

**MEDIÇÃO DAS FORÇAS ORIGINADAS POR MOLAS
DE TORQUE DE WARREN EM DENTES
ANTERIORES**

JÉSSICA QUEIROZ ANTUNES NETO

Gandra, 20 de Janeiro de 2022

JÉSSICA QUEIROZ ANTUNES NETO

**MEDIÇÃO DAS FORÇAS ORIGINADAS POR MOLAS DE TORQUE
DE WARREN EM DENTES ANTERIORES.**

Dissertação do 2º Ciclo de Estudos conducente ao grau de Mestre em Ortodontia

Trabalho realizado sob a Orientação da Prof^a. Doutora Ana Paula Donas-Botto e Co-orientador: Prof. Doutor Mário Augusto Pires Vaz (FEUP/LAETA)

Declaração de Integridade

Eu, Jéssica Queiroz Antunes Neto, declaro ter atuado com absoluta integridade na elaboração desta tese.

Confirmo que em todo o trabalho conducente á sua elaboração, não recorri a qualquer forma de falsificação de resultados ou á prática de plágio (ato pelo qual um indivíduo, mesmo por omissão, assume a autoria do trabalho intelectual pertencente a outrem, na sua totalidade ou em partes dele).

Mas declaro que todas as frases que retirei de trabalhos anteriores pertencentes a outros autores foram referenciados ou redigidas com novas palavras, tendo neste caso a citação da fonte bibliográfica.

AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus Pai Todo-poderoso, criador do céu e da terra, que me fez capaz de superar a saudade, que senti pela minha família, que se encontravam no outro lado do oceano.

Quero desde já dizer, que não foi fácil, fazer esse trajeto que fiz, para conseguir finalizar o Mestrado de Ortodontia. Graças ao conjunto de energias positivas por parte da minha família e das boas amizades que acabei por conhecer, aqui na cidade Invicta, fortalecendo a minha ambição e força de vontade de terminar este curso.

Agradecer também a minha orientadora Ana Paula Botto, pela paciência, e pelo apoio incondicional para o desenvolvimento desta tese. Os meus singelos agradecimentos, são extensivos aos técnicos do laboratório da FEUP obrigada de coração, por acreditar em mim e me fazer crer, que com inteligência e dedicação conseguimos ir mais além.

RESUMO

Esta dissertação descreve a medição de forças originadas por molas de torque individuais, em dentes anteriores. Nesta tese - da área da Ortodontia e da Engenharia Biomédica, os trabalhos de biomecânica ortodôntica estarão correlacionados, com a ortodontia fixa, em ensaios laboratoriais, para obter o resultado da força exercida por uma mola de torque.

Este estudo, tem como objectivo caracterizar a força da mola de torque individual de Warren que esta produz, em dentes anteriores, quando se encontra inserida no aparelho ortodôntico fixo, que desempenha o mecanismo de torque na posição Vestíbulo-Lingual.

Palavra-chave: Torque, mola de Warren, força.

ABSTRACT

This dissertation describes the measurement of forces originated by individual torque springs on anterior teeth. In this thesis, in the area of Orthodontics, together with Biomedical Engineering, where orthodontic biomechanics works will be correlated, with fixed orthodontics, laboratory tests will be carried out to obtain the result of the force produced by this torque spring.

This study aims to identify the effect of the force applied by a Warren individual torque spring on anterior teeth, where it is inserted in the fixed orthodontic appliance, which will play the torque mechanism in the vestibule position lingual.

Keys: Torque, Warren spring, force.

Índice Geral

Declaração de Integridade	i
AGRADECIMENTOS.....	ii
RESUMO.....	iii
ABSTRACT	iv
ÍNDICE DE FIGURAS.....	vii
ÍNDICE DE TABELA	ix
LISTA DE ABREVIATURAS	x
CAPÍTULO I- INTRODUÇÃO	1
1-Introdução	2
CAPÍTULO II-CONTEXTUALIZAÇÃO.....	5
2 Contextualização	6
2.1-Ortodontia fixa	8
2.2- Brackets	9
2.3- Biomecânica do movimento dentário.....	10
2.4-Movimento dentário ortodôntico	11
2.5- Fios ortodônticos.....	11
2.5.1- Propriedades físicas da liga de ELGILOY ®GREEN.....	13
2.6 Especificações.....	13
2.6.1 Propriedades mecânicas do fio ortodôntico	15
4.Molas ortodônticas.....	18
5.Torque	19
5.1 Torque individual com mola de Warren em dentes anteriores	21
6.Força Ortodôntica.....	22
6.1 Magnitude da força	23
6.2 Sistemas de forças aplicadas	25
7.Biomecânica da mola de torque de Warren em dentes anteriores.....	26

7.1 Utilização clínica da mola de torque de Warren em dentes anteriores	26
7.2 Objectivo da mola.....	27
CAPÍTULO III- OBJECTIVOS.....	29
III-Objectivos Gerais.....	30
CAPÍTULO IV- MATERIAIS E MÉTODOS.....	32
4 - Material e método.....	33
4.1- Material	33
4.2- Método.....	33
4.3-Medição das forças da mola de torque de Warren	35
4.3.1-Mola de torque anterior de Warren	35
4.3.2- Fios	36
4.4.1-Protocolo do ensaio experimental com a mola de Warren.....	39
CAPÍTULO V- RESULTADOS	44
5.1- Resultados da Máquina na Balança manual Worten® B6182.....	45
CAPÍTULO VI- DISCUSSÃO	50
CAPITULO VII- CONCLUSÃO	52
CONCLUSÃO.....	53
Trabalhos futuros	53
CAPÍTULO VIII- REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	55
Referências bibliográficas.....	56

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1: Constituição dos vários elementos que contribuem para a movimentação dentária no aparelho fixo.....	8
Figura 2: Linhas de referência usadas para determinarem variações de angulação e torque ..	9
Figura 3: Elgiloy liga a base de Cobalto, demonstração dos diferentes tratamentos térmicos. A vareta verde-Geen Elgiloy.	13
Figura 4: Esquematização das propriedades das propriedades mecânicas do fio ortodôntico.	16
Figura 5: Limite elástico do fio Ortodôntico.....	17
Figura 6: Divisão da mola de torque de Warren	18
Figura 7: Mola de torque inserida no arco rectangular	19
Figura 8: Outro tipo de mola de torque da marca Orthom, é uma mola de aço	19
Figura 9: Torques diferenciados	21
Figura 10: Dispositivo desenvolvido pela faculdade de Engenharia para aplicar um deslocamento sobre a mola de forma controlada e medir a força realizada por estar sobre uma balança	34
Figura 11: Torno de suporte para fixar o arco com a mola.	35
Figura 12: Balança durante a medição da força gerada pela mola (Worten® da serie B6182)35	
Figura 13: Mola de torque anterior de Warren posicionada num arco ortodôntico de secção rectangular.....	36
Figura 14: Arcos utilizados no ensaio experimental.....	36
Figura 15: Teste de medição das molas na Balança.	38
Figura 16: Diferenciação de carga na rotação da mola no sentido 1 vestibular (carga mais baixa) e no sentido 2 lingual (carga mais elevada).....	38
<i>Figura 17: Medição da secção de reta de um dos arcos utilizados no ensaio com o paquímetro digital</i>	<i>39</i>
Figura 18: Espessura das espiras da mola de Warren de 0,2mm.....	40
Figura 19: Exemplos de mola com torção espiral: A- mola de torque, com espiras torcidas e preenchidas com arame rectangular; C e D torção.....	41
Figura 20: Estudo da geometria da mola	41

Figura 21: Estudo comparativo da força actuante e a rotação do diâmetro: A) exemplo da mola de torção (utilizada por exemplo na mola de estendal) com diminuição do diâmetro das espirais, que em sentido contrário haverá aumento; B) exemplo da não deformação das espirais, tendo a deformação no arame em U.....	42
Figura 22: Ensaio de quatro molas de Warren nas direcções de carga que correspondem á sua utilização para vestibular e para lingual.	45
Figura 23: Resultado do ensaio da mola 1 de Warren	46
Figura 24: Ensaio comportamental do tipo de força da mola 2 de Warren.	46
Figura 25: Ensaio comportamental do tipo de força da mola 3.....	47
Figura 26: Ensaio comportamental do tipo de força da mola 4.....	47

ÍNDICE DE TABELA

Tabela 1: comparação do módulo de elasticidade (E) entre algumas ligas metálicas para fios de mesmo diâmetro. Valores expressos por polegada quadrada (psi) e comparada á rigidez do aço inoxidável. Como o aço apresenta maior rigidez, as demais exibem fraccionados	14
Tabela 2: Liga de cromo-Cobalto produzida pela Elgiloy®	15
<i>Tabela 3: Valores numéricos da magnitude de forças óptimas para o movimento de cada grupo dentário</i>	<i>24</i>
Tabela 4: Comparação da variação de forças aplicadas entre o centro de rotação e no ápice do dente.....	25
Tabela 5: tamanhos das molas utilizados no ensaio experimental distinguido por cores.....	40
Tabela 6: Resumo do resultado do tipo de forças existentes na mola 1, mola 2 , mola 3, mola 4.	48
Tabela 7: Diferenças entre a força no torque vestibular e torque lingual da mola de Warren	48

LISTA DE ABREVIATURAS

A.A.O - Associação Americana de Oftalmologia.

Et al. - Entre Outros

L - Lingual

LP - Ligamento Periodontal.

PDL - Ligamento Dento Periodontal

RMO - Rocky Mountain Orthodontics

V - Vestibular

VCC - Eixo Vertical da Coroa Clínica

CAPÍTULO I- INTRODUÇÃO

1-Introdução

Se os incisivos protraídos se inclinam para lingual, enquanto sendo retraídos a aplicação do torque lingual de raiz, como procedimento de finalização, é geralmente necessária, isso conseguido por um aparelho auxiliar que se encaixa sobre arco base principal³².

Quando é desejado aplicar torque a um dente individual, usa-se um acessório de torque individual na raiz, o qual pode dar torque vestibular ou palatino, dependendo da direção em que este é inserido na canaleta vertical do arco⁵⁴.

Interland, em 1986 defendeu que: por mais sofisticados que sejam os detalhes que envolvam a fabricação das peças mecânicas, estas não têm características intrínsecas direcionais, há sempre a necessidade da intervenção de um operador ou do ortodontista, que impõe a intensidade das forças e determinam o sentido das mesmas³³. Para Neves *et al*, apesar do desenvolvimento tecnológico, dos trabalhos publicados e das recomendações dos autores, a experiência clínica tem demonstrado que posicionar acessórios na altura correta não é tarefa fácil⁷³.

As molas de Warren muitas vezes designadas por molas de Goodman, foram patenteadas em 1975 pelo Dr. Alan J. Sosnay e são utilizadas, normalmente, para aplicação de torque vestibulo-lingual em fases iniciais e intermediárias do tratamento ortodôntico⁷⁴. No ano de 1976, foi desenvolvido um aparelho de torção conhecido como Warren Torquing Spring, fabricado pela Rocky Mountain Dental products company⁶⁵. Este dispositivo que entrou em uso clínico é constituído por molas de aperto individual em forma de U, que são colocadas sobre o fio do arco. Estas molas têm na extremidade apoios que servem como âncora rígida, ligando o aparelho ao fio do arco⁴⁵. Mas para Tweed e Begg, a forma mais efetiva de estabelecimento de ancoragem depende do controlo da área de superfície do osso disponível para a reabsorção⁵⁷. Este efeito pode ser conseguido de várias formas como, por exemplo o uso do tip-back na técnica de Tweed ou o torque de molas na técnica de Begg ambos usam o mesmo princípio, mas provavelmente um contacto mais constante da raiz/osso⁵⁴. A pressão é exercida segundo a utilização da mola.⁵⁴

Segundo Rogério, aplicar um torque vestibulo-lingual, num dente pode ter-se tornado num problema na ortodontia contemporânea, já que há um interesse geral recente nos alicates e chaves de torque e nas molas de torque individuais⁴⁴. Estas são utilizadas normalmente para aplicação de torque vestibulo-lingual em fases iniciais e intermediárias do tratamento ortodôntico⁷⁴.

CAPÍTULO II-CONTEXTUALIZAÇÃO

2 Contextualização

A utilização de aparelho fixo é um exemplo, entre os vários dispositivos que poderão ser utilizados, tais como as molas ortodônticas de torque anterior, com posições e geometrias que permitem a movimentação dentária para cada diagnóstico⁷.

Segundo Pulter, o perfeito conhecimento das forças produzidas versus a ativação dos componentes ortodônticos é de vital importância para a boa condução do tratamento ortodôntico⁵⁷.

A força ou deslocamento das molas ortodônticas necessárias para o movimento do dente são obtidas, reativando a mola para gerar uma força de maior dimensão, isto é o efeito que estas produzem é ajustado ao fazer as alterações da sua geometria⁴⁵.

Na escolha da mesma, devem ser avaliados: o desenho da mola de torque, quantidade de ativação, a espessura do fio ou arco, o tipo de liga metálica utilizada, o movimento desejado e a quantidade de força necessária para o tratamento ortodôntico⁶⁰.

Ao utilizar uma mola ortodôntica para dar torque individual ao dente, deve evitar-se uma má utilização que pode desenvolver a perda de ancoragem que é sempre indesejada, provocar reabsorção radicular, induzir aumento do tempo de trabalho ou mesmo danos irreversíveis ao paciente⁶⁶.

