



Estudo laboratorial do efeito das ativações no comportamento mecânico de molas L, em aço e TMA

Marco Rafael da Silva Ferreira

Monografia de Investigação Médico Dentário

Mestrado Integrado em Medicina Dentária

Porto, 2020

Estudo laboratorial do efeito das ativações no comportamento mecânico de molas L, em aço e TMA

Marco Rafael da Silva Ferreira

marco-ferreira@live.com.pt

Estudante do 5º ano do Mestrado Integrado em
Medicina Dentária



Orientador: Prof. Doutor Saúl Matos de Castro

Coorientador: Prof. Doutor Eugénio Joaquim Pereira Martins

Porto, 2020

Agradecimentos

Ao meu orientador, Prof. Doutor Saúl Castro,
Pelo desafio proposto, apoio, acompanhamento e dedicação.
Um verdadeiro estímulo para a obtenção de conhecimento.

Ao meu coorientador, Prof. Doutor Eugénio Martins,
Pela dedicação e acompanhamento.

À minha família, pais e irmã,

À Sara,

A todos os meus amigos, dentro e fora do percurso académico,

Todos permitem e contribuem para que hoje seja uma pessoa
diferente do que era ontem.

“A persistência é o menor caminho do sucesso”

Charles Chaplin

Índice

Resumo	1
Palavras-chave.....	1
Abstract.....	3
Key words.....	3
1. Introdução	5
2. Material e Métodos	9
2.1. Amostra	9
2.2. Confeção das molas.....	9
2.3. Método de medição	11
2.3.1. Aparelhos de medição.....	11
2.3.2. Medição	12
2.4. Testes	14
2.4.1. Teste A.....	14
2.4.2. Teste B.....	14
2.5. Metodologia estatística.....	15
3. Resultados	17
3.1. Resultados de afastamento (mm) e momento (gmm) para ativações de 100g e 200g- Teste A	17
3.1.1. Valor de afastamento (mm).....	17
3.1.2. Momento (gmm)	18
3.1.3. Proporção M/F	19
3.2. Resultados de força (g) e momento (gmm) para ativações de 1mm a 6mm- Teste B.....	21
3.2.1. Força (g)	21
3.2.2. Momento (gmm)	24
3.2.3. Proporção M/F	27
3.3. Exatidão e precisão	30
4. Discussão	31
4.1. Materiais	31
4.2. Molas.....	31
4.3. Ativações de 100g e 200g- Teste A.....	32
4.3.1. Momento.....	32
4.3.2. Proporção M/F	32
4.4. Ativações de 1mm a 6mm- Teste B.....	34
4.4.1. Força.....	35

4.4.2.	Momento.....	35
4.4.3.	Proporção M/F.....	36
5.	Conclusões	39
5.1.	Variável força:.....	39
5.2.	Variável momento:	39
5.3.	Variável proporção M/F:.....	39
	Referências	41
	Anexos	47

Índice de figuras

Figura 1 Representação do centro de resistência	6
Figura 2 Efeito da variação da proporção M/F	7
Figura 3 Distribuição das molas segundo a orientação da porção gengival	9
Figura 4 Mola em L com orientação distal e respectivas dimensões	9
Figura 5 Mola em L com orientação mesial e respectivas dimensões.....	9
Figura 6 Distribuição das molas tendo em consideração todas as variáveis utilizadas	10
Figura 7 OrthoMeasure Moment/Force® e peça de mão	11
Figura 8 Comparador digital MarCator®.....	11
Figura 9 Mesa de testes com OrthoMeasure Moment/Force®, comparador digital MarCator® e peças de mão	12
Figura 10 Mola em L inserida nos sulcos das barras metálicas das peças de mão	13
Figura 11 Média e desvio-padrão do valor de afastamento (mm) das molas com orientação mesial (Fr) e distal (Tr) para forças de ativação de 100g (gráfico à esquerda) e de 200g (gráfico à direita), por material e secção	18
Figura 12 Média e desvio-padrão do momento (gmm) das molas com orientação mesial (Fr) e distal (Tr) para forças de ativação de 100g (gráfico à esquerda) e de 200g (gráfico à direita), por material e secção.	19
Figura 13 Média da proporção M/F (mm) das molas com orientação mesial (Fr) e distal (Tr) para forças de ativação de 100g (gráfico à esquerda) e de 200g (gráfico à direita), por material e secção.	20
Figura 14 Média e desvio-padrão da força (g) das molas com orientação mesial (Fr) e distal (Tr) para valores de ativação de 1.0 mm a 5.5 mm, por material e secção.....	23
Figura 15 Média da força (g) das molas com orientação mesial (Fr) e distal (Tr) para valores de ativação de 1.0 mm a 6.0 mm, por material e secção.....	24
Figura 16 Média e desvio-padrão do momento (gmm) das molas com orientação mesial (Fr) e distal (Tr) para valores de ativação de 1.0 mm a 5.5 mm, por material e secção.....	26

Figura 17 Média e desvio-padrão do momento (gmm) das molas com orientação mesial (Fr) e distal (Tr) para valores de ativação de 1.0 mm a 6.0 mm, por material e secção. 27

Figura 18 Média da proporção M/F (mm) das molas com orientação mesial (Fr) e distal (Tr) para valores de ativação de 1.0 mm a 6.0 mm, por material e secção. 29

Índice de Tabelas

Tabela I Média e desvio-padrão do valor de afastamento (mm) das molas com orientação mesial (Fr) e distal (Tr) para forças de ativação de 100g e de 200g, por material e secção	17
Tabela II Caraterização e comparação do momento (gmm) nas molas com orientação mesial e distal, por material e secção – 100g e 200g.	18
Tabela III Caraterização e comparação da proporção M/F (mm) nas molas com orientação mesial e distal, por material e secção – 100g e 200g.	20
Tabela IV Caraterização e comparação da força (g) nas molas com orientação mesial e distal, por material e secção, para valores de ativação de 1mm a 6 mm.	22
Tabela V Caraterização e comparação do momento (gmm) nas molas com orientação mesial e distal, por material e secção, para valores de ativação de 1mm a 6 mm.	25
Tabela VI Caraterização e comparação da proporção M/F (mm) nas molas com orientação mesial e distal, por material e secção, para valores de ativação de 1mm a 6 mm.	28
Tabela VII Análise da exatidão e precisão do aparelho OrthoMeasure®.....	30

Siglas, símbolos e abreviaturas

Aço:	aço inoxidável
Cres:	centro de resistência
Crot:	centro de rotação
DP:	desvio-padrão
Fr:	orientação mesial da porção gengival
g:	grama
gf:	grama-força
gfmm:	grama-força-milímetro
gmm:	grama-milímetro
M:	média
mm:	milímetro
M/F:	momento/força
p:	valor de significância dos testes estatísticos
SS:	aço inoxidável
TMA:	liga de titânio molibdênio
Tr:	orientação distal da porção gengival
α:	segmento anterior
β:	segmento posterior
“:	polegadas
°:	graus
16-22:	0,016” x 0,022”
17-25:	0,017” x 0,025”

Resumo

Introdução: a inclusão de extrações nos planos de tratamento ortodônticos criou a necessidade de fechamento de espaços pós extração. O sistema de fechamento sem fricção utiliza molas de variadas geometrias, na qual se inclui a mola em L. Neste sistema é necessário proceder à ativação dessas mesmas molas que, conseqüentemente, permitem o movimento dentário ortodôntico. Durante o movimento dentário há um conjunto de parâmetros biomecânicos que necessitam de ser controlados para obtenção do tipo de movimento desejado.

Objetivo: avaliar o comportamento mecânico (força, momento e ativação) da mola em L segundo as variáveis material (aço e beta-titânio), secção (0,016" x 0,022" e 0,017" x 0,025") e orientação da porção gengival (mesial e distal), para as mesmas condições. Verificar ainda qual a influência de cada uma das variáveis em cada fator do comportamento mecânico referido.

Metodologia: o estudo envolveu um total de 128 molas com 8 mm de comprimento horizontal na sua porção gengival, 8 mm de altura, sendo que a haste vertical corresponde a 6 mm e a porção gengival 2mm. A distância inter-*bracket* utilizada foi 12mm. As 128 molas foram divididas por orientação mesial (64) e orientação distal (64). Destas 64 molas, criaram-se dois grupos iguais de 32 molas, um para cada material, sendo ainda criados outro dois grupos iguais de 16 molas, para cada uma das secções.

Resultados e conclusões: a força e o momento registaram valores superiores no aço e, para o mesmo material, na secção 0,017" x 0,025" e orientação mesial. Relativamente à proporção Momento/Força, registou valores superiores no beta-titânio e, para o mesmo material, na orientação mesial. A proporção Momento/Força não registou diferenças relativamente à variável secção.

Palavras-chave

Ortodontia; Biomecânica; Força; Momento; Proporção Momento/Força; Mola em L.

Abstract

Introduction: The orthodontic treatment plans started to include extractions, so there was a need to close spaces after extraction. The frictionless closing systems use loops of various geometries, in which the L-loop is included. In this system, it is necessary to activate these same loops, which consequently, allows orthodontic tooth movement. During tooth movement there are a set of biomechanical parameters that need to be controlled to obtain the desired movement type.

Objective: Evaluate the mechanical behavior (force, moment and activation) of the L-loop according to the material (stainless steel and beta-titanium), section (0.016" x 0.022" and 0.017" x 0.025") and orientation of the gingival portion (mesial and distal), in the same conditions. It was also verified how all variables would influence each factor of the referred mechanical behavior.

Methodology: the present study involved a total of 128 loops with 8 mm of horizontal length in its gingival portion, 8 mm in height, with the vertical stem corresponding to 6 mm and the gingival portion 2 mm. The inter-bracket distance used was 12 mm. The 128 loops were separated by mesial orientation (64) and distal orientation (64). From these 64 loops, two equal groups of 32 loops were created, one for each material, and another two equal groups of 16 loops were created, for each of the sections.

Results and conclusions: the registered values of force and the moment were superior in the stainless steel and, for the same material, in the section 0.017" x 0.025" and mesial orientation. Regarding the Moment/Force ratio, the beta-titanium registered higher values and, for the same material, in mesial orientation. The Moment/Force ratio didn't differ from the section variable.

Key words

Orthodontics; Biomechanical; Force; Moment; Moment/Force ratio; L-loop.

1. Introdução

Na década de 40 do século XX, ortodontistas como Tweed e Strang, em desacordo com a teoria não extracionista apoiada por Angle, englobaram nos seus planos de tratamento a extração de peças dentárias. Este facto fez despoletar a necessidade do desenvolvimento de métodos para fechamento de espaços, subsequentes às extrações. (1-3)

Existem vários mecanismos para fechamento de espaços, dividindo-se em dois grupos principais: com fricção e sem fricção. (4-7) No primeiro, ocorre deslizamento do arco através dos sulcos dos *brackets* e no segundo o fechamento é obtido recorrendo a molas ortodônticas, sendo estas de variadas geometrias. (1, 2, 6-8)

No sistema sem fricção, para ocorrer movimento dentário, procede-se à ativação das molas, gerando-se uma força necessária e um momento associado. (1, 5, 8) É assim importante a utilização de uma força ótima, que proporcione o movimento dentário adequado, no menor intervalo de tempo e com mínimo dano provocado. (1, 5, 6, 8-13)

Para compreensão do movimento dentário ortodôntico é fundamental a correta percepção de vários conceitos abrangidos: força, momento, proporção momento/força (M/F) e centro de resistência (Cres). (5, 14-17)

O Cres para qualquer objeto livre equivale ao centro de massa, no entanto o dente encontra-se rodeado de estruturas periodontais apenas na sua área radicular. Consequentemente, há um deslocamento do centro de resistência para o ponto médio da raiz, aproximadamente, e em condições de saúde periodontal (Figura 1). (5, 18, 19)

Contextualizando estes termos na Ortodontia, a força traduz-se como uma carga aplicada numa peça dentária e quantifica-se em gramas-força (gf), habitualmente referida na literatura em gramas (g). (1, 17, 18)

Essa mesma força ortodôntica não passa habitualmente no Cres, havendo uma distância entre o Cres e o ponto de aplicação da força, o que resulta na criação de um momento de força ($M = \text{força} \times \text{distância}$) que se quantifica em grama-força-milímetro (gfm), habitualmente referido como grama-milímetro (gmm) (Figura 1). (1, 17, 18)

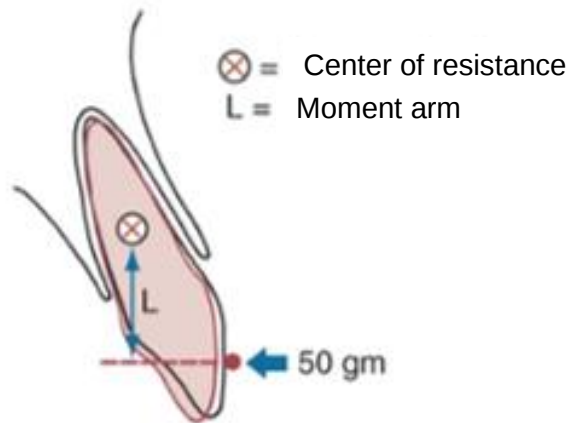


Figura 1 Representação do centro de resistência (sem autorização do autor) (18)

