



FACULDADE DE
MEDICINA DENTÁRIA
UNIVERSIDADE DO PORTO

**Efeito da distribuição gengival assimétrica
das molas ortodônticas em L no seu
comportamento mecânico (força horizontal)
– um estudo laboratorial**

Beatriz Coelho Pereira

Monografia de Investigação Laboratorial

Mestrado Integrado em Medicina Dentária

Porto, 2022

Beatriz Coelho Pereira, 2022

Efeito da distribuição gengival assimétrica das molas ortodônticas em L no seu comportamento mecânico (força horizontal) – um estudo laboratorial

Beatriz Coelho Pereira

bia1499pereira@gmail.com



FACULDADE DE
MEDICINA DENTÁRIA
UNIVERSIDADE DO PORTO

Orientador: Professor Doutor Saúl Matos de Castro
Grau académico: Doutoramento

Coorientador: Professor Doutor Rui António da Silva Moreira
Grau académico: Doutoramento

**Monografia de Investigação Laboratorial
Mestrado Integrado em Medicina Dentária**

Porto, 2022

AGRADECIMENTOS

Vejo, na presente Monografia, muito mais do que o final do curso.

Vejo, na presente Monografia, uma aprendizagem imensa, muito além do conhecimento científico que adquiri ao longo dos meses dedicados à sua construção.

Vejo, na presente Monografia, um sonho concretizado. Vejo a crença inicial de que seria possível. Vejo o esforço empregue. Vejo as dúvidas e hesitações. Vejo o foco no processo. Vejo as dificuldades que se atravessaram. Vejo o trabalho em equipa. Vejo o incansável apoio da equipa. Vejo os frutos a surgir. Vejo a presente Monografia com o coração pleno de gratidão.

Ao meu Orientador, Prof. Doutor Saúl Castro,
pelo voto de confiança, conhecimento transmitido, apoio e prontidão.

Ao meu Coorientador, Prof. Doutor Rui Moreira,
pela ajuda, disponibilidade e engenho.

A cada Professor e Professora com quem
tive o privilégio de aprender ao longo do meu percurso escolar e académico.

A todos os meus amigos,
pelas partilhas, experiências e ensinamentos.

À minha família,
pelo apoio incondicional, intemporal, imensurável.

A vós devo tudo.

«Aqueles que passam por nós,
não vão sós,
não nos deixam sós.
Deixam um pouco de si,
levam um pouco de nós.»

Antoine de Saint-Exupery

ÍNDICE

RESUMO	1
ABSTRACT	2
PALAVRAS-CHAVE	3
KEYWORDS	4
1. INTRODUÇÃO	7
2. MATERIAIS E MÉTODOS	10
2.1 Amostra	10
2.2 Método de Medição	12
2.2.1 Aparelhos de medição	12
2.2.2 Método de medição	13
2.3 Método de análise estatística	15
2.4 Exatidão e precisão do método	16
3. RESULTADOS	17
3.1 Análise descritiva das variáveis	17
3.1.1 Variável Força (gf)	17
3.1.2 Variável Carga/Deflexão (gf/mm)	25
4. DISCUSSÃO	30
4.1 Amostra	30
4.1.1 Tipo de Arame	30
4.1.2 Geometria das molas	30
4.2 Metodologia	31
4.3 Variável Força Horizontal	32
4.3.1 Liga metálica do arame	32
4.3.2 Secção transversal do arame	33
4.3.3 Amplitude das dobras de pré-ativação	33
4.3.4 Ativação / Afastamento	34
4.3.5 Distribuição gengival assimétrica	34
4.4 Variável Carga/Deflexão	35
4.4.1 Liga metálica do arame	35
4.4.2 Secção transversal do arame	35
4.4.3 Amplitude das dobras de pré-ativação	36
4.4.4 Ativação / Afastamento	36
4.4.5 Distribuição gengival assimétrica	36
4.5 Investigações futuras	37
5. CONCLUSÃO	38
BIBLIOGRAFIA	40
ANEXOS	43