A absorção e reposição óssea são os principais componentes responsáveis pelo movimento dentário que se gera quando as molas de torque fazem pressão sobre o dente. Na teoria da pressão-tensão, o ligamento dento periodontal tem uma mudança nas forças ou tensões mecânicas³⁵. Segundo a teoria, as células progenitoras do ligamento periodontal (PDL), se diferenciam em osteoclasto associados á tensão, causando a reabsorção óssea e a aposição respetivamente²⁹.

A magnitude da força tem sido associada a eventos biológicos concretos; a reabsorção direta é associada á aplicação de força leve, preservação de tecidos e células e de potencialização vascular, e a reabsorção indireta e a hialinização estão associadas a forças de maior intensidade que causam lesões por esmagamento dos tecidos do PDL, morte celular, hemostasia e a PDL livre de células e nas zonas ósseas alveolares adjacentes⁸. As forças mecânicas geralmente causam a hialinização, levando a necrose do ligamento periodontal e levando um retardo na absorção óssea³⁵.

Nesta tese da área da Ortodontia, juntamente com a Engenharia Biomédica, onde os trabalhos de biomecânica ortodôntica estão correlacionados com a ortodontia fixa, foram feitos no presente trabalho ensaios laboratoriais, para obter a intensidade da força da mola de torque. Os resultados obtidos foram analisados para melhor conhecimento deste dispositivo ortodôntico que é normalmente inserido no aparelho fixo.

Este estudo tem como objetivo, identificar a força da mola de torque individual nos dentes anteriores, assim como no aparelho ortodôntico fixo onde a mola de torque é inserida, para desempenhar o mecanismo de torque Vestíbulo-Lingual. Os resultados experimentais deste ensaio serão apresentados no capítulo V.

Segundo Burstone, em 1996 o papel da mecânica teórica tem implicações em três áreas⁷:

1ª O conhecimento básico da engenharia e física, que pode mostrar o caminho em direção a um desenho de aparelho ortodôntico aperfeiçoado. O empirismo em desenho ortodôntico, deve dar lugar a uma nova disciplina de desenvolvimento de aparelho, usando conceitos científicos. A mecânica teórica poderá ajudar, no desenho de um novo aparelho, caracterizando o conhecimento obtido de alguns velhos já utilizados com bons resultados.

2ª O estudo da biofísica do movimento do dente:

Para fazer julgamentos válidos a respeito da resposta dos dentes às forças ortodônticas, deve-se primeiramente, definir completamente o sistema de forças que atuam nos dentes. Além disso, a mecânica teórica pode ser utilizada para formular conceitos úteis da distribuição de forças e na caracterização da pressão nos ligamentos periodontais enquanto relacionada com a remodelação óssea.

3ª O conhecimento das leis da física, permite-nos produzir soluções mecânicas que conduzem a resultados melhores nos tratamentos. Sempre que fazemos um ajuste no arco ou em qualquer outro aparelho ortodôntico, estamos perante um conjunto de suposições, a respeito da relação entre o aparelho e a biologia do movimento dentário. A utilização de uma abordagem científica permite enterrar o conhecimento empírico e desenvolver soluções de acordo com a resposta biológica dos tecidos.

Na percepção da autora, o papel da mecânica teórica tem uma grande importância na concepção dos aparelhos ortodônticos uma vez que tendo o conhecimento do seu comportamento poderá auxiliar no tratamento de correção de dentes. No desenho de um novo aparelho poderá ainda aplicar-se o conhecimento obtido de alguns aparelhos clássicos e com provas dadas e determinar a relação entre os efeitos do aparelho e a biologia do

movimento dentário. Assim sendo, é sempre muito interessante para os clínicos entendam o conceito básico de movimento dentário e as variáveis que o influenciam para que o tempo de tratamento possa ser reduzido, resultando numa maior satisfação do paciente⁶.

Para Sabane, muitas pesquisas foram feitas sobre as forças mecânicas e o movimento dentário comparado com os seus efeitos na biologia celular⁶⁷.

O tratamento ortodôntico tem como objectivo melhorar a mastigação e obter uma oclusão correta dando conforto ao paciente e devolvendo-lhe um equilíbrio estético¹⁵.

Mas para Charlier¹⁸ e McNamara⁵⁰, a ortodontia funcional busca modificar o sistema de forças para induzir mudanças remodeladoras ósseas e dento-alveolares e, assim, obter movimentos dentários que conduzam a uma colocação dentária mais equilibrada.

2.1-Ortodontia fixa

A ortodontia fixa procura o desenvolvimento de uma filosofia de tratamento, onde um sistema de forças incida unicamente no problema da má oclusão, sem efeitos colaterais nas unidades vizinhas, com boa previsibilidade de resultados e mecânica individualizada para diferentes más oclusões¹³.

O aparelho fixo exerce forças suficientes para corrigir, diferentes tipos de mal oclusões, o mau posicionamento dentário, e outras estruturas crânio faciais sendo provado por vários estudos, que o aparelho fixo pode ter efeitos ortodônticos e ortopédicos⁵⁰.

Os aparelhos ortodônticos por sua vez, podem dividir-se como aparelhos fixos, removíveis e funcionais⁵⁰. O uso da ortodontia fixa é necessária quer na correção de casos simples, quer nos mais complexos envolvendo movimentos de maior amplitude³⁰. O aparelho fixo é constituído por inúmeros elementos que têm como objectivo de promover força sobre os dentes para a realização de vários movimentos dentários³⁰.

Na figura 1 mostra-se em esquema um exemplo de aparelho ortodôntico com indicação dos vários elementos que o constituem.

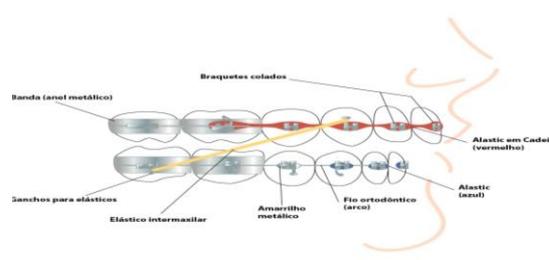


Figura 1: Constituição dos vários elementos que contribuem para a movimentação dentária no aparelho fixo.

Fonte :

2.2- Brackets

A técnica utilizada por Edgewise³ e a técnica de Begg³, independente da abordagem utilizada, o clínico poderia movimentar os dentes em todos os três planos do espaço, mediante a confecção de dobras nos torques, alças, molas, *in-set*, *off-set*, e modificando a posição dos *brackets* no ato da soldagem ou colagem do acessório ao dente. Com base na prescrição de Andrews, o seu plano era de compreender que uma recta que passa pelos pontos centrais do EVCC (eixo vertical da coroa clínica) de cada elemento dentário, ligando todos num plano. Deste modo pode realizar-se, durante o tratamento, a aplicação do conceito de arco reto, ou seja, sem que exista a incorporação de dobras no arco⁶⁴.

Essas dimensões que representavam as posições dentárias individuais, foram usadas para fabricar *brackets* para cada dente. Cada *bracket*, foi posicionado precisamente no ponto médio do eixo facial e alinhado com este, tornando-se num aparelho Straight Wire⁴.

Na figura 2 mostra-se em esquema as linhas de referência utilizadas para determinar as variações de angulação e torque.

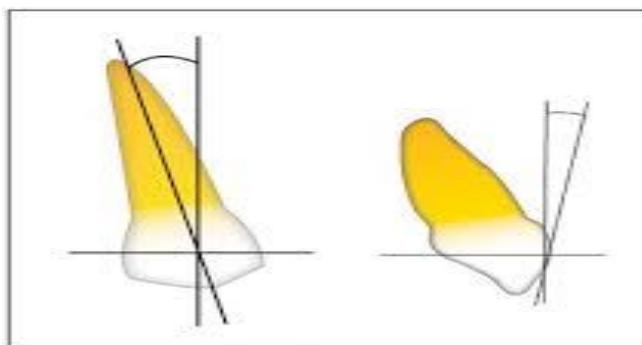


Figura 2: Linhas de referência usadas para determinarem variações de angulação e torque

Fonte: www.Scielo.br

A junção de várias peças metálicas como os *brackets*, tubos, canaletes ou bandas e com a passagem do arco geralmente utilizado pelo fio de Nitinol, vai ser produzida uma força para induzir o movimento dos dentes, que com essa junção vai formar uma configuração básica do aparelho fixo⁴¹. Os *brackets* são atualmente fabricados com os seguintes materiais metálicos, autoligadas, cerâmicas, polímeros, plásticos e outros tipos⁴¹.

Depois da invenção do aparelho fixo em 1925, por Edward Hartley Angle, existem atualmente várias técnicas ortodônticas tais como: arco continua, com o arco segmentado, a de Viazis, a de Ricketts, os autoligados (Damon, Speed System), seguindo o princípio de Angle³⁵.

2.3- Biomecânica do movimento dentário

A aplicação de uma ação mecânica sobre o dente vai desencadear a sua movimentação. A fase inicial ocorre imediatamente após a aplicação da força ao dente, e geralmente decorre entre vinte e quatro horas a dois dias¹⁴.

O movimento dentário é promovido pela aplicação de forças geradas por vários tipos de aparelhos ortodônticos que são concebidos com essa função, como por exemplo, os retentores removíveis, protetores de cabeça e os aparelhos fixos⁴⁴. Através do uso comum do aparelho fixo, onde os suportes auxiliares ortodônticos são colocados á coroa do dente, que é depois ligado por intermédio do uso do arco quadrado ou redondo. Ao prender a mola sobre o arco, começa o efeito de aplicação de forças na coroa do dente que são transmitidas ao osso alveolar através do ligamento periodontal¹⁷.

Angelis²¹ e Graber²⁸, relataram que as tensões geradas no ligamento periodontal com diferentes distribuições espaciais dão início ao movimento dentário através de mecanismos de reabsorção e aposição óssea.

Proffit relatou que o movimento do dente é provocado mais pela duração da força do que pela sua intensidade⁵⁸. Os dois elementos de controlo do movimento dentário ortodôntico são a eletricidade biológica ou piezoelectricidade e pressão-tensão sobre o ligamento periodontal que afeta o fluxo sanguíneo.

Os estudos feitos por Burstone afirmaram que nos dentes uni-radiculares, o centro de resistência se encontra entre o terço oclusal e o terço médio da raiz, enquanto nos multirradiculares estaria 1 a 2 mm apical da região de bi ou trifurcação¹⁰.

Em 1970 Nagelis defende que em ortodontia se utiliza um sistema de forças sobre a coroa no dente, a fim de o deslocar pelo que a resultante das forças deverá produzir o momento necessário para fornecer o movimento que se deseja²¹.

As forças ortodônticas aplicadas aos dentes geram complexos padrões de carga mecânica, compreendendo as deformações compreensivas, de tração e de corte que por sua vez, provocam respostas biológicas diversas e complexas nos tecidos periodontais que circundam imediatamente os dentes carregados²⁵. Estes tecidos são induzidos mecanicamente por um número de variáveis incluindo, o tipo de forças (contínuas, interrompidas e intermédia), a magnitude, a direção, a localização e frequência de carga que são aplicadas, assim como as formas, números comprimentos, localização e angulações dos dentes carregados

mecanicamente e as propriedades mecânicas do material no ligamento periodontal e do osso alveolar^{16,30,25,77}.

O movimento dentário está basicamente condicionado a dois tipos de movimentos: o movimento fisiológico, que ocorre durante toda vida e o movimento induzido, quando as suas posições são movidas por intermédio de forças ortodônticas aplicadas sobre a sua coroa⁵².

2.4-Movimento dentário ortodôntico

Cardapoli et al, defendem que movimento ortodôntico cria alterações a nível clínico, celular e molecular no osso alveolar¹⁷. Segundo Maló, Cabrita e Rafael em 2014 definem que o movimento ortodôntico é um processo inflamatório iatrogénico que cria lesões das quais o organismo recupera com facilidade, se as forças aplicadas estiverem dentro dos limites terapêuticos²⁰. O movimento gerado por uma força ortodôntica é produto da atividade celular que ocorre, tanto a nível do compartimento ósseo, com reabsorção óssea do lado de pressão e aposição óssea do lado de tensão, como a nível do compartimento de tecido conjuntivo, com remodelação e reparação do ligamento periodontal (LP)²⁰.

Portanto, está relacionado aos processos fisiológicos da atividade celular, tanto no tecido conjuntivo mole quanto nos compartimentos ósseos alveolares¹⁷.

A movimentação dentária é resultante de uma força pouco intensa aplicada de forma lenta e gradual, enquanto aquela que é gerada pela aplicação de forças intensas é abruptamente iniciada e finalizada, coincidindo com o colapso do osso necrosado^{71,72}.

2.5- Fios ortodônticos

No princípio da década de 1930, a liga de ouro (tipo IV) foi a mais utilizada para a confecção de acessórios ortodônticos. Essas ligas de ouro tinham como vantagens, o permitirem ser tratadas termicamente, de forma a alterar a sua rigidez em cerca de 30% e possuir excelente resistência á corrosão³⁷.

Mas, começou a utilizar as ligas de Níquel-Prata para construir acessórios ortodônticos. Por sua vez em seguida essas mesmas ligas foram substituídas por outras em seguida⁶⁰.

Com a chegada dos fios de aço inoxidável, á prática ortodôntica em 1929, pela empresa americana Renfert Company que vendia essas ligas, produzidas pela empresa Alemã Krupp¹. Norris Taylor e George Paffenbarger defendiam em 1931 no congresso da Associação Americana de Oftalmologia (AAO), que o ouro possuía maior resiliência e menor

possibilidade de rompimento sob tensão⁸. No entanto, o fundador da empresa Rocky Mountain e Archie Brusse, em 1933 sugeriram o primeiro sistema de aplicação clínica do aço inoxidável em Ortodontia, durante o encontro da sociedade Americana, na cidade de Oklahoma⁶⁰. Foram os fatores económicos que influenciaram, em todo o mundo, esta aceitação do aço em relação ao ouro³⁷.