Para controlar o movimento dentário, mais concretamente contrabalançar o momento da força, é necessário criar um binário no local de aplicação da força. É com base na proporção M/F que ocorre o controlo do movimento dentário e variando essa proporção conseguem-se diferentes tipos de movimentos ortodônticos. (1, 5, 14, 17, 18, 20)

Quando uma força isolada é aplicada sobre um dente (proporção M/F no *bracket* = 0) há um deslocamento apical do centro de rotação (Crot) relativamente ao Cres e o dente sofre movimento de inclinação descontrolada (Figura 2), movimento esse que não é o pretendido na maioria dos casos aquando do encerramento de espaços após extração. Com a criação de um binário de forças surge um momento do binário que se opõe ao momento da força, o que provoca aumento da proporção M/F e permite o controlo do movimento. (1, 14, 17, 19)

Este aumento da proporção M/F permite a realização de inclinação controlada, translação e ainda inclinação radicular, dependendo da proporção estabelecida, isto porque o seu aumento leva a deslocamentos do Crot e, portanto,

diferentes movimentos no dente (Figura 2). O valor da proporção M/F de 10:1 é geralmente utilizado como referência como movimento de translação, assumindo que a distância entre o ponto de aplicação da força e o Cres é de 10mm. (1, 5, 14, 17, 20-23)

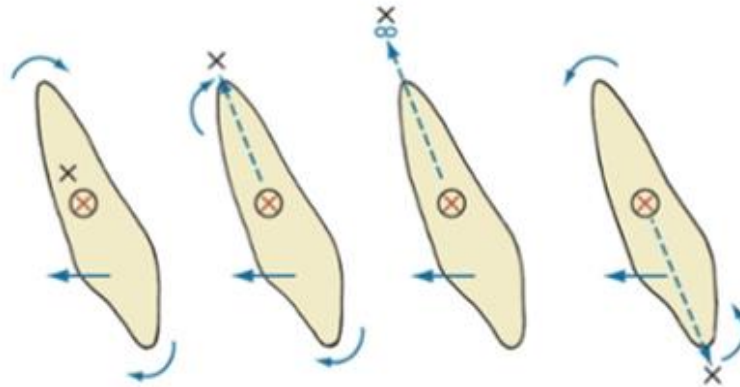


Figura 2 Efeito da variação da proporção M/F (sem autorização do autor) (18)

Sendo estes conceitos e a relação entre eles a base do movimento ortodôntico, prever o movimento resultante desta conjugação de fatores é extremamente importante no planeamento e tratamento ortodôntico. (1, 5, 14, 24-29)

Nos mecanismos sem fricção, as molas em L e as molas em T têm sido amplamente estudadas segundo vários parâmetros. Segundo vários autores (30-35), as molas em T desenvolvem melhor desempenho biomecânico, no entanto, o arame em gengival e a maior facilidade de confecção das molas em L na prática clínica, faz com que sejam frequentemente utilizadas.

Contrariamente à mola em T, a mola em L tem uma distribuição gengival assimétrica. A escolha no posicionamento da parte gengival da mola em L tem muitas vezes um critério subjetivo, não havendo estudos na literatura que comparem a diferença biomecânica dessa diferença geométrica.

Techalertpaisarn e Versluis (34), num estudo realizado em 2017, avaliaram molas em aço de secção 0,016" x 0,022". Tiveram por objetivo avaliar o efeito no sistema de forças da porção gengival de três diferentes tipos de molas, uma delas

a mola em L com a porção gengival com distribuição distal. Este estudo foi feito através do método de elementos finitos, no qual as molas foram sujeitas a ativações de 100g e 200g, para uma distância inter-*bracket* de 12mm, 8 mm de comprimento horizontal na sua porção gengival, 8 mm de altura sendo a haste vertical de 6 mm e a porção gengival 2 mm.

Os resultados obtidos em estudos através de elementos finitos (36, 37) podem afastar-se da realidade clínica, uma vez que simplificam diversos fatores complexos como corrosão, deformação e imperfeições de cristais do metal que ocorrem durante a confecção de molas. Considerar os materiais homogêneos influencia a precisão dos resultados obtidos nestes estudos. Na maioria dos trabalhos com elementos finitos, a força desenvolvida é carregada no sistema, porém, na prática clínica a quantificação da força é controlada pelos milímetros de ativação da mola.

É objetivo deste estudo laboratorial avaliar o comportamento mecânico (força (g), momento (gmm) e ativação (mm)) da mola em L tendo como variáveis de estudo o material e secção (aço inoxidável (ORMINOX®, Ormco Corp, Glendora, Calif) de secção 0,016" x 0,022" (16-22) e 0,017" x 0,025" (17-25), beta-titânio (TMA®, Ormco Corp, Glendora, Calif) de secção 0,016" x 0,022" (16-22) e 0,017" x 0,025"(17-25)) e a orientação da porção gengival das molas (orientação mesial e orientação distal), nas mesmas condições e para a mesma dimensão vertical (8mm), horizontal (8mm) e distância inter-*bracket* (12mm). (1, 34, 38-45)

Hipótese nula: o sistema de forças das molas em L é igual independentemente do material, secção e orientação da porção gengival.

2. Material e Métodos

2.1. Amostra

Este estudo é constituído por 128 molas em L divididas em dois grupos. Um deles correspondente ao desenho da mola com orientação mesial (n=64) e outro ao desenho da mola com orientação distal (n=64) (Figura 3).

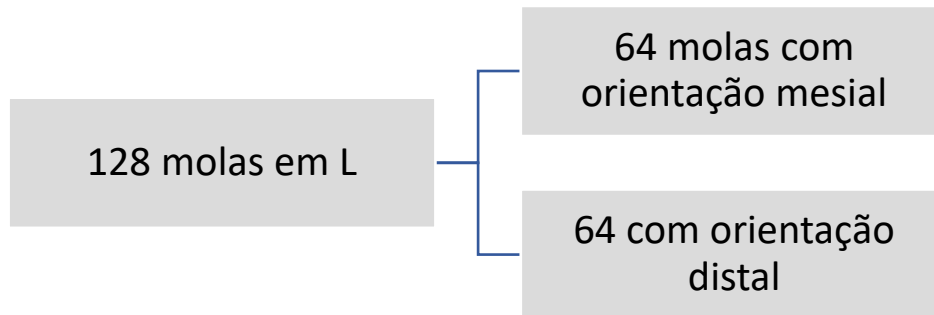


Figura 3 Distribuição das molas segundo a orientação da porção gengival

As molas foram construídas com 8 mm de comprimento horizontal na sua porção gengival, 8 mm de altura, sendo que a haste vertical apresenta 6 mm e a porção gengival 2 mm (Figura 4 e Figura 5).

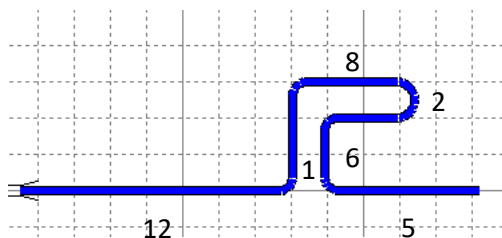


Figura 4 Mola em L com orientação distal e respetivas dimensões (escala não real)

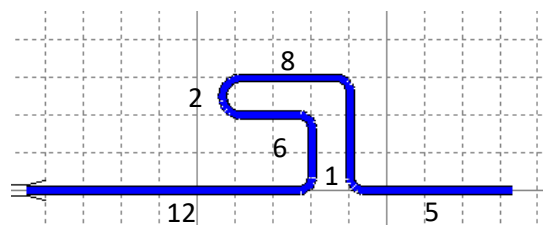


Figura 5 Mola em L com orientação mesial e respetivas dimensões (escala não real)

2.2. Confeção das molas

Cada grupo de molas foi dividido em dois grupos iguais de 32 molas para cada liga metálica. As ligas metálicas utilizadas para a confeção das molas foram o aço inoxidável e o TMA, ambas da marca comercial Ormco®.

Dentro destes dois grupos foram ainda criados dois subgrupos de 16 molas cada, correspondendo cada um deles às secções 0,016" x 0,022" e 0,017" x 0,025" utilizadas (Figura 6).

As molas foram todas confeccionadas pelo mesmo operador de forma a padronizar a sua confeção. Após a sua finalização, foram sobrepostas sobre o modelo padronizado de referência e nas situações em que não se verificava uma correta correspondência as molas foram excluídas. O controlo das molas foi realizado pelo operador e posteriormente por uma pessoa externa.

Para a realização dos testes foram utilizadas molas com a seguinte pré-ativação:

- zero graus de angulação (0°)

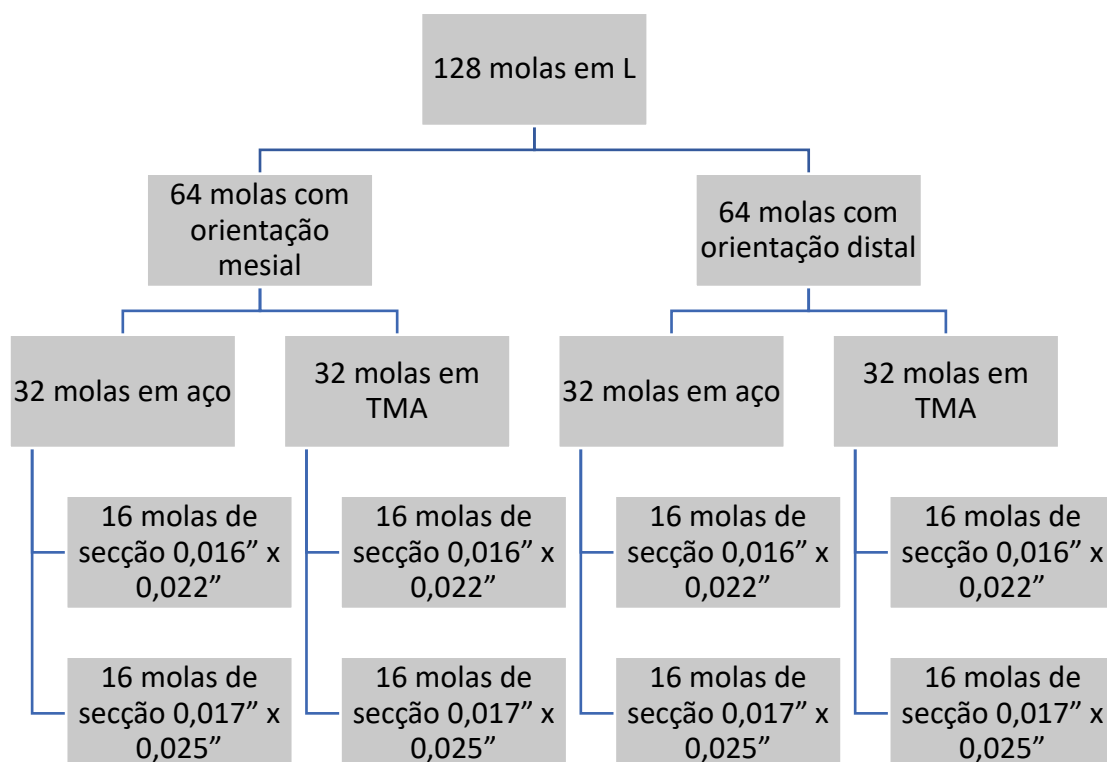


Figura 6 Distribuição das molas tendo em consideração todas as variáveis utilizadas (material, secção e orientação)

2.3. Método de medição

2.3.1. Aparelhos de medição

Para a realização do ensaio mecânico para medir forças horizontais (g) e momentos (gmm) foi utilizado um aparelho de medição, OrthoMeasure Moment/Force® (Figura 7).

Este aparelho é constituído por uma consola com dois écrans digitais (um para os valores de força e o outro os valores de momento de força) e uma peça de mão ligada à consola. Na extremidade da peça de mão encontra-se uma barra metálica com um sulco com 0,018" x 0,025" (*bracket*), utilizado para inserção da extremidade α das molas, que por sua vez corresponde à extremidade mesial das molas, o que permite a medição dos valores anteriormente referidos.

O aparelho permite a medição de valores até um máximo de 500g de força e 3000gmm de momento de força, com uma sensibilidade de 1g para as forças e 10gmm para momentos de força.

Para quantificação do movimento (afastamento) realizado pela plataforma foi utilizado outro aparelho, um comparador digital, MarCator® (Figura 8). O sensor deste aparelho regista o movimento efetuado pela extremidade β , que corresponde à extremidade distal das molas, e permite uma medição de valores entre 0,01mm e 12,7mm, com uma sensibilidade de 0,01mm.

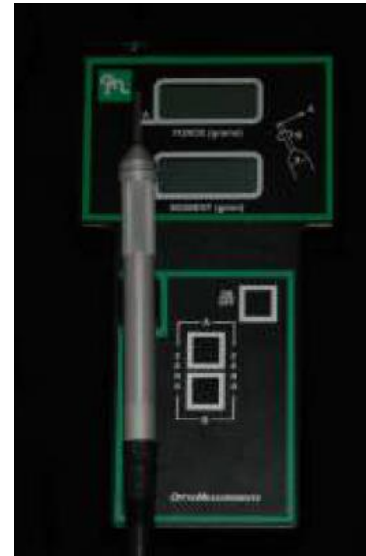


Figura 7 OrthoMeasure Moment/Force® e peça de mão



Figura 8 Comparador digital MarCator®

Os dois aparelhos referidos foram acoplados a uma Mesa de testes desenvolvida pelo departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro (Figura 9). Esta mesa é constituída por duas plataformas que suportam as peças de mão do aparelho OrthoMeasure® que, por sua vez, permitem, através da colocação de uma barra metálica associada, a inserção das molas. A Mesa permite a realização de movimentos independentes das plataformas, sendo estes movimentos ortogonais.

