

Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto



**“O efeito do material, da secção e da distribuição da pré-ativação na variável força horizontal da mola ortodôntica em L -
Estudo laboratorial”**

Ana Lia Pinto de Castro

**Dissertação realizada no âmbito do
Mestrado Integrado em Medicina Dentária**

Porto, 2022

Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto



“O efeito do material, da secção e da distribuição da pré-ativação na variável força horizontal da mola ortodôntica em L - Estudo laboratorial”

Estudante

Ana Lia Pinto de Castro

201604250

up201604250@fmd.up.pt / liacastro10@outlook.pt

**Dissertação realizada no âmbito do
Mestrado Integrado em Medicina Dentária**

Orientador: Prof. Doutor Saúl Matos de Castro

Grau académico: Doutoramento

Professor Auxiliar da Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto

Coorientador: Prof. Doutor Rui António da Silva Moreira

Grau académico: Doutoramento

Professor Auxiliar do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro

Porto, 2022

Agradecimentos

Esta investigação representa o término daquilo que foi uma longa caminhada, assim não poderia deixar de agradecer a todos que dela fizeram parte.

Aos meus pais, por estarem sempre presentes e sobretudo por acreditarem que seria capaz. Ao meu pai por me transmitir a importância de trabalhar arduamente em prol dos nossos objetivos. À minha mãe por ter vivido intensamente ao meu lado todos os momentos desta jornada.

Ao meu irmão, por nunca me ter faltado em momento algum.

Aos meus avós pelo orgulho transmitido ao longo destes cinco anos.

Ao Rui, meu marido e melhor amigo, pela força que me deu, por ter estado ao meu lado a percorrer este caminho como se fosse o seu, por ter feito das minhas as suas vitórias.

À minha irmã de coração e aos meus padrinhos, por nunca me largarem a mão quando mais precisava.

À Maria e à Sara, por todas as horas de estudo juntas, por todos os passeios, por todas as noites de cinema.

À Diana e Mariana, pela companhia nas infinitas viagens de comboio e sobretudo por nunca me falharem com o seu ombro amigo.

À Bea, por me ter mostrado o que de melhor a vida académica tem e por ter amparado todas as minhas quedas.

Ao meu coorientador, pela sua colaboração imprescindível neste projeto.

Por fim ao meu orientador, por estar sempre disponível para esclarecer as minhas dúvidas e por todo o apoio dado durante a realização deste trabalho.

Índice

Agradecimentos	v
Índice	vii
Índice de figuras	viii
Índice de tabelas	ix
Abreviaturas	x
Resumo	1
Abstract	4
Capítulo 1	7
<i>Introdução</i>	7
Capítulo 2	10
<i>Materiais e métodos</i>	10
2.1 Amostra	10
2.2 Material	11
2.3 Método	12
2.4 Análise estatística	16
2.5 Exatidão e Precisão do Método	16
Capítulo 3	18
<i>Resultados</i>	18
3.1. Força (gf)	18
3.2. Variável Carga/Deflexão (gf/mm)	22
Capítulo 4	27
<i>Discussão</i>	27
4.1. Amostra	27
4.2. Método	27
4.3. Pré-ativações	28
4.4. Força	29
4.4.2. Secção	29
4.4.3. Pré-ativações	29
4.4.4. Ativações	30
4.5. Proporção Carga/Deflexão (gf/mm)	30
4.6. Limitações do estudo e sugestões para estudos futuros	32
Capítulo 5	33
<i>Conclusões</i>	33
Referências bibliográficas	34
ANEXOS	38

Índice de figuras

Fig.1. Mola em L e as respectivas dimensões.	10
Fig.2. A peça de mão A encontra-se representada pelo círculo laranja, a peça de mão B pelo círculo amarelo, a célula de carga pelo círculo verde e o comparador digital pelo círculo vermelho.	11
Fig.3. Modelo de referência mola em L sem ativação.	12
Fig.4. Modelo de referência mola L com ativação 20°o.	14
Fig.5. Modelo de referência mola em L com ativação 40°o	14
Fig.6. Modelo de referência mola em L com ativação 20°o + 20°g.....	15
Fig.7. Modelo de referência mola em L com ativação 20°g	15
Fig.8. Valores médios da força (gf), por tipo de material, para um ângulo de ativação de 0°, para cada valor de ativação.....	19
Fig.9. Valores médios da força (gf), por tipo de material, para um ângulo de ativação de 20°o, para cada valor de ativação.....	20
Fig.10. Valores médios da força (gf), por tipo de material, para um ângulo de ativação de 40°o, para cada valor de ativação.....	21
Fig.11. Valores médios da força (gf), por tipo de matéria, para um ângulo de ativação 20°g, para cada valor de ativação.....	21
Fig.12. Valores médios da força (gf), por tipo de material, para um ângulo de ativação de 20°o+20°g, para cada valor de ativação.	22
Fig.13. Valores médios da variável Carga/Deflexão (gf/mm), por tipo..... de material, para cada ângulo de ativação.....	24
Fig.14. Valores médios da variável Carga/ Deflexão (gf/mm), por tipo de.... material, para um ângulo de ativação de 0°, para cada valor de ativação. ...	24
Fig.15. Valores médios da variável Carga/Deflexão (gf/mm), por tipo..... de material, para um ângulo de ativação de 20°o, para cada valor de ativação.	25
Fig.16. Valores médios da variável Carga/Deflexão (gf/mm), por tipo..... de material, para um ângulo de ativação de 40°o, para cada valor de ativação.	25
Fig.17. Valores médios da variável Carga/Deflexão (gf/mm), por tipo..... de material, para um ângulo de ativação de 20°g, para cada valor de ativação..	26
Fig.18. Valores médios da variável Carga/Deflexão (gf/mm), por tipo de.... material, para um ângulo de ativação de 20°g+20°o, para cada valor de ativação..	26

Índice de tabelas

Tabela 1. Valores médios da força (gf) por tipo de material para os diferentes ângulos de ativação, para cada valor de ativação inicial..... 18

Tabela 2. Valores médios da variável Carga/Deflexão por tipo de material para os diferentes ângulos de ativação..... 23

Abreviaturas

Lista de abreviaturas

TO	Tratamento ortodôntico
16-22	0,016''x0,022''
17-25	0,017''x0,025''
17-22	0,017''x0,022''
p	Valor de significância dos testes estatísticos
gf	Gramma força
C/D	Carga / deflexão
20°o	20° Oclusais
40°o	40° Oclusais
20°o+20°g	20° Oclusais + 20° gengivais
20°g	20° Gengivais

Resumo

Introdução: Se por um lado a extração dentária é uma alternativa a incluir no tratamento ortodôntico, por outro lado surge com esta a necessidade de fechar espaços. O fechamento de espaços pode ser feito recorrendo a um sistema sem fricção através da incorporação de molas, como é o caso da mola em L. A realização de ativações nas molas permite a movimentação das peças dentárias. Para que este movimento ocorra de forma controlada é necessário aplicar um sistema de forças que garanta a sua qualidade e possibilite o tipo de movimento pretendido.

Objetivo: estudar o efeito do material, da secção e pré-ativação nas forças horizontais de molas em L com sentido anterior constituídas por: aço inoxidável e uma liga de titânio-molibdénio, ambos com as secções 0,016” x 0,022” e 0,017” x 0,025”, e ainda por Gum Metal® de secção 0,017” x 0,022”.

Materiais e métodos: utilizou-se um total de 40 molas, nomeadamente 5 grupos de 8 molas sendo cada um destes constituído por um material e/ou secção diferente. As molas apresentaram as seguintes dimensões: 8mm de altura, 8mm de comprimento horizontal na sua porção gengival, com uma haste vertical com 6mm e 2mm na porção gengival. Selecionou-se como distância inter-bracket 12mm. Adicionalmente utilizou-se um aparelho constituído por duas peças de mão, A e B, uma célula de carga para medição dos valores de força e um comparador digital para quantificação do afastamento da plataforma que suportou a peça de mão B. Realizaram-se três ciclos de medições para cada pré-ativação sendo estas: 0°, 20°o, 40°o, 20°o+20°g e 20°g.

Resultados e conclusões: Através dos resultados obtidos foi possível aferir que ao nível do valor de força existem diferenças, entre os três materiais, estatisticamente significativas. O aço inoxidável apresentou valores de força superiores seguido do TMA®, tendo sido o Gum Metal® a apresentar os valores mais baixos. Foi possível ainda verificar que dentro do mesmo material, aço inoxidável ou TMA®, foi a secção 0,017x0,025” que permitiu a obtenção de

forças mais elevadas. No que diz respeito às pré-ativações verificaram-se também diferenças estatisticamente significativas em todos os grupos de molas.

A proporção carga/deflexão apresentou valores superiores no caso do aço inoxidável seguido do TMA® e este seguido pelo Gum Metal®. Verificou-se que na presença de uma distribuição oclusal ocorre um decréscimo do valor desta variável à medida que se realizam as ativações, verificando-se o oposto quando estamos perante uma distribuição gengival.

Palavras-chave: Ortodontia. Biomecânica. Força. Ativação. Mola. Aço Inoxidável. TMA. Gum Metal.

Abstract

Introduction: If on the one hand the dental extraction is an alternative to include in the orthodontic treatment, on the other hand arises with this the need to close spaces. The closing of spaces can be done using a frictionless system through the incorporation of loops as is the case of the L-loop. The realization of activations in the loop allows the movement of the dental parts. For this movement to occur in a controlled way it is necessary to apply a system of forces that guarantees its quality and enables the type of movement desired.

Objective: to study the effect of the material, the cross-section and pre-activation on the horizontal forces of forward-direction L-loop consisting of: stainless steel and a titanium-molybdenum alloy, both with sections 0,016" x 0,022" and 0,017" x 0,025", and also by Gum Metal® of section 0,017" x 0,022'.

Materials and methods: A total of 40 loops were used, namely 5 groups of 8 springs each consisting of a different material and/or section. The springs presented the following dimensions: 8mm high, 8mm horizontal length in its gingival portion, with a vertical stem with 6mm and 2mm in the gingival portion. It was selected as inter-Bracket 12mm distance. In addition, an apparatus consisting of two handpieces, A and B, a load cell for measuring force values and a digital comparator was used to quantify the distance from the platform that supported the handpiece B. There were three cycles of measurements for each pre-activation are these: 0°, 20°o, 40°o, 20°o+20°g and 20°g.

Results and conclusions: Through the results obtained, it was possible to verify that at the level of the force value there are statistically significant differences between the three materials. Stainless steel had higher force values followed by the TMA®, having been the Gum Metal® the lowest values. It was also possible to verify that inside the same material, stainless steel or TMA®, it was the section 0,017x0,025" that allowed to obtain higher forces. As regards pre-activations, statistically significant differences were also found in all loop groups.

The load/deflection ratio showed higher values in the case of stainless steel followed by TMA®, followed by Gum Metal®. It was verified that in the presence of an occlusal distribution there is a decrease in the value of this variable as the activations are performed, and the opposite occurs when we are faced with a gingival distribution.