Os aparelhos ortodônticos, fixos ou metálicos, consistem em componentes metálicos, cerâmicos e poliméricos e são considerados não citotóxicos, na maioria das condições⁴⁹. No entanto, uma alteração de suas propriedades biológicas pode ocorrer durante o uso clínico e podem ocorrer efeitos adversos, incluindo a libertação de elementos constituintes (iões de liga e monómeros, degradação por produtos e aditivos de polímeros)³⁷.

Geralmente nos aparelhos ortodônticos fixos, são os fios que fazem a função de reter, de forma passiva ou ativa, o aparelho sobre o dente, dando movimento quando os dispositivos auxiliares ativos como exemplo (molas de torque), são adicionadas como complemento no arco⁸⁴.

Uma das ligas usadas para fazer a mola de torque anterior (de Warren), utilizada para o estudo da mola referida no trabalho, sobre a força da mesma é produzida pela ELGILOY[®] GREEN e sendo representada pela marca da RMO[®] (Rocky Mountain Orthodontics)⁵⁹.

Este fio da marca Elgiloy[®] é produzido com a liga Premium com base de Cobalto e a seguinte composição (40% Cobalto, 20% Cromo, 15% de Níquel, 15,8% de Ferro, 7% de Molibidênio, 2% de Manganês, 0,16% de carbono, e 0,04% de Berílio) e para identificar os quatro tipos de tratamentos térmicos foram diferenciadas por diferentes cores²².

O Green-Elgiloy tem como característica de ser uma liga Premium, com base de Cobalto, é semi-resiliente e pode ser manipulado com alicate e com os dedos mesmo após o tratamento clínico⁶⁷.

As propriedades físicas e mecânicas para o uso ortodôntico das ligas Elgiloy[®] são necessárias ter conhecimento que facilite a aplicação clínica.

2.5.1- Propriedades físicas da liga de ELGILOY ®GREEN⁷⁰:

- Semi-resiliente;
- Flexíveis Tratamento térmico: 011 0,279MM
- Resistente.

Na figura 3 mostra-se quatro conjuntos de arames de Elgiloy® em fabricados liga base de Cobalto comercializados pela empresa com diferentes tratamentos térmicos.



Figura 3: Elgiloy liga a base de Cobalto, demonstração dos diferentes tratamentos térmicos. A vareta verde-Geen Elgiloy.

Fonte: (nfortho.com.br)

2.6 Especificações

Os fios ortodônticos devem oferecer características mecânicas que permitam levar o dente a realizar a sua movimentação. Com o uso de elevadas cargas mecânicas, podem desenvolver-se áreas de hialinização na área do ligamento periodontal²³.

Quanto maior for a força exercida pelo dispositivo ortodôntico sobre o dente, menor são as possibilidades de haver uma rápida absorção. Quer isso dizer que os dentes com forças exageradas acabam por sofrer um movimento dentário mais lento, dando lugar a redução do fluxo sanguíneo, minimizando a quantidade de células responsáveis pela reabsorção da parede cortical alveolar e a movimentação dentária³⁰.

Para melhor entender os fenômenos induzidos nos tecidos deve dizer-se que a movimentação ortodôntica recomendada a nível fisiológica ocorre quando é aplicada a força adequada, que leva a diminuição de danos a nível tecidual ou gengival e menor desconforto ao paciente, permitindo assim aplicação de força baixa intensidade ou forças leves²³.

A biocompatibilidade é também muito importante nos fios ortodônticos, devido o contacto direto com a mucosa bucal por longos períodos de tempo, que deverão permanecer sem a

libertação de iões e sem gerar reações alérgicas. Isso quer dizer que o fio deve apresentar biocompatibilidade com os tecidos bucais²⁶.

Os fios de aço inoxidável são altamente resistentes á oxidação devido ao seu teor alto de Cromo por exemplo o fio de aço inoxidável típico é composto de 18% de Cromo, 8%de Níquel (assim sendo o aço usado nesse fio é referido como aço-inoxidável18-8).^{15, 38}

A percentagem existente de Cromo e Níquel dão o nome de aço 18-8⁵⁸. A composição do aço inoxidável utilizado na Ortodontia é de 18% de Cromo, 8%, de Níquel, 0,08 a 0,15% de Carbono, e a maioria de Ferro⁶².

Na tabela 1 apresentam-se quatro tipos de ligas utilizadas e algumas das suas respetivas propriedades mecânicas.

E (x 10⁶ psi)	Tipo de liga	Rigidez relativa ao aço
Aço inoxidável	29	1.00
Elgiloy	28	0,97
Beta-titânio	10,5	0,36
M-NiTi (Nitinol)	4,8	0,17

Tabela 1: comparação do módulo de elasticidade (E) entre algumas ligas metálicas para fios de mesmo diâmetro. Valores expressos por polegada quadrada (psi) e comparada á rigidez do aço inoxidável. Como o aço apresenta maior rigidez, as demais exibem fracionados

Fonte: (www.ortodontiacontemporanea-academia.com)

De igual modo é apresentado na tabela 2 as características, aplicações recomendadas e principais limitações da utilização da liga de Cromo-Cobalto que surgiram na década de 1960, designada por Elgiloy® nos Estados Unidos e produzida pela Rocky Mountain Co⁵⁶ e Denver, CO³⁹.

Tipo de liga	Características	Aplicações	Limitações
Cromo-Cobalto (CrCo)	<p>-Esta liga Elgiloy apresenta propriedades do aço, mas com maior formabilidade.</p> <p>-É fabricado por 4 tâmporas de diferentes cores com variações na formabilidade de modo que o clínico possa escolher a mais adequada para o seu uso sua prática clínica elegendo entre amarela (dúctil),verde (semi-resilente) e vermelha (resiliente) e azul (representa a mais maleável)</p>	<p>Conformação de dobras e helicóides, principalmente em fios retangulares, proporcionando maior controle do movimento dentário.</p>	<p>-Rigidez</p> <p>-Tratamento térmico feito de forma não controlada aumenta a rigidez, perda de propriedades, em comparação com a liga de aço que apresenta um pouco mais de atrito.</p>

Tabela 2: Liga de cromo-Cobalto produzida pela Elgiloy®

2.6.1 Propriedades mecânicas do fio ortodôntico

Os fios ortodônticos particularmente são dependentes da ação dos fios ortodônticos conforme suas características estruturais e mecânicas¹¹. Isto quer dizer que os fios ortodônticos, transmitem as informações necessárias para atuar na modificação anatômica dentária pretendida segundo as características estruturais e mecânicas deste fio.

A fase mais importante do procedimento ortodôntico no caso após aplicação do aparelho fixo é o alinhamento e nivelamento⁶⁰. Os autores são unânimes em reconhecer que as forças leves e contínuas são desejáveis para produzir movimento dentário eficiente, controlado e fisiológico^{40,51}.

Ao distinguir o fio, segundo as suas qualidades, deve apresentar como grandes referências as propriedades mecânicas segundo o esquema que se mostra na figura 4:

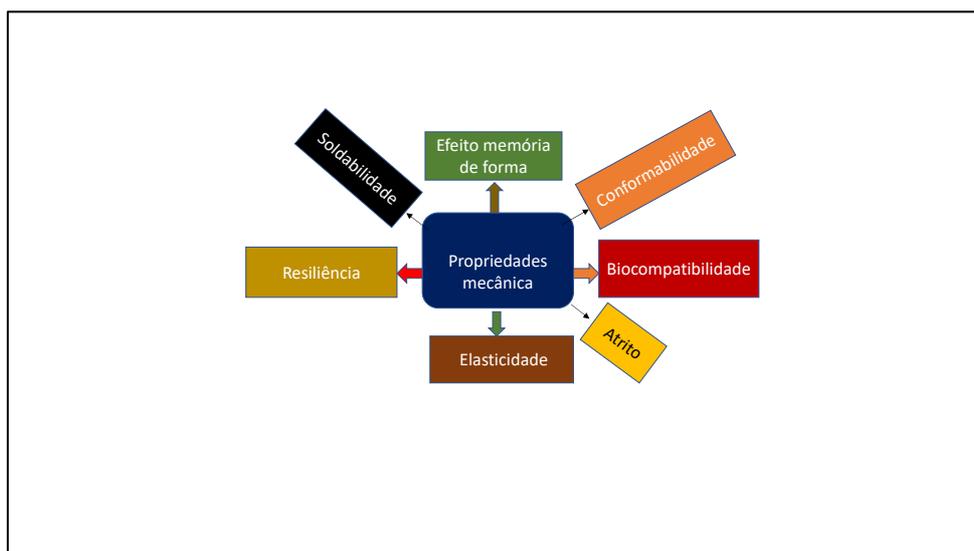


Figura 4: Esquematização das propriedades das propriedades mecânicas do fio ortodôntico.

Com relação a resiliência, o fio terá a capacidade de armazenar energia quando deformado elasticamente e de liberá-la quando descarregado. Portanto sendo resiliente, tem a capacidade de resistir a tensão sem que haja deformação permanente do material, neste caso o alongamento recupera quando não houver mais aplicação de forças. Quanto a biocompatibilidade, ocorre quando o organismo não manifesta nenhuma reação de hipersensibilidade ao material a nível da mucosa oral⁵².

Relativamente ao efeito memória de forma, nome que é dado para caracterizar a característica do fio retornar a sua forma inicial. As ligas de Níquel-Titânio são as únicas que apresentam essas propriedades de efeito de memória de forma⁵¹.

A soldabilidade é a capacidade de o material receber ajuste ou alteração do seu formato através da soldagem ou soldadura, operação que visa a união ou fixação de dois ou mais materiais auxiliares assegurando a junção contínua das propriedades físicas e químicas⁴⁰.

A deformabilidade é a capacidade dos fios aceitarem os formatos das dobras desejáveis. Ou seja, é a característica dos fios que lhes permite serem dobrados em configurações desejáveis como loops, coils e “stops” sem fraturar⁴⁰.

A medida de rigidez do material pode ser chamada de elasticidade, que é uma propriedade constante para cada liga metálica. O módulo de elasticidade é uma das propriedades características dos metais. Um alto limite elástico é desejável para impedir que forças mastigatórias aplicadas ao fio possam induzir a sua deformação plástica ou fratura por se atingir o limite elástico⁷⁵.

Na figura 5 mostra-se a curva tensão deformação de uma liga utilizada em ortodontia indicando os pontos característicos do seu comportamento mecânico.

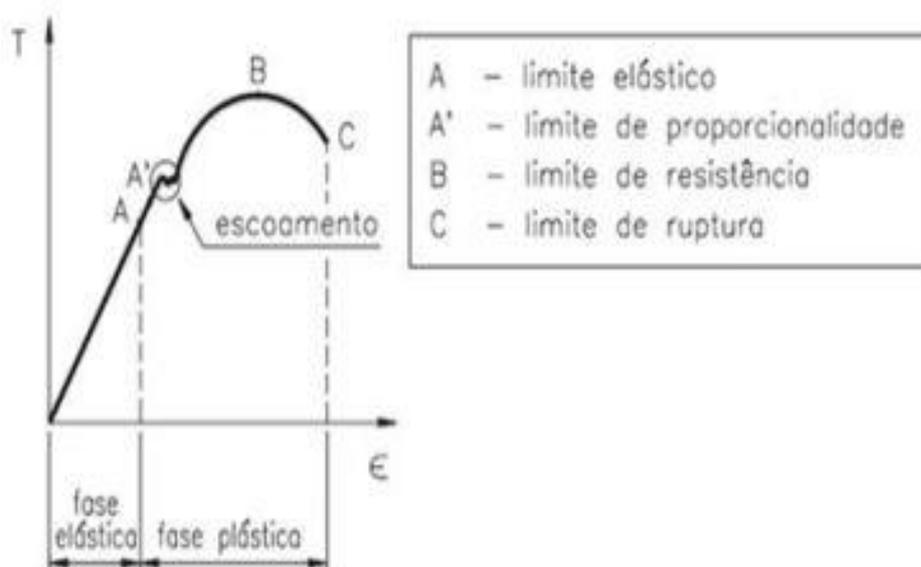


Figura 5: Limite elástico do fio Ortodôntico

De acordo com Contrim, durante muitos anos os ortodontistas contavam apenas com *brackets* para produzir movimentos dentários³⁶. Apesar dos dispositivos fabricados pelas diversas empresas serem constituídos por uma liga metálica similar, inúmeros processos de fabricação influenciam suas propriedades de fricção⁵¹.

O aço inoxidável e a liga cromo-cobalto (Elgiloy; Rocky Mountain Co) foram distinguidos como metais preciosos, por possuírem resistência e elasticidade consideravelmente maiores, resistência a corrosão comparável a menor custo, pelo que as propriedades únicas da Elgiloy® e do aço inoxidável fizeram deles um material de referência nos últimos 70 anos⁷¹.

O fio de aço inoxidável deve ser usado pelo profissional conforme foi adquirido sem alteração do metal por tratamento térmico, quanto ao Elgiloy®, com o tratamento térmico aumenta a sua resistência, sendo um fio com uma vantagem na sua baixa dureza que facilita a sua conformação⁵⁷.

No aparelho ortodôntico fixo, são utilizadas molas, sem qualquer tratamento térmico de alívio de tensões. No entanto o profissional pode fazer o tratamento térmico revenido que é o processo térmico que tem como objectivo alterar as propriedades do aço através de processos de aquecimento e arrefecimento em diferentes condições⁷⁴.