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1: Representação esquemática das dimensões das molas em L com orientação mesial utilizadas neste estudo (escala não real).....	10
Figura 2: Representação esquemática das dimensões das molas em L com orientação distal utilizadas neste estudo (escala não real).....	10
Figura 3: Desenhos utilizados para confirmação da angulação das dobras de pré-ativação. A: 0° de angulação / sem pré-ativação / posição neutra; B: 20° graus de angulação;.....	11
Figura 4: Mesa de testes utilizada para o ensaio mecânico	13
Figura 5: Valores médios da força (gf) nas molas com distribuição mesial e distal, por tipo de material e valor de secção, para a amplitude de pré-ativação de 0°, para cada valor de ativação/afastamento (mm).....	20
Figura 6: Valores médios da força (gf) nas molas com distribuição mesial e distal, por tipo de material e valor de secção, para a amplitude de pré-ativação de 20°, para cada valor de ativação/afastamento (mm).....	22
Figura 7: Valores médios da força (gf) nas molas com distribuição mesial e distal, por tipo de material e valor de secção, para a amplitude de pré-ativação de 40°, para cada valor de ativação (mm).....	24
Figura 8: Valores médios da carga/deflexão (gf/mm), por tipo de material e dimensão da secção, para cada amplitude de pré-ativação, nas molas com distribuição mesial e distal.....	26
Figura 9: Valores médios da C/D (gf/mm) nas molas com distribuição mesial e distal, por tipo de arame, para a pré-ativação de 0°, para cada valor de ativação (mm).....	27
Figura 10: Valores médios da C/D (gf/mm) nas molas com distribuição mesial e distal, por tipo de arame, para a pré-ativação de 20°, para cada valor de ativação (mm).....	28
Figura 11: Valores médios da C/D (gf/mm) nas molas com distribuição mesial e distal, por tipo de arame, para a pré-ativação de 40°, para cada valor de ativação (mm).....	29

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 1 : Distribuição da amostra do estudo quanto à sua distribuição gengival assimétrica, liga metálica e secção transversal.	11
Tabela 2: Valores médios da força (gf) das molas com distribuição mesial e distal, por tipo de material e dimensão da secção para as diferentes amplitudes de ativação e para cada valor de ativação/afastamento.	18
Tabela 3: Valores médios da carga/deflexão (gf/mm) nas molas com distribuição mesial e distal, por tipo de material e dimensão da secção, para cada amplitude de pré-ativação.	26

RESUMO

Introdução: Em Ortodontia, a compreensão da biomecânica é essencial para a movimentação dentária controlada e previsível, sem ultrapassar os limites fisiológicos. Os planos de tratamento ortodôntico que incluem extrações implicam a utilização de técnicas de encerramento de espaços, onde se inclui a aplicação de molas ortodônticas. Um dos tipos são as molas em L, que apresentam uma geometria assimétrica, podendo ter distribuição mesial ou distal. Exercem o seu efeito mecânico quando são sujeitas a ativações/afastamento entre as suas extremidades. Além disso, podem realiza-se dobras de pré-ativação com amplitudes variáveis, com objetivo de modificar os seus parâmetros mecânicos.

Objetivo: Pretende-se analisar e comparar o comportamento mecânico (força horizontal e proporção carga/deflexão) produzido pelas molas em L tendo em conta a distribuição da porção gengival, consoante as variáveis: material, secção transversal e amplitude das dobras de pré-ativação, com dimensões e condições de teste constantes.

Metodologia: O estudo envolveu a construção de 128 molas em L com iguais dimensões, mas diferentes distribuições gengivais (mesial e distal) e diferentes tipos de arame (duas ligas metálicas: Aço Inoxidável e Beta-titânio e duas dimensões de secção transversal: 0,16"x0,022" e 0,017"x0,025"). Estas molas foram submetidas três ciclos de ativações sucessivas e ainda a duas dobras de pré-ativação na porção oclusal (0°, 20° e 40°). Em cada valor de ativação (entre 1 e 6 milímetros), foi medido o valor de força horizontal gerado pela mola. Posteriormente, foi calculada a proporção carga/deflexão correspondente. O ensaio mecânico foi realizado através de uma mesa de testes, um aparelho de medição de forças e um comparador digital. A análise estatística foi realizada através da metodologia *Analysis of Variance* para amostras independentes, seguida do Teste *Tukey*, Teste T de *Student* e Teste de *Shapiro-Wilk*.

Resultados: Os resultados deste estudo permitiram concluir que existem diferenças estatisticamente significativas entre os parâmetros de comportamento mecânico força e carga/deflexão das molas em L com distribuição mesial e com distribuição distal. Quer em relação à força, quer em relação à proporção carga/deflexão, os valores registados nas molas de aço foram superiores aos das molas de TMA; as molas com secção de 17-25 registaram valores superiores em comparação com as de secção 16-22; aumentaram com o aumento da amplitude das dobras de pré-ativação; aumentaram progressivamente com o aumento da ativação; e foram superiores nas molas com distribuição mesial, em comparação com a distribuição distal.

Conclusão: Em média, as molas em L com distribuição gengival para mesial geram valores de força e de proporção carga/deflexão superiores às molas com distribuição distal.