Keywords: Orthodontics. Biomechanics. Force. Activation. Loop. Stainless Steel. TMA. Gum Metal.

Capítulo 1

Introdução

O tratamento ortodôntico tem como objetivo movimentar os dentes ao longo do complexo dentoalveolar através de forças e da remodelação biológica dos tecidos, com a finalidade de estabelecer um novo equilíbrio dos dentes e das estruturas envolventes.^{1,2}

O movimento dentário envolvido no TO resulta da aplicação de uma força num determinado dente durante um período de tempo. Para que este movimento ocorra de forma controlada é necessário aplicar um sistema de forças que garanta a sua qualidade e possibilite o tipo de movimento pretendido.^{3,4}

Após o surgimento da teoria não extracionista adotada por *Angle* seguiram-se teorias, preconizadas por outros autores, tais como os ortodontistas *Tweed* e *Strang*, que reintroduziram a extração de peças dentárias. Se por um lado a extração dentária era uma alternativa a incluir no TO, por outro lado surgia com esta a necessidade de fechar espaços.^{5,6,7}

No TO pretende-se que ocorra um movimento rápido, que simultaneamente não se verifique dano e o mais confortável possível. Assim surge a necessidade de encontrar a intensidade de força ótima que reúna estas condições. Para além da necessidade de se obter uma força que permita o máximo movimento dentário, e com as condicionantes acima descritas, é também essencial que esta força consiga cumprir com o objetivo proposto. Deste modo é necessário encontrar uma força que seja também eficaz.^{8,2,9,10}

Deve ser ainda salientada a discrepância que pode existir, quanto ao movimento dentário, quando comparamos diferentes grupos de dentes submetidos à mesma força. Tais disparidades devem-se ao facto de estarem envolvidas diferentes áreas de superfície radicular e da individualidade verificada na anatomia dentária, densidade óssea e condição periodontal de cada dente.^{7,8,11,12,13}

O fechamento de espaços pode ser feito recorrendo a um mecanismo com ou sem fricção. Nos sistemas com fricção estão envolvidos os brackets, presentes nas extremidades do espaço a fechar, e o arame que no sulco destes passa. Neste tipo de sistema o contacto do arame com o sulco do bracket cria atrito que por sua vez acaba por influenciar a eficácia deste mecanismo. Os sistemas sem fricção diferem no facto de existir uma mola, incorporada num arco contínuo ou segmentado, entre as extremidades do espaço a fechar, que posteriormente é ativada. Este método é vantajoso devido à sua elevada previsibilidade e possibilita que este fenómeno ocorra num período de tempo mais curto quando comparado com outros métodos.^{4,7,14-18}

As características dos sistemas sem fricção são influenciadas por vários fatores nomeadamente pelo material utilizado, a secção do mesmo, a distância inter-bracket, a configuração e posição da mola.^{14,19}

Existem diversas configurações no que diz respeito às molas utilizadas para o fechamento de espaço. Na configuração da mola em L é possível observar uma distribuição assimétrica na porção gengival, encontrando-se normalmente esta porção orientada para anterior. Pela sua facilidade de confeção tornou-se bastante comum a sua utilização na prática clínica.¹⁹⁻²⁵

Pelas suas excelentes propriedades nomeadamente a elevada resistência à corrosão, baixo coeficiente de atrito e ainda pelas ótimas propriedades de endurecimento por deformação, o aço inoxidável tornou-se o “gold standard” das ligas metálicas utilizadas. Este veio substituir o ouro utilizado nos primórdios do TO. Mais tarde, na década de 80, surge uma nova liga metálica caracterizada pela sua resistência, ductilidade e elasticidade, uma liga de titânio-molibdénio denominada de TMA®. Ainda mais recente foi o aparecimento do Gum Metal®, uma liga de titânio, zircónica, tântalo e nióbio. Este novo arame é caracterizado pela sua elevada ductilidade, pela sua ultra resistência, por possuir uma tensão de alto rendimento, um comportamento elástico não linear e ainda uma deformidade superplástica sem endurecimento quando à temperatura ambiente. Uma das mais importantes propriedades do Gum Metal® é o seu baixo módulo de *Young*, sendo este calculado pelo

quociente entre a tensão elástica e deformação elástica, significa que estamos perante um material com baixa rigidez. ²⁶⁻³⁰

A proporção carga/deflexão diz respeito ao quociente entre a força e a deflexão sendo a sua unidade gf/mm. Na prática esta proporção dá indicação do aumento da força por cada unidade de ativação dando assim informação a cerca da constância da mola. ^{24,25,36}

A presente monografia tem como objetivo estudar o efeito do material, da secção e pré-ativação nas forças horizontais de molas em L com sentido anterior constituídas por: aço inoxidável (ORMINOX®, Ormco Corp, Glendora, Calif) de secção 0,016" x 0,022" e 0,017" x 0,025", liga de titânio-molibdénio (TMA®, Ormco Corp, Glendora, Calif) de secção 0,016" x 0,022" e 0,017" x 0,025" e ainda Gum Metal® (GUMMetal®, Rocky Mountain Orthodontics, Denver, Colorado) de secção 0,017" x 0,022".

Hipótese nula: A força exercida pelas Molas em L a cada ativação é igual independentemente da sua pré-ativação, material e secção.

Capítulo 2

Materiais e métodos

2.1 Amostra

Para este estudo foi utilizada uma amostra constituída por 40 molas em L com sentido anterior. Foram utilizados os seguintes grupos de molas, cada um destes constituído por 8 elementos:

- Aço inoxidável – secção 0,016”x0,022”
- Aço inoxidável – secção 0,017”x0,025”
- Liga de titânio-molibdénio - secção 0,016”x0,022”
- Liga de titânio-molibdénio - secção 0,017”x0,025”
- Gum Metal - secção 0,017”x0,022”

Para a confeção das molas utilizaram-se as seguintes medidas: 8mm de altura, 8mm de comprimento horizontal na sua porção gengival, com uma haste vertical com 6mm e 2mm na porção gengival (figura 1).

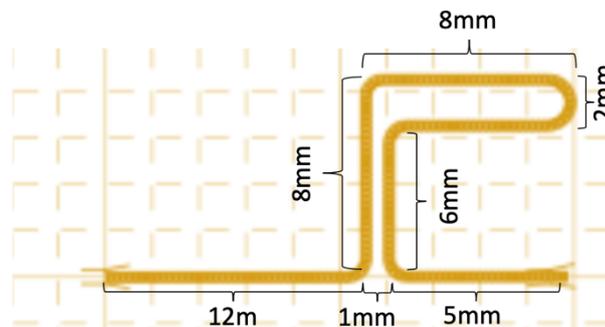


Fig.1. Mola em L e as respetivas dimensões.

2.2 Material

Para a realização das molas foram utilizadas as seguintes ligas metálicas: (ORMINOX®, Ormco Corp, Glendora, Calif) de secção 0,016" x 0,022" e 0,017" x 0,025", liga de titânio-molibdénio (TMA®, Ormco Corp, Glendora, Calif) de secção 0,016" x 0,022" e 0,017" x 0,025" e por fim Gum Metal® (GUMMetal®, Rocky Mountain Orthodontics, Denver, Colorado) de secção 0,017" x 0,022".

Adicionalmente para a realização do ensaio utilizou-se um aparelho (representado na figura 2) constituído por: duas peças de mão, A e B, cada uma com uma barra metálica com um sulco de 0,018" (simulando o sulco do bracket). A peça de mão A encontrou-se exclusivamente ligada a um aparelho de medição de forças horizontais. Este aparelho de medição, baseado num princípio restritivo, diz respeito a um transdutor de força que possui uma célula de carga tipo viga de 500gf. Esta célula por sua vez encontrou-se ligada a uma placa baseada num circuito integrado HX711 que permitiu a alimentação e também o condicionamento do sinal do transdutor.

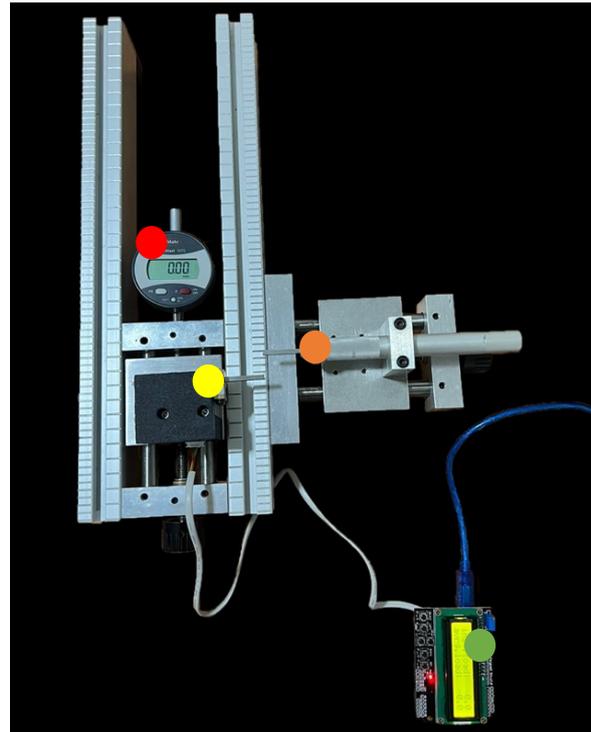


Fig.2. A peça de mão A encontra-se representada pelo círculo laranja, a peça de mão B pelo círculo amarelo, a célula de carga pelo círculo verde e o comparador digital pelo círculo vermelho.

A peça de mão B não se encontrou conectada a nenhum aparelho de mensuração, tendo sido a plataforma em que se encontrava deslocada em incrementos de 0,5mm em 0,5mm. Foi utilizado um comparador digital que quantificou o movimento executado pela peça de mão B, sendo que este regista movimentos desde os 0,01mm até um máximo de 12,7mm e com uma sensibilidade de 0,01mm.

Utilizou-se uma mesa de testes constituída por duas plataformas, que suportou as duas peças de mão. As duas plataformas moveram-se de forma independente tendo sido a direção do movimento entre as duas ortogonal. Esta mesa de testes foi desenvolvida pelo departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro.

2.3 Método

As molas foram confeccionadas pelo mesmo operador tendo sido utilizado um alicate Tweed – 012-350-00 Dentaurum® e um alicate 139 AEO ® 8010414 AEZ.

Para a criação de um modelo de referência (figura 3), utilizado na confeção das molas, recorreu-se ao programa informático LOOP (dHAL Orthodontic Software®, Athens, Greece) onde foi elaborado um desenho do mesmo. Após a elaboração de cada mola foi feita uma análise da mesma sobrepondo-a no modelo de referência tendo sido selecionadas apenas as molas onde ocorreu uma sobreposição total da mesma em relação ao modelo.

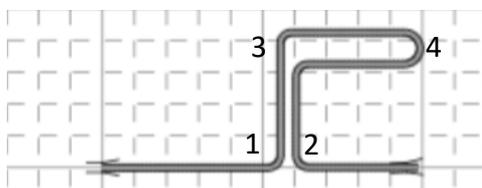


Fig.3. Modelo de referência mola em L sem ativação.