4. Molas ortodônticas

Em ortodontia fixa é muito comum o uso de acessórios auxiliares para facilitar o tratamento ortodôntico que está em curso, esses acessórios têm como uma grande vantagem a diminuição do tempo de tratamento e como desvantagem o facto da má utilização destes acessórios poder prejudicar o paciente de modo irreversível⁷⁸.

Os principais acessórios utilizados em ortodontia são¹¹:

- Elásticos: que podem variar em 3/16 Oz, 1/8 Oz, 5/16 Oz, 1/2 Oz, sendo intraoral (bimáxilar ou unimaxilar), extraoral (AEBs, mascarar faciais);
- Molas: Abertas e fechadas, mola de Steiner, mola de torque anterior de Warren;
- Ligaduras: elásticas individuais, elásticas em cadeia, elástica metálica individual, metálicas conjugadoras;
- Rotation wedge.

No tratamento ortodôntico fixo, na sua maioria, os movimentos são feitos através de molas, que são constituídas por três partes: braço, helicóide e cauda excepto a mola de torque anterior de Warren que é constituída simplesmente por helicóide e uma alça em forma espiral¹⁶.

Na figura 6 mostra-se esquematicamente as partes que constituem uma mola.

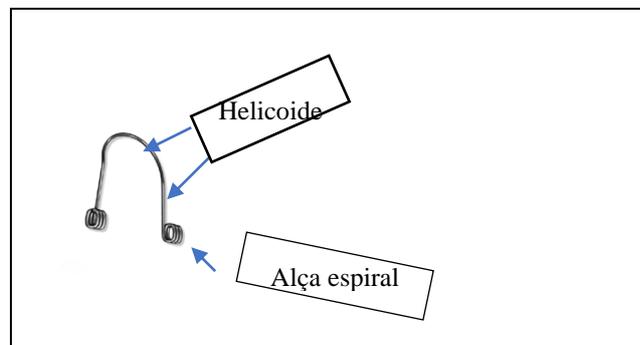


Figura 6: Divisão da mola de torque de Warren

Fonte: Autora (2019)

A mola de Warren tem como função auxiliar o posicionamento radicular, ligando a superfície vestibular dos dentes anteriores e fazendo o seu movimento radicular no sentido vestibulo-lingual, essa mola foi desenvolvida para dar torque num único dente, visto que existem outras técnicas de aplicação de força auxiliares que aplicam forças desde um á quatro dentes. Essa técnica funciona com as técnicas de Begg e Edgwise atualizado⁵⁷.

Na figura 7 mostra-se como é feita a colocação da mola de Warren num arco retangular.

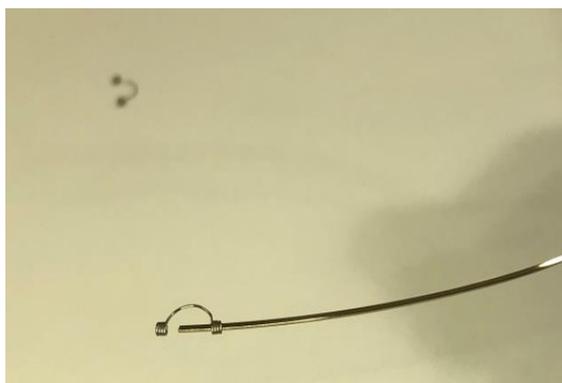


Figura 7: Mola de torque inserida no arco retangular

(Fonte: www.google.com)

As molas de Warren podem ter geometria ligeiramente diferentes e ser fabricadas em diferentes ligas tal como se pode ver na figura 8 onde se mostra outro tipo de mola de torque da marca Orthom®.



Figura 8: Outro tipo de mola de torque da marca Orthom, é uma mola de aço

Fonte: (www.dontomedsaojoao.com)

5.Torque

Desde os tempos primórdios da ortodontia fixa moderna, com o surgimento do aparelho Edgewise apresentado por Angle, passando pelas alterações feitas por Begg e Tweed até a individualização dos *brackets* para cada dente introduzida por Andrews nos anos 70 do século XX, que vários desenhos e modelos de *brackets* têm sido desenvolvidos⁵.

Na terminologia de Angle, as dobras de primeira ordem eram usadas para compensar as diferenças na espessura dos dentes, as dobras de segunda ordem para posicionar corretamente as raízes no sentido méso-distal e as dobras de terceira ordem (torque) para posicionar as raízes no sentido vestibulo-lingual⁶².

A partir de Andrews, os aparelhos modernos passaram a ser utilizados para cada dente com o objectivo de minimizar o número de dobras nos arcos necessários para produzir um alinhamento ideal dos dentes Strain-wire⁷⁵.

As vantagens de torque variável são as seguintes⁷⁹:

- Permitir que a fase de movimentação das raízes durante a colocação do arco retangular seja mais rápida;
- Manutenção do torque anterior durante a mecânica de maior movimentação evitando traumas e rotações dentárias;
- Torques seletivos para cada dente;
- Manutenção do torque posterior durante a expansão do maxilar e adaptação óssea.
- Minimização dos movimentos indesejáveis e individualização em relação as diferentes mecânicas (elásticos, propulsores) duplicando a inclinação do torque em diferentes arcos, bem como nos arcos de terminação;
- Otimização do tempo atingindo-se mais rapidamente os objetivos do tratamento.

Para ser feita a seleção sobre a indicação do torque diferenciado, implica três fatores principais como o tipo de má-oclusão, a posição dentária e a mecânica da ortodontia.

A seleção consiste numa ampla oferta de torques e angulações de acordo com cada caso: alto torque, torque padrão ou baixo torque⁸⁵.

O torque é considerado “positivo” quando a coroa está em uma posição avançada da linha e a raiz está na posição avançada para trás: na situação oposta há o torque negativo⁶. Na avaliação clínica é feito um traçado em uma linha perpendicular á margem dentária e passando pela facial axial Crown (FAC) do dente⁴⁵.

Em ortodontia, o torque apresenta diferentes definições sobre o ponto de vista clínico, é a terceira chave da oclusão descrita por Andrews como inclinação da coroa antero- posterior dos dentes frontais e travessia nos dentes posteriores⁴³, quanto a nível da biomecânica o torque é representado pela torção do arco retangular no slot do *bracket* ⁶³.

A escolha da liga é extremamente importante para evidenciar o torque pois é a rigidez do material que determina a leitura completa da informação do *bracket*, de facto, nos mesmos valores, as espessuras das ligas NiTi e TMA apresentaram uma expressão de torque menor que a liga de aço inoxidável ⁴². Isso quer dizer que o aço com relação ao NiTi e TMA é uma das ligas mais apropriada para dar o torque com maior expressão.

A força aplicada no centro da coroa clínica é orientada através da força determinada pelo torque. O posicionamento do *bracket* pode ser afetado pela morfologia dentária: uma divergência entre o eixo longitudinal da coroa e da raiz poderia alterar o mesmo *bracket*²⁰.

Para ser feita a seleção sobre a indicação do torque diferenciado, implica três fatores principais como o tipo de má-oclusão, a posição dentária e a mecânica ortodôntica. A seleção consiste numa ampla oferta de torques e angulações de acordo com cada caso: alto torque, torque padrão ou baixo torque⁸⁰ como se pode ver na figura 9.



Figura 9: Torques diferenciados

Para corrigir a Classe II o tratamento é feito com a utilização de aparelhos auxiliares utilização de elásticos intermaxilares, e é indicado o alto torque nos incisivos superiores para sua retro inclinação e baixo torque nos incisivos inferiores para protrusão dos incisivos inferiores, mais indicado para pacientes com avanço mandibular para evitar vestibulo versão coronária geradas por forças mesiais do mesmo⁷⁵.

5.1 Torque individual com mola de Warren em dentes anteriores

A mecânica do aparelho fixo perante a mola de torque individual é de libertar as forças que se encontram alojadas no arco do aparelho ortodôntico fixo, permitindo em seguida a movimentação dentária⁶⁵.

Por mais sofisticados que sejam os detalhes que envolvam a fabricação das peças mecânicas, não têm características intrínsecas direcionais, pelo que há sempre a necessidade de um operador ou o ortodontista, que impõe a intensidade das forças e determina o sentido das mesmas³³. Com o desenvolvimento tecnológico, de trabalhos publicados e das recomendações dos autores, a experiência clínica tem demonstrado que posicionar acessórios na altura correta não é tarefa fácil⁷³.

Germane, Bentley e Isaacson, sugeriram três variáveis capazes de modificar a inclinação vestibulo-lingual dos dentes a partir da utilização dos acessórios das técnicas pré-ajustadas²⁷:

1. Grande variação no contorno da face vestibular;
2. Diferentes posicionamentos de acessórios no sentido vertical;
3. A orientação do longo eixo da coroa em relação da raiz.

Os autores McLaughlin e Bennett citaram que existem diferentes maneiras pelas quais as posições dos acessórios podem desviar-se da posição ideal⁴⁹:

1. Erros horizontais levando a rotação;
2. Erros axiais ou de paralelismo, resultando em angulações incorretas;
3. Erros de espessura, com adição de mais ou menos material na interface dente-base do acessório;
4. Erros verticais, levando á intrusão ou extrusão, alterações no torque e na posição vestibulo-lingual.

6. Força Ortodôntica

O estudo da função dentária, em seu sentido mais amplo, envolve fenômenos bio elásticos e considerações das forças, e de compressão e também de tração, que excedem, em duração a magnitude, e o limite bio elástico para induzir a transformação bioplástica ou exceder a resistência do material biológico, com reação bio disruptiva do tecido¹². Mas as estruturas de suporte dentário do osso e dos tecidos conjuntivos fornecem não apenas os fundamentos bio elásticos, mas também as bioplásticas sobre o funcionamento da dentição¹².

A forma mais efetiva de estabelecimento de ancoragem depende do controle da área de superfície do osso disponível para a reabsorção, que pode ser conseguido de varias formas como por exemplo, o uso do *tip-back* na técnica de Tweed, ou torque de molas na técnica de Begg, ambos usam o mesmo princípio, mas provavelmente num contacto mais constante da raiz/osso a pressão é alcançada segundo a utilização de molas²³.

No conhecimento ortodôntico existem dois tipos de forças contínuas e intermitente sendo que a força obtida pelos aparelhos fixos são contínuas, que com uso de acessórios ortodônticos como molas e elásticos, que emitem ação por um período e com uma magnitude relativamente constante¹⁶.

Atualmente é possível medir com precisão as forças libertadas pelos fios fabricados com as novas ligas, possibilitando um melhor entendimento das suas propriedades metalográficas e

mecânicas e a quantidade de forças libertada durante o nivelamento e alinhamento²⁴. A importância da força leve e contínua para obter movimento dentário controlado é bem conhecida na ortodontia e com a criação de fios super elásticos ou pseudo-elásticos de Níquel- Titânio que são capazes de libertar forças constantes por um período de tempo maior com relação ao fio de aço inoxidável²⁶.

6.1 Magnitude da força

A relação entre a magnitude da força aplicada e a taxa de movimento dentário constitui um tema crucial e também bastante controverso na terapia ortodôntica⁷⁰.

Quinn Yoshikawa em 1985 verificaram quatro hipóteses que descrevem a relação entre a taxa de movimentação dentária e a magnitude da força aplicada e na sua primeira teoria descreveu que um limiar de força, ultrapassado resultaria numa taxa fixa de movimento dentário; já na segunda teoria a taxa de movimento dentário aumentaria linearmente com a quantidade de força aplicada por unidade de área do ligamento periodontal⁵⁹. Para melhor entender o metabolismo do ligamento periodontal e remodelação óssea que iria resultar em uma taxa maior com a força aplicada através do aumento da magnitude; A terceira teoria explica que a taxa da movimentação dentário aumentaria gradativamente com aplicação da força até um determinado ponto e a taxa de movimentação diminuiria a medida que o nível de força continuasse a subir; a última teoria descreve que a taxa de movimento dentário aumentaria linearmente com a força aplicada não resultaria num maior deslocamento do elemento dentário⁵⁹.

Segundo o autor, dentre todas as hipóteses apresentadas, a mais realista é aquela que afirma que a relação entre a taxa de movimentação dentária e a magnitude de pressão no ligamento periodontal (força por unidade de área) é linear até um ponto, mas além desse valor, qualquer aumento da força aplicada não representa um aumento concomitante no movimento dental⁷⁰.

Alexander em 1996, afirmou que existe uma alta prevalência de reabsorção radicular dos dentes anteriores durante a mecânica de retração². Os dentes mais suscetíveis a reabsorção radicular externa, provavelmente devido aos seus ápices radiculares delgados e ao fato de serem geralmente movimentado em maior grau durante a terapia ortodôntica^{31,42,68}.

Na tabela 3 indicam-se os valores em g da magnitude de forças ótimas para movimento de cada grupo dentário.

Dentes	Raízes curtas (g)	Raízes medias (g)	Raízes longas (g)
Incisivos Mand	50-55	55-65	65-70
Canino Mand	85-95	95-110	110-130
Pré-molares mand	70-80	80-90	90-100
Primeiros molares sup	280-300	300-320	320-360
Incisivo sup	65-75	75-85	85-95
Incisivos laterais sup	60-65	65-70	70-80
Caninos superiores	105-115	115-130	130-170
Pré-molares unirradiculares	85-100	100-115	115-135
Pré-molares multirradiculares	100-110	120-130	130-140
Primeiros molares mandibulares	230-250	250-270	270-320

Tabela 3: Valores numéricos da magnitude de forças ótimas para o movimento de cada grupo dentário

Fonte: Autora (2019)

Jaraback, Fizzell em 1975 relataram que uma análise biológica quantitativa absoluta dos efeitos das forças ortodônticas é praticamente impossível, na tentativa da determinação de magnitude de força ótima, consideraram três guias clínicos: dor, a mobilidade dentária e o reflexo maxilar sendo menos subjetivo³⁴.