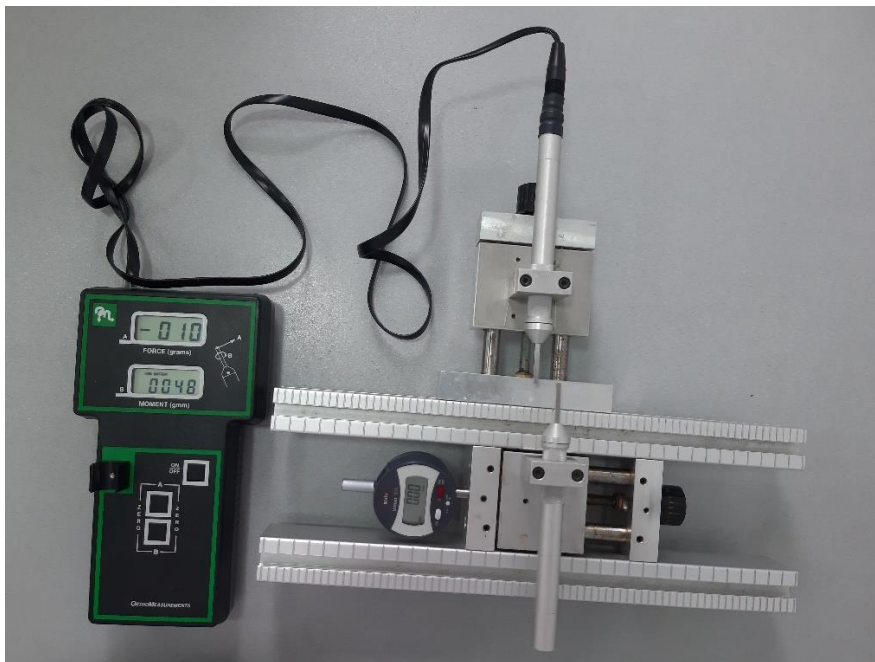


Figura 9 Mesa de testes com OrthoMeasure Moment/Force®, comparador digital MarCator® e peças de mão

2.3.2. Medição

Relativamente ao método usado, as molas, após a sua inserção na Mesa de testes (Figura 9), sofreram sucessivas ativações (afastamento). Foram realizados dois tipos de testes, um em função da força e outro em função do afastamento das plataformas, que por sua vez corresponde à abertura das molas.

O afastamento (mm) foi medido no comparador digital e o valor de força (g) e momento (gmm) no OrthoMeasure®. Posteriormente foi feito o registo dos respetivos valores em tabelas para consequente análise.

A distância inter-*bracket* experimental escolhida foi 12mm (Figura 10). As plataformas foram ajustadas de forma a que a distância entre as extremidades β e α , mais precisamente os sulcos 0,018 do aparelho OrthoMeasure® perfizesse os 12mm, orientados de forma colinear. Nestas condições o comparador digital foi calibrado para 0mm.



Figura 10 Mola em L inserida nos sulcos das barras metálicas das peças de mão

2.4. Testes

A fase de testes dividiu-se em 2 testes, divididos por três fases cada:

2.4.1. Teste A: registo do valor do momento (gmm) e de afastamento (mm) para ativações de 100g e 200g.

- Fase 1A: inserção das molas no sulco das barras metálicas, tendo em atenção o emparelhamento da extremidade α com a peça de mão instalada na plataforma imóvel e a extremidade β na peça de mão instalada na plataforma móvel. Nesta fase as plataformas encontram-se na posição inicial, com uma distância inter-*bracket* de 12mm, ou seja, sem ativação.
- Fase 2A: ativação através do afastamento das plataformas. As molas sofreram ativação até se alcançar o valor de 100g de força, visível no OrthoMeasure®, sendo seguidamente ativadas até 200g de força. O controlo da ativação (força) foi feito através do OrthoMeasure®.
- Fase 3A: registo do momento visualizado no OrthoMeasure® e o afastamento no comparador digital, para ambos os valores de força considerados.

Cada mola foi sujeita a três ciclos independentes, cada um com duas ativações consecutivas (100g e 200g) em cada ciclo.

2.4.2. Teste B: registo do valor de força (g) e de momento de força (gmm) para ativações de 1mm a 6mm de afastamento, inclusive, com intervalos de 0,5mm, com a condição limite de 300g de força.

- Fase 1B: inserção das molas no sulco das barras metálicas, tendo em atenção o emparelhamento da extremidade α com a peça de mão instalada

na plataforma imóvel e a extremidade β na peça de mão instalada na plataforma móvel. Nesta fase as plataformas encontram-se na posição inicial, com uma distância inter-*bracket* de 12mm, ou seja, 0mm de ativação.

- Fase 2B: ativação através do afastamento das plataformas. As molas foram ativadas de 1mm até um máximo de 6mm, inclusive, com intervalos sucessivos de 0,5mm, sem nunca exceder 300g de força. O controlo da ativação (afastamento) foi feito através do comparador digital.
- Fase 3B: registo dos valores de força e o momento visualizados no OrthoMeasure®.

Neste segundo teste cada mola foi sujeita a três ciclos independentes, num máximo de 11 afastamentos consecutivos (ativações). Estes 11 afastamentos correspondem aos valores entre 1mm e 6mm, inclusive, com intervalos de 0,5mm.

2.5. Metodologia estatística

Relativamente à análise estatística de dados, esta foi realizada com o programa IBM SPSS, versão 24 para Windows (IBM Corp. Released 2016).

As variáveis estudadas foram caracterizadas através da média (M) e do desvio-padrão (DP), com os resultados apresentados na forma: média $\pm$ desvio-padrão.

O estudo da significância das diferenças das variáveis avaliadas, relativamente ao material (aço, TMA), à secção (0,016" x 0,022", 0,017" x 0,025") e à orientação (mesial, distal), foi realizado com o Teste T de Student para amostras independentes. A normalidade dos dados foi validada através do Teste de Shapiro-Wilk.

Relativamente aos testes estatísticos, foi considerado um nível de significância de 5%, ou seja, as diferenças foram consideradas estatisticamente significativas quando o valor de significância (p) foi inferior a 0.05 ($p < 0.05$).

2.6. Exatidão e Precisão do método

A exatidão relaciona-se com a concordância entre os valores medidos no teste e o valor aceite como valor real. Quanto à precisão, esta relaciona-se com a concordância, entre si, dos valores obtidos no teste em diferentes repetições, ou seja, representa a reprodutibilidade das medições realizadas. A primeira é considerada uma medida de erros aleatórios e a segunda de erros sistemáticos.

Tendo isto em conta, deve ser assegurado que os erros referidos são de uma ordem de grandeza incapaz de afetar as conclusões a retirar dos resultados obtidos.

A exatidão das medições de força foi verificada através da suspensão de um peso calibrado de 100g no aparelho OrthoMeasure® tendo sido realizadas dez medições, isto de forma a verificar se as medições são estatisticamente diferentes do expectável.

Para as medições de momento, foi igualmente realizada uma verificação através da suspensão de um peso calibrado de 10g numa das extremidades de um segmento de arame linear que, por sua vez, estava inserido, pela extremidade oposta, no sulco da peça de mão da extremidade α do aparelho OrthoMeasure®. O segmento de arame referido anteriormente era constituído por 30mm de comprimento o que, pela fórmula de Momento já previamente referida, permitirá obter um valor expectável de 300gmm. Tal como na verificação anterior foram realizadas dez medições de forma a verificar se as medições são estatisticamente diferentes do expectável.

Relativamente à não colineariedade entre os sulcos de ambas as peças de mão α e β , foi igualmente realizada a verificação através da inserção de um segmento de arame retilíneo. Esta inserção foi repetida 5 vezes, e a condição colineariedade foi verificada uma vez que não se registaram valores de força e momento superiores a 1g e 10gmm, respetivamente.

De forma a colmatar possíveis erros inerentes à própria inserção das molas nos sulcos das peças de mão, cada mola foi sujeita a três ciclos de testes.

3. Resultados

3.1. Resultados de afastamento (mm) e momento (gmm) para ativações de 100g e 200g- Teste A

3.1.1. Valor de afastamento (mm)

Os resultados da comparação do valor de ativação entre materiais, secções e posições das molas são apresentados na Tabela I e na Figura 11.

O valor de afastamento é significativamente maior nas molas de TMA do que nas molas de aço ($p < 0.001$) e, para cada material, maior nas molas de secção 0,016" x 0,022" do que nas molas de secção 0,017" x 0,025" ($p < 0.001$). Os resultados da comparação relativamente à orientação da porção gengival mostram que o valor de afastamento é significativamente maior nas molas com orientação distal do que nas molas com orientação mesial ($p < 0.001$) para todos os materiais/secções. Estes resultados são semelhantes para forças de ativação de 100g e de 200g.

Tabela I Média e desvio-padrão do valor de afastamento (mm) das molas com orientação mesial (Fr) e distal (Tr) para forças de ativação de 100g (gráfico à esquerda) e de 200g (gráfico à direita), por material e secção

100g							
Material	(1)	Secção	(2)	Mesial	Distal	(3)	
Aço	1.96±0.41	16-22	2.15±0.40	p < 0.001	1.90±0.29	2.40±0.33	p < 0.001
		17-25	1.77±0.33		1.48±0.03	2.07±0.19	p < 0.001
TMA	2.61±0.59	16-22	2.91±0.64	p < 0.001	2.32±0.18	3.51±0.21	p < 0.001
		17-25	2.30±0.34		1.98±0.04	2.62±0.11	p < 0.001
200g							
Material	(1)	Secção	(2)	Mesial	Distal	(3)	
Aço	3.22±0.55	16-22	3.48±0.54	p < 0.001	3.09±0.31	3.87±0.41	p < 0.001
		17-25	2.95±0.44		2.55±0.04	3.35±0.21	p < 0.001
TMA	4.71±1.05	16-22	5.24±1.11	p < 0.001	4.18±0.25	6.30±0.27	p < 0.001
		17-25	4.17±0.67		3.53±0.06	4.81±0.18	p < 0.001

Resultados apresentados na forma média ± desvio-padrão;

p – valor de significância do Teste T de Student: (1) comparação entre materiais, (2) comparação entre secções dentro de cada material, (3) comparação entre orientações (mesial e distal) dentro de cada material e secção.

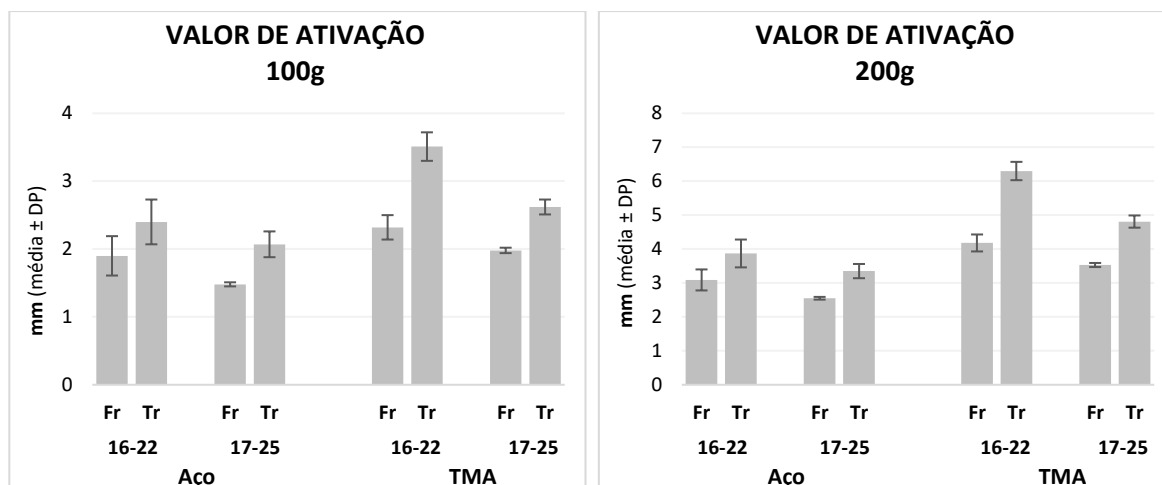


Figura 11 Média e desvio-padrão do valor de afastamento (mm) das molas com orientação mesial (Fr) e distal (Tr) para forças de ativação de 100g (gráfico à esquerda) e de 200g (gráfico à direita), por material e secção

3.1.2. Momento (gmm)

Relativamente ao momento (Tabela II e Figura 12), os valores médios foram significativamente maiores nas molas de TMA do que nas de aço ($p < 0.01$), no entanto não se registaram diferenças significativas entre as molas de secção 0,016" x 0,022" e as de secção 0,017" x 0,025" dentro de cada material ($p > 0.05$). Quanto à orientação, o momento é significativamente maior nas molas com orientação mesial do que distal ($p < 0.001$) para todos os materiais/secções. Estes resultados são semelhantes para forças de ativação de 100g e de 200g.

Tabela II Caracterização e comparação do momento (gmm) nas molas com orientação mesial e distal, por material e secção – 100g e 200g.