ABSTRACT

Introduction: In Orthodontics, the understanding of biomechanics is essential for controlled and predictable dental movement, without exceeding physiological limits. Orthodontic treatment plans that include extractions involve the use of space closure techniques, which include the application of orthodontic loops. One of the types are L-loops, which have an asymmetric geometry, and may have a mesial or distal distribution. They exert their mechanical effect when they are subjected to activations/displacement between their extremities. In addition, pre-activation folds can be performed with variable amplitudes, in order to modify their mechanical parameters.

Objective: It is intended to analyze and compare the mechanical behavior (horizontal force and load/deflection ratio) produced by the L-loops taking into account the distribution of the gingival portion, according to the variables: material, cross-section and amplitude of the pre-bendingactivation, with constant dimensions and test conditions.

Methodology: The study involved the construction of 128 L-loops with equal dimensions, but different gingival distributions (mesial and distal) and different types of wire (two metal alloys: stainless steel and beta-titanium and two cross-sectional dimensions: 0,16'x0,022" and 0,017'x0,025"). These loops were subjected to three cycles of successive activations and two pre-activation folds in the occlusal portion (0°, 20° and 40°). At each activation value (between 1 and 6 millimeter), the horizontal force value generated by the loops was measured. Subsequently, the corresponding load/deflection ratio was calculated. The mechanical test was performed through a test table, a force measuring apparatus and a digital comparator. The statistical analysis was performed using the Analysis of Variance methodology for independent samples, followed by the Tukey Test, Student's T Test and Shapiro-Wilk Test.

Results: The results of this study allowed to conclude that there are statistically significant differences between the parameters of mechanical behavior force and load/deflection of L-loops with mesial distribution and distal distribution. Both in terms of force and in terms of the load/deflection ratio, the values recorded in steel loops were higher than those of TMA loops; loops with section 17-25 were higher than those of section 16-22; increased with the increase of amplitude of the pre-activation folds; increased progressively with the increase of activation; and were superior in the loops with mesial distribution, compared with the distal distribution.

Conclusion: On average, L-loops with gingival to mesial distribution generate values of force and load/deflection ratio higher than the loops with distal distribution.

PALAVRAS-CHAVE

Movimento ortodôntico. Biomecânica. Força. Pré-ativação. Mola ortodôntica.
Mola em L.

KEYWORDS

Orthodontic movement. Biomechanics. Force. Preactivation. Orthodontic loop.
L-loop.

ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

Lista de Abreviaturas:

C/D:	Proporção carga/deflexão
DP:	Desvio-padrão
gf:	Grama-força
gf/mm:	Grama-força por milímetro
m:	Massa
M:	Média
mm:	Milímetro
p:	Valor de significância dos testes estatísticos
TMA:	<i>Titanium Molybdenum Alloy</i>
16-22:	0.016" x 0.022"
17-25:	0.017" x 0.025"

Lista de Símbolos:

α:	segmento anterior (mesial)
β:	segmento posterior (distal)
®:	marca registrada

1. INTRODUÇÃO

Os tratamentos realizados em Ortodontia são conseguidos através da movimentação dentária. O movimento dentário ortodôntico resulta de uma resposta biológica conseguida através da aplicação de um sistema de forças sobre a coroa de um dente ou de um segmento de dentes. Estas forças induzem tensões no ligamento periodontal que, conseqüentemente, provocam alterações químicas, físicas e elétricas que são enviadas às células e tecidos circundantes. A magnitude e a direção destes sistemas de forças aplicados fazem variar a quantidade e qualidade de remodelação dos tecidos periodontais e, conseqüentemente, fazem variar o resultado final da movimentação dentária. (1–5)

Neste sentido, verifica-se a indubitável necessidade de existir uma correta compreensão da Biomecânica de modo a prever adequadamente os movimentos dentários que resultarão das forças aplicadas e, assim, melhor adaptarem o tipo de aparelho ortodôntico a cada caso clínico. Esta decisão é crucial para alcançar a magnitude de força ótima e, conseqüentemente, a máxima eficiência clínica, minimizando o tempo de tratamento e evitando efeitos colaterais indesejados. (4,6–13)

Na literatura, encontram-se várias referências de valores de intensidade da força ortodôntica ótima que deve ser aplicada para obtenção de movimento dentário de determinado dente ou grupo de dentes. De modo genérico, aquilo que a literatura conclui é que, clinicamente, não devem ser exercidas forças superiores a 300gf. (9,14–16)

Nos casos clínicos ortodônticos em que é indicada a extração de peça(s) dentária(s) para a correção de determinada má-oclusão, o plano de tratamento deverá integrar uma fase de encerramento dos espaços residuais. Os mecanismos de encerramento de espaços dividem-se, genericamente, em sistemas com fricção e sistemas sem fricção. (12,17–21)