6.2 Sistemas de forças aplicadas

O conhecimento dos princípios biomecânicos da movimentação dentária é essencial para que o ortodontista execute um plano de tratamento individualizado. A localização do centro de resistência de um dente ou grupo de dentes, conhecidas por relação momento-força correta pode ser aplicada nos *brackets* para obter centros específicos de rotação ou movimento controlado¹⁹.

O efeito de mudanças no nível de aplicação de força com variações na relação momento - força na localização do centro de rotação estava relativamente de acordo com os resultados obtidos a partir de análises teóricas por Pryputniewicz¹² e Burstone⁹.

A medida que o nível de aplicação de força era elevado da posição do *bracket* em direção ao ápice, o centro de rotação movia-se a nível apical do centro de rotação da raiz²⁴. Quando a linha da força subia acima do nível do centro de resistência, o centro de rotação era coronal a coroa do dente em outras palavras, a direção da inclinação da coroa foi alterada de lingual para vestibular nesse nível⁷⁶.

Um tipo desejável de movimento dos incisivos para o tratamento das más oclusões Classe II divisão 1 é uma inclinação controlada, na qual um incisivo contorna o ápice radicular como eixo de rotação durante a retração⁷⁶.

Na tabela 4 mostra-se a comparação da variação de forças aplicadas entre o centro de rotação e no ápice do dente.

Centro de rotação	No ápice
Torque	Suave
Força	Leve
Tipo de aparelho mais indicado	Fixo com fio retangular

Tabela 4: Comparação da variação de forças aplicadas entre o centro de rotação e no ápice do dente.

Fonte: Autora (2019)

A posição aproximada do C_{res} de dentes unirradulares maxilares esta situada aproximadamente 1/3 da distância da crista alveolar ao ápice^{76,19}. A aplicação de uma força distante do C_{res} de um dente faz com que esse dente sofra uma rotação sendo esta ação caracterizada pelo torque ou momento⁴⁴.

7. Biomecânica da mola de torque de Warren em dentes anteriores

De modo geral, os médicos dentistas, desenvolveram alguns conhecimentos básicos de ortodontia para aplicação formal do ensino Biomecânico.

A invenção dessa mola tem como finalidade a movimentação dentário vestibulo lingual, aplicada através de um arco contínuo. Mas com o conhecimento do diagrama de forças é extremamente importante, para ser feito o correto funcionamento do uso de qualquer tipo de dispositivo ortodôntico⁶⁵.

As vantagens que estão em destaque nesse tipo de mola de torque são referidas pelo seguinte, segundo Martins⁴³:

- 1- Produzir um torque de intensidade mais leve e de regime mais contínuo do que o gerado por um fio retangular mais espesso torcido e inserido dentro de um *bracket* ou tubo, através da deflexão da mola ser mais baixa do que a proporção torque-torção vestibulo-lingual de um fio retangular utilizado para a aplicação de um torque (VL) convencional;
- 2- Facilita a inserção do arco ortodôntico, já que a mola pode e deve ser utilizada em um fio de menor calibre e que é mais facilmente inserido nas canaletas;
- 3- É menos desconfortável para o paciente, pelo menos no momento da inserção do arco, do que uma torção convencional aplicada a um fio espesso e retangular.

A grande desvantagem é quando o profissional, não tem conhecimento do funcionamento da prática dessa mola.

7.1 Utilização clínica da mola de torque de Warren em dentes anteriores

Esta mola deve ser compreendida de forma correta para ter o melhor resultado após ser feito o tratamento⁴⁴:

- 1º - Deve estar fixa ao fio ortodôntico;
- 2º - A mola deve ficar estabilizada a nível do arco sem que haja rotação ao redor do arco, logo após ser feita a sua inserção, passando a ser ativa ao invés de passiva;
- 3º Utilizar os fios que favoreçam uma boa folga entre a canaletas e o fio;
- 4º- Após o ponto de contacto, ela irá fazer produzir a força ao dente durante a inserção ao arco ortodôntico.

Os efeitos clínicos da mola de Warren não foram ainda amplamente estudados, sendo que ainda existem controversas quanto ao efeito ortodôntico e ortopédico desta mola, quanto a

força a ser aplicada por cada mola. De modo a saber, como é distribuída ou qual é o impacto desta força aplicada sobre as estruturas dento – alveolares⁴⁴.

7.2 Objectivo da mola

Inclinar o dente para lingual (L) ou vestibular (V) com sentido de torção oposta para vestibular e lingual e respectivamente⁸⁵.

A mola de Warren é uma mola, que é ativada sobre o aparelho fixo, que está indicada para corrigir a má oclusão dentária no sentido vestibular ou lingual que pode ser usado em casos que queremos dar torque em um único dente, que esteja desproporcional, a posição do dente vizinho, aumentando o diâmetro da arcada na dentição definitiva, nas classe II e classes I⁴⁶.

Consoante o emprego das novas tecnologias, este estudo irá determinar a medição das forças obtidas pela mola de torque de Warren.

CAPÍTULO III- OBJECTIVOS

III-Objetivos Gerais

O objetivo deste estudo, é verificar qual a posição da mola de torque de Warren em relação a sua colocação na incisal ou cervical que origina mais força de torque vestibular ou lingual .

CAPÍTULO IV- MATERIAIS E MÉTODOS

4 - Material e método

4.1- Material

Para a realização dos ensaios experimentais planeados no âmbito deste trabalho foram utilizados os seguintes dispositivos:

1. Quatro molas de torque anterior de Warren, 0,11-0,279mm Elgiloy[®] Green com diferentes tamanhos:0,16x0,22; 0,17x 0,25; 0,18x0,25;0,19x 0,25;
2. Quatro arcos ortodônticos de aço, da marca Orthom[®], 0,16x0,22; 0,17x0,25;0,18x0,25; 0,19x0,25;
3. Balança da marca Worten[®]; da serie B6182; Max 3kg; d=1g;
4. Paquímetro;
5. Máquina fotográfica Canon;
6. Computador com o programa SPSS.

4.2- Método

Para a realização deste estudo foi utilizado o método experimental com o objectivo de avaliar as forças geradas pelos dispositivos ortodônticos.

Os ensaios foram realizados num dispositivo com uma célula de carga concebido propositadamente para simular a utilização e medir as forças geradas pela mola de Warren.

Foram realizados neste estudo testes em molas de torque ortodônticas. Estas foram instaladas num dispositivo desenvolvido pelo Departamento de Engenharia Mecânica da Faculdade de Engenharia do Porto, utilizando como célula de carga uma balança da marca Worten[®] (B6182), com capacidade máxima 3kg; e resolução de +1g.

Na Figura 10 pode observar-se o mecanismo que foi preparado para a realização das medições de força. Trata-se de uma estrutura rígida constituída por um mecanismo para criar movimento linear. O movimento linear é criado por um varão roscado (parafuso) que desloca uma mesa guiada por dois veios cilíndricos paralelos. Deste modo é possível por acionamento de uma manivela visível no lado direito na figura 10, provoca um deslocamento linear de forma controlada. O deslocamento linear do suporte da mola em

relação a balança (Worten® da serie B6182) permite medir a força ou o deslocamento de forma controlada. O deslocamento pode ser medido contando o número de voltas da manivela e multiplicando esse valor pelo passo do parafuso (o passo do parafuso corresponde ao deslocamento linear por cada rotação) enquanto a força é obtida pela balança que se encontra posicionada perpendicularmente ao eixo do parafuso.



Figura 10: Dispositivo desenvolvido pela faculdade de Engenharia para aplicar um deslocamento sobre a mola de forma controlada e medir a força realizada por estar sobre uma balança

Fonte: Laboratório da Faculdade de Engenharia (2019)

Na figura 11 mostra-se o arco com a mola de torque fixada no torno de suporte. A mola é colocada na posição requerida para a situação que se pretende simular, isto é, na posição para efetuar um torque vestibular ou lingual. O torno ao deslocar-se sobre a mesa de suporte, vai encostar a mola á superfície da balança que contem a célula de carga e permite medir a força.

A aplicação da carga da mola sobre a balança permite obter diretamente no monitor da balança a intensidade da força expressa em gramas.

Este dispositivo permite simular as situações de carga sobre a mola e a medição da força aplicada por esta.

Na figura 11 mostra-se o torno de suporte do arco onde se encontra instalada a mola em avaliação.

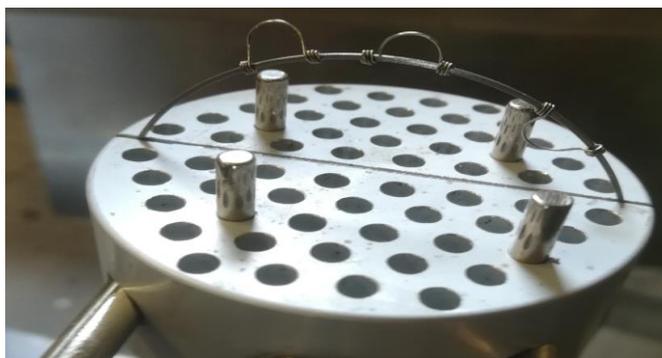


Figura 11: Torno de suporte para fixar o arco com a mola.

Fonte: Laboratório da Faculdade de Engenharia do Porto (2019)

Para a fixação da mola esta é previamente instalada no arco e este é montado no torno tal como se pode ver na figura 12.



Figura 12: Balança durante a medição da força gerada pela mola (Worten® da serie B6182)

Fonte: Laboratório da Faculdade de Engenharia do Porto (2019)

4.3-Medição das forças da mola de torque de Warren

4.3.1-Mola de torque anterior de Warren

Foram selecionadas para utilizar no ensaio, quatro tipos de molas com diâmetro do arame da mola de 011 0,279MM, da marca ELGILOY® GREEN para serem utilizados em arcos (0,16x0,22), (0,17x0,25), (0,18x0,25) e (0,19x0,25).

Na figura 13 mostra-se a mola de Warren instalada no arco para ser montada depois do torno de fixação.



Figura 13: Mola de torque anterior de Warren posicionada num arco ortodôntico de secção retangular.

Fonte: Faculdade de Engenharia (2019)

4.3.2- Fios

Para ser realizada a medição da força da mola no dispositivo experimental estas eram montadas de forma convencional num arco. Para estes testes foram eleitos os seguintes arcos retangulares (0,16x0,22); (0,17x0,25); (0,18x0,25); (0,19x0,25) de aço inoxidável da marca (Orthom).

Na figura 14 mostram-se os arcos utilizados nos ensaios experimentais.



Figura 14: Arcos utilizados no ensaio experimental (2019)

Para cada mola, foi feita a monitorização, medindo a força e a distância entre o ponto de contacto da mola com a balança, ponto de aplicação da força e medindo com o paquímetro a distância desse ponto ao eixo do arco, braço do momento. Para obter o valor do torque gerado pela mola é aplicada a seguinte fórmula: $T = F \times Br$, o que significa;

T= torque

F=força

Br= braço.

Depois de efetuadas várias medições para cada mola são registados os valores calculando a média da força da mola de torque de Warren achadas pelos resultados da balança e também com as análises estáticas feitas pelo programa SPSS, serão adaptados nas formulas para concluir com valor final dos achados da força, que a mola de torque estudada para fins desta investigação, que faz ao movimentar um único dente.

4.4- Metodologia

Neste trabalho, foi realizado um estudo descritivo e experimental.

Metodologia experimental envolveu a utilização de técnicas de mecânica experimental para caracterizar o comportamento mecânico de molas de torção.

1º A técnica para medir a força recorre á utilização da célula de carga de uma balança de pequeno porte graduada em gramas. Os valores de força são depois convertidos no torque aplicado pela mola.

Na figura 15 mostra-se uma fotografia do ponto de contacto da mola com prato da balança durante a realização da medição.



Figura 15: Teste de medição das molas na Balança.

Fonte: Laboratório da Faculdade de Engenharia (2019).

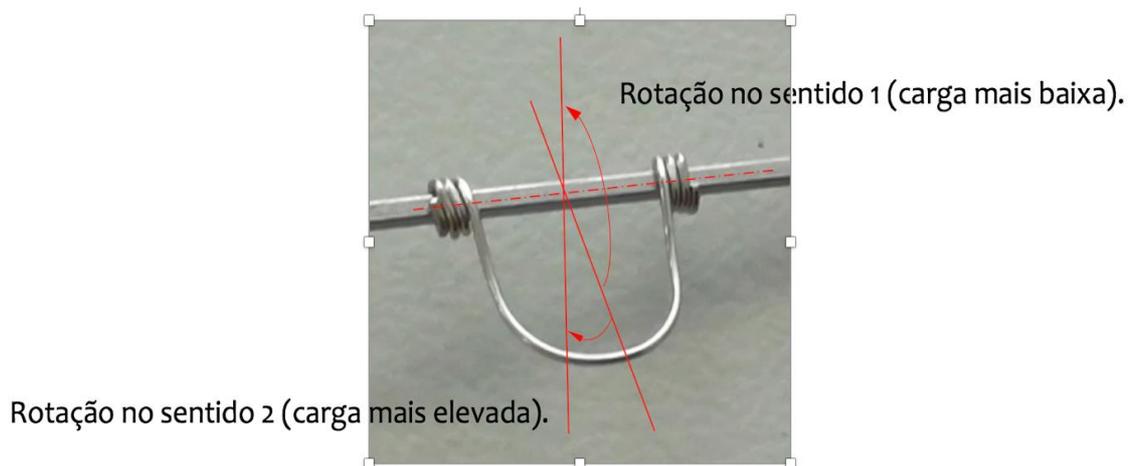


Figura 16: Diferenciação de carga na rotação da mola no sentido 1 vestibular (carga mais baixa) e no sentido 2 lingual (carga mais elevada).