100g							
Material	(1)	Secção	(2)	Mesial	Distal	(3)	
Aço	432.6±48.8	16-22	426.4±58.0	p = 0.312	461.6±23.1	391.1±61.5	p < 0.001
		17-25	438.8±37.4		464.9±15.7	412.8±34.6	p < 0.001
TMA	469.4±75.5	16-22	471.7±63.8	p = 0.809	526.2±36.6	417.2±27.0	p < 0.001
		17-25	467.1±86.6		550.2±10.3	384.0±25.3	p < 0.001
200g							
Material	(1)	Secção	(2)	Mesial	Distal	(3)	
Aço	837.5±119.9	16-22	834.2±129.2	p = 0.830	947.6±30.6	720.8±78.3	p < 0.001
		17-25	840.7±111.8		941.0±32.2	740.5±57.8	p < 0.001
TMA	925.8±225.3	16-22	928.8±220.3	p = 0.918	1137.1±79.3	720.4±37.2	p < 0.001
		17-25	922.9±233.7		1151.5±22.7	694.3±28.7	p < 0.001

Resultados apresentados na forma média ± desvio-padrão;

p – valor de significância do Teste T de Student: (1) comparação entre materiais, (2) comparação entre secções dentro de cada material, (3) comparação entre orientações (mesial e distal) dentro de cada material e secção.

Estudo laboratorial do efeito das ativações no comportamento mecânico
de molas L, em aço e TMA

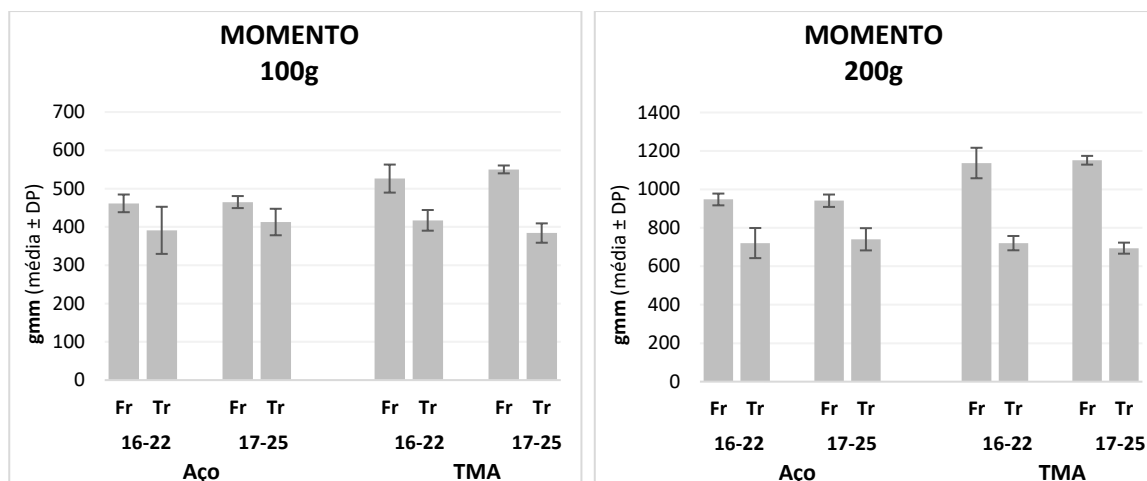


Figura 12 Média e desvio-padrão do momento (gmm) das molas com orientação mesial (Fr) e distal (Tr) para forças de ativação de 100g (gráfico à esquerda) e de 200g (gráfico à direita), por material e secção.

3.1.3. Proporção M/F

Estabelecidos os valores do momento para ativações de 100g e 200g de força, foi possível a obtenção da proporção M/F (Tabela III e Figura 13) para todas as molas referidas, nos diferentes materiais, secções e orientação.

Relativamente às molas com orientação mesial da porção gengival, os valores médios são superiores nas molas de TMA em comparação às molas de aço, não se verificando diferenças consideráveis entre secções dentro do mesmo material.

Relativamente às molas com orientação distal da porção gengival, não se verificam diferenças consideráveis em nenhuma das variáveis analisadas (material, secção).

Para o mesmo material e secção os valores da proporção M/F são maiores nas molas com orientação mesial do que nas molas com orientação distal.

Tabela III Caracterização e comparação da proporção M/F (mm) nas molas com orientação mesial e distal, por material e secção – 100g e 200g.

100g				
Material		Secção	Mesial	Distal
Aço	4.33	16-22	4.27	4.62
		17-25	4.39	4.65
TMA	4.69	16-22	4.72	4.17
		17-25	4.67	5.50
200g				
Material		Secção	Mesial	Distal
Aço	4.19	16-22	4.17	4.74
		17-25	4.21	4.71
TMA	4.63	16-22	4.65	3.60
		17-25	4.62	5.76

Resultados apresentados na forma média;

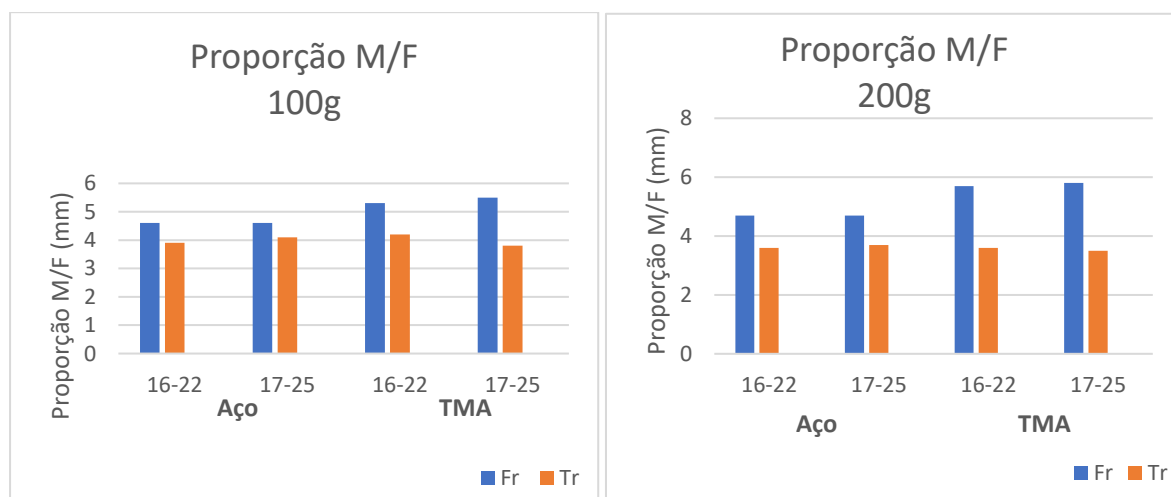


Figura 13 Média da proporção M/F (mm) das molas com orientação mesial (Fr) e distal (Tr) para forças de ativação de 100g (gráfico à esquerda) e de 200g (gráfico à direita), por material e secção.

3.2. Resultados de força (g) e momento (gmm) para ativações de 1mm a 6mm- Teste B

3.2.1. Força (g)

Os resultados da comparação da força entre materiais, entre secções e entre orientações das molas são apresentados na Tabela IV, na Figura 14 e Figura 15.

Os resultados mostram que a força é significativamente superior nas molas de aço do que nas molas de TMA para os valores de ativação de 1.0mm a 3.5mm ($p < 0.001$) – a força nas molas de aço ultrapassou o máximo de 300g para os valores de ativação superiores em algumas ou todas as secções/orientações (só foi feita a comparação nos casos com dados para todas as secções/orientações).

As molas com secção 0,017" x 0,025" tiveram valores de força maiores do que as molas de secção 0,016" x 0,022" para todos os valores de ativação com dados completos ($p < 0.05$), tanto nas molas de aço como nas molas TMA.

Relativamente à orientação, a força é significativamente superior nas molas com orientação mesial do que nas molas com orientação distal ($p < 0.001$) para todos os valores de ativação, tanto nas molas de secção 0,016" x 0,022" como nas de secção 0,017" x 0,025", em ambos os materiais.

Tabela IV Caracterização e comparação da força (g) nas molas com orientação mesial e distal, por material e secção, para valores de ativação de 1mm a 6 mm.

1.0 mm		(1)	Secção		(2)	Mesial	Distal	(3)
Aço	41.8±8.7	p < 0.001	16-22	38.9±8.5	p = 0.008	46.4±2.6	30.9±3.6	p < 0.001
			17-25	44.6±8.0		52.4±1.7	36.9±1.8	p < 0.001
TMA	27.6±7.6		16-22	24.9±7.0	p = 0.004	31.7±1.6	18.2±0.6	p < 0.001
			17-25	30.3±7.4		37.4±1.5	23.2±2.0	p < 0.001
1.5 mm		(1)	Secção		(2)	Mesial	Distal	(3)
Aço	85.7±15.0	p < 0.001	16-22	80.9±14.7	p = 0.011	94.1±3.1	66.7±6.0	p < 0.001
			17-25	90.3±14.0		103.9±2.7	76.8±3.1	p < 0.001
TMA	55.6±14.2		16-22	50.3±13.4	p = 0.002	63.4±2.5	37.3±1.9	p < 0.001
			17-25	60.9±13.1		73.5±2.2	48.3±3.1	p < 0.001
2.0 mm		(1)	Secção		(2)	Mesial	Distal	(3)
Aço	120.2±20.9	p < 0.001	16-22	112.9±20.4	p = 0.006	131.5±3.8	93.2±8.0	p < 0.001
			17-25	127.2±19.2		145.7±3.3	108.7±4.4	p < 0.001
TMA	76.7±18.9		16-22	69.4±17.7	p = 0.002	86.6±3.1	52.2±2.1	p < 0.001
			17-25	84.0±17.5		100.8±3.6	67.1±4.3	p < 0.001
2.5 mm		(1)	Secção		(2)	Mesial	Distal	(3)
Aço	166.2±26.3	p < 0.001	16-22	156.2±25.7	p = 0.002	179.5±4.3	131.4±10.7	p < 0.001
			17-25	175.8±23.5		198.4±4.3	153.3±5.7	p < 0.001
TMA	105.4±24.7		16-22	95.1±22.8	p = 0.001	117.2±4.0	73.0±3.3	p < 0.001
			17-25	115.8±22.3		137.3±3.8	94.3±5.3	p < 0.001
3.0 mm		(1)	Secção		(2)	Mesial	Distal	(3)
Aço	206.6±44.8	p < 0.001	16-22	192.3±29.6	p = 0.012	219.2±4.7	163.6±12.1	p < 0.001
			17-25	220.4±52.6		250.9±6.9	189.9±5.7	p < 0.001
TMA	129.0±28.9		16-22	116.7±26.7	p < 0.001	142.7±4.6	90.7±3.8	p < 0.001
			17-25	141.3±25.9		166.3±4.3	116.4±5.9	p < 0.001
3.5 mm		(1)	Secção		(2)	Mesial	Distal	(3)
Aço	246.4±35.7	p < 0.001	16-22	232.1±34.3	p = 0.001	263.2±5.5	198.8±13.8	p < 0.001
			17-25	260.4±31.8		291.2±6.2	229.6±5.7	p < 0.001
TMA	154.1±33.5		16-22	139.3±30.7	p < 0.001	169.1±5.6	109.5±4.5	p < 0.001
			17-25	168.8±29.8		197.5±4.8	140.1±7.0	p < 0.001
4.0 mm		(1)	Secção		(2)	Mesial	Distal	(3)
Aço	261.0±27.2	-	16-22	250.8±33.0	-	298.6±1.6	234.8±19.7	p < 0.001
			17-25	273.8±6.2		-	273.8±6.2	-
TMA	180.6±37.1		16-22	162.9±33.5	p < 0.001	195.4±6.1	130.3±4.9	p < 0.001
			17-25	198.3±31.9		228.7±5.4	168.0±10.7	p < 0.001
4.5 mm		(1)	Secção		(2)	Mesial	Distal	(3)
Aço	273.1±19.2	-	16-22	265.4±15.4	-	-	265.4±15.4	-
			17-25	296.3±4.8		-	296.3±4.8	-
TMA	200.4±40.9		16-22	181.9±38.1	p < 0.001	218.3±12.1	145.5±5.5	p < 0.001
			17-25	218.9±35.2		252.2±11.5	185.6±8.6	p < 0.001
5.0 mm		(1)	Secção		(2)	Mesial	Distal	(3)
Aço	289.7±6.0	-	16-22	289.7±6.0	-	-	289.7±6.0	-
			17-25	-		-	-	-
TMA	224.2±43.4		16-22	203.1±38.4	p < 0.001	240.3±7.5	165.9±6.2	p < 0.001
			17-25	246.0±37.3		283.1±5.3	211.2±9.5	p < 0.001
5.5 mm		(1)	Secção		(2)	Mesial	Distal	(3)
Aço	-	-	16-22	-	-	-	-	-
			17-25	-		-	-	-
TMA	233.4±40.1		16-22	222.6±43.0	p = 0.011	263.0±17.1	182.2±6.8	p < 0.001
			17-25	249.0±30.0		294.8±3.3	231.8±10.3	p < 0.001
6.0 mm		(1)	Secção		(2)	Mesial	Distal	(3)
Aço	-	-	16-22	-	-	-	-	-
			17-25	-		-	-	-
TMA	244.0±34.3		16-22	239.0±40.5	p = 0.047	278.1±8.8	199.9±7.1	p < 0.001
			17-25	254.0±11.0		-	254.0±11.0	-

Resultados apresentados na forma média ± desvio-padrão;

p – valor de significância do Teste T de Student: (1) comparação entre materiais, (2) comparação entre secções dentro de cada material, (3) comparação entre orientações (mesial e distal) dentro de cada material e secção.