Os sistemas de encerramento de espaços com fricção baseiam-se numa mecânica de deslizamento de um arco ortodôntico ao longo de um *bracket* ou tubo. Apesar de ser caracterizada pela sua simplicidade, esta mecânica de deslizamento pode ser comprometida devido ao atrito (que consiste na resistência ao movimento decorrente do movimento tangencial dos objetos um em relação ao outro). (7,11,17,22,23)

Nos sistemas sem fricção, as forças responsáveis pelo movimento dentário são geradas através de molas ortodônticas, que podem ser incorporadas em arcos contínuos ou em arcos segmentados. A grande vantagem deste sistema reside no facto de minimizar os problemas de ancoragem e o tempo necessário para o encerramento do espaço. Além disso, proporcionam movimentos versáteis e previsíveis. As propriedades mecânicas destas molas dependem de vários fatores, nomeadamente, da sua geometria (forma, altura, largura), das dimensões da secção transversal do arame, da liga metálica do arame e da sua posição. (12,19,24–31)

Os dois grandes tipos de formas das molas ortodônticas são as Molas em T e as Molas em L, sendo estas últimas as mais frequentemente utilizadas na prática clínica ortodôntica. A distribuição gengival da Mola em L é assimétrica, isto é, pode apresentar uma orientação para mesial/anterior ou para distal/posterior. (7,9,30,32)

Quanto às propriedades do arame, a literatura refere que a dimensão da sua secção transversal faz variar a força libertada pela mola de modo diretamente proporcional, isto é, arames de maior espessura produzem forças mais elevadas. (29,33)

A liga metálica do arame, induz também uma forte influência nas propriedades mecânicas das molas. O material *standard* utilizado em Ortodontia é o Aço Inoxidável. Entre as suas principais propriedades, destaca-se a elevada resistência à corrosão, baixo coeficiente de atrito e adequado endurecimento por deformação. (34,35) Atualmente, a liga metálica de Titânio-Molibdénio (TMA® - *Titanium Molybdenum Alloy*) tem ampla utilização, particularmente na confeção de molas ortodônticas, graças às suas propriedades de elevada resistência, elasticidade e ductilidade. (34,36–39)

A realização de dobras de pré-ativação é frequentemente utilizada para alterar as propriedades mecânicas da mola e podem ser efetuadas quer na sua porção oclusal, quer na sua porção gengival. Consoante a distribuição gengival das molas em L, existem variações no efeito que as pré-ativações provocam em relação ao comportamento mecânico da mesma. (9,11,30,31,39,40)

De facto, cada um destes aspetos influencia o comportamento biomecânico das molas. As propriedades mecânicas mais importantes associadas a estes elementos ortodônticos são a força horizontal exercida durante a ativação da mola e a proporção carga/deflexão (C/D), que define a quantidade de decréscimo da força a cada milímetro de desativação. Assim sendo, a compreensão destas características específicas de cada configuração das molas é essencial para que se possa adequar a geometria ideal a cada caso clínico ortodôntico. (1,5,7,9,11,24,32)

Neste contexto, o presente estudo tem como objetivo analisar o comportamento mecânico (força horizontal (g) e proporção C/D (gf/mm)) da mola em L para a mesma dimensão vertical (8mm), horizontal (8mm) e distância inter-*bracket* (12mm), procurando assim:

- descrever e comparar o comportamento mecânico (força e proporção C/D) produzido pelas molas L com diferentes distribuições das porções gengivais (distribuição distal e mesial);
- determinar a existência de uma relação estatisticamente significativa entre a força exercida pelas molas em L e a distribuição da sua porção gengival (distribuição mesial e distribuição distal) para cada um dos grupos, sendo os parâmetros variáveis: a liga metálica (aço inoxidável – ORMINOX®, Ormco Corp, Glendora, Calif, titânio-molibdénio – TMA®, Ormco Corp, Glendora, Calif), a dimensão da secção do fio metálico (0,016" x 0,022" e 0,017" x 0,025") e a amplitude da dobra de pré-ativação oclusal (0°, 20° e 40°). (9,20,30,32,41,42)

Hipótese nula:

A força horizontal exercida pelas Molas em L é igual, independentemente da sua distribuição da porção gengival.

A proporção carga/deflexão exercida pelas Molas em L é igual, independentemente da sua distribuição da porção gengival.