Com o objetivo de simular a distância inter-bracket, fez-se um afastamento das duas plataformas, que suportam as duas peças de mão, de modo a que estas distassem 12mm uma da outra e calibrou-se o comparador digital para 0mm.

A distância inter-bracket de 12mm e a largura dos sulcos de cada peça de mão de 3mm fez um total de 18mm. Assim os milímetros excedentários permitiram realizar uma dobra de 90° em cada extremidade da mola, dobra esta realizada no sentido oclusal. Estas dobras permitiram a existência de um amparo

no momento em que as extremidades das molas foram inseridas nos sulcos das peças de mão.

O protocolo dos ensaios laboratoriais regeu-se pelas seguintes fases:

Fase 1: Inserção da mola nos sulcos das peças de mão para uma distância de 12mm, o que equivale a uma ativação de 0mm nas plataformas da mesa;

Fase 2: Momento de ativação, ou seja, afastamento da plataforma. Este afastamento foi realizado de 0,5mm em 0,5mm tendo sido contabilizados valores com início numa ativação de 1mm. O registo das forças foi lido na célula de carga;

Fase 3: Registo informático em tabelas dos valores lidos.

Cada mola foi submetida a três ciclos de medições passando assim três vezes por cada fase acima descrita. Entre cada ciclo de medições verificou-se a manutenção da geometria da mola através da sobreposição da mesma com o modelo de referência.

Após a realização dos três ciclos, a cada mola foi adicionada a seguinte pré-ativação:

- 20° oclusais (20°o)

A pré-ativação de 20°o fez-se através da inserção de 10° nas dobras 1 e 2 (identificadas na figura 3). Recorreu-se ao programa LOOP para calcular e esquematizar a quantificação exata das respetivas dobras. O resultado obtido foi utilizado como modelo padronizado de referência (fig. 4).

Cada mola foi submetida a três ciclos de medições passando assim três vezes por cada fase acima descrita. Entre cada ciclo de medições verificou-se a manutenção da geometria da mola através da sobreposição da mesma com o modelo de referência (fig.4).

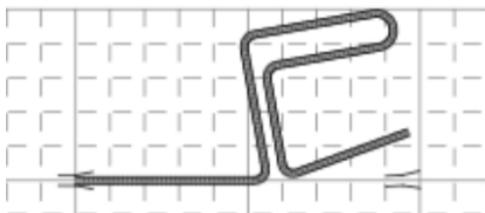


Fig.4. Modelo de referência mola L com ativação 20°o.

Após a realização dos três ciclos, a cada mola foi adicionada a seguinte pré-ativação:

- 40° oclusais (40°o)

A pré-ativação de 40°o fez-se através da inserção de 20° nas dobras 1 e 2 (identificas na figura 3). Recorreu-se ao programa LOOP para calcular e esquematizar a quantificação exata das respectivas dobras. O resultado obtido foi utilizado como modelo padronizado de referência (fig.5).

Cada mola foi submetida a três ciclos de medições passando assim três vezes por cada fase acima descrita. Entre cada ciclo de medições verificou-se a manutenção da geometria da mola através da sobreposição da mesma com o modelo de referência (fig.5).

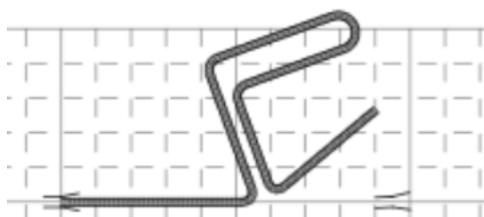


Fig.5. Modelo de referência mola em L com ativação 40°o

Após a realização dos três ciclos, a cada mola foi adicionada a seguinte pré-ativação:

- 20° oclusais + 20° gengivais (20°o+20°g)

A pré-ativação de 20°o+20°g fez-se através da inserção de 10° nas dobras 1,2,3 e 4 (identificas na figura 3). Recorreu-se ao programa LOOP para calcular

e esquematizar a quantificação exata das respectivas dobras. O resultado obtido foi utilizado como modelo padronizado de referência (fig. 6).

Cada mola foi submetida a três ciclos de medições passando assim três vezes por cada fase acima descrita. Entre cada ciclo de medições verificou-se a manutenção da geometria da mola através da sobreposição da mesma com o modelo de referência (fig.6).

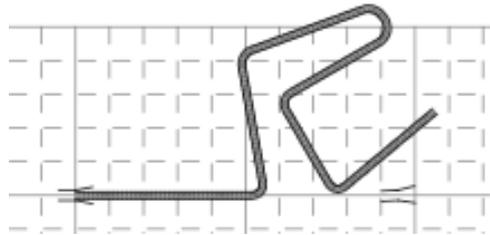


Fig.6. Modelo de referência mola em L com ativação 20°o + 20°g

Após a realização dos três ciclos, a cada mola foi adicionada a seguinte pré-ativação:

- 20° gengivais (20°g)

A pré-ativação de 20°g fez-se através da inserção de 10° nas dobras 3 e 4 (identificas na figura 3). Recorreu-se ao programa LOOP para calcular e esquematizar a quantificação exata das respectivas dobras. O resultado obtido foi utilizado como modelo padronizado de referência (fig. 7).

Cada mola foi submetida a três ciclos de medições passando assim três vezes por cada fase acima descrita. Entre cada ciclo de medições verificou-se a manutenção da geometria da mola através da sobreposição da mesma com o modelo de referência (fig.7).

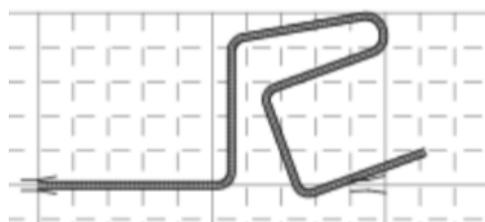


Fig.7. Modelo de referência mola em L com ativação 20°g

Foi feito o registo dos valores até o limite de 6mm de ativação e/ou 300gf de força.

2.4 Análise estatística

A análise estatística de dados foi realizada com o programa IBM SPSS, versão 27 para Windows.³¹

As variáveis estudadas foram caracterizados através da média e do desvio-padrão, com os resultados apresentados na forma: média \pm desvio-padrão.

O estudo da significância das diferenças da força e da deflexão entre os tipos de materiais, foi realizado com a ANOVA para amostras independentes. A ANOVA foi seguida do Teste Tukey HSD para identificar os pares de materiais com diferenças significativas (comparação múltipla das médias). A normalidade dos dados foi testada e 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 foi inferior a 0.05 ($p < 0.05$).

2.5 Exatidão e Precisão do Método

A precisão diz respeito ao grau de aproximação entre os valores medidos ao longo do estudo, ou seja, a reprodutibilidade dos valores entre cada ciclo de medição. Já a exatidão refere-se à proximidade existente entre os valores medidos e o valor verdadeiro da grandeza ditando assim a fidelidade das medições feitas. Para perceber se os erros afetam as conclusões aferidas através dos resultados é necessário avaliar estes dois parâmetros.

De modo a avaliar a exatidão do método do sistema de medição realizaram-se dois ensaios. O primeiro consistiu na suspensão de três massas com respetivamente 20g, 50g e 100g na extremidade ativa do transdutor de força. Já o segundo consistiu na medição da distância entre as barras metálicas existentes nas peças de mão A e B, com o auxílio de um esquadro. Fez-se a comparação das distâncias reais de 12mm, 15mm e 18mm com o valor determinado no comparador digital.

Inseriu-se, nos sulcos das peças de mão A e B, um segmento de arame retilíneo e plano de secção 0,017"x0,025" de aço inoxidável quatro vezes de modo a verificar que nenhuma força acima de 1g era registada. Tendo em conta que nenhuma medição de força foi superior a 1g foi possível verificar a condição de colinearidade.

A submissão de cada mola a três ciclos de teste visou colmatar qualquer erro inerente à inserção das próprias molas nos sulcos.

Capítulo 3

Resultados

3.1. Força (gf)

Na Tabela 1 e nas figuras 8 a 12 são apresentados os valores médios da força (gf) por tipo de material para os diferentes ângulos de ativação, para cada valor de ativação.

Tabela 1. Valores médios da força (gf) por tipo de material para os diferentes ângulos de ativação, para cada valor de ativação.