Estudo laboratorial do efeito das ativações no comportamento mecânico de molas L, em aço e TMA

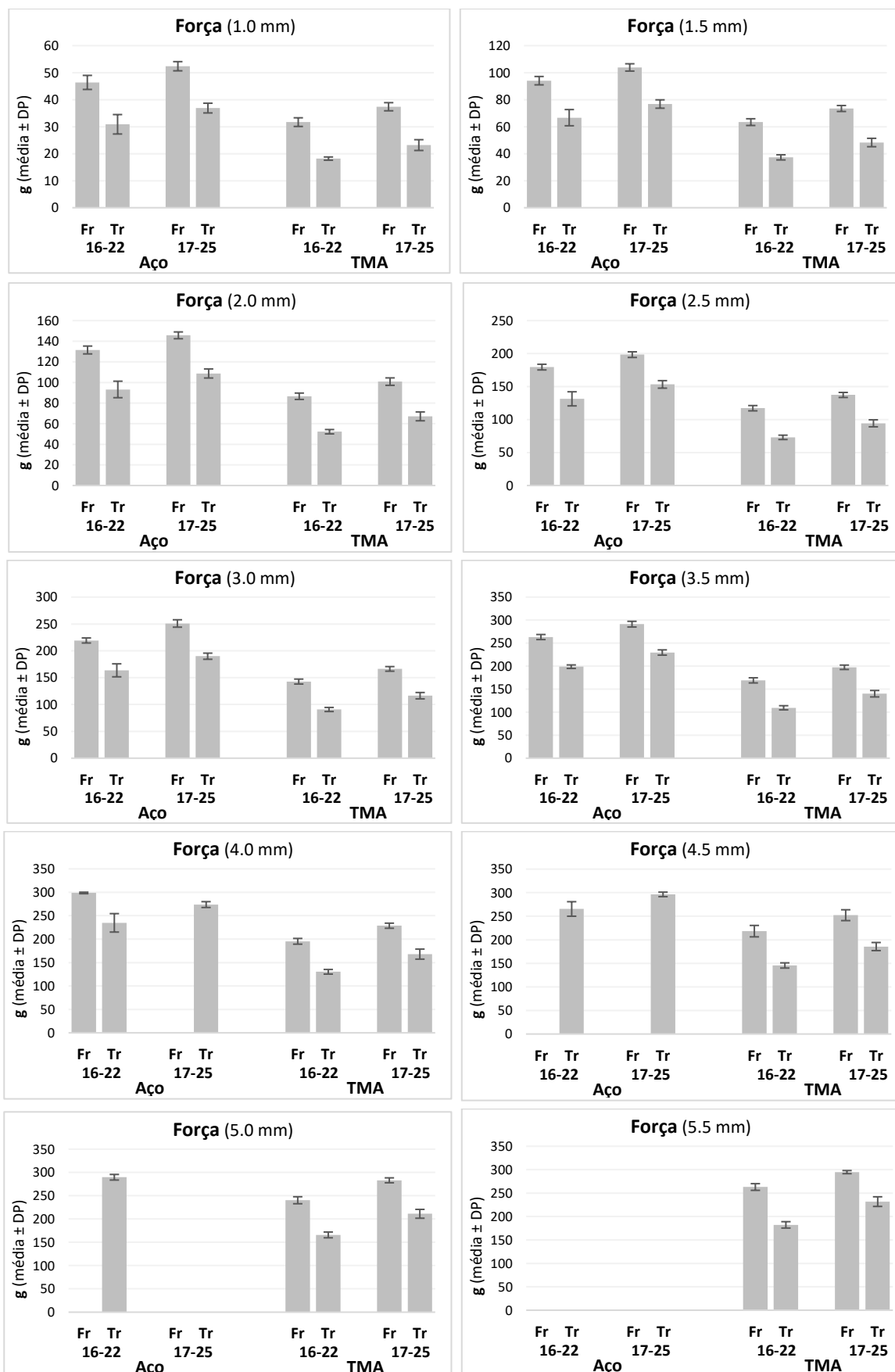


Figura 14 Média e desvio-padrão da força (g) das molas com orientação mesial (Fr) e distal (Tr) para valores de ativação de 1.0 mm a 5.5 mm, por material e seção.

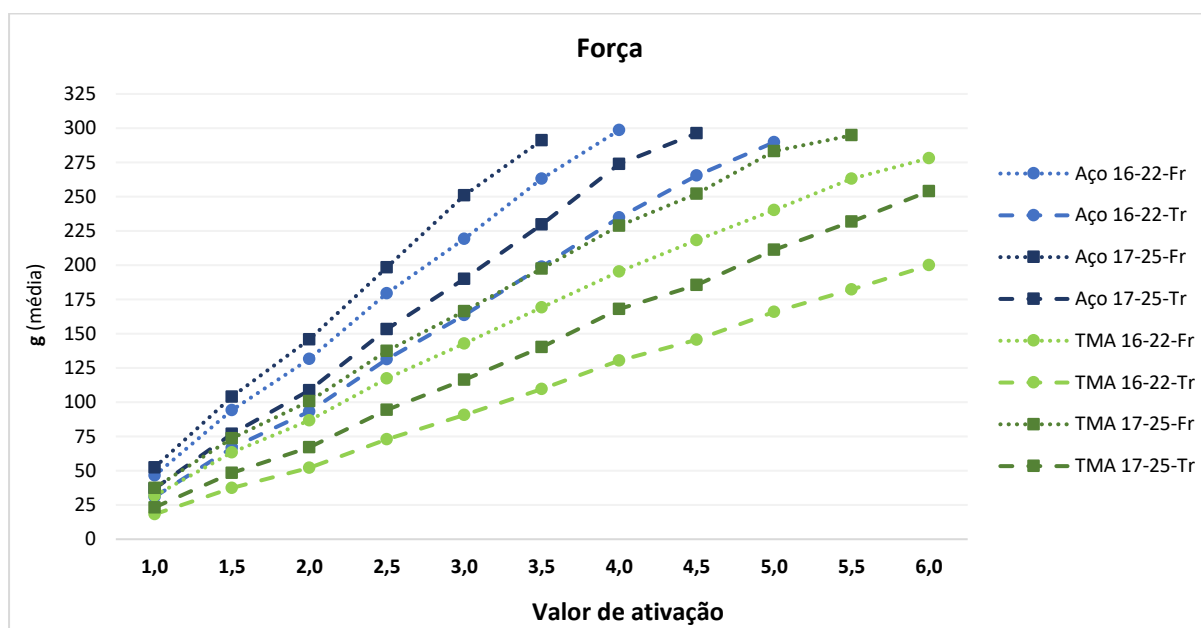


Figura 15 Média da força (g) das molas com orientação mesial (Fr) e distal (Tr) para valores de ativação de 1.0 mm a 6.0 mm, por material e secção.

3.2.2. Momento (gmm)

Relativamente ao momento (Tabela V, Figura 16 e Figura 17), este foi significativamente maior nas molas de aço do que nas de TMA para valores de ativação de 1.0mm a 3.5mm ($p < 0.001$). A força nas molas de aço ultrapassou o máximo de 300g para os valores de ativação superiores em algumas ou todas as secções/posições, pelo que não há dados do momento (só foi feita a comparação nos casos com dados para todas as secções/posições).

De uma forma geral, as molas com secção 0,017" x 0,025" apresentaram uma média do momento maior do que as molas de secção 0,016" x 0,022", no entanto as diferenças apenas foram significativas nas molas de aço-1.0mm ($p = 0.016$), aço-1.5mm ($p = 0.011$), TMA-1.5mm ($p = 0.027$), TMA-2.0mm ($p = 0.049$) e TMA-6mm ($p < 0.001$).

Relativamente à orientação, o momento é significativamente maior nas molas com orientação mesial do que nas molas com orientação distal ($p < 0.001$) para todos os valores de ativação, tanto nas molas de secção 0,016" x 0,022" como nas de secção 0,017" x 0,025", em ambos os materiais.

Estudo laboratorial do efeito das ativações no comportamento mecânico
de molas L, em aço e TMA

Tabela V Caracterização e comparação do momento (gmm) nas molas com orientação mesial e distal, por material e secção, para valores de ativação de 1mm a 6 mm.

1.0 mm		(1)	Secção	(2)	Mesial	Distal	(3)	
Aço	205.6±41.6	p < 0.001	16-22	192.8±44.7	p = 0.016	227.6±17.2	155.6±33.1	p < 0.001
			17-25	218.0±34.8		251.2±8.2	184.8±9.1	p < 0.001
TMA	151.3±40.7		16-22	137.8±35.5	p = 0.078	172.1±7.3	103.4±6.3	p < 0.001
			17-25	164.8±41.6		204.9±10.4	124.7±6.0	p < 0.001
1.5 mm		(1)	Secção	(2)	Mesial	Distal	(3)	
Aço	393.4±80.8	p < 0.001	16-22	375.2±81.2	p = 0.011	446.1±30.6	299.5±35.3	p < 0.001
			17-25	411.0±77.6		486.3±12.2	335.7±14.4	p < 0.001
TMA	287.5±87.0		16-22	263.6±78.9	p = 0.027	340.4±14.3	186.9±9.3	p < 0.001
			17-25	311.3±89.3		397.8±14.0	224.8±17.5	p < 0.001
2.0 mm		(1)	Secção	(2)	Mesial	Distal	(3)	
Aço	556.5±121.5	p < 0.001	16-22	528.6±122.2	p = 0.072	641.1±22.7	408.6±39.8	p < 0.001
			17-25	583.6±116.2		694.7±14.9	472.4±36.8	p < 0.001
TMA	397.5±130.0		16-22	365.7±116.8	p = 0.049	479.8±14.5	251.6±15.4	p < 0.001
			17-25	429.3±136.3		562.3±18.9	296.3±17.9	p < 0.001
2.5 mm		(1)	Secção	(2)	Mesial	Distal	(3)	
Aço	736.8±181.9	p < 0.001	16-22	704.2±181.0	p = 0.164	872.9±25.9	524.3±48.1	p < 0.001
			17-25	768.3±179.9		943.1±19.6	593.5±36.1	p < 0.001
TMA	524.6±191.3		16-22	481.0±173.1	p = 0.068	650.6±17.4	311.5±17.0	p < 0.001
			17-25	568.3±201.1		764.5±24.9	372.1±29.4	p < 0.001
3.0 mm		(1)	Secção	(2)	Mesial	Distal	(3)	
Aço	904.6±238.2	p < 0.001	16-22	862.8±240.9	p = 0.173	1085.6±28.1	625.2±79.4	p < 0.001
			17-25	945.0±232.2		1171.0±22.4	719.0±44.1	p < 0.001
TMA	643.8±244.5		16-22	593.1±222.0	p = 0.098	810.8±19.9	375.4±19.1	p < 0.001
			17-25	694.4±258.6		947.9±28.8	441.0±19.7	p < 0.001
3.5 mm		(1)	Secção	(2)	Mesial	Distal	(3)	
Aço	1092.5±290.2	p < 0.001	16-22	1044.8±289.6	p = 0.202	1317.0±30.1	754.5±61.2	p < 0.001
			17-25	1138.7±287.9		1419.5±31.7	857.9±45.0	p < 0.001
TMA	768.2±305.3		16-22	705.3±279.5	p = 0.100	979.5±25.6	431.2±21.2	p < 0.001
			17-25	831.0±321.2		1146.0±36.2	516.1±18.1	p < 0.001
4.0 mm		(1)	Secção	(2)	Mesial	Distal	(3)	
Aço	972.6±226.6	-	16-22	999.7±300.6	-	1497.2±33.7	833.8±66.6	p < 0.001
			17-25	938.8±56.6		-	938.8±56.6	-
TMA	895.3±379.9		16-22	830.4±355.3	p = 0.174	1175.1±82.9	485.8±23.5	p < 0.001
			17-25	960.2±397.9		1350.6±41.4	569.8±19.7	p < 0.001
4.5 mm		(1)	Secção	(2)	Mesial	Distal	(3)	
Aço	972.8±81.5	-	16-22	941.3±65.3	-	-	941.3±65.3	-
			17-25	1067.2±42.1		-	1067.2±42.1	-
TMA	1008.0±429.3		16-22	926.3±394.8	p = 0.129	1314.0±30.7	538.7±25.0	p < 0.001
			17-25	1089.8±452.6		1533.8±47.4	645.7±22.6	p < 0.001
5.0 mm		(1)	Secção	(2)	Mesial	Distal	(3)	
Aço	1030.0±66.2	-	16-22	1030.0±66.2	-	-	1030.0±66.2	-
			17-25	-		-	-	-
TMA	1123.7±501.0		16-22	1035.7±455.8	p = 0.160	1483.3±34.9	588.1±26.0	p < 0.001
			17-25	1214.5±535.9		1753.9±102.8	708.8±28.7	p < 0.001
5.5 mm		(1)	Secção	(2)	Mesial	Distal	(3)	
Aço	-	-	16-22	-	-	-	-	-
			17-25	-		-	-	-
TMA	1111.2±492.0		16-22	1139.8±502.2	p = 0.609	1633.0±38.9	646.6±29.3	p < 0.001
			17-25	1069.7±485.4		1842.3±56.1	779.9±22.2	p < 0.001
6.0 mm		(1)	Secção	(2)	Mesial	Distal	(3)	
Aço	-	-	16-22	-	-	-	-	-
			17-25	-		-	-	-
TMA	1119.9±476.3		16-22	1245.1±543.3	p < 0.001	1778.4±47.7	711.7±29.5	p < 0.001
			17-25	869.5±23.3		-	869.5±23.3	-

Resultados apresentados na forma média ± desvio-padrão;

p – valor de significância do Teste T de Student: (1) comparação entre materiais, (2) comparação entre secções dentro de cada material, (3) comparação entre orientações (mesial e distal) dentro de cada material e secção.