2. MATERIAIS E MÉTODOS

2.1 Amostra

A amostra utilizada para este estudo foi constituída por 128 molas em L divididas em dois grupos principais. Um deles corresponde ao desenho da mola com distribuição mesial da sua porção gengival (n=64) e o outro corresponde ao desenho da mola com distribuição distal (n=64) (Tabela 1).

As molas foram construídas com 8mm de comprimento horizontal na sua porção gengival, 8mm de altura, correspondendo 6mm à haste vertical e os restantes 2mm à porção gengival (Figura 1 e Figura 2).

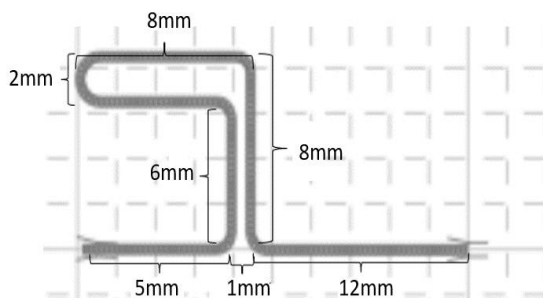


Figura 1: Representação esquemática das dimensões das molas em L com orientação mesial utilizadas neste estudo (escala não real).

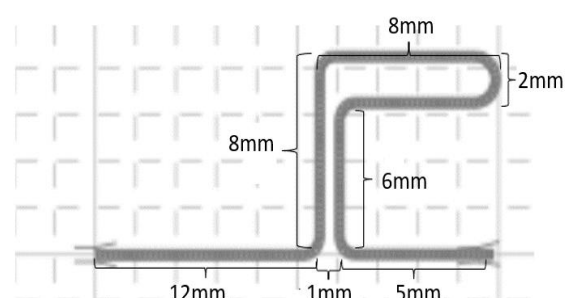


Figura 2: Representação esquemática das dimensões das molas em L com orientação distal utilizadas neste estudo (escala não real).

Dentro de cada um destes grupos principais de molas, foram divididos subgrupos consoante a liga metálica e a dimensão da secção do arame utilizado na sua confeção. As duas ligas metálicas utilizadas na confeção das molas são o aço inoxidável (ORMINOX®) e o titânio-molibdénio (TMA®) da marca comercial Ormco®. As duas dimensões de secção utilizadas são 0,016" x 0,022" (16-22) e 0,017" x 0,025" (17-25) para cada uma das ligas metálicas (Tabela 1).

Tabela 1 : Distribuição da amostra do estudo quanto à sua distribuição gengival assimétrica, liga metálica e secção transversal.

	Distribuição gengival		Liga metálica		Secção transversal	
128 molas em L	Mesial	64 molas	Aço	32 molas	16-22	16 molas
					17-25	16 molas
			TMA	32 molas	16-22	16 molas
					17-25	16 molas
	Distal	64 molas	Aço	32 molas	16-22	16 molas
					17-25	16 molas
			TMA	32 molas	16-22	16 molas
					17-25	16 molas

No decorrer da realização dos testes, as molas foram submetidas a dobras de pré-ativação com distribuição oclusal e com três diferentes amplitudes: zero graus de angulação (0°), vinte graus de angulação com distribuição oclusal (20°) e quarenta graus de angulação com distribuição oclusal (40°). (Figura 3)

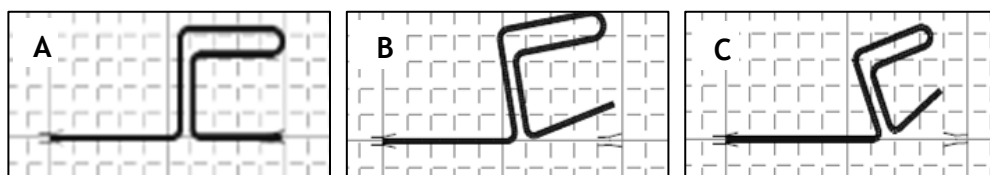


Figura 3: Desenhos utilizados para confirmação da angulação das dobras de pré-ativação.
A: 0° de angulação / sem pré-ativação / posição neutra; **B:** 20° graus de angulação;
C: 40° de angulação. (escala não real)

Cada grupo de 16 molas com o mesmo tipo de arame foi dividido em dois subgrupos consoante a distribuição da sua porção gengival, resultando, assim, em 8 molas com distribuição gengival para mesial e 8 molas com distribuição gengival para distal.

As molas utilizadas foram confeccionadas manualmente por um único operador de modo a padronizar a sua confeção. Para a sua realização, foi utilizado um alicate Tweed – 012-350-00 Dentaurum® e um alicate 139 AEO® 8010414 e o desenho de referência foi criado através do programa informático LOOP (dHAL Orthodontic Software®, Athenes, Greece). Posteriormente, um operador externo procedeu ao controlo das molas através da sua sobreposição sobre o desenho. As molas em que não se verificou correspondência com o desenho foram excluídas e substituídas por molas corretas.