Ativação inicial/materia	Ângulos de ativação					ANOVA ⁽²⁾
	0°	20°	40°	20°g	20°g+20°	
1.0 mm						
Aço 17-25	179.8 ± 20.2 ^a _A	198.1 ± 27.7 ^a _A	-	15.0 ± 13.9 ^c _C	149.5 ± 23.5 ^a _B	<i>p</i> < 0.001
Aço 16-22	107.1 ± 10.5 ^b _C	165.1 ± 19.9 ^b _B	278.2 ± 10.2 ^a _A	31.5 ± 5.9 ^{ab} _D	108.0 ± 14.2 ^b _C	<i>p</i> < 0.001
TMA 17-25	80.9 ± 9.6 ^c _C	95.1 ± 8.8 ^c _B	165.5 ± 12.7 ^b _A	32.8 ± 6.8 ^{ab} _E	49.3 ± 5.4 ^c _D	<i>p</i> < 0.001
TMA 16-22	57.4 ± 12.2 ^d _C	112.7 ± 13.1 ^c _B	164.2 ± 12.1 ^b _A	21.0 ± 5.7 ^{bc} _D	62.1 ± 10.2 ^c _C	<i>p</i> < 0.001
GUM	42.5 ± 5.3 ^d _{CD}	96.2 ± 14.3 ^c _B	167.2 ± 3.3 ^b _A	35.9 ± 11.2 ^a _D	53.3 ± 5.1 ^c _C	<i>p</i> < 0.001
ANOVA ⁽¹⁾	<i>p</i> < 0.001	<i>p</i> < 0.001	<i>p</i> < 0.001	<i>p</i> < 0.001	<i>p</i> < 0.001	
1.5 mm						
Aço 17-25	252.5 ± 20.5 ^a _A	257.0 ± 22.6 ^a _{AB}	-	74.6 ± 23.1 ^a _C	222.4 ± 24.7 ^a _B	<i>p</i> < 0.001
Aço 16-22	170.0 ± 11.2 ^b _B	224.4 ± 19.8 ^b _A	-	45.5 ± 9.0 ^b _C	173.8 ± 16.1 ^b _B	<i>p</i> < 0.001
TMA 17-25	117.6 ± 4.2 ^c _C	134.0 ± 9.8 ^{cd} _B	200.6 ± 6.7 ^a _A	61.0 ± 5.8 ^{ab} _E	90.7 ± 14.5 ^c _D	<i>p</i> < 0.001
TMA 16-22	93.5 ± 12.6 ^d _C	147.5 ± 13.4 ^c _B	200.3 ± 12.0 ^a _A	61.9 ± 5.2 ^{ab} _D	100.1 ± 12.7 ^c _C	<i>p</i> < 0.001
GUM	69.2 ± 5.3 ^e _D	122.1 ± 14.9 ^d _B	202.8 ± 5.5 ^a _A	61.2 ± 9.9 ^{ab} _{CD}	79.9 ± 6.9 ^c _C	<i>p</i> < 0.001
ANOVA ⁽¹⁾	<i>p</i> < 0.001	<i>p</i> < 0.001	<i>p</i> = 0.813	<i>p</i> = 0.002	<i>p</i> < 0.001	
2.0 mm						
Aço 17-25	-	-	-	148.0 ± 18.8 ^a _B	276.5 ± 19.8 ^a _A	<i>p</i> < 0.001
Aço 16-22	231.3 ± 18.0 ^a _B	277.8 ± 21.6 ^a _A	-	100.3 ± 4.7 ^b _C	232.3 ± 16.9 ^b _B	<i>p</i> < 0.001
TMA 17-25	158.3 ± 11.3 ^b _B	171.1 ± 11.2 ^b _B	232.4 ± 12.5 ^a _A	81.2 ± 13.7 ^c _D	130.8 ± 15.5 ^c _C	<i>p</i> < 0.001
TMA 16-22	128.2 ± 12.5 ^c _C	173.4 ± 10.3 ^b _B	230.3 ± 11.7 ^a _A	96.0 ± 3.8 ^{bc} _D	137.6 ± 16.9 ^c _C	<i>p</i> < 0.001
GUM	94.5 ± 6.9 ^d _{CD}	143.2 ± 14.1 ^c _B	231.0 ± 4.1 ^a _A	83.3 ± 7.5 ^c _D	105.3 ± 9.5 ^c _C	<i>p</i> < 0.001
ANOVA ⁽¹⁾	<i>p</i> < 0.001	<i>p</i> < 0.001	0.914	<i>p</i> < 0.001	<i>p</i> < 0.001	
2.5 mm						
Aço 17-25	-	-	-	205.4 ± 19.5 ^a	-	-
Aço 16-22	285.4 ± 8.4 ^a _A	-	-	123.2 ± 15.7 ^{bc} _B	284.9 ± 14.3 ^a _A	<i>p</i> < 0.001
TMA 17-25	199.7 ± 26.7 ^b _{BC}	205.5 ± 28.2 ^a _B	275.9 ± 6.1 ^a _A	106.7 ± 16.9 ^c _D	174.8 ± 20.1 ^b _C	<i>p</i> < 0.001
TMA 16-22	162.9 ± 12.0 ^c _C	210.9 ± 10.8 ^a _B	262.0 ± 11.1 ^b _A	130.5 ± 5.9 ^b _D	174.6 ± 21.1 ^b _C	<i>p</i> < 0.001
GUM	120.8 ± 7.4 ^d _C	166.3 ± 13.4 ^b _B	254.6 ± 4.7 ^b _A	107.8 ± 6.1 ^c _D	129.9 ± 9.9 ^c _C	<i>p</i> < 0.001
ANOVA ⁽¹⁾	<i>p</i> < 0.001	<i>p</i> < 0.001	<i>p</i> < 0.001	<i>p</i> < 0.001	<i>p</i> < 0.001	
3.0 mm						
Aço 17-25	-	-	-	269.6 ± 17.1 ^a	-	-
Aço 16-22	-	-	-	218.7 ± 9.6 ^b	-	-
TMA 17-25	226.0 ± 15.7 ^a _A	240.0 ± 16.9 ^a _A	-	139.6 ± 14.6 ^d _B	217.4 ± 20.1 ^a _A	<i>p</i> < 0.001
TMA 16-22	192.4 ± 11.6 ^b _C	236.5 ± 10.5 ^a _B	283.2 ± 8.3 ^a _A	166.5 ± 5.8 ^c _D	204.9 ± 23.8 ^a _C	<i>p</i> < 0.001
GUM	142.5 ± 8.1 ^c _C	183.9 ± 12.2 ^b _B	276.3 ± 4.4 ^a _A	128.5 ± 6.4 ^d _D	150.0 ± 11.1 ^b _C	<i>p</i> < 0.001
ANOVA ⁽¹⁾	<i>p</i> < 0.001	<i>p</i> < 0.001	<i>p</i> = 0.061	<i>p</i> < 0.001	<i>p</i> < 0.001	
3.5 mm						
Aço 17-25	-	-	-	-	-	-
Aço 16-22	-	-	-	256.7 ± 6.0 ^a	-	-
TMA 17-25	261.6 ± 17.6 ^a _{AB}	277.0 ± 12.2 ^a _A	-	165.6 ± 15.0 ^c _C	244.1 ± 16.6 ^a _B	<i>p</i> < 0.001
TMA 16-22	222.4 ± 11.0 ^b _{CD}	262.1 ± 10.0 ^b _B	297.5 ± 0.8 ^a _A	199.0 ± 5.6 ^b _D	234.8 ± 28.0 ^a _{BC}	<i>p</i> < 0.001
GUM	163.9 ± 8.4 ^{cd}	200.8 ± 11.9 ^c _B	280.3 ± 5.2 ^b _A	151.1 ± 6.2 ^d _D	170.5 ± 12.4 ^b _C	<i>p</i> < 0.001
ANOVA ⁽¹⁾	<i>p</i> < 0.001	<i>p</i> < 0.001	<i>p</i> = 0.002	<i>p</i> < 0.001	<i>p</i> < 0.001	

4.0 mm	0°	20°o	40°o	20°g	20°g+20°o	
Aço 17-25	-	-	-	-	-	-
Aço 16-22	-	-	-	-	-	-
TMA 17-25	281.1 ± 7.5 ^a _A	293.9 ± 0.4 ^a _A	-	188.1 ± 16.4 ^b _B	280.7 ± 16.3 ^a _A	<i>p</i> < 0.001
TMA 16-22	250.3 ± 10.9 ^b _B	285.2 ± 9.9 ^a _A	-	261.9 ± 6.3 ^a _{AB}	262.2 ± 33.3 ^a _{AB}	<i>p</i> < 0.001
GUM	183.2 ± 9.1 ^c _{CD}	217.0 ± 10.7 ^b _B	297.4 ± 0.6 _A	169.1 ± 5.5 ^c _D	187.6 ± 12.3 ^b _C	<i>p</i> < 0.001
ANOVA ⁽¹⁾	<i>p</i> < 0.001	<i>p</i> < 0.001	-	<i>p</i> < 0.001	<i>p</i> < 0.001	
4.5 mm	0°	20°o	40°o	20°g	20°g+20°o	
Aço 17-25	-	-	-	-	-	-
Aço 16-22	-	-	-	-	-	-
TMA 17-25	-	-	-	209.6 ± 17.1 ^b	-	-
TMA 16-22	279.3 ± 8.2 ^a _A	290.9 ± 10.0 ^a _A	-	273.9 ± 4.2 ^a _A	276.4 ± 39.8 ^a _A	<i>p</i> = 0.574
GUM	201.2 ± 9.7 ^b _B	230.0 ± 9.9 ^b _A	-	187.0 ± 5.3 ^c _C	204.7 ± 14.5 ^c _B	<i>p</i> < 0.001
ANOVA ⁽¹⁾	<i>p</i> < 0.001	<i>p</i> < 0.001	-	<i>p</i> < 0.001	<i>p</i> < 0.001	
5.0 mm	0°	20°o	40°o	20°g	20°g+20°o	
Aço 17-25	-	-	-	-	-	-
Aço 16-22	-	-	-	-	-	-
TMA 17-25	-	-	-	223.6 ± 15.5 ^a	-	-
TMA 16-22	290.9 ± 8.5 ^a	-	-	-	-	-
GUM	222.8 ± 19.3 ^b _B	243.7 ± 9.0 _A	-	203.5 ± 5.4 ^b _C	221.4 ± 14.5 _{BC}	<i>p</i> < 0.001

(1) valor de significância da ANOVA para a comparação entre materiais para cada valor de ativação inicial e para cada angulação; ^{a,b,c,d,e} para cada ângulo de ativação, não existem diferenças estatisticamente significativas entre as médias de materiais com letra em comum: *p* > 0.05 nos testes de comparações múltiplas Tukey HSD;

(2) valor de significância da ANOVA para a comparação entre os ângulos de ativação, para cada valor de ativação inicial e para cada material; ^{A,B,C,D,E} para cada valor de ativação inicial e para cada material, não existem diferenças estatisticamente significativas entre as médias dos ângulos de ativação: *p* > 0.05 nos testes de comparações múltiplas Tukey HSD.

Para um ângulo de ativação de 0°, a força registada com as molas de aço 17-25 foi significativamente mais alta do que todas as outras molas. Seguiram-se, por ordem decrescente da força média, as molas de aço 16-22, as molas TMA® 17-25, as molas TMA® 16-25 e, por último, as molas Gum Metal®. As diferenças foram estatisticamente significativas entre todos os pares de molas. Esta tendência foi registada para todos os valores da ativação inicial em que existiram valores da força (Figura 8 e Tabela 1).

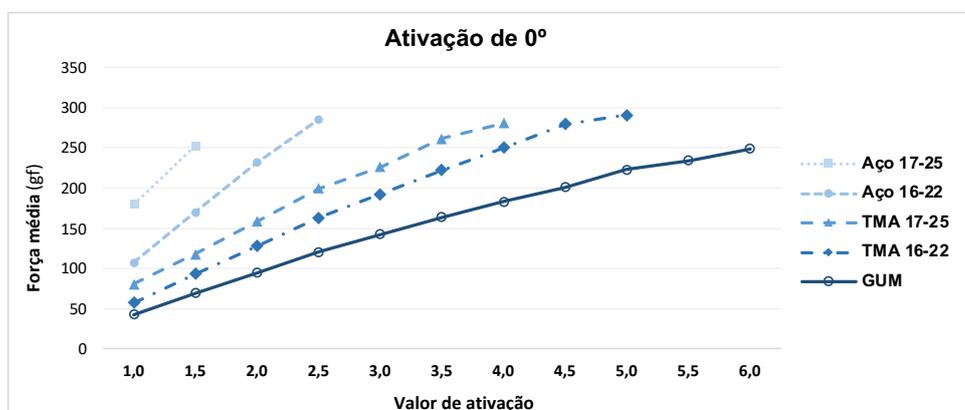


Fig.8. Valores médios da força (gf), por tipo de material, para um ângulo de ativação de 0°, para cada valor de ativação.

Para um ângulo de ativação de 20° (Figura 9 e Tabela 1), a força média das molas de aço 17-25 foi significativamente mais alta do que todas as outras molas, seguindo-se as molas de aço 16-22. A força das molas de aço foi significativamente mais alta do que das molas TMA® 17-25, TMA®16-22 e Gum Metal® para os todos os valores de ativação inicial em que foram registados valores. Não se registaram diferenças significativas entre as molas TMA® 17-25, TMA® 16-22 em nenhum dos valores de ativação. A partir do valor de ativação de 1.5mm a força das molas de TMA® foi sempre significativamente mais alta do que das molas Gum Metal.