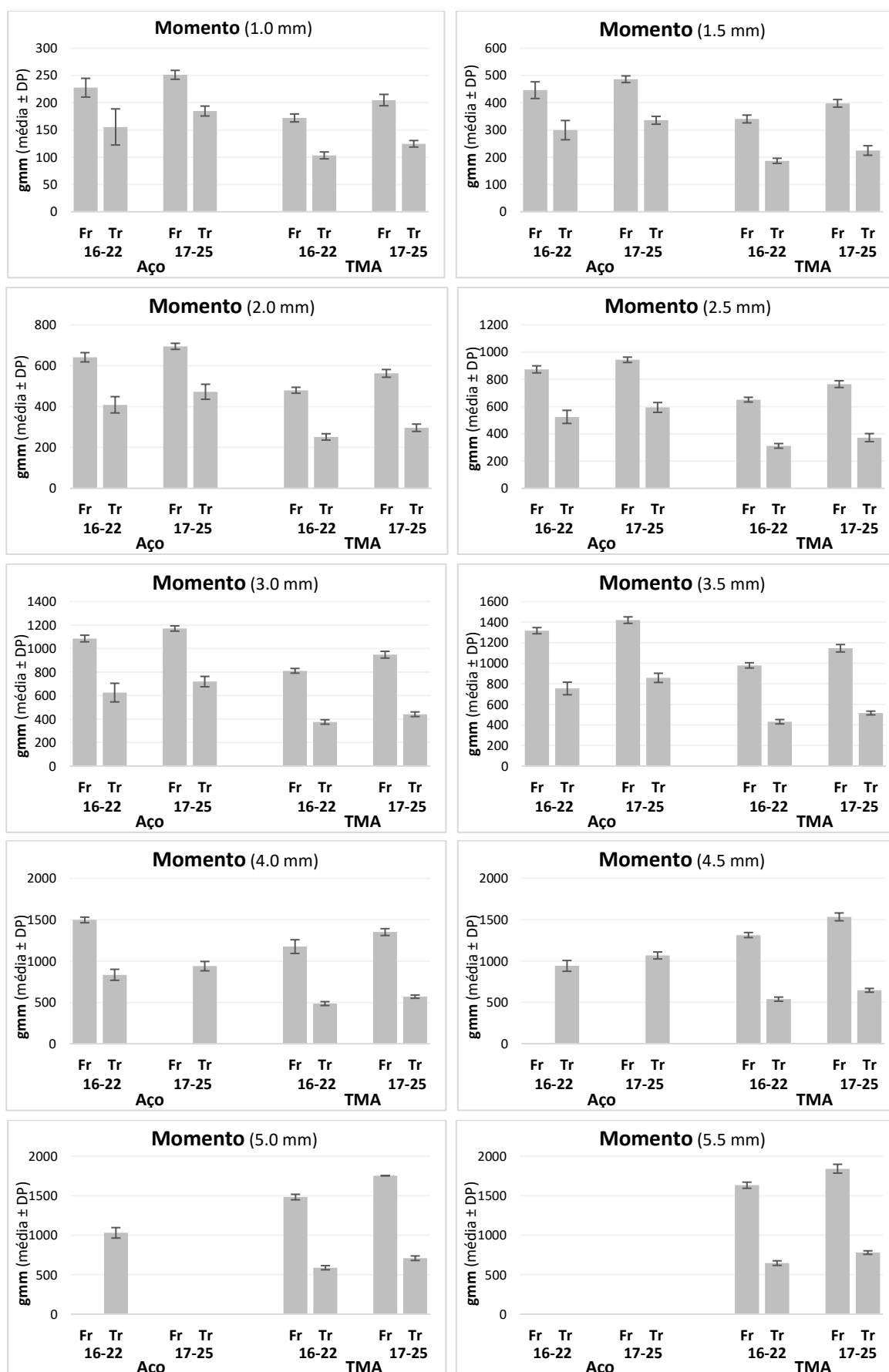


Figura 16 Média e desvio-padrão do momento (gmm) das molas com orientação mesial (Fr) e distal (Tr) para valores de ativação de 1.0 mm a 5.5 mm, por material e secção.

Estudo laboratorial do efeito das ativações no comportamento mecânico de molas L, em aço e TMA

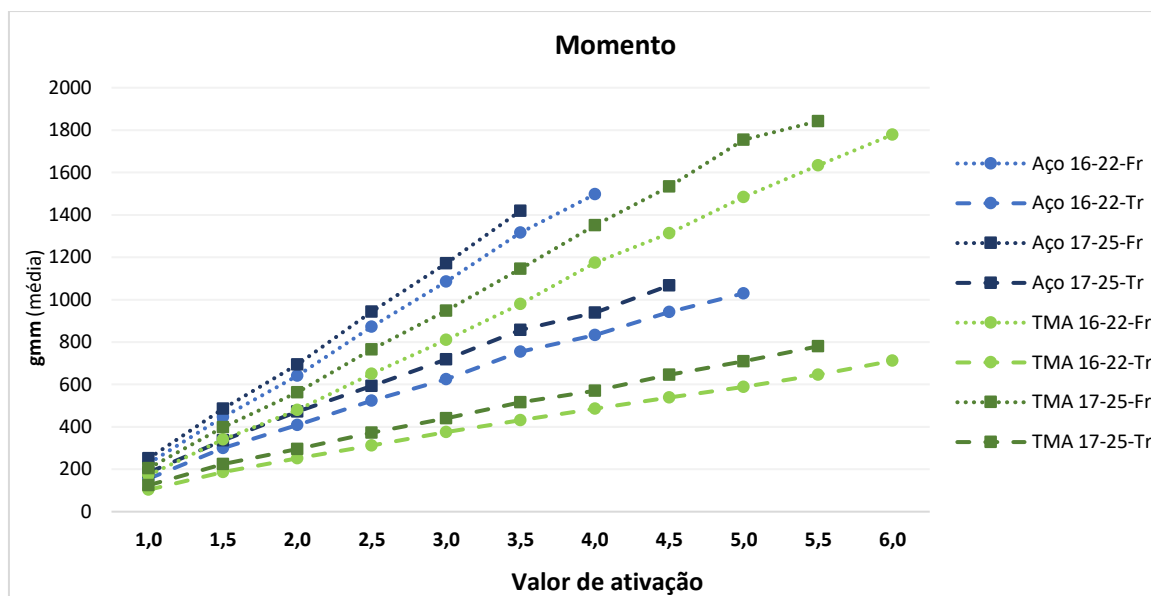


Figura 17 Média e desvio-padrão do momento (gmm) das molas com orientação mesial (Fr) e distal (Tr) para valores de ativação de 1.0 mm a 6.0 mm, por material e secção.

3.2.3. Proporção M/F

Após a medição dos valores de força e respetivo momento para ativações de 1mm a 6mm, foi possível a obtenção da proporção M/F (Tabela VI e Figura 18) para todas as molas referidas, nos diferentes materiais, secções e orientação.

Relativamente às molas com orientação mesial da porção gengival, os valores médios são superiores nas molas de TMA em comparação às molas de aço, não se verificando diferenças consideráveis entre secções dentro do mesmo material.

Relativamente às molas com orientação distal da porção gengival, não se verificam diferenças consideráveis em nenhuma das variáveis analisadas (material, secção).

Para o mesmo material e secção os valores da proporção M/F são maiores nas molas com orientação mesial do que nas molas com orientação distal.

Tabela VI Caracterização e comparação da proporção M/F (mm) nas molas com orientação mesial e distal, por material e secção, para valores de ativação de 1mm a 6 mm.

1.0 mm	Secção		Mesial	Distal	1.0 mm
Aço	5.0	16-22	5.0	4.9	5.0
TMA	5.6	17-25	4.9	4.8	5.0
1.5 mm	Secção		Mesial	Distal	
Aço	4.6	16-22	4.6	4.7	4.5
		17-25	4.6	4.7	4.4
TMA	5.2	16-22	5.2	5.4	5.0
		17-25	5.1	5.4	4.7
2.0 mm	Secção		Mesial	Distal	
Aço	4.7	16-22	4.7	4.9	4.4
		17-25	4.6	4.8	4.3
TMA	5.1	16-22	5.2	5.5	4.8
		17-25	5.0	5.6	4.4
2.5 mm	Secção		Mesial	Distal	
Aço	4.5	16-22	4.5	4.9	4.0
		17-25	4.4	4.8	3.9
TMA	4.9	16-22	4.9	5.6	4.3
		17-25	4.8	5.6	3.9
3.0 mm	Secção		Mesial	Distal	
Aço	4.4	16-22	4.4	5.0	3.8
		17-25	4.3	4.7	3.8
TMA	4.9	16-22	4.9	5.7	4.1
		17-25	4.8	5.7	3.8
3.5 mm	Secção		Mesial	Distal	
Aço	4.4	16-22	4.4	5.0	3.8
		17-25	4.3	4.9	3.7
TMA	4.9	16-22	4.9	5.8	3.9
		17-25	4.8	5.8	3.7
4.0 mm	Secção		Mesial	Distal	
Aço	3.9	16-22	4.3	5.0	3.6
		17-25	3.4	-	3.4
TMA	4.8	16-22	4.9	6.0	3.7
		17-25	4.7	5.9	3.4
4.5 mm	Secção		Mesial	Distal	
Aço	3.6	16-22	3.5	-	3.5
		17-25	3.6	-	3.6
TMA	4.9	16-22	4.9	6.0	3.7
		17-25	4.8	6.1	3.5
5.0 mm	Secção		Mesial	Distal	
Aço	3.6	16-22	3.6	-	3.6
		17-25	-	-	-
TMA	4.8	16-22	4.8	6.1	3.5
		17-25	4.8	6.2	3.4
5.5 mm	Secção		Mesial	Distal	
Aço	-	16-22	-	-	-
		17-25	-	-	-
TMA	4.9	16-22	4.9	6.2	3.5
		17-25	4.8	6.2	3.4
6.0 mm	Secção		Mesial	Distal	
Aço	-	16-22	-	-	-
		17-25	-	-	-
TMA	4.2	16-22	5	6.4	3.6
		17-25	3.4	-	3.4

Resultados apresentados na forma média;

Estudo laboratorial do efeito das ativações no comportamento mecânico
de molas L, em aço e TMA

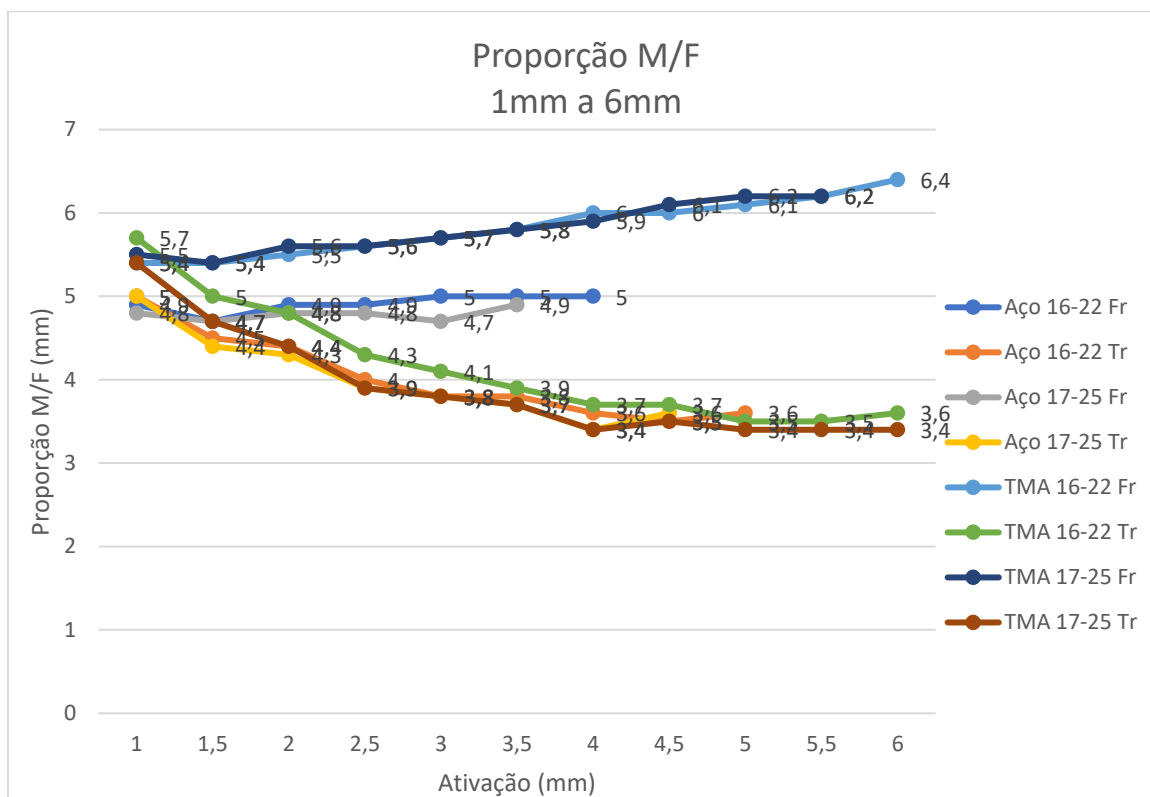


Figura 18 Média da proporção M/F (mm) das molas com orientação mesial (Fr) e distal (Tr) para valores de ativação de 1.0 mm a 6.0 mm, por material e secção.