Fonte: Laboratório da Faculdade de Engenharia (2019)

Como se pode verificar, as figuras 15 e 16 o ensaio permitiu conhecer o comportamento da mola para diferentes casos de carga, quando colocada na boca do paciente para o caso clínico selecionado.

Após ter realizado os ensaios da mola em diferentes sentidos, notou-se uma clara diferenciação de carga quando a mola faz rotação a 90º graus, assim instalada ao dente, no sentido vestibular (carga mais baixa) e no sentido lingual (carga mais alta).

Foi também realizado um controlo dimensional dos elementos ortodônticos ensaiados utilizando, um paquímetro digital. Este foi utilizado para medir a distância entre dois objetos simetricamente, verificar o diâmetro do arame e caracterizar a geometria do sistema de aplicação de carga.

Na figura 17 mostra-se uma das operações realizadas para obter a geometria da secção do arco.



Figura 17: Medição da secção de recta de um dos arcos utilizados no ensaio com o paquímetro digital

4.4.1-Protocolo do ensaio experimental com a mola de Warren

As molas de torque anterior de Warren foram confeccionadas em fio de Cromo -Cobalto Elgiloy® pela empresa Rock Montain (RMO®).

Estas molas são fornecidas com várias espessuras do fio ortodôntico que são distinguidas por um código de cor como está representado na figura 18, isto é, são atribuídas cores aos diferentes tamanhos segundo um código bem definido.

	0,16x0,22 Aço Elgiloy®Green
	0,17x0,25 Aço Elgiloy®Green
	0,18x0,25 Aço Elgiloy®Green
	0,19x0,25 Aço Elgiloy®Green

Tabela 5: tamanhos das molas utilizados no ensaio experimental distinguido por cores

Fonte: Autora (2019)

Tal como se mostra na tabela 5 as molas são confeccionadas enrolando o arame nas extremidades por forma a este dar quatro voltas ao arco onde vai ser colocada. Após o arame ser enrolado é deformado plasticamente por uma carga de compressão para o conformar ao arco, cuja secção é retangular, e assim evitar que rode quando lhe for aplicado o torque. Obtém-se assim uma mola de torção cuja força produzida varia em função do enrolamento das extremidades da mola sobre o arco onde se encontra montada. A imagem da figura 18 foi obtida no microscópio óptico do laboratório de materiais do departamento de engenharia mecânica da FEUP. Trata-se de um microscópio Olympus BX51 dotado de uma câmara de vídeo digital que permite registar imagens dos objetos colocados no seu campo de observação.

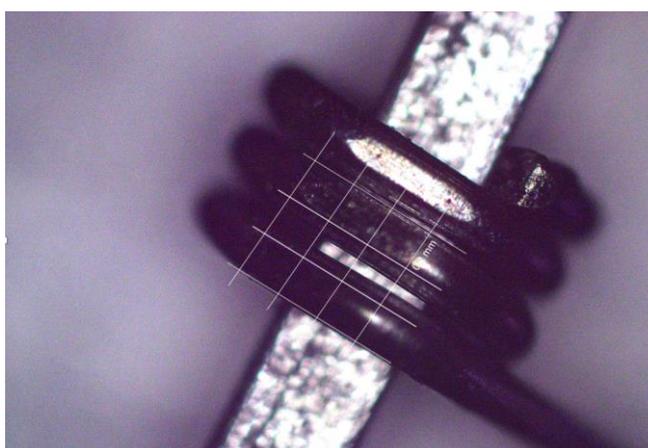


Figura 18: Espessura das espiras da mola de Warren de 0,2mm

Tal como se pode ver na figura 18 as espiras têm a forma retangular, preenchidas pelo arame, pelo que não é possível contar com a energia elástica associada a deformação das espiras como acontece normalmente nas molas de torção que se podem ver na figura 19.

Sendo assim, a força é gerada na sua maioria pela deformação do arame em U.

A)



B)



Double Torsion Spring



Double Torsion Spring

C)

Figura 19: Exemplos de mola com torção espiral: A- mola de torque, com espiras torcidas e preenchidas com arame retangular; C e D torção.

Na figura 20 mostra-se a geometria da mola onde é possível verificar que se trata de um arco semicircular com extremidades retas.

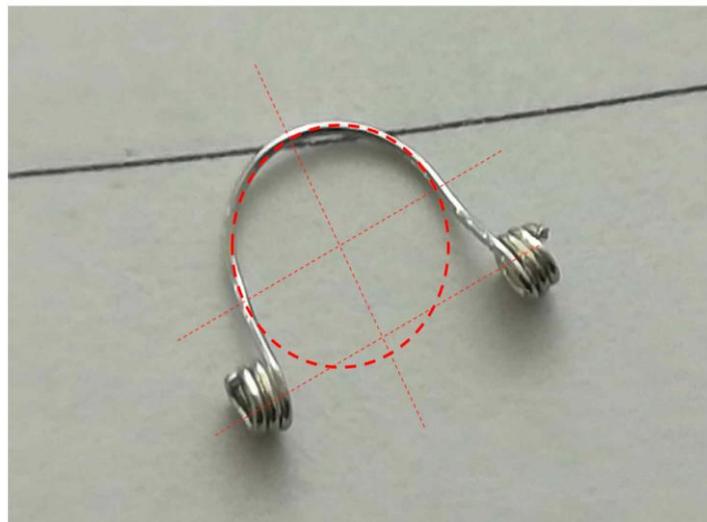


Figura 20: Estudo da geometria da mola

Quando a força atua, na mola conforme o esquema mostrado na figura 20 é promovida a sua rotação. Na mola de torção convencional a deformação das espiras provoca a variação do seu diâmetro e armazenar a energia de deformação. De igual modo nas molas de Warren

a aplicação da força implica uma diminuição do diâmetro das espiras, ou o seu aumento quando a força é aplicada em sentido contrário. Em ambos os casos deformação das espiras a sua deformação contribui para a força resistente.

Em comparação com a mola de Warren, desenhada com preenchimento do fio retangular como no desenho B, as espiras estão preenchidas pela barra de ortodontia, pelo que não poderão deforma-se. Assim sendo, o arame em U vai deformar e aplicar a força no dente.

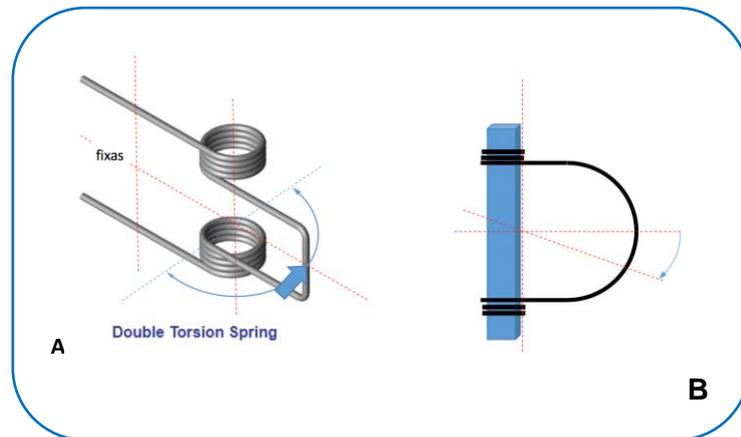


Figura 21: Estudo comparativo da força atuante e a rotação do diâmetro: A) exemplo da mola de torção (utilizada por exemplo na mola de estendal) com diminuição do diâmetro das espirais, que em sentido contrário haverá aumento; B) exemplo da não deformação das espirais, tendo a deformação no arame em U.

CAPÍTULO V- RESULTADOS

5.1- Resultados da Máquina na Balança manual Worten® B6182

Todas as medições foram realizadas impondo á extremidade da mola uma rotação de 90° em ambos os sentidos. Os resultados obtidos foram introduzidos no programa SPSS e obtidos os gráficos que se mostram nas figuras 22. A dificuldade em controlar com rigor o ângulo de deformação da mola (90°) induziu algumas oscilações nos valores de força máxima medidos.

Na figura 22 mostram-se os resultados dos ensaios realizados com quatro molas de torque de Warren que foram realizados com a força para vestibular e lingual. Para cada mola foram medições e tratados os valores registados no programa SPSS.

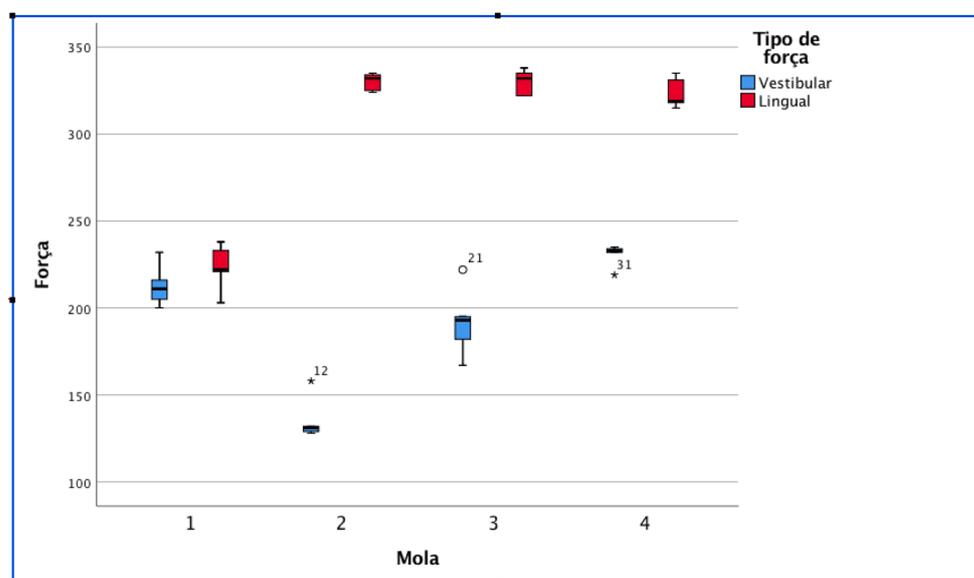


Figura 22: Ensaio de quatro molas de Warren nas direções de carga que correspondem á sua utilização para vestibular e para lingual.

A mola número 1 não evidenciou um notório comportamento diferenciado de acordo com o modo como a carga é aplicada pois a análise dos resultados não evidenciou diferenças estatisticamente significativas, mas os resultados das medições com as molas 2, 3, 4 mostraram uma força lingual significativamente superior a força vestibular. Na figura 23 mostra-se em detalhe os resultados obtidos com a mola1 em que se comparam os valores de força para vestibular e lingual. Como se pode constar no gráfico as diferenças são pouco significativas aparecendo valores de força muito semelhantes em ambas as direções. Deve referir-se que a mola 1 foi ensaiada diversas vezes durante os ensaios preliminares de ajuste do dispositivo de carga pelo que já evidenciava algumas alterações no seu comportamento resultantes de deformações.

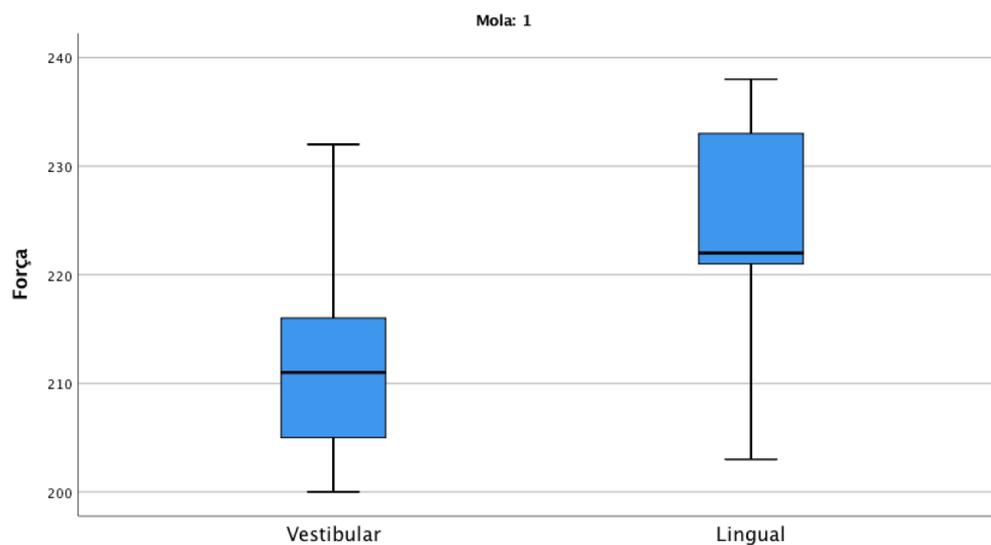


Figura 23: Resultado do ensaio da mola 1 de Warren.