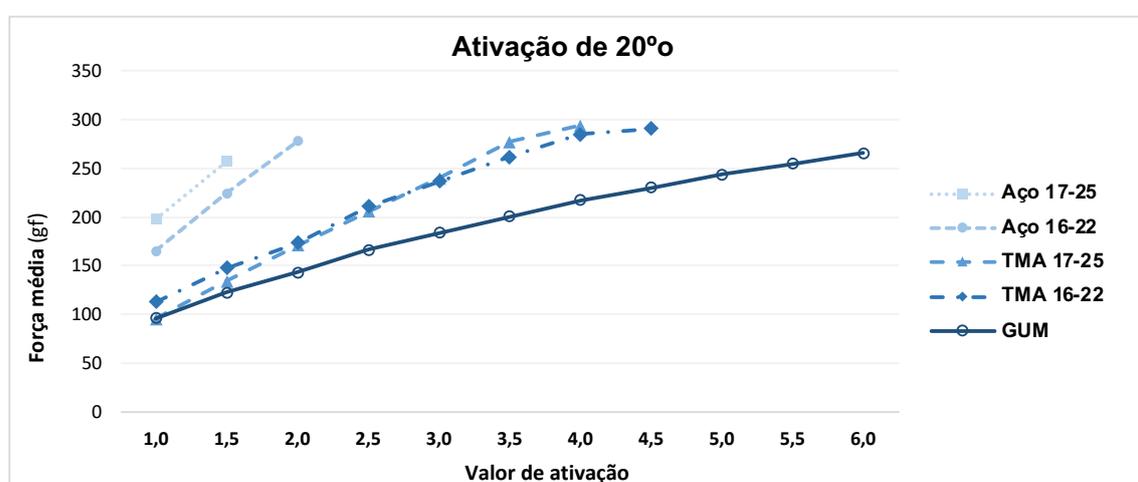


Fig.9. Valores médios da força (gf), por tipo de material, para um ângulo de ativação de 20°, para cada valor de ativação.

Para um ângulo de ativação de 40° (Figura 10 e Tabela 1), não foram registados valores da força das molas de aço 17-25 (>300gf) e apenas foi registado valor da força das molas de aço 16-22 para ativação inicial de 1mm – significativamente mais alta do que das molas TMA® e Gum Metal®. Relativamente às molas TMA® 17-25, TMA® 16-22 e Gum Metal®, não se registaram diferenças significativas até valores de ativação de 2mm. Para uma ativação de 2.5mm as molas TMA® 17-25 tiveram força mais alta do que as molas TMA® 16-22 e Gum Metal. Para valores de ativação de 3.0mm e 3.5mm as molas TMA® 16-22 tiveram força mais alta do que as molas Gum Metal®.

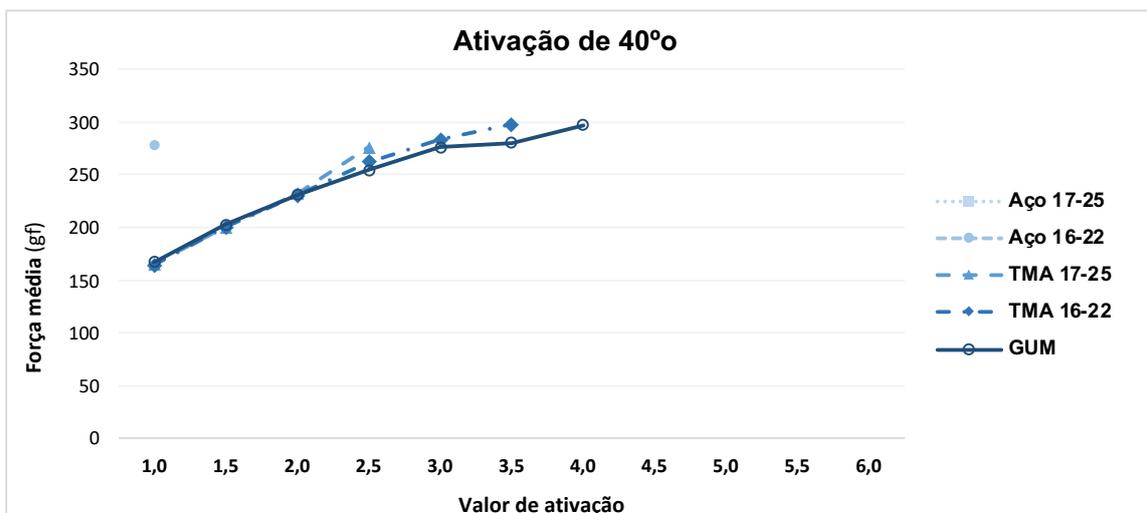


Fig.10. Valores médios da força (gf), por tipo de material, para um ângulo de ativação de 40°, para cada valor de ativação.

Relativamente à ativação de 20°g (Figura 11 e Tabela 1), para o valor de ativação inicial de 1mm as molas Gum Metal® foram as que tiveram a média mais alta e as molas de aço 17-25 as que tiveram a força média mais baixa. A partir do valor de ativação de 1.5mm, as molas de aço 17-25 tiveram força média significativamente mais altas do que todas as outras, seguidas das molas de aço 16-22. Relativamente às outras molas observou-se uma tendência de forças médias mais altas TMA® 16-22 e mais baixas nas molas Gum Metal®.

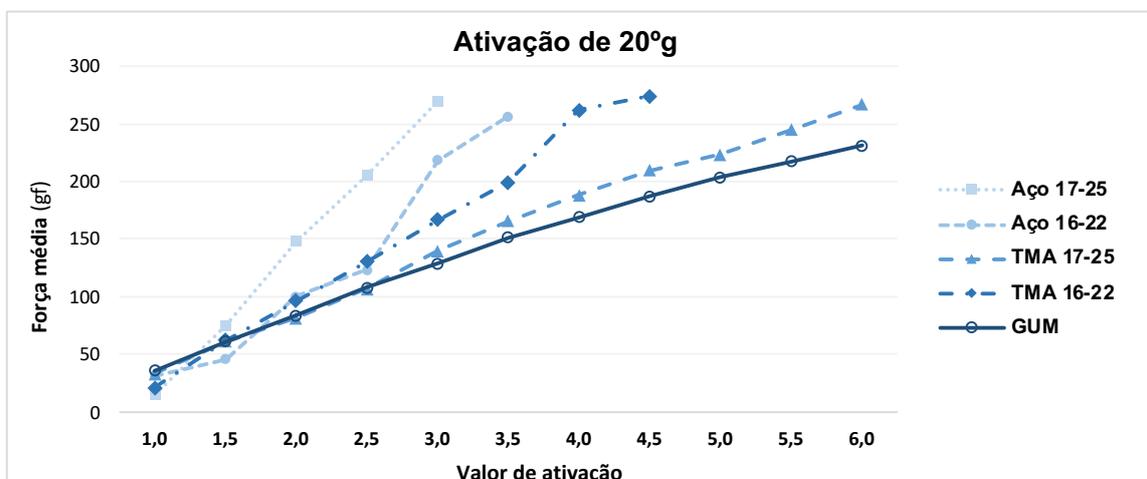


Fig.11. Valores médios da força (gf), por tipo de matéria, para um ângulo de ativação 20°g, para cada valor de ativação.

Em relação à ativação 20°o+20°g (Figura 12 e Tabela 1), a força média das molas de aço 17-25 foi significativamente mais alta do que todas as outras molas, seguindo-se as molas de aço 16-22. Esta tendência manteve-se enquanto foram registadas forças com as molas de aço. Até valores de ativação de 1.5mm não se registaram diferenças significativas entre as molas TMA® 17-25, TMA® 16-22 e Gum Metal®. A partir do valor de ativação de 2.0mm a força das molas de TMA foi sempre significativamente mais alta do que das molas Gum Metal® (não se registaram diferenças entre as molas TMA® 17-25 e as molas TMA 16-22).

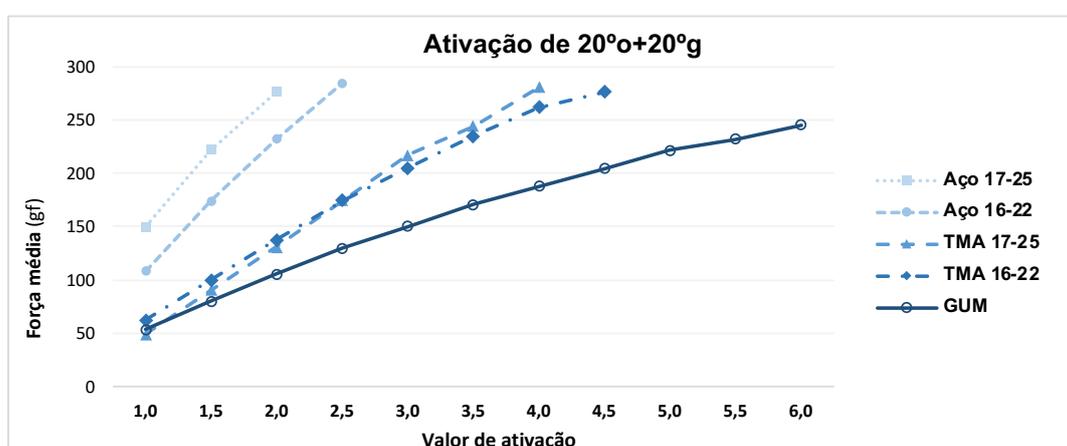


Fig.12. Valores médios da força (gf), por tipo de material, para um ângulo de ativação de 20°o+20°g, para cada valor de ativação.

3.2. Variável Carga/Deflexão (gf/mm)

Na Tabela 2 e na Figura 13 são apresentados os valores médios da proporção carga/deflexão (= força/ativação) por tipo de material para cada ângulo de ativação.

Os resultados mostram a existência de diferenças estatisticamente significativas entre os diferentes materiais em todos os ângulos de ativação ($p < 0.01$). De realçar que as molas de aço tiveram médias significativamente mais altas do que as molas TMA® e Gum Metal em todos os ângulos de ativação.

Entre as molas de aço, as médias das molas de aço 17-25 foram sempre significativamente mais altas do que de aço 16-22.

Em relação às outras molas, para um ângulo de 0°, a deflexão média foi mais alta nas molas TMA® 17-25, seguindo-se as molas TMA® 16-22 e por último as moldas Gum Metal® (as diferenças foram significativas entre os 3 pares de molas). Nos ângulos de ativação 20°o e 20°o+20°g, a deflexão média foi mais alta nas molas TMA® (sem diferenças significativas entre as seções 17-25 e 16-22) do que nas molas Gum Metal®. Não se registaram diferenças significativas entre as molas TMA® e GUM no ângulo de ativação 40°o. Para o ângulo de ativação 20°g, as molas TMA® 16-22 tiveram média mais alta do que as molas TMA® 17-25 e Gum Metal®.