3.3. Exatidão e precisão

A análise da exatidão e da precisão das variáveis força e momento apresentou os resultados referidos na Tabela VII.

Tabela VII Análise da exatidão e precisão do aparelho OrthoMeasure®

Variável	n	Valor verdadeiro	Média	Desvio Padrão	I.C. (95%)	Teste t-Student
Força	10	100	99,8	1,317	99,8 ± 0,9418	p=0,642>0,05
Momento	10	300	302,3	2,983	302,3 ± 2,1341	p=0,037<0,05

Quanto à variável força, não existem diferenças estatisticamente significativas ($p>0,05$). Relativamente à variável momento, para um nível de significância de 5%, existem diferenças estatisticamente significativas, no entanto para 1% essas diferenças já não se verificam ($p>0,01$).

Desta forma pode ser considerada adequada a exatidão das medições, apesar da leve tendência de sobrevalorização dos valores mensurados para a variável momento.

Relativamente à precisão, a grandeza dos erros associados às medições efetuadas é muito inferior às diferenças registadas entre os resultados obtidos, ou seja, as diferenças observadas, ao existirem, são consequência das variáveis em análise e não devido a erros de medição.

4. Discussão

4.1. Materiais

A escolha pelos materiais recaiu sobre o aço e o TMA. O aço por ser um material amplamente utilizado em muitas técnicas (1) e o TMA referenciado por Burstone (38) como um dos melhores materiais no encerramento de espaços devido à sua amplitude de trabalho e capacidade de produzir elevadas proporções M/F. (39)

4.2. Molas

As dimensões da mola em L utilizada neste estudo, com 8mm de altura em que 6mm pertencem à haste vertical e 2mm à porção apical, e 8 mm de comprimento, são idênticas às dimensões referidas no estudo de Techalertpaisarn e Versluis (34), e similares com outros estudos que avaliaram os diversos fatores na construção de molas que influenciam a proporção M/F. (1, 38, 39)

A dimensão vertical da mola faz parte desses fatores e, segundo Burstone e Koenig (40) e Siatkowski (41), um aumento dessa mesma dimensão provoca um aumento da proporção M/F. Este aumento da dimensão vertical é, no entanto, apenas efetivo até ao limite de 10mm, como demonstrado por Siatkowski (41), não havendo dados que demonstrem vantagem na utilização de maiores dimensões verticais. Atendendo à anatomia do fundo do vestíbulo, valores superiores poderão tornar-se desconfortáveis para o paciente e assim afetar a prática clínica. (1, 38-41)

Sendo desejável a obtenção de uma proporção M/F elevada (1, 2, 5, 14, 40, 41) em α , o posicionamento da mola escolhido para o trabalho foi o mais próximo da posição α , precisamente a 2mm. No estudo de Techalertpaisarn e Versluis (34), para a mesma distância inter-*bracket*, foram estudados vários posicionamentos da mola, sendo o ratio a/b de 0,58 o mais próximo de α e assim o preconizado no presente estudo. Neste mesmo estudo (34), a proporção M/F com valor mais

elevado em α foi de 4,2 mm para o valor de ratio a/b de 0,58 tanto para 100g como 200g.

4.3. Ativações de 100g e 200g- Teste A

4.3.1. Momento

Contrariamente ao afirmado por Burstone (43), o momento foi superior nas molas em TMA comparativamente ao aço. A explicação para estes resultados é o facto de o valor do momento ser registado para 100g e 200g em ambos os materiais, sendo que o TMA necessita de maior afastamento (ativação) para atingir o mesmo valor de força. Isso faz com que o valor do momento, para a mesma quantidade de força, seja superior neste material.

Dentro de cada material, a secção 0,017" x 0,025", comparativamente à secção 0,016" x 0,022", registou valores de momento superiores, sendo que esta variável já entra em acordo com o estudo de Burstone. (43)

Relativamente à orientação da porção gengival, as molas com orientação mesial registaram valores de momento superiores às molas com orientação distal, justificado pela maior porção de arame gengival direccionada para o *bracket* mais próximo. (1)

4.3.2. Proporção M/F

No presente trabalho, para as mesmas condições do estudo de Techalertpaisarn e Versluis (34) (aço 0,016" x 0,022" e distribuição distal), para 100g e 200g, os resultados de proporção M/F registados foram de 3,91 e 3,6, respetivamente. Teoricamente para as mesmas condições a proporção M/F é constante, e por isso no estudo de Techalertpaisarn e Versluis (34) com elementos finitos os resultados para 100g e 200g são iguais.

Já no presente trabalho laboratorial esses valores não se mantêm constantes, o que está de acordo com vários autores (36, 37) que afirmam que a premissa de que os materiais são homogêneos influencia os resultados obtidos com elementos finitos. As diferenças de valores encontradas para o presente trabalho e o estudo de Techalertpaisarn e Versluis (34) foram de 0,3mm e 0,6mm para 100g e 200g, respetivamente, sendo estes valores comparáveis pela proximidade entre si.

Como esperado (1, 34), nestas duas ativações as molas com orientação mesial da porção gengival obtiveram valores de proporção M/F superiores comparativamente à orientação distal. Techalertpaisarn e Versluis (34) utilizaram no seu estudo molas L com orientação mesial da porção gengival mas com angulação da porção vertical, apresentando resultados de proporção M/F superiores nas referidas molas comparativamente às molas L com orientação distal da porção gengival, tal como no presente estudo.

Registaram-se valores mais altos nas molas de TMA comparativamente às molas de aço, sendo também estes resultados expectáveis. (39)

Relativamente às secções estudadas, secção 0,017" x 0,025" e secção 0,016" x 0,022", não foram verificadas diferenças consideráveis entre ambas, nas condições utilizadas, sendo a proporção M/F muito semelhante entre secções dentro do mesmo material, entrando em acordo com Thiesen (2). Estes resultados foram constatados tanto para ativação de 100g como para ativação de 200g.

4.4. Ativações de 1mm a 6mm- Teste B

A realização do segundo teste justifica-se pelo facto de clinicamente a ativação das molas ser quantificada através da abertura das molas. Esses valores encontram-se registados como “afastamento” no presente estudo, uma vez que dizem respeito ao afastamento entre as plataformas da mesa de testes.

Este intervalo de ativações foi limitado a 6mm tendo em conta alguns estudos (30, 38, 44, 45) utilizando o TMA e Níquel-Titânio, em que o limite de ativação máximo foi estabelecido nos 7mm. Noutros trabalhos em que foram utilizadas molas de aço de secção 0,017” x 0,025” a maior ativação utilizada foi referenciada por Thiesen (2) com o valor de 5mm. Optou-se por estabelecer um valor intermédio como limite, tendo em conta as diferentes propriedades físicas dos materiais utilizados e um valor limite comum.

Algumas molas não atingiram os 6mm de ativação, uma vez que para além deste limite foi ainda estabelecido a condicionante de 300g de força como valor máximo a registar. Valores superiores aos 300g são inadequados aos limites fisiológicos da movimentação dentária, sendo superiores à força ótima necessária, previamente referida. (2, 24-29, 40)

Até à sexta ativação (3.5mm) todas os oito grupos foram testados e foram registados os seus valores. A partir desta ativação o número de grupos a serem testadas foi reduzindo. Na sétima ativação (4mm) 7 grupos foram testados, na oitava ativação (4.5mm) 6 grupos, na nona ativação (5mm) 5 grupos, na décima ativação (5.5mm) 4 grupos e na décima-primeira ativação (6mm) 3 grupos.

As molas que ultrapassaram os limites referidos são aço de secção 0,017” x 0,025” com orientação mesial a partir dos 4mm, aço de secção 0,016” x 0,022” com orientação mesial a partir dos 4.5mm, aço de secção 0,017” x 0,025” com orientação distal a partir dos 5mm, aço de secção 0,016” x 0,022” com orientação distal a partir dos 5.5mm e TMA de secção 0,017” x 0,025” com orientação mesial para 6mm.

4.4.1. Força

Analizando os dados das médias da variável força em todas as combinações estudadas, verificou-se que para a mesma ativação, comparando os dois materiais utilizados, o aço produz uma força superior ao TMA, de acordo com as propriedades dos materiais. (1) Este comportamento foi igualmente evidente para cada material relativamente às duas secções estudadas, sendo a força superior nas molas de secção 0,017" x 0,025" para o mesmo material e orientação, sendo estes resultados dentro do esperado. (1)

Comparando a força produzida para o mesmo material e secção, neste caso alterando a variável orientação da porção gengival, verificou-se que de acordo com Techalertpaisarn e Versluis (34), o valor da força foi superior nas molas com orientação mesial da porção gengival relativamente às molas com orientação distal da mesma porção. Embora as molas com orientação mesial utilizadas neste estudo não sejam verdadeiramente molas L, demonstram a mesma tendência de resultados verificados no presente trabalho.

Esta tendência manteve-se em todas as ativações realizadas, pelo que ficou comprovado o comportamento das molas em toda a amplitude de ativações e não somente nos valores correspondentes às 100g e 200g de ativação, demonstrado no teste anterior.

4.4.2. Momento

No presente estudo, como no de Burstone (43), o momento, para o mesmo material, foi ligeiramente superior para a secção 0,017" x 0,025" comparativamente a 0,016" x 0,022". Verificou-se essa mesma condição para o aço comparativamente ao TMA sendo significativa a diferença entre os dois materiais e, concordando com afirmações já referidas no presente trabalho, para ativações (afastamento) iguais, o aço registou valores de momento superiores ao TMA.

Relativamente à orientação da porção gengival, as molas com orientação mesial registaram valores de momento superiores às molas com orientação distal,

justificado pela maior porção de arame gengival direcionada para o *bracket* mais próximo. (1)

4.4.3. Proporção M/F

Tendo em conta que todas as molas utilizadas foram construídas com as mesmas dimensões e nas mesmas condições, fica logo à partida excluído qualquer parâmetro diferenciador relativamente à construção, referidos por Burstone e Koenig (40), que pudesse influenciar a proporção M/F e retirar dessa forma valor às diferenças existentes nos resultados obtidos. (1, 38, 39)

Verificou-se que a partir da 4ª ativação (2.5mm), inclusive, as molas com orientação mesial da porção gengival obtiveram valores de proporção M/F superiores às molas com orientação distal, facto explicado pelo facto de a maior porção de arame gengival se encontrar orientada para a peça de mão mais próxima (peça de mão α). (1)

Restringindo ao mesmo material e secção, tornou-se evidente a influência da orientação da porção gengival logo a partir da 2ª ativação (1.5mm), inclusive, verificando-se que todas as molas com orientação mesial da porção gengival registaram valores superiores às molas com orientação distal.

Avaliando as molas com orientação mesial da porção gengival, verifica-se um destaque dos valores registados no TMA em relação ao aço com valores de proporção M/F superiores, sendo o baixo módulo de elasticidade do TMA a explicação desta diferença, como demonstrado em diversas pesquisas. (1, 34, 38, 39)

Relativamente à variável material, nas molas com orientação distal da porção gengival, não gerou diferenças consideráveis. A explicação poderá estar na geometria da mola, pois nessa geometria a porção gengival está orientada para distal de α . Será interessante num futuro trabalho medir a força e momento em β , pois aí talvez seja possível verificar a existência de diferenças na mola com orientação para distal, o que talvez já não se verifique para a geometria com orientação mesial.

Dentro de cada material e para a mesma orientação, em toda a amplitude de ativações, a variável secção não criou diferenças consideráveis na proporção M/F, em acordo com Thiesen (2) e Cai (39), havendo até em algumas ativações uma superioridade da secção 0,016" x 0,022" relativamente à secção 0,017" x 0,025" (2).

O comportamento geral da proporção M/F é distinto tendo em conta a orientação da porção gengival. Graficamente é perceptível o aumento da proporção M/F ao longo das sucessivas ativações para as molas com orientação mesial, expectável de acordo com estudos prévios (1). Contrariamente, nas molas com orientação distal verifica-se a diminuição da proporção M/F com o aumento das ativações, verificado igualmente por Techalertpaisarn e Versluis (42) que, através de elementos finitos, registaram pequenas diminuições da proporção M/F nas molas referidas.

No presente trabalho todas as combinações registaram valores inferiores a 8mm, dimensão vertical das molas. O valor médio mais baixo de proporção M/F foi registado pelas molas em TMA com orientação distal, com um valor de 3.4mm, e o valor médio mais alto foi registado pelas molas em TMA com orientação mesial, para ativação de 6mm, com um valor de 6.4mm.

Siatkowski (23) estabeleceu a proporção M/F necessária para o movimento de translação. Os valores variam entre 7.1mm a 10.2mm para dentes individuais e 8mm a 9.1mm para grupos de dentes. Atualmente, muitos autores corroboraram estes valores. (1, 2, 5, 14)

Para além da proporção M/F, também a força tem uma importância significativa no movimento ortodôntico. De acordo com diversos estudos (2, 24-29, 40) que referem os valores de intensidade da força necessária para a realização dos vários movimentos ortodônticos, seja de dentes individuais ou de blocos de dentes.