Nos diferentes gráficos das figuras 24 e 26 mostram-se em detalhe e individualmente os resultados obtidos para as restantes molas ensaiadas. A mola 2, conforme o valor da média e a dispersão dos resultados, apresenta uma força vestibular muito mais elevada, como se pode constatar pela observação da figura 24. Neste ensaio a dispersão é bastante menor o que evidencia um comportamento mais previsível. O comportamento da mola 3 que se mostra na figura 24, apresenta na posição vestibular valores moderados a força, sendo que o valor médio superior da força lingual atinge resultados mais elevados. Os resultados obtidos para a mola 4 e que se mostram na figura 26 apresenta uma força vestibular com valor mais elevado e o mesmo acontece com a força lingual. Também esta mola evidenciou uma assimetria de comportamento.

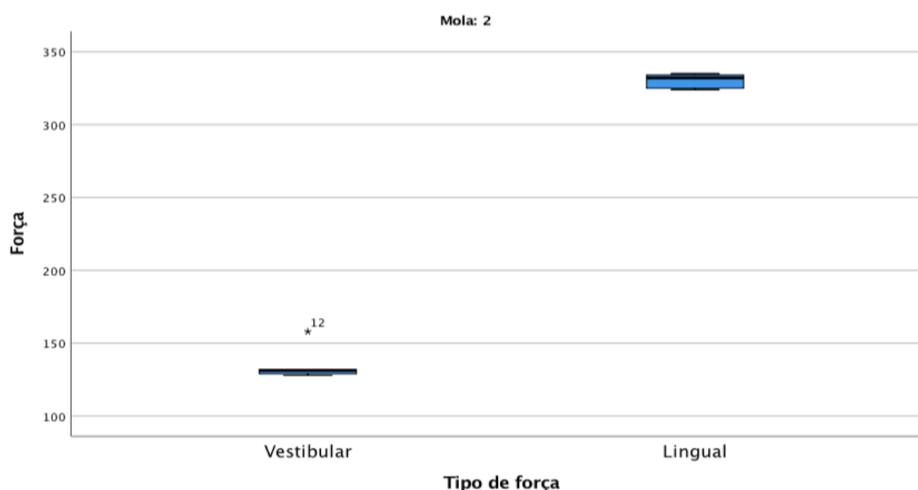


Figura 24: Ensaio comportamental do tipo de força da mola 2 de Warren.

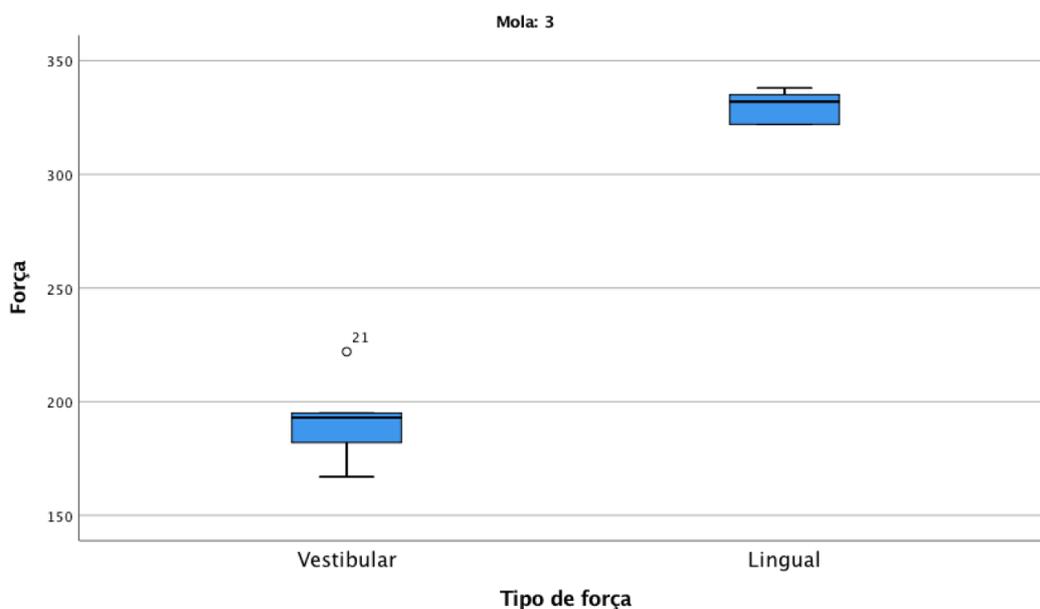


Figura 25: Ensaio comportamental do tipo de força da mola 3.

Como se pode verificar os ensaios das molas 2 á 4 evidenciaram menor dispersão de resultados o que mostra um maior rigor na utilização do protocolo de ensaio e um comportamento mais regular das molas que nestes casos foram ensaiadas pela primeira vez.

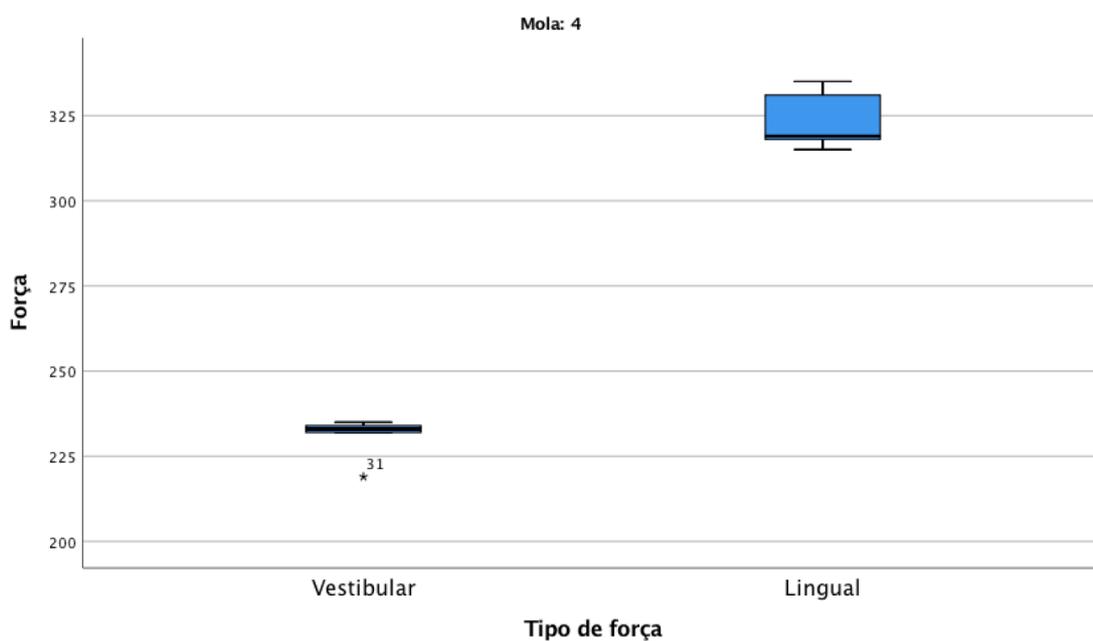


Figura 26: Ensaio comportamental do tipo de força da mola 4

Posteriormente foi realizada uma análise global dos resultados obtidos nos ensaios para a força das quatro molas cujos valores são representados na tabela 6.

Tipo de mola	Tipo de força	Média ± DP	Valor-p
Mola 1	Lingual	223,4 ± 13,50	0,231
	Vestibular	212,8 ± 12,32	
Mola 2	Lingual	330 ± 5,15	0,009
	Vestibular	135,6 ± 12,62	
Mola 3	Lingual	329,8 ± 7,43	< 0,001
	Vestibular	191,8 ± 20,22	
Mola 4	Lingual	323,6 ± 8,82	0,009
	Vestibular	230,6 ± 6,58	

Tabela 6: Resumo do resultado do tipo de forças existentes na mola 1, mola 2, mola 3, mola 4.

Várias evidências apontaram de forma estatística que os valores de força da mola 1, diferem de forma significativa da mola 2, da mola 3 e mola 4. O que quer dizer que a mola 1 teve uma força lingual médio de 223,4 g e força vestibular média de 212,8g. A diferença entre ambas não foi considerada estatisticamente significativa (Valor-p < 0,231 pelo teste *independent samples test*).

Nenhuma das outras variáveis contextuais originou diferenças estatisticamente significativas nos níveis de e-literacia da força que os diferentes tipos de molas fazem ao aplicar o torque no dente unitário.

Na tabela 7 mostram-se as diferenças entre as forças, no torque vestibular e torque lingual da mola de torque anterior.

Posição	Força	Média ± DP	Valor-p
Vestibular	Mola 1	212,8 ± 12,32	< 0,001
	Mola 2	135,6 ± 12,62	
	Mola 3	191,8 ± 20,22	
	Mola 4	230,6 ± 6,58	
Lingual	Mola 1	223,4 ± 13,5	< 0,001
	Mola 2	330 ± 5,15	
	Mola 3	329,8 ± 7,43	
	Mola 4	323,6 ± 8,82	

Tabela 7: Diferenças entre a força no torque vestibular e torque lingual da mola de Warren

Ao contrário da força de torque vestibular e lingual exercidas pelas molas Warren, informações sobre a força obtida por essas molas está pouco documentada por estudos em medicina dentária. Neste caso constatou-se ao recorrer ao estudo SPSS que a força lingual é maior do que a força vestibular e são diferentes de forma comparativa. De igual modo a mola 1 é diferente da mola 2 da mola 3 da mola 4. Perante a este quadro a diferença foi considerada estatisticamente significativa (valor de $-p < 0,001$).

CAPÍTULO VI- DISCUSSÃO

Foi desenvolvido no presente estudo, um método de medição das forças exercidas pelas molas de torque. Para medir as forças geradas pelas molas de Warren sobre os dentes anteriores foi desenvolvido com sucesso um mecanismo que permite aplicar um deslocamento de forma controlada e medir a força gerada pela mola nessa situação. A partir do dispositivo criado pela faculdade de engenharia do Porto, foram realizados ensaios experimentais sobre quatro molas distintas do mesmo tipo.

Poucos estudos têm sido publicados sobre as medições das forças da mola de Warren. Nos artigos publicados, não se encontram relatos sobre as forças que as molas de Warren originaram em dentes anteriores o que indica tratar-se de uma abordagem original para o estudo destes dispositivos.

Alguns estudos verificados, não são consensuais sobre as forças que as molas de torque anterior produzem ao serem ativadas na posição vestibulo-lingual. Ricketts, 1976 considerou que durante a fase de retração do segmento anterior, as forças adequadas para cada incisivo central e cada incisivo lateral seriam respetivamente, 90 e 70 gramas⁶⁷.

Mas, Reitan e Kvam descobriram num estudo experimental, que a reação tecidual era amplamente influenciada pelas variações na magnitude do ponto A (parte helicoidal da mola de torque de Warren) e tais observações relevaram que uma força de 50 á 60 gramas exercidas⁶⁶.

A utilização de aparelhos fixos, de modo que as forças possam ser aplicadas com fios redondos com uso de uma mola auxiliar ou recorrendo às molas de Warren montadas em fio retangular ajustado dentro da canaleta retangular do *bracket* fixado ao dente são soluções regularmente utilizadas em clínica. O objectivo desta segunda solução com a mola de torque é de inclinar o dente para vestibular ou para lingual.

CAPÍTULO VII- CONCLUSÃO

CONCLUSÃO

Após avaliação dos valores obtidos nas medições das forças exercidas pela mola de torque anterior de Warren, verificamos que não existem uma variação estatisticamente significativa entre as duas posições. No entanto, foi observado que a posição da mola para cervical do dente é menor do que força verificada para posição incisal.

O valor do torque para vestibulo -radicular é menor que o torque vestibulo - lingual.

Trabalhos futuros

Neste trabalho foi possível demonstrar que é possível conceber dispositivos para avaliar o comportamento mecânico das molas de Warren, isto é, obter para cada mola um gráfico força deslocamento que permita ao ortodontista conhecer em detalhe a evolução da força gerada por cada mola. Na posse desta informação será possível obter informação clínica relevante para conhecer em maior detalhe o comportamento dos dentes na presença das forças ortodônticas.

As limitações de tempo e as restrições impostas pela pandemia não permitiram realizar mais testes para avaliar molas que fossem aplicadas em foco e acompanhar a evolução clínica dos pacientes pelo que este é um trabalho que deverá ser planeado na definição de futuras teses de mestrado.

CAPÍTULO VIII- REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Referências bibliográficas

1. Andrews LF. **Straight wire the concept and appliance**. San Diego, California: LA Well, 1989.
2. Alexander SA. **Levels of root resorption associated with continuous arch and sectional archmechanics**. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 1996;110(3): 321-4.
3. Andrews LF. **The six keys to normal occlusion**. Am J Orthod, 1972; 62: 296-309.
4. Andrews, L. F. **Straight wire: o conceito e o aparelho**. San Diego: L. A. Wells, 1989.
5. Andrews, LF. **The Six keys to normal occlusion**. American Journal of Orthodontics, 62 (3), p. 296-309a, 1972.
6. Anusavice, K. J. **Ligas trabalhadas e treladas**. In: Brantley, W. A. **Materiais dentários**. 11. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2005. p. 602-603.
7. BrudvikP,Rygh P. **The repair of orthodontic root resorption:an ultrastructural study**. Eur J Orthod 1995;17:189-198.
8. Brusse A, Carman JL. **Chrome alloy**. Int J Orthod Dent Child, 1934, 20:337e48.
9. Burstone CJ, Pryputniewicz RJ. **Holographic determination of centers of rotation produced by orthodontic forces**. Am J Orthod, 1980;77:396-409.
10. Burstone CJ. **Application of bioengineering to clinical orthodontics**. In: Graber TM, Swain BF, editors. Orthodontics, current principles, and techniques. St. Louis: Mosby; 1985. p. 193-228.
11. Burstone, C.J. **Aplicação da Bioengenharia na OrtodontiaClínica**. In:
12. Burstone, C.J. **The biomechanics of tooth movement**. In: Kraus, B.S., Riedel, R. A. (Eds.), Vistas in Orthodontics. Lea and Febiger, Philadelphia, 1962.
13. Burstone, C.J. **Variable –modulus orthodontics**. Am J Othod Dentofacial Orthop,St. Louis, v.80,no.1,p.1-16, July 1981.
14. Burstone, Norton LA. **The Biology of Tooth Movement**, CRC Press,Inc.Boca Raton ,1989.
15. Burstone,C.J.**The mechanical of the segmented arc technique**. Angle Orthod., Appleton, v.36, p. 99-120, 1966.