Relativamente à comparação da deflexão entre os ângulos de ativação, as diferenças foram estatisticamente significativas em todos os materiais ($p < 0.001$). De uma forma geral, a deflexão foi mais alta para um ângulo de 40°o (exceto no aço 17-25), seguindo-se os ângulos (por ordem decrescente) de 20°o, de 0°, de 20°o+20°g e por último a deflexão do ângulo de 20°g.

Tabela 2. Valores médios da variável Carga/Deflexão por tipo de material para os diferentes ângulos de ativação.

Material	Ângulos de ativação					ANOVA ⁽²⁾
	0°	20°o	40°o	20°g	20°g+20°o	
Aço 17-25	174.0 ± 17.7 ^{aA}	186.6 ± 26.2 ^{aA}	-	61.4 ± 19.5 ^{aC}	146.4 ± 18.1 ^{aB}	$p < 0.001$
Aço 16-22	112.5 ± 8.6 ^{bC}	151.2 ± 18.2 ^{bB}	278.2 ± 10.2 ^{aA}	51.3 ± 18.0 ^{bD}	113.4 ± 10.8 ^{bC}	$p < 0.001$
TMA 17-25	77.2 ± 7.1 ^{cC}	84.5 ± 9.1 ^{cB}	131.5 ± 23.0 ^{bA}	43.5 ± 6.1 ^{cE}	65.3 ± 10.0 ^{cD}	$p < 0.001$
TMA 16-22	62.5 ± 6.3 ^{dC}	85.5 ± 15.5 ^{cB}	121.3 ± 26.4 ^{bA}	50.2 ± 13.4 ^{bD}	66.4 ± 8.6 ^{cC}	$p < 0.001$
GUM	45.2 ± 3.6 ^{eCD}	61.7 ± 16.5 ^{dB}	112.2 ± 30.3 ^{bA}	40.9 ± 4.6 ^{cD}	48.1 ± 5.5 ^{dC}	$p < 0.001$
ANOVA⁽¹⁾	$p < 0.001$	$p < 0.001$	$p < 0.001$	$p < 0.001$	$p < 0.001$	

(1) valor de significância da ANOVA para a comparação entre materiais para cada angulação; ^{a,b,c,d,e} para cada ângulo de ativação, não existem diferenças estatisticamente significativas entre as médias de materiais com letra em comum: $p > 0.05$ nos testes de comparações múltiplas Tukey HSD;

(2) valor de significância da ANOVA para a comparação entre os ângulos de ativação para cada material; ^{A,B,C,D,E} para cada cada material, não existem diferenças estatisticamente significativas entre as médias dos ângulos de ativação: $p > 0.05$ nos testes de comparações múltiplas Tukey HSD.

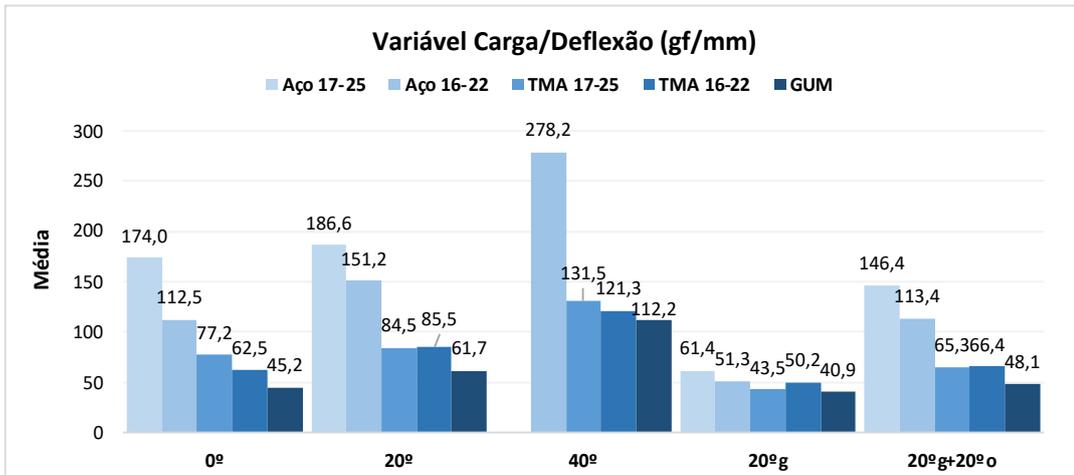


Fig.13. Valores médios da variável Carga/Deflexão (gf/mm), por tipo de material, para cada ângulo de ativação.

Nas figuras 14 a 18 são apresentados os valores médios da deflexão para cada ângulo de ativação, por material e valor de ativação.

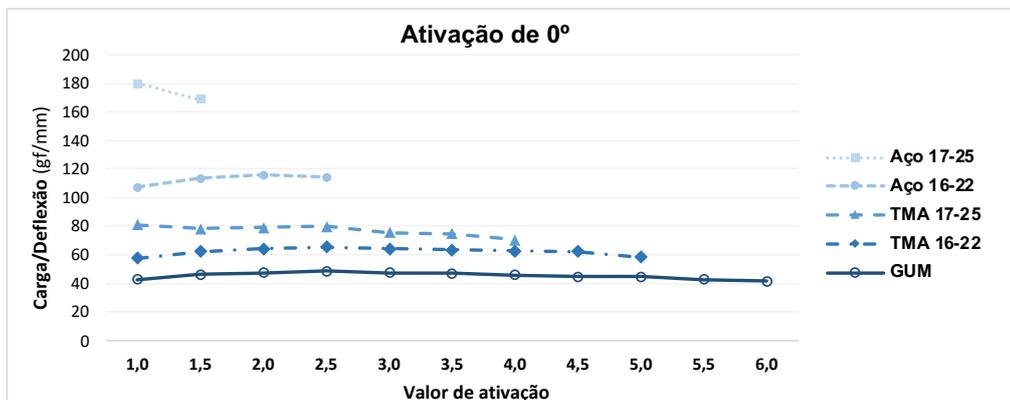


Fig.14. Valores médios da variável Carga/Deflexão (gf/mm), por tipo de material, para um ângulo de ativação de 0°, para cada valor de ativação.

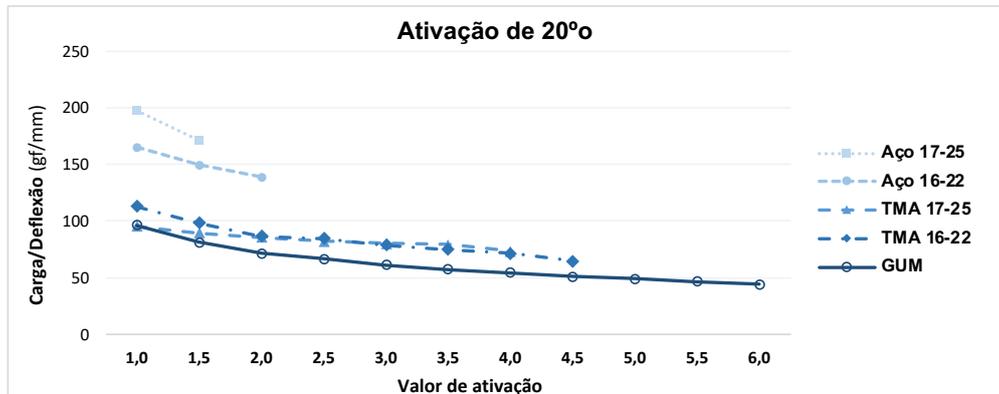


Fig.15. Valores médios da variável Carga/Deflexão (gf/mm), por tipo de material, para um ângulo de ativação de 20°, para cada valor de ativação.

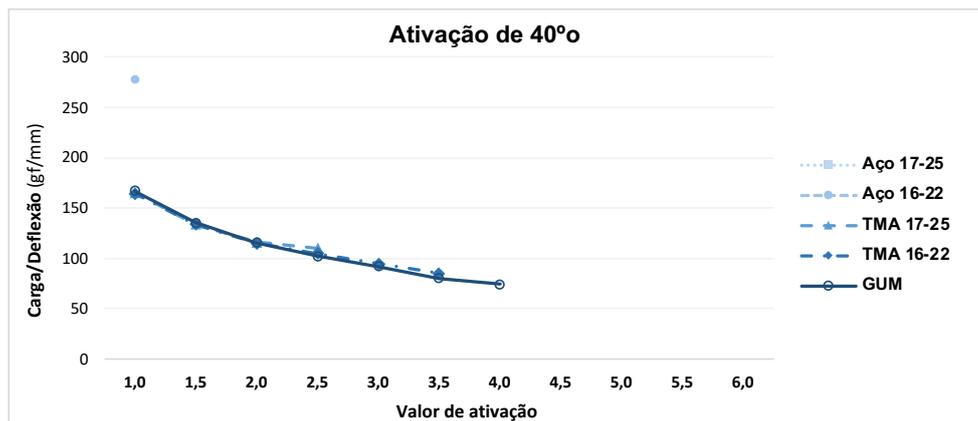


Fig.16. Valores médios da variável Carga/Deflexão (gf/mm), por tipo de material, para um ângulo de ativação de 40°, para cada valor de ativação.

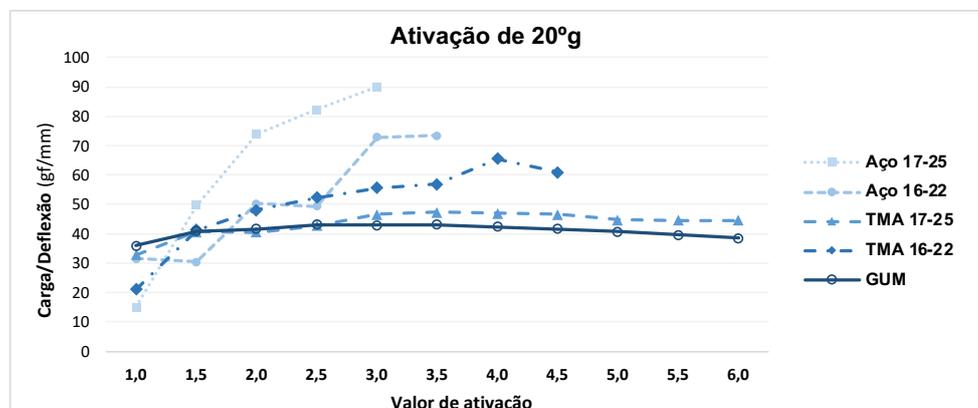


Fig.17. Valores médios da variável Carga/Deflexão (gf/mm), por tipo

de material, para um ângulo de ativação de 20°g, para cada valor de ativação.