Apesar de a proporção M/F ser responsável pelo tipo de movimento ortodôntico (1, 2, 5, 14, 22), é importante realçar que existem princípios fisiológicos que devem ser respeitados independentemente da proporção M/F desejada. (1)

Posto isto, e, tendo em conta os valores de proporção M/F obtidos no estudo realizado, torna-se recomendável aumentar esses valores para atingir o intervalo de valores referido para o movimento de translação. Para isso, existe um conjunto de parâmetros que influenciam a proporção M/F como o comprimento horizontal da porção gengival, a pré-ativação e ainda a altura da mola já previamente referida.

Uma vez que as pré-ativações são um método eficaz na melhoria do sistema de forças, permitindo aumento da proporção M/F, sugere-se a avaliação do comportamento destas mesmas molas com pré-ativações. Existe ainda a possibilidade, como referido por Techalertpaisarn e Versluis (42), de aumentar horizontalmente a porção gengival bem como a altura da mola, até 10mm (41, 42), sendo também interessante estudar o comportamento de molas com essas dimensões, igualmente com pré ativações.

Relativamente às molas em L com orientação distal da porção gengival, que foram as molas com resultados de proporção M/F mais baixos, Techalertpaisarn e Versluis (42) demonstraram que apesar da baixa proporção M/F obtida nestas molas comparativamente às molas com orientação mesial, elas permitem um fechamento de espaço sem forças extrusivas. Contrariamente a outras molas, estas provocam movimento de intrusão.

Apesar de não permitirem proporções M/F da mesma magnitude das molas com orientação mesial da porção gengival, podem permitir uma proporção M/F considerável e constante, produzindo movimento de inclinação controlada. (43)

Limitações do estudo:

- Falta de mensuração das forças verticais;

Sugestões de futuros estudos:

- Inserção de pré-ativações;
- Aumento da altura das molas com inserção de pré-ativações;
- Aumento do comprimento horizontal da porção gengival com inserção de pré-ativações.

5. Conclusões

Este estudo permitiu chegar às seguintes conclusões:

- existem diferenças ao nível de força, momento e proporção M/F em função das variáveis utilizadas.

5.1. Variável força:

- o aço registou valores estatisticamente superiores ao TMA ($p < 0,001$);
- a secção 0,017" x 0,025" registou valores estatisticamente superiores à secção 0,016" x 0,022" ($p < 0,05$);
- orientação mesial registou valores estatisticamente superiores à orientação distal ($p < 0,001$).

5.2. Variável momento:

- o aço registou valores estatisticamente superiores ao TMA ($p < 0,001$);
- a secção 0,017" x 0,025" registou valores estatisticamente superiores à secção 0,016" x 0,022";
- orientação mesial registou, estatisticamente, valores ligeiramente superiores à orientação distal ($p < 0,001$).

5.3. Variável proporção M/F:

- o TMA registou valores superiores ao aço;
- entre secções não se registaram diferenças significativas;
- a orientação mesial registou valores superiores à orientação distal.

Em termos clínicos conclui-se que a mola ideal para fechamento de espaço é a mola com orientação mesial em TMA.

Referências

1. Castro SM. Estudo Laboratorial Do Comportamento Mecânico De Duas Molas. 2008.
2. Thiesen G, Rego MVNNd, Menezes LMd, Shimizu RH. A utilização de diferentes configurações de molas T para a obtenção de sistemas de forças otimizados. *Revista Dental Press de Ortodontia e Ortopedia Facial*. 2006;57-77.
3. Proffit W, Fields Jr H, Sarver D. A etiologia dos problemas ortodônticos. *Ortodontia contemporânea*. 2002;3.
4. Cotrim-Ferreira FA. A influência do atrito na mecânica ortodôntica. *Revista Clínica de Ortodontia Dental Press*. 2010;9(2).
5. Bisol GK, Rocha R. Estudo laboratorial do tempo de fechamento das alças e do grau de inclinação do canino, durante o procedimento de retração, empregando mecânica de arco segmentado. *Dental Press Journal of Orthodontics*. 2010;15:53-64.
6. Hixon E, Atikian H, Callow G, McDonald H, Tacy R. Optimal force, differential force, and anchorage. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1969;55(5):437-57.
7. Staggers JA, Germane N. Clinical considerations in the use of retraction mechanics. *Journal of clinical orthodontics: JCO*. 1991;25(6):364-9.
8. Rodrigues FRM, Borges PC, Luersen MA, do Amaral Ferreira M. Análise de uma mola ortodôntica do tipo delta e sua influência na movimentação dentária: um estudo numérico experimental. *Ciência & Engenharia*. 2014;23(2):75-80.
9. Boester CH, Johnston LE. A clinical investigation of the concepts of differential and optimal force in canine retraction. *The Angle Orthodontist*. 1974;44(2):113-9.
10. Mendes A, Bággio P, Bolognese A. Fechamento de espaços. *Rev SBO*. 1992;2(1):11-9.
11. Quinn RS, Yoshikawa DK. A reassessment of force magnitude in orthodontics. *American journal of orthodontics*. 1985;88(3):252-60.
12. Storey E, Smith R. The importance of force in orthodontics. *Aust J Dent*. 1952;56:291-304.
13. Von Fraunhofer J, Bonds P, Johnson B. Force generation by orthodontic coil springs. *The Angle Orthodontist*. 1993;63(2):145-8.
14. Chacko A, Tikku T, Khanna R, Maurya RP, Srivastava K. Comparative assessment of the efficacy of closed helical loop and T-loop for space closure in lingual orthodontics-a finite element study. *Prog Orthod*. 2018;19(1):14.
15. Burstone C, Smith R. Mechanics of tooth movement. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1984;81:224-7.
16. Lindauer SJ, editor *The basics of orthodontic mechanics*. *Seminars in Orthodontics*; 2001: Elsevier.
17. Proffit WR. *Ortodontia Contemporânea*5: *Ortodontia Contemporânea*. 5th ed: Elsevier Health Sciences; 2012. 754 p.

18. Proffit WR, Fields HW, Larson B, Sarver DM. Contemporary orthodontics. 6^a ed: Elsevier Health Sciences; 2018. 744 p.
19. de Oliveira EJ. Biomecânica básica para ortodontistas: Grupo de Bioengenharia da UFMG.
20. Faulkner M, Lipsett A, El-Rayes K, Haberstock D. On the use of vertical loops in retraction systems. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1991;99(4):328-36.
21. Kuhlberg AJ, Priebe DN, editors. Space closure and anchorage control. *Seminars in Orthodontics*; 2001: Elsevier.
22. Thiesen G, Shimizu RH, do Valle CV, do Valle-Corotti KM, Pereira JR, Conti PC. Determination of the force systems produced by different configurations of tear drop orthodontic loops. *Dental Press J Orthod*. 2013;18(2):19.e1-8.
23. Siatkowski RE. Force system analysis of V-bend sliding mechanics. *Journal of clinical orthodontics: JCO*. 1994;28(9):539-46.
24. Burstone CJ. Rationale of the segmented arch. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1962;48(11):805-22.
25. Lane DF, Nikolai RJ. Effects of stress relief on the mechanical properties of orthodontic wire loops. *The Angle Orthodontist*. 1980;50(2):139-45.
26. Gjessing P. Biomechanical design and clinical evaluation of a new canine-retraction spring. *American Journal of orthodontics*. 1985;87(5):353-62.
27. Ricketts RM BR, Gugino CF, Hilgers JJ, Schulhof RJ. Técnica bioprogressiva de Ricketts. 2^a Edição ed1989.
28. Gjessing P. Controlled retraction of maxillary incisors. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1992;101(2):120-31.
29. Dinç M, Gülsen A, Türk T. The retraction of upper incisors with the PG retraction system. *The European Journal of Orthodontics*. 2000;22(1):33-41.
30. Viecilli RF. Self-corrective T-loop design for differential space closure. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*. 2006;129(1):48-53.
31. Techalertpaisarn P, Versluis A. How do mechanical responses at closing loop ends vary when loop position changes? A systematic analysis of vertical, T-, and L-loops. *Oral Science International*. 2013;10(2):58-64.
32. Techalertpaisarn P, Versluis A. Mechanical properties of Opus closing loops, L-loops, and T-loops investigated with finite element analysis. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2013;143(5):675-83.
33. Sepolia G, Singla A, Mahajan V, Jaj HS, Seth V. Validity and Reliability of Orthodontic Loops between Mechanical Testing and Computer Simulation: An Finite Element Method Study. *Journal of Indian Orthodontic Society*. 2014;48(4_suppl3):475-82.
34. Techalertpaisarn P, Versluis A. Effect of apical portion of T-, sloped L-, and reversed L-closing loops on their force systems. *The Angle Orthodontist*. 2017;87(1):104-10.
35. Geramy A, Mahmoudi R, Geranmayeh AR, Borujeni ES, Farhadifard H, Darvishpour H. A comparison of mechanical characteristics of four common

orthodontic loops in different ranges of activation and angular bends: The concordance between experiment and finite element analysis. *International orthodontics*. 2018;16(1):42-59.

36. Castro SM, Ponces MJ, Lopes JD, Vasconcelos M, Pollmann MC. Orthodontic wires and its corrosion—The specific case of stainless steel and beta-titanium. *Journal of Dental Sciences*. 2015;10(1):1-7.

37. Sifakakis I, Eliades T, editors. Laboratory evaluation of orthodontic biomechanics: The clinical applications revisited. *Seminars in Orthodontics*; 2017: Elsevier.

38. Burstone CJ. The segmented arch approach to space closure. *American journal of orthodontics*. 1982;82(5):361-78.

39. Cai Y. Finite element analysis of archwire parameters and activation forces on the M/F ratio of vertical, L- and T-loops. *BMC Oral Health*. 2020;20(1):70.

40. Burstone CJ. The mechanics of the segmented arch techniques. *The Angle Orthodontist*. 1966;36(2):99-120.

41. Siatkowski RE. Continuous arch wire closing loop design, optimization, and verification. Part I. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*. 1997;112(4):393-402.

42. Techalertpaisarn P, Versluis A. Analysis of reversed L-loops as closing loops with anterior intrusive force. *Journal of orthodontics*. 2018;45(3):192-7.

43. Burstone CJ, Goldberg AJ. Maximum forces and deflections from orthodontic appliances. *American journal of orthodontics*. 1983;84(2):95-103.

44. Manhartberger C, Morton JY, Burstone CJ. Space closure in adult patients using the segmented arch technique. *The Angle Orthodontist*. 1989;59(3):205-10.

45. Hoenigl KD, Freudenthaler J, Marcotte MR, Bantleon H-P. The centered T-loop- a new way of preactivation. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1995;108(2):149-53.

“Tenho a impressão de ter sido uma criança a brincar
à beira-mar, divertindo-me em descobrir uma pedrinha mais
lisa ou uma concha mais bonita que as outras, enquanto o imenso
oceano da verdade continua misterioso diante de meus olhos”.

Isaac Newton

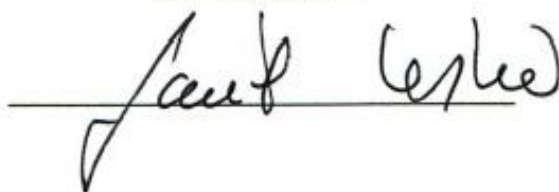
Anexos

PARECER **(Entrega do trabalho final de Monografia)**

Informo que o Trabalho de Monografia desenvolvido pelo Estudante Marco Rafael da Silva Ferreira com o título: “Estudo laboratorial do efeito das ativações no comportamento mecânico de molas L, em aço e TMA”, está de acordo com as regras estipuladas na FMDUP, foi por mim conferido e encontra-se em condições de ser apresentado em provas públicas.

15/03/2020

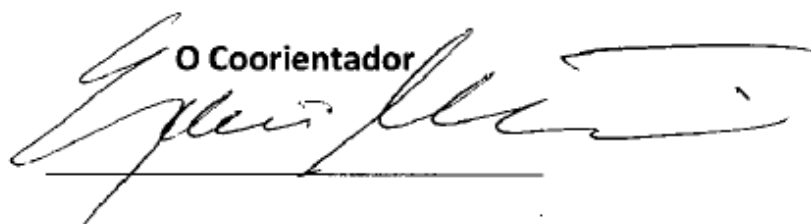
O Orientador

A handwritten signature in black ink, written over a horizontal line. The signature is stylized and appears to read 'Paulo Cesar'.

PARECER
(Entrega do trabalho final de Monografia)

Informo que o Trabalho de Monografia desenvolvido pelo Estudante Marco Rafael da Silva Ferreira com o título: “Estudo laboratorial do efeito das ativações no comportamento mecânico de molas L, em aço e TMA”, está de acordo com as regras estipuladas na FMDUP, foi por mim conferido e encontra-se em condições de ser apresentado em provas públicas.

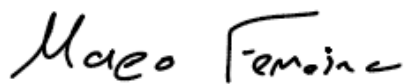
10/05/2020

O Coorientador


Monografia de Investigação

Declaro que o presente trabalho, no âmbito da Monografia de Investigação, integrado no MIMD, da FMDUP, é da minha autoria e todas as fontes foram devidamente referenciadas.

15 / 5 / 2020

A handwritten signature in black ink, reading "Maelo Ferreira". The signature is written in a cursive, flowing style.

O investigador