16. Cardaropoli, D. e Gaveglio, L. **The Influence of Orthodontic Movement on Periodontal Tissues Level**, *Seminars in Orthodontics*, 2007, 13(4), pp.234-245.
17. Carlsson R, Rönnermann A. **Crown root angles of upper central incisors**. *Am J Orthod* , 1973; 64: 147-54.
18. Cattaneo P. M., Dalstra M., Melsen B. **Moment-to-force ratio, center of rotation, and force level: a finite element study predicting their interdependency for simulated orthodontic loading regimens**. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2008; 133(5):681–689. doi: 10.1016/j.ajodo.2006.05.038. [[PubMed](#)] [[CrossRef](#)]
19. Chaliev, J.; Petrovic, A.; Stutzmann, J : **Effects of mandibular hyperpropulsion on the prechondroblastic zone of young rat condyle**. *Am. J. Orthod*, 1969, 55:71-74.
20. Christiansen RL, Burstone CJ. **Centers of rotation within the periodontal space**. *Am J Orthod*. 1969 Apr; 55(4):353-69.
21. De Angelis V. **Observation on the response of alveolar bone to orthodontic force**. *Am J Orthod*, 1970 ; 58:284.
22. Elgilloy and true-chrome stainless steel orthodontic treatment wires Denver: RMO, 1977.
23. Elsdon Storey, Ph.D., D.D.Sc. **The nature of tooth movement**. *Am J Orthod* 1973; 63: 313
24. Garlet T. P., Coelho U., Silva J. S., Garlet G. P. **Cytokine expression pattern in compression and tension sides of the periodontal ligament during orthodontic tooth movement in humans**. *European Journal of Oral Sciences*. 2007; 115(5):355–362. doi: 10.1111/j.1600-0722.2007.00469.x. [[PubMed](#)] [[CrossRef](#)]
25. Germane, N.; Bentley JR., B. E.; Isaacson, R. J. **Three biologic variables modifying faciolingual tooth angulation by straight-wire appliances**. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, St. Louis, v. 96, no. 4, Oct. 1989, p. 312-319,
26. Graber TM, Swain BF. **Ortodoncia: Conceptos y Tecnicas**. Edit. Panamericana, 2ªed., 1979, 1114 p.

27. Graber, T.M.; Vanarsdall JR., R.L. **Ortodontia :Princípios e técnicas atuais.** 2ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1996. p.213.
28. Gurgel J, Kerr S, Powers JM et al. **Force –deflection properties of superelastic nickel-titanium archwires.** Am J Orthod Dentofac Orthop 120:378-382; 2001.
29. Gurgel JÁ, Pinzan-Vercelino CRM. **Fio Ortodonticos: Qual quando e porquê?** In: Cotrim-Ferreira FA, Sakai E. **Nova Visão em Ortodontia e Ortopedia Funcional dos Maxilares.** São Paulo: Editora Santos, 2008. P 203-08.
30. Harris EF. **Root resorption during orthodontic therapy.** Semin Orthod, 2000;6(3):183-94.
31. Henneman S, Von den Hoff JW, Maltha JC: **Mechanobiology of tooth movement.** Eur J Orthod 2008,30:299-306.
32. Henneman S., Von den Hoff J. W., Maltha J. C. **Mechanobiology of tooth movement.** *European Journal of Orthodontics.* 2008;30(3):299–306. doi: 10.1093/ejo/cjn020. [[PubMed](#)] [[CrossRef](#)].
33. Interlandi, S. **Ortodontia: mecânica do arco de canto introdução à técnica.** São Paulo: Sarvier, 1986.
34. Isaacson, RJ, Rebellato J. **Two-couple orthodontic appliance systems: torqueing arches.** Semin Orthod, 1995, 1:31-36.
35. Jarabak, Joseph R., Flzzel, James A. **Aparatología del arco de canto com alambres delgados.** 1ªed. Buenos Aires, Mundi, 1975.v.1, p.340-354.
36. Kaley J, Phillips C. **Factors related to root resorption in edgewise practice.** Angle Orthod, 1991, 61(2):125-32.
37. Kantarci A, Will L, Yen S (eds): **Tooth Movement.** Front Oral Biol. Basel, Karger, 2016, vol 18, pp 1-8 (DOI:10.1159/00351894) .
38. Kapila, S; Sachdeva, R. **Mechanical properties and clinical applications of orthodontic wire.** Am J Orthod Dentofacial Orthop, St.Louis, v.96, p.100-119, Aug. 1989 .

39. Kapila,S. et al. **Effects of clinical recycling on mechanical properties of nickel-titanium alloy wire**. Am J. Orthod.,St.Louis, v. 100,no.5,p.428-435,1991.
40. Kashyap, S., 2016. **Current concepts in the biology of orthodontic tooth movement: a brief overview**. NJDSR 1 (4), 28–31.
41. Kusy RP, Dilley GJ, Whitley JQ. **Mechanical properties of stainless steel orthodontic archwires**. Clin Mater, 1988;3: 41e59.
42. Kusy RP. **Basic properties and characteristics of archwires**. Pract Rev Orthod ,1995 Feb:142e51.
43. Kusy RP. **On the use of nomograms to determine the elastic property ratios of orthodontic arch wires**. Am J Orthod, 1983; 83: 374 -81.
44. KUSY, R. P. **Orthodontic biomaterials: From the past to the present**. Angle Orthod., Appleton, v. 72, no. 6, , 2002., p. 501- 512.
45. Maló, L., Cabrita, A. e Rafael, A. **Movimento ortodôntico;avaliação do ligamento periodontal num estudo experimental em ratas Wistar adultas**. Revista Portuguesa de Estomatologia, Medicina Dentária e Cirurgia Maxilofacial, 2014, 55(3), pp. 152-158.
46. Marcotte RM. **Biomecânica en Ortodoncia**. Masson-Salvat Odontología. Barcelona, 1992.
47. Mariano Lacarbonara, et al. **Variable Torque Prescription:State of Art** .The open Dentistry Journal, 2015, 9,60-64.DOI: 10.2174/1874210601509010060 · Source: PubMed.
48. Martins Rp. **A mola de torque vestibulo lingual unitária**. RevClínOrtod Dental Press, 2018 Ago-Set;17(4):00-0. Disponível em: <https://doi.org/10.14436/1676-6849.17.4.000-000.bio>
49. Martins RP. **Porque eu preciso saber o que é a proporção Momento-Força**. Rev ClínOrtod Dental Press. 2017 Fev-Mar;16(1):38-45.
50. McLaughlin. R. P.; Bennett, J. C. **Bracket placement with the preadjusted appliance**. J Clin Orthod, Boulder, v. 29, no. 5, May 1995. p. 302-311.
51. McNamara, J. A. Jr.: **Quantitative analysis of temporomandibular joint adaptation to protrusive function**.Am.J. Othod, 1979, 76:593611.

52. Menezes, L. M.; Quintão, C. A.; Bolognese, A. M. **Urinary excretion levels of nickel** in orthodontic patients. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.*, St. Louis, v. 131, no.5, 2007, p. 635-638.
53. Miura, F., Mogi, M., Okamoto, Y. **New application of superelastic NiTi rectangular wire.** *J. clin. Orthod.*, Boulder, v.24, no.9, 1990, p.544-548.
54. Mockers O, Deroze D, Camps J. **Cytotoxicity of orthodontic bands, brackets and archwires in vitro.** *Dent Mater.* 2002; 18:311–317.
55. O'Brien, W. J.; Ryge, G. **An outline of dental materials and their selection.** Philadelphia: W. B. Saunders, 1973.
56. **Ortodontia SPO**, 2010, 43(1):90-7.
57. Parkhouse RC: **Out torquing conventional edgewise mechanics**, Tip-Edge Today, Spring, 1993.
58. Phillip; Skinner. **Ligas de metais básicos e ligas de ouro trabalhadas mecanicamente.** In: *Materiais dentários.* Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, (s.d). cap. 28, p. 310-318.
59. Proffit W. et al. **Ortodontia contemporânea.** Pancast Ed., 1991, 509 p.
60. PROFFIT, W.R. et al. **Contemporary Orthodontics. 2nd ed.** Baltimore: C.V. Mosby, 1993.
61. Promotional Literature. **Elgiloy: the cobalt-nickel alloy.** Elgiloy Company; 1975. p. 6 e 9.
62. Pulter M.J., Pulter L.C.B.P., Coelho U., Borges P.C., **Forças Produzidas por Arcos DKH no Fechamento de Espaços Ortodônticos**, 2º Encontro Nacional de Biomecânica, Évora – Portugal, 8 e 9 de Fevereiro de 2007 .
63. Quinn RS, Yoshikawa DK. **A reassessment of force magnitude in orthodontics.** *Am J Orthod* 1985;88(3):252-60.
64. *R Dental press Ortodon Ortop Facial Maringá*, v.11, n. 3, p. 104 -156, maio/jun. 2006.
65. *R Dental Press Ortodon Ortop Facial, Maringá*, v.6, , n. 4, p. 103-114, jul./ago.2001.
66. *R Dental Press Ortodon Ortop Facial Maringá*, v.14, n.6, p.144-157, nov/dez.2009
67. Rauch DE. **Torque and its application to orthodontics.** *Am J Orthod* 1959; 45: 817-30.

68. Rauch DL. **Torque and its applications to orthodontics**” American Journal Orthodontics, 1959, 45 p. 817-30.
69. Reitan, K. **Tissue behavior during orthodontic tooth movement. Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, St. Louis, v.46, no 12, p.881-900, Dec.1960.
70. Revista da associação Paulista de Especialista sem Ortodontia –**Ortopedia facial**, v.3, N.3, jul/ago/set.2005.
71. Ricketts RM, Bioprogressive therapy as an answer to orthodontic needs. Part II. Am J Orthod 1976, 70(4):359-97.
- ⁷² Rocky Mountain Orthodontics ,2017
- 73 Sabane, A., Patil, A., Swami, V., Nagarajan, P. **Biology of tooth movement.** Br. J. Med. Med. Res. 2016, 16 (12), 1–10.
- 74 Sharpe W, Reed B, Subtelny JD, Polson A. **Orthodontic relapse, apical root resorption, and crestal alveolar bone levels.** Am J OrthodDento facial Orthop 1987, 91(3):252-8.
- 75 Sosnay AJ. **Orthodontic Torquing System In: patenteU**, editor .UNITED States,1976:p.8.
- 76 Tenório-Neves, F. J.; Mucha, J. N. **A relação entre a anatomia coronária e o posicionamento dos acessórios ortodônticos.** Rev SBO, Rio de Janeiro, v. 3, n. 2, jan./jun. 1996., p. 53–60,
- 77 Thiesen Guilherme; Rego Marcus. Revista da associação Paulista de especialistas em Ortodontia-Ortopedia Facial. V.3, N.3, jul,/ago,/set,2005.
- 78 Toms, S.R.; Lemons, J.E.; Bartolucci, A. A.; Eberhardt, A.W. **Nonlinear stress-strain behavior of periodontal ligament under orthodontic loading .AM. J.Orthod.DentofacialOrthop.**, St. Louis, v.122, no .2, Feb.2002, p.174-179.
- 79 Toms,S.R.,Eberhardt, A.W.**A nonlinear finite element analysis of the periodontal ligament under orthodontic tooth loading. Am. J. Orthod. Dento facial Orthop.**, St. Louis, v.123, no.6, june2003, p.657-665,. (RTEG)
- 80 Van vlack, L. H. **Princípios da ciência dos materiais.** São Paulo: E. Blücher, 1970.

- 81 www.jornaldentistry.pt
- 82 Yoshida, N, Jost-Brinkmann PG, Koga Y, Mimaki N, Kobayashi K. Experimental evaluation of initial tooth displacement, center of resistance, and center of rotation under the influence of an orthodontic force. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2001 Aug;120(2):190-7.
- 83 Yoshida, N., Jost-Brinkmann, P.-G., Koga, Y., Mimaki, N., & Kobayashi, K. **Experimental evaluation of initial tooth displacement, center of resistance, and center of rotation under the influence of an orthodontic force.** *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 120(2), 190-197. doi:10.1067/mod.2001.115036.
- 84 Zanelato. et al. **A individualização de torque para os caninos no aparelho pré-ajustado”** 3 (3), 2004, p. 39-45.
- 85 Zanesco Alexandre. **Comparative study of angulation and inclination of different brackets trademarks.”** Master’s Dissertation (Orthodontics), Dentistry School, Methodist University of São Paulo: São Bernardo do Campo, 2008, p-108.
- 86 Zhang P., Wu Y., Jiang Z., Jiang L., Fang B. **Osteogenic response of mesenchymal stem cells to continuous mechanical strain is dependent on ERK1/2-Runx2 signaling.** *International Journal of Molecular Medicine*. 2012;29(6):1083–1089. doi: 10.3892/ijmm.2012.934. [[PubMed](#)] [[CrossRef](#)]