2.2 Método de Medição

2.2.1 Aparelhos de medição

O ensaio mecânico foi realizado através de um aparelho de medição de forças horizontais (gf), um outro aparelho (comparador digital *MarCator®*, *Mahr GmbH Esslingen*, Alemanha) capaz de quantificar o movimento (afastamento) realizado pela ativação mola (mm).

Os dois aparelhos referidos encontram-se acoplados a uma mesa de testes (Figura 4) que integra também duas barras metálicas com um sulco com 0,018"x0,030" (*bracket*) onde são inseridas cada uma das extremidades da mola a ser medida.

Uma destas barras (α) corresponde à extremidade mesial das molas e está acoplada a uma peça de mão que, por sua vez, se encontra numa plataforma móvel e está ligada ao aparelho de medição de forças horizontais. Este aparelho consiste num transdutor de força baseado num princípio restritivo, com uma célula de carga tipo viga de 500g, ligada a uma placa baseada num circuito integrado HX711 para a alimentação e condicionamento de sinal do transdutor. Esta placa de condicionamento possui uma interface digital para o seu controlo. Para a interface com o utilizador, recorreu-se a um Arduino Uno, para o qual se desenvolveu um programa específico através do ambiente de programação Arduino IDE. Este aparelho realiza a aquisição e conversão da medida de força proporcionada pela célula de carga, possuindo uma sensibilidade de 0,01g.

A outra barra (β) corresponde à extremidade distal das molas e encontra-se na plataforma imóvel, que está acoplada ao comparador digital, o qual quantifica o afastamento das duas extremidades da mola. Este comparador digital mede valores entre 0,01mm e 12,7mm, com sensibilidade de 0,01mm. Esta mesa de testes foi desenvolvida pelo Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro e tem a particularidade de permitir que o

movimento das plataformas de cada uma das extremidades seja independente e ortogonal entre elas.

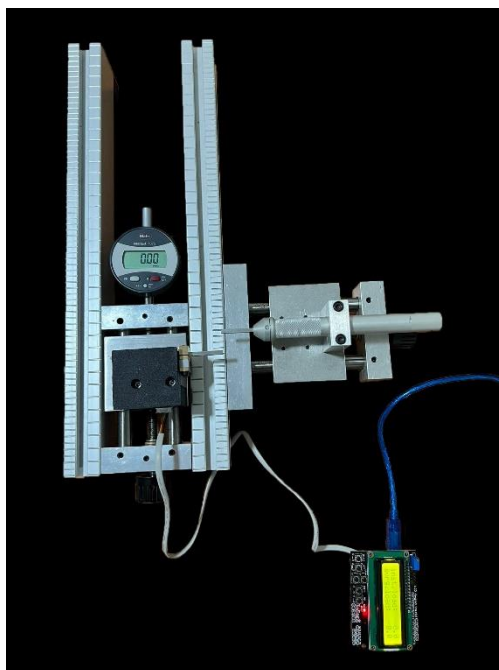


Figura 4: Mesa de testes utilizada para o ensaio mecânico

2.2.2 Método de medição

A medição de cada mola iniciou-se com o ajuste das barras metálicas (α e β) da mesa de testes. Para tal, estas barras foram afastadas até uma distância de 12mm entre si, determinada com recurso a um esquadro. Esta medida simula a distância *inter-bracket* experimental escolhida. De seguida, o comparador digital foi calibrado a 0mm.

Nestas condições, a mola foi inserida nos sulcos das barras metálicas da mesa de testes e as suas extremidades foram devidamente posicionadas consoante a sua distribuição (mesial ou distal). Posto isto, as molas foram sofrendo sucessivas ativações, realizadas através do afastamento da extremidade da mola inserida na barra metálica β . Neste seguimento, foram registados os valores da força horizontal (medida pelo aparelho de medição de forças, em gramas-força) para cada valor de afastamento (medido pelo comparador digital, em milímetros). Cada mola foi submetida a afastamentos

num intervalo entre 1mm até ao máximo de 6mm, com aumentos progressivos de 0,5mm. Quando a força registada foi superior a 300gf de força horizontal, terminaram as ativações. Os valores foram registados em tabelas informáticas previamente realizadas no software *Microsoft Excel*® para posterior análise estatística.