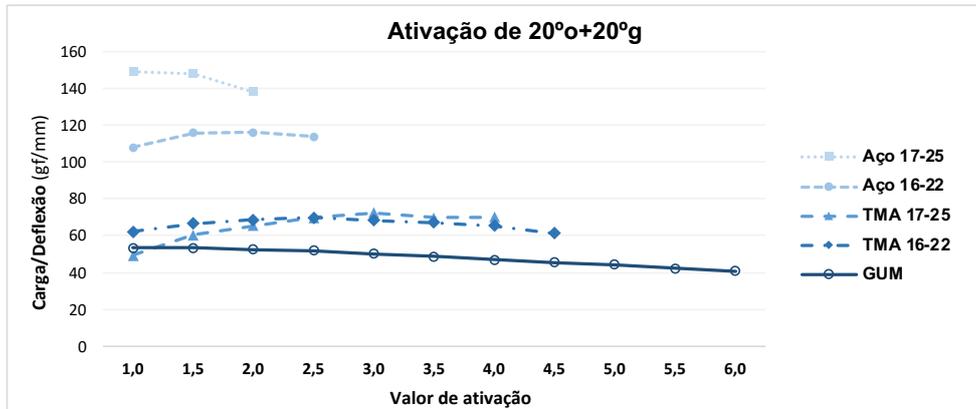


Fig.18. Valores médios da variável Carga/Deflexão (gf/mm), por tipo de material, para um ângulo de ativação de 20°g+20°o, para cada valor de ativação.

Capítulo 4

Discussão

4.1. Amostra

Selecionou-se como material para a confecção das molas o aço inoxidável dado a sua ampla utilização na prática clínica ortodôntica.⁵ Já a escolha do TMA® teve por base o facto de ser um ótimo material no que diz respeito à sua utilização com a finalidade de fechamento de espaços.^{26,33} O interesse na introdução do Gum Metal® no estudo deve-se ao facto de ser um material mais recente, com propriedades apelativas tornando por isso pertinente estudar o seu comportamento.^{26,27}

Relativamente às medidas utilizadas na confecção das molas nomeadamente: 8mm de comprimento horizontal na sua porção gengival e altura, e 6mm correspondentes à haste vertical e 2mm à porção gengival, a sua escolha baseou-se em estudos previamente feitos em que foram utilizadas dimensões semelhantes.^{5,21}

Apesar de existir a premissa de que dimensões verticais superiores permitem a obtenção de sistemas de forças biomecanicamente mais favoráveis é imperativo ter em conta a utilização clínica das molas em L. Assim selecionou-se como medida para altura 8mm por se tratar de uma dimensão superior e que ao mesmo tempo corresponde a uma dimensão confortável para o paciente.²¹

A utilização do Gum Metal® com a secção 17-22 deveu-se ao facto de não possuímos outras secções disponíveis para a realização do estudo.

4.2. Método

Com este trabalho pretendeu-se analisar o comportamento mecânico correspondente ao valor de força horizontal (gf) entre molas em L com as mesmas dimensões, posicionadas de igual forma respeitando a distância inter-

bracket de 12mm. Foram utilizadas como variáveis no estudo os diferentes tipos de material bem como diferentes secções e ainda as pré-ativações.

A extração de pré-molares é uma abordagem terapêutica onde habitualmente se recorre à utilização de molas para o fechamento de espaços, deste modo é frequente existir em média uma distância inter-bracket de 12mm. Assim sendo considerou-se essa mesma distância entre as extremidades das peças de mão A e B de modo a simular o que habitualmente encontramos na prática clínica.²¹

No que diz respeito ao valor de ativação máximo, correspondente ao afastamento da peça de mão B, considerou-se como valor limite de ativação 6mm. A escolha deste valor teve por base a média dos valores limite utilizados em diferentes estudos, sendo que na literatura encontra-se referenciado como valor limite no caso do aço inoxidável 5mm e no caso do TMA® 7mm.^{15,32,33}

Foi também estabelecido como limite de força 300gf e por isso apenas se efetuaram registos até este valor inclusive. O estabelecimento deste limite foi fundamentado pelo facto de a utilização de valores superiores ser inadequada na prática clínica por exceder os limites de movimentação dentária fisiológica, sendo por isso superiores à força ótima necessária.⁶

4.3. Pré-ativações

De forma a otimizar as forças obtidas foram realizadas pré-ativações, a seleção fundamentou-se em estudos já realizados onde foram utilizadas algumas destas pré-ativações.^{34,35}

Assim foram selecionadas as seguintes:

- Não inserção de dobras;
- Dobras com distribuição oclusal e num total de 20°o e 40°o;
- Dobras com distribuição gengival num total de 20°o;
- Dobras com metade da distribuição oclusal e metade gengival perfazendo uma pré-ativação total de 40° (20°o+20°g);

Com as pré-ativações acima descritas foi possível estudar o efeito da pré-ativação bem como da sua localização na força horizontal das molas.

4.4. Força

4.4.1 Material

Fazendo a análise dos gráficos presentes nas figuras 8 a 12 foi possível verificar que, para o mesmo grau de ativação e pré-ativação, as médias da variável força apresentaram valores superiores no aço inoxidável seguido do TMA®, tendo o Gum Metal® apresentado os valores mais baixos sendo esta relação expectável dadas as propriedades dos diferentes materiais.^{36,37}

4.4.2. Secção

Foi possível verificar que existiram dentro do mesmo material, aço inoxidável e TMA®, diferenças estatisticamente significativas entre as duas secções existentes (16-22 e 17-25). Para as molas com uma pré-ativação de 0° obtiveram-se forças superiores na secção 17-25 para os dois materiais, o mesmo se verificou no caso do aço inoxidável na pré-ativação de 20°o, 40°o, 20°o+20°g e 20°g e no caso do TMA® na pré-ativação de 40°o a partir dos 2,5mm de ativação. O oposto se verificou na pré-ativação de 20°g em que a secção 16-22 do TMA® apresentou valores mais altos quando comparada com a secção 17-25 deste. Este resultado vem ao encontro de conclusões retiradas em estudos já realizados em que a variação da secção transversal do arame é traduzida na variação magnitude da força.^{5,6,38}

4.4.3. Pré-ativações

A realização de pré-ativações na porção gengival da mola leva a um aumento da dimensão horizontal da mesma e conseqüentemente a uma diminuição da força. O oposto se verifica quando se realizam as pré-ativações na porção oclusal sendo por isso expectável a obtenção de forças superiores.

Verificou-se que a média da variável força foi superior na pré-ativação 20°o com distribuição oclusal quando comparada com a média na pré-ativação com distribuição: 20°o+ 20°g e 20°g. A distribuição 20°g apresentou valores inferiores relativamente à distribuição 20°o+ 20°g. A obtenção destes resultados veio mais uma vez confirmar a diminuição da intensidade da força fruto do efeito do aumento da dimensão horizontal da mola.

Fazendo a comparação entre as pré-ativações de 0°, 20°o e 40°o oclusais verificam-se diferenças estatisticamente significativas verificando-se um aumento da média da variável força à medida que ocorre o aumento da pré-ativação.

Foi possível confirmar as duas premissas através dos resultados obtidos o que vem ao encontro das conclusões obtidas através de trabalhos realizados por outros autores. Nestes estudos verificou-se um aumento da força produzida nas pré-ativações oclusais e uma diminuição da mesma quando se realizaram pré-ativações gengivais.^{16,39,40}

4.4.4. Ativações

A ativação da mola (mm) foi dada pelo afastamento da peça de mão B em relação à peça de mão A. Fazendo uma análise dos gráficos presentes nas figuras 8 a 12 constatou-se que existiram grupos de molas que foram sujeitos a um menor número de ativações quando comparados com outros. Esta diferença no número de ativações deve-se à limitação imposta na medição da força sendo a força máxima admitida as 300gf.

Verificou-se que para a mesma ativação a média da variável força decresceu desde o aço inoxidável seguido do TMA® e por último o Gum Metal®.

4.5. Proporção Carga/Deflexão (gf/mm)

A proporção carga/deflexão é dada pelo quociente entre a força (gf) e a ativação (mm). Assim, e tal como é possível confirmar através da análise da

figura 13, no que diz respeito ao material obtiveram-se valores superiores para o aço inoxidável seguido do TMA® tendo sido o Gum Metal® a apresentar os valores mais baixos. No que concerne à secção esta proporção apresentou valores mais altos para as molas de aço inoxidável de secção 17-25 em todas as pré-ativações para a ativação inicial de 1mm. Já para o TMA® a secção 17-25 apresentou valores médios superiores apenas nas pré-ativações 0° e 40°.

O aumento da pré-ativação com distribuição oclusal, para o mesmo material, produziu um aumento da proporção carga/deflexão. O oposto se verificou perante a distribuição gengival, em que, tal como era expectável, uma diminuição da força produzida conduziu a uma diminuição desta variável.

À medida que realizamos as ativações, verificou-se que para molas com pré-ativações diferentes de 0° existe uma variação bastante notória da proporção carga/deflexão. Quando se realiza uma pré-ativação com distribuição oclusal consequentemente diminui-se o comprimento horizontal da mola. Assim perante uma ativação de 1mm para além da força gerada por esta ativação adicionalmente está presente a força resultante da diminuição horizontal da mola. A soma destas duas componentes justifica assim a obtenção de valores elevados nas ativações iniciais. O contrário acontece quando se está perante uma pré-ativação com distribuição gengival, o aumento do comprimento horizontal da mola leva a que na prática a ativação de 1mm corresponda a uma ativação real menor. Verificou-se que a proporção carga/deflexão nas pré-ativações 20°, 40° e 20°+20°g diminui ao longo das ativações contrastando com o aumento verificado na pré-ativação 20°g.

Estes resultados estão de acordo com resultados obtidos em estudos anteriores. Nestes estudos registou-se uma diminuição da proporção carga/deflexão nas pré-ativações oclusais à medida que se realizaram as ativações, tendo se verificado o oposto nas pré-ativações gengivais.^{5,19}

4.6. Limitações do estudo e sugestões para estudos futuros

As limitações deste estudo prendem-se com o facto de não se terem medido as forças verticais bem como o sistema de forças que atuou na peça de mão distal.

Em eventuais estudos futuros seria pertinente estudar o efeito do material, secção e pré-ativação na proporção momento/força uma vez que se trata de uma característica mecânica com elevada importância na determinação do tipo de movimento dentário ocorrido.

Capítulo 5

Conclusões

Para a variável força horizontal foi possível retirar as seguintes conclusões:

- Os valores de força decrescem das molas de aço inoxidável para as de TMA® e finalmente para as de Gum Metal®;
- Dentro do mesmo material, aço inoxidável e TMA®, verificaram-se valores de força superiores na secção 0.017" x 0.025" quando comparada com a secção 0.016" x 0.022".
- Para o mesmo material o aumento da distribuição oclusal nas pré-ativações produz um aumento da força verificando-se o oposto na distribuição gengival.

Para a proporção carga/deflexão:

- Os valores da proporção carga/deflexão decrescem das molas de aço inoxidável para as de TMA® e finalmente para as de Gum Metal®;
- Para o aço inoxidável verificaram-se valores de proporção carga/deflexão superiores na secção 0.017" x 0.025". No caso do TMA® a secção 17-25 levou à produção de valores superiores apenas nas pré-ativações 0° e 40°.
- À medida que se realizam as ativações em molas com distribuição oclusal ocorre uma diminuição da proporção carga/deflexão verificando-se o contrário na distribuição gengival.

