volume 16, Issue 1, 2018, Page 215, ISSN 1761-7227, <https://doi.org/10.1016/j.ortho.2018.01.016>.
20. Mohammed H, Rizk MZ, Wafaie K, et al. *Ortod Craniofacial Res*. 2018; **21**(1):12–19. DOI: 10.1111/out.12210.
21. Yang L, Lv C, Li X, Feng J. Degradação da força de dois acessórios ortodônticos analisados in vivo e in vitro. BMC Saúde Bucal. 2023 dez

- 14; 23(1):1001. DOI: 10.1186/s12903-023-03737-x. PMID: 38097980; PMCID: PMC10722770.
22. Espinar Escalona E, Llamas Carreras JM, Barrera Mora JM, et al. *Med Oral Cir Bucal*. 2013; **18**(4):721–724. DOI: 10.4317/19073
23. Carolina B, Trindade MC, Matheus AJ, et al. Avaliação in situ de cadeias elastoméricas ortodônticas. *Braz Dent J*. 2012; **23**(4):394–398. DOI: 10.1590/S0103-64402012000400014.
24. Yagura D, Baggio PE, Carreiro LS, et al. *Prensa Odontológica J Orthod*. 2013; 18(3):136–142. DOI: 10.1590/S2176-94512013000300022
25. Thiago Prado, José Guilherme Neves, Lourenço Correr-Sobrinho, Carolina Carmo Menezes, Giovana Cherubini Venezian, Américo Bortolazzo Correr, Ana Rosa Costa, Evaluation of the force degradation and deformation of the open-closed and open springs of NiTi: An in vitro study, *International Orthodontics*, Volume 18, Issue 4, 2020, Pages 801-808, ISSN 1761-7227, <https://doi.org/10.1016/j.ortho.2020.05.004>.
26. RODRIGUEZ, C, BROWN, L.C. The mechanical properties of SME alloys. In: PERKINS, Jeff. *Shape memory effects in alloys*. 1. ed. Plenum Press. 29-58, 1975
27. Carolina B, Trindade MC, Matheus AJ, et al. Avaliação in situ de cadeias elastoméricas ortodônticas. *Braz Dent J*. 2012; **23**(4):394–398. DOI: 10.1590/S0103-64402012000400014.
28. Baty DL, Storie DJ, von Fraunhofer JA. Cadeias elastoméricas sintéticas: uma revisão da literatura. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1994;105(6):536–42.

29. Mirhashemi AH, Saffarshahrudi A, Sodagar A, Atai M. Padrão de degradação de força de seis diferentes cadeias elastoméricas ortodônticas. J Dent (Teerã, Irã) 2012;9:9:204-15
30. Mayberry D, Allen R, Close J, Kinney DA. Efeitos dos procedimentos de desinfecção em elastômeros ligaduras. J Clin Orthod 1996;30(1):49–51.
31. Kim KH, Chung CH, Choy K, Lee JS, Vanarsdall RL. Efeitos do pré-alongamento na degradação da força de cadeias elastoméricas sintéticas. Sou J Ortódea Dentofacial. Outubro de 2005; 128(4):477-82. DOI: 10.1016/j.ajodo.2004.04.027. PMID: 16214630.
32. Ren Y, Maltha JC, Kuijpers-Jagtman AM. Magnitude ótima da força para movimentação ortodôntica: uma revisão sistemática da literatura. Ângulo Ortod. 2003 Fev; 73(1):86-92. DOI: 10.1043/0003-3219(2003)073<0086:OFMFOT>2.0.CO;2. PMID: 12607860.
33. LI, Bing-Yun, RONG, Li-Jian, LI, Yi-Yi, GJUNTER, V. E. An investigation of the synthesis of Ti-50 At. pct Ni alloys through combustion synthesis and conventional powder sintering. Metallurgical and Materials Transactions. 31A, 1867-71, july – 2000.
34. MIGLIORATI et al., 2016, MIGLIORATI, M.; DRAGO, S.; GALLO, F.; AMORFINI, L.; DALESSANDRI, D.; CALZOLARI, C.; BENEDICENTI, S.; SILVESTRINI-BIAVATI, A. Immediate versus delayed loading: comparison of primary stability loss after miniscrew placement in orthodontic patients - a single centre blinded randomized clinical trial. Eur Journal of Orthodontics, 2016, 652–659

35. KURODA et al., 2009, KURODA, S.; YAMADA, K.; DEGUCHI, T.; KYUNG, H.M.; YAMAMOTO, T.T. Class II malocclusion treated with miniscrew anchorage: Comparison with traditional orthodontic mechanics outcomes. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009;135:302-9
36. PADHYAY et al., 2008, UPADHYAY, M.; YADAV, S.; NAGARAJ, K.; PATIL, S. Treatment effects of miniimplants for en-masse retraction of anterior teeth in bialveolar dental protrusion patients: A randomized controlled trial. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008;134:18-29
37. Cotrim-Ferreira, FA. Biomecânica do movimento dental: Parte II princípios biomecânicos. Ferreira, FV. *Ortodontia: Diagnóstico e planejamento clínico*. 7a edição. São Paulo: Artes médicas; 2008: 363-398.
38. Rossato C. Estudo fotoelástico das áreas de pressão, produzidas no periodonto, por forças ortodônticas, na distalização do canino, pelos métodos convencional e "power arm". Dissertação de mestrado USP, Bauru. 1982. Smith RJ, Burstone CJ. Mechanics of tooth movement. *Am J Orthod*. 1984; 85(4): 294-307. Chaconas SJ, Caputo AA, Brunetto AR. Force transmission characteristics of lingual appliances. *Journal Clin Orthod*. 1990; XXIV (1): 36-43.
39. Burstone CJ, Koenig HA. Optimizing anterior and canine retraction. *Am J Orthod*. 1976; 70(1): 1-19.
40. CARDAROPOLI, D.; GAVEGLIO, L. The influence of orthodontic movement on periodontal tissues level. *Semin. Ortho.*, Philadelphia, v. 13, no. 4, p. 234-245, Dec.2007

41. Marília F. CORREIA, Marianne N. M. NOGUEIRA, Denise M. Palomari SPOLIDÓRIO, Eduardo G. SEABRA. Diretrizes para o tratamento periodontal e acompanhamento durante o tratamento ortodôntico. Rev Odontol Bras Central 2013;21(61)
42. PROFFIT, WR. Considerações Especiais no Tratamento em Adultos.
In: Proffit WR, Fields Jr HW, Sarver DM. Ortodontia Contemporânea.
Rio de Janeiro: Elsevier; 2007. p. 591-637