O protocolo dos ensaios laboratoriais foi composto por três fases:

- **Fase 1:**
 1. Ajustar a posição das barras metálicas para a sua posição inicial (12mm de distância – distância inter-*bracket*).
 2. Calibrar o comparador digital para 0mm – 0mm de ativação.
 3. Inserir a mola nos sulcos das barras de acordo com a sua distribuição mesial ou distal (extremidade mesial no sulco da barra α e extremidade distal no sulco da barra β).
- **Fase 2:**
 4. Ativação das molas através do afastamento das plataformas até o comparador digital registar 1mm de afastamento.
- **Fase 3:**
 5. Registo dos valores de força medidos pelo aparelho em cada uma das ativações a partir de 1mm até um máximo de 6mm, inclusive, com aumentos sucessivos de 0,5mm, sem nunca exceder os 300gf medidos.
 6. O controlo do afastamento é feito no comparador digital.
 7. Registo dos valores em tabela informática previamente construída.

Cada mola foi submetida a três ciclos independentes de medições. Entre cada ciclo, foi realizado um controlo da geometria da mola através do desenho que foi utilizado na sua construção, por forma a evitar deformações no seu formato.

2.3 Método de análise estatística

A análise estatística dos dados recolhidos foi realizada com o programa *IBM SPSS*, versão 27 para *Windows* (*IBM Corp. Released 2020*). (43)

As variáveis estudadas – Força (g) e Carga/Deflexão (gf/mm) – são variáveis contínuas. A sua caracterização foi realizada através da média (M) e do desvio-padrão (DP), com os resultados apresentados na forma: média $\pm$ desvio-padrão. f

O estudo da significância das diferenças da força e da deflexão entre os tipos de materiais (Aço e TMA®), foi realizado utilizando a metodologia ANOVA (*Analysis of Variance*) para amostras independentes. A ANOVA foi seguida do Teste *Tukey HSD* para identificar os pares de materiais com diferenças significativas (comparação múltipla das médias). Foi também realizado o Teste T de *Student* para a comparação das molas com diferente distribuição gengival (mesial e distal), para cada uma das pré-ativações, quanto aos parâmetros de força horizontal e proporção carga/deflexão. A normalidade dos dados foi testada e validada através do Teste de *Shapiro-Wilk*.

O nível de significância considerado para os testes estatísticos foi de 5%, isto é, as diferenças consideradas estatisticamente significativas foram aquelas em que o valor de significância (p) foi inferior a 0,05 ($p < 0.05$).

2.4 Exatidão e precisão do método

A exatidão e a precisão são características dos processos de medição. A exatidão consiste na relação de proximidade entre o valor medido no teste e o valor aceite como referência, pelo que permite avaliar a fidelidade do método e é afetada por erros aleatórios. Já a precisão refere-se ao grau de concordância entre os valores medidos numa série de medições, pelo que permite avaliar a reprodutibilidade do método e é afetada por erros sistemáticos. Estes dois parâmetros permitem avaliar a ordem de grandeza dos erros que afetaram o método de medição, devendo assegurar-se que estes são incapazes de afetar as conclusões extrapoladas a partir dos resultados. (44)

O controlo da exatidão do sistema de medição da força foi realizado através de um conjunto de três massas calibradas com 20g, 50g, 100g e 300g. Cada uma destas massas foram suspensas na extremidade ativa do transdutor de força, garantindo assim a fidelidade da medição da força.

A exatidão da medição da distância entre as duas barras metálicas pelo comparador digital foi realizada através da medição dessa distância com um esquadro e comparação com o valor determinado no comparador digital, para as distâncias reais de 12mm, de 15mm e de 18mm. Assim, o comparador digital foi calibrado e foi garantida a exatidão da medição da distância entre extremidades.

Além disso, foi também avaliada se os sulcos das duas barras metálicas α e β são colineares entre si. Para tal, inseriu-se um arame retilíneo de aço e de secção 0,17" x 0,25" e registou-se o valor de força apresentado no visor do aparelho de medição de forças. A inexistência de erro associada à colinearidade foi comprovada após 5 ciclos deste protocolo, não tendo sido registados valores de força superiores a 1gf.

O erro inerente à colocação e adaptação das molas nos sulcos das barras metálicas foi colmatado através da submissão de cada mola a três ciclos de medições, realizados em tempos diferentes. Posteriormente, para fins de análise de resultados, foram utilizados os valores médios.