Referências bibliográficas

1. Ko CC, Jacox LA, Li Y et al. Orthodontic tooth movement: The biology and clinical implications. *Kaohsiung J Med Sci* 2018;34(4):207– 14.
2. Ren Y, Maltha JC, Kuijpers-jagtman AM. Optimum force magnitude for orthodontic tooth movement: A systematic literature review. *Angle Orthod* 2003; 73:86-92.
3. Savignano R, Viecilli RF, Oyoyo U. Three-dimensional nonlinear prediction of tooth movement from the force system and root morphology. *Psychiatrists revise the book of human troubles. The Angle orthodontist* 2020;90(6):811-822.
4. de Castro SM, Moreira R, Braga AC, Ferreira AP, Pollmann MC. Effect of activation and preactivation on the mechanical behavior and neutral position of stainless steel and beta- titanium T-loops. *Korean J Orthod.* 2015;45(4):198-208.
5. Castro SM. Estudo Laboratorial Do Comportamento Mecânico De Duas Molas [Doutor]. Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto. 2007.
6. Thiesen G, Rego MVNd, Menezes LMd, Shimizu RH. A utilização de diferentes configurações de molas " T" para a obtenção de sistemas de forças otimizados. *Dental Press J Orthod.* 2006;11(5):57-77.
7. Proffit W, Fields Jr H, Sarver D. A etiologia dos problemas ortodônticos. *Ortodontia contemporânea.* 2002;3.
8. Silva CA. O movimento dentário ortodôntico. *Fácies – Centro de Estudos Harmonia Facial, Lda.* 1a ed. 2007
9. Thinlander B, Rygh P, Reitan K. Reacciones tisulares en ortodoncia. In: Graber TM, Vanarsdall RL. *Ortodoncia principios generales y técnicas.* 3a ed. Editorial Médica Panamericana S.A. 2003;115-183.
10. Bisol GK, Rocha R, et al. 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(1):53-64.
11. Choy K, Pae E, Kim K, Park YC, Burstone CJ. Controlled space closure with a statically determinate retraction system. *Angle Orthod* 2002;72:191-98.
12. Nikolai RJ. On optimum force theory as applied to canine retraction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1975;68:290-302.
13. Begg PR. Differential force in orthodontic treatment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1956;42:481-510.

14. Ribeiro GL, Jacob HB. Understanding the basis of space closure in Orthodontics for a more efficient orthodontic treatment. *Dental Press J Orthod.* 2016;21(2):115-25.
15. Thiesen G, Rego MVNNd, Menezes LMd, Shimizu RH. A utilização de diferentes configurações de molas " T" para a obtenção de sistemas de forças otimizados. *Dental Press J Orthod.* 2006;11(5):57-77.
16. Burstone CJ, Koenig HA. Optimizing anterior and canine retraction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1976;70:1-19.
17. Ferreira MA, de Oliveira FT, Ignácio SA, Borges PC. Experimental force definition system for a new orthodontic retraction spring. *Angle Orthod.* 2005;75(3):368-77.
18. Hixon E, Atikian H, Callow G, McDonald H, Tacy R. Optimal force, differential force, and anchorage. *Am J of Orthod and Dentofacial Orthop.* 1969;55(5):437-57.
19. Techalertpaisarn P, Versluis A. Mechanical properties of Opus closing loops, L-loops, and T-loops investigated with finite element analysis. *Am J of Orthod and Dentofacial Orthop.* 2013;143(5):675-83.
20. 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.
21. 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.
22. 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.
23. Proffit WR, Fields HW. Princípios mecânicos no controle da força ortodôntica. In: Proffit WR, Fields HW. *Ortodontia contemporânea.* 3 ed. Editora Guanabara Koogan S.A. 2002. p. 307-39.
24. Burstone CJ, Baldwin JJ, Lawless DT. The application of continuous forces to orthodontics. *Angle Orthod.* 31:1-14,1961
25. Braun S, Marcotte MR. Rationale of the segmented approach to orthodontic treatment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1995;108:1-8.
26. Chang H-P, Tseng Y-C. A novel β -titanium alloy orthodontic wire. *Kaohsiung J Med Sci.* 2018;34.

27. Hasegawa S. A concept of "en bloc" movement of teeth using GUMMETAL wire. Quintessence Int. 2014.
28. Murakami T, Iijima M, Muguruma T, Yano F, Kawashima I, Mizoguchi I. High-cycle fatigue behavior of beta-titanium orthodontic wires. Dent Mater J. 2015;2014-012.
29. Kusy RP, Whitley JQ, de Araújo Gurgel J. Comparisons of surface roughnesses and sliding resistances of 6 titanium-based or TMA-type archwires. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2004;126(5):589-603.
30. Rose D, Quick A, Swain M, Herbison P. Moment-to-force characteristics of preactivated nickel-titanium and titanium-molybdenum alloy symmetrical T-loops. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2009;135(6):757-63.
31. IBM Corp. Released 2020. IBM SPSS Statistics for Windows, Version 27.0. Armonk, NY: IBM Corp.
32. Burstone CJ. The segmented arch approach to space closure. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1982;82:361-78.
33. Hoenigl KD, Freudenthaler J, Marcotte MR, Bantleon HP. The centered T-Loop – a new way of preactivation. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1995;108(2):149-53.
34. Shimizu RH, Sakima T, Pinto AS, Spinelli D, Shimizu IA. Comportamento mecânico da alça Bull modificada durante o fechamento de espaços em ortodontia. Rev. Dent. Press Ortodon. Ortop. Facial 2002;7:13-24.
35. Shimizu RH, Sakima T, Pinto AS, Shimizu IA. Desempenho biomecânico da alça "T", construída com fio de aço inoxidável, durante o fechamento de espaços no tratamento ortodôntico. Rev. Dent. Press Ortodon. Ortop. Facial 2002;7:49-61
36. Burstone CJ. Rationale of the segmented arch. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1962;48:805-21.
37. Kapila S, Sachdeva R. Mechanical properties and clinical applications of orthodontic wires. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1989;96:100-9.
38. Manhartsberger C, Morton JY, Burstone CJ. Space closure in adult patients using the segmented arch technique. Angle Orthod. 1989;59(3):205-10.
39. Marcotte MR. Mecânica em Ortodontia. In: Marcotte MR. Biomecânica em Ortodontia. 2a ed. S. Paulo: Livraria Santos Editora, 2003. p.1-21.
40. Siatkowski RE. Continuous arch wire closing loop design, optimization, and verification. Part I. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1997;112:393-402.

ANEXOS

DECLARAÇÃO
Mestrado Integrado em Medicina Dentária

Monografia/Relatório de Estágio

Identificação do autor

Nome completo Ana Lia Pinto de Castro
N.º de identificação civil 15355665 0 ZX5 N.º de estudante 201604250
Email institucional up201604250@fmd.up.pt
Email alternativo liacastro10@outlook.pt Tlf/Tlm 916252833
Faculdade/Instituto Faculdade de medicina dentária da Universidade do
PORTO

Identificação da publicação

Dissertação de Mestrado Integrado (Monografia) Relatório de Estágio

Títulocompleto

"O efeito do material, da secção e da distribuição da pré-ativação na variável força horizontal da moia ortodôntica em L - estudo laboratorial"

Orientador Prof. Doutor Saúl Ramos de Castro
Coorientador Prof. Doutor Rui António da Silva Moreira

Palavras-chave ortodontia; Biomecânica; Força; Ativação; Moia; Aço Inoxidável; MIA; Com metal;

Autorizo a disponibilização imediata do texto integral no Repositório da U.Porto: _____ (x)

Não Autorizo a disponibilização imediata do texto integral no Repositório da U.Porto: _____ X _____ (x)

Autorizo a disponibilização do texto integral no Repositório da U.Porto, com período de embargo, no prazo de:

6 Meses: _____ ; 12 Meses: _____ ; 18 Meses: _____ ; 24 Meses: X _____ ; 36 Meses: _____ ; 120 Meses: _____

Justificação para a não autorização imediata Intenção de publicação dos resultados

Data 28 / 05 / 2022

Assinatura Ana Lia Pinto de Castro

Exmo. Senhor

Diretor do Mestrado Integrado da

Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto

Professor Doutor César Fernando Coelho Leal da Silva

Assunto: Declaração de entrega do trabalho final de monografia do
Mestrado Integrado de Medicina Dentária da candidata Ana Lia Pinto
de Castro

Eu, Ana Lia Pinto de Castro, aluna do Mestrado Integrado de
Medicina Dentária da Faculdade de Medicina Dentária da
Universidade do Porto, declaro que o presente trabalho, no âmbito
da Monografia/Relatório de Estágio, integrado no MIMD, da FMDUP,
é da minha autoria e todas as fontes foram devidamente
referenciadas.

Porto, 23 de Maio de 2022

A estudante,

Ana Lia Pinto de Castro

Ana Lia Pinto de Castro

U. PORTO

 FACULDADE DE
MEDICINA DENTÁRIA
UNIVERSIDADE DO PORTO

Exmo. Senhor

Diretor do Mestrado Integrado da

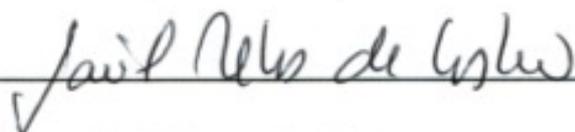
Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto

Professor Doutor César Fernando Coelho Leal da Silva

Assunto: Parecer do Orientador para entrega definitiva do trabalho

Para os devidos efeitos informo que o trabalho de Monografia desenvolvido pela estudante Ana Lia Pinto de Castro, com o título: "O efeito do material, da secção e da distribuição da pré-ativação na variável força horizontal da mola ortodôntica em L - Estudo laboratorial." está de acordo com os regulamentos da FMDUP, foi por mim conferido e encontra-se em condições de ser apresentado em provas públicas:

Porto, 23 de Maio de 2022



Saúl Matos de Castro

Professor Auxiliar

Exmo. Senhor

Diretor do Mestrado Integrado da

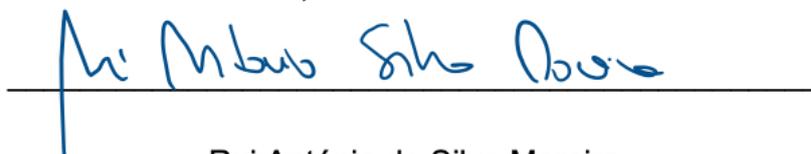
Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto

Professor Doutor César Fernando Coelho Leal da Silva

Assunto: Parecer do Coorientador para entrega definitiva do trabalho

Para os devidos efeitos informo que o trabalho de Monografia desenvolvido pela estudante Ana Lia Pinto de Castro, com o título: “Q efeito do material, da secção e da distribuição da pré-ativação na variável força horizontal da mola ortodôntica em L - Estudo laboratorial.” está de acordo com os regulamentos da FMDUP, foi por mim conferido e encontra-se em condições de ser apresentado em provas públicas:

Porto, 23 de Maio de 2022



Rui António da Silva Moreira

Professor Auxiliar