3. RESULTADOS

3.1 Análise descritiva das variáveis

3.1.1 Variável Força (gf)

Na Tabela 2 e nos gráficos das Figuras 5 a 7, são apresentados os valores médios da força (gf) das molas consoante a sua distribuição (Mesial ou Distal) para cada uma das amplitudes de pré-ativação (0°, 20° e 40°) – coluna C, comparando por cada tipo de material (Aço ou TMA®) e dimensão da secção (16-22 ou 17-25) – coluna B, e para cada valor de ativação/afastamento das molas (1,0 mm até 6,0 mm, através de um aumento sucessivo de 0,5 mm) – coluna A. O limite máximo dos valores de força analisados são 300gf. Na coluna D, constam os resultados do teste T de *student*, que compara os valores exercidos pelas molas com distribuição mesial com os das molas com distribuição distal, para cada uma das variáveis: ativação (coluna A), material/secção (coluna B) e amplitude de pré-ativação (0°, 20° e 40°).

Tabela 2: Valores médios da força (gf) das molas com distribuição mesial e distal, por tipo de material e dimensão da secção para as diferentes amplitudes de ativação e para cada valor de ativação.

A	B	C						D		
Ativação	Material / Secção	Distribuição Mesial			Distribuição Distal			Comparação entre molas com distribuição mesial e molas para distal - Teste T de Student		
		Amplitudes de pré-ativação						Amplitudes de pré-ativação		
1.0 mm		0°	20°	40°	0°	20°	40°	0°	20°	40°
	Aço / 17-25	179.8 ± 20.2 ^a	198.1 ± 27.7 ^a	-	81.7 ± 12.3 ^a	186.5 ± 16.4 ^a	271.3 ± 9.3 ^a	<i>p</i> < 0.001	<i>p</i> = 0.329	-
	Aço / 16-22	107.1 ± 10.5 ^b	165.1 ± 19.9 ^b	278.2 ± 10.2 ^a	69.1 ± 11.6 ^b	138.9 ± 15.1 ^b	217.1 ± 10.7 ^b	<i>p</i> < 0.001	<i>p</i> = 0.036	<i>p</i> < 0.001
	TMA / 17-25	80.9 ± 9.6 ^c	95.1 ± 8.8 ^c	165.5 ± 12.7 ^b	49.2 ± 3.3 ^c	120.2 ± 12.0 ^c	171.0 ± 8.2 ^c	<i>p</i> < 0.001	<i>p</i> < 0.001	<i>p</i> = 0.325
	TMA / 16-22	57.4 ± 12.2 ^d	112.7 ± 13.1 ^c	164.2 ± 12.1 ^b	34.6 ± 5.1 ^d	91.1 ± 11.8 ^d	130.7 ± 9.7 ^d	<i>p</i> < 0.001	<i>p</i> = 0.004	<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	<i>p</i> < 0.001			
1.5 mm		0°	20°	40°	0°	20°	40°	0°	20°	40°
	Aço / 17-25	252.5 ± 20.5 ^a	257.0 ± 22.6 ^a	-	128.8 ± 15.4 ^a	242.7 ± 15.1 ^a	-	<i>p</i> < 0.001	<i>p</i> = 0.179	-
	Aço / 16-22	170.0 ± 11.2 ^b	224.4 ± 19.8 ^b	-	110.4 ± 14.8 ^b	184.4 ± 25.7 ^b	262.8 ± 12.6 ^a	<i>p</i> < 0.001	<i>p</i> = 0.004	-
	TMA / 17-25	117.6 ± 4.2 ^c	134.0 ± 9.8 ^c	200.6 ± 6.7 ^a	79.4 ± 9.1 ^c	148.1 ± 11.5 ^c	199.0 ± 7.7 ^b	<i>p</i> < 0.001	<i>p</i> = 0.020	<i>p</i> = 0.663
	TMA / 16-22	93.5 ± 12.6 ^d	147.5 ± 13.4 ^c	200.3 ± 12.0 ^a	54.7 ± 5.9 ^d	113.6 ± 11.7 ^d	152.4 ± 10.3 ^c	<i>p</i> < 0.001	<i>p</i> < 0.001	<i>p</i> < 0.001
	ANOVA ⁽¹⁾	<i>p</i> < 0.001	<i>p</i> < 0.001	<i>p</i> = 0.946	<i>p</i> < 0.001	<i>p</i> < 0.001	<i>p</i> < 0.001			
2.0 mm		0°	20°	40°	0°	20°	40°	0°	20°	40°
	Aço / 17-25	-	-	-	176.2 ± 24.9 ^a	283.69 ± 14.3 ^a	-	-	-	-
	Aço / 16-22	231.3 ± 18.0 ^a	277.8 ± 21.6 ^a	-	150.7 ± 17.0 ^b	224.5 ± 25.9 ^b	289.5 ± 8.7 ^a	<i>p</i> < 0.001	<i>p</i> = 0.001	-
	TMA / 17-25	158.3 ± 11.3 ^b	171.1 ± 11.2 ^b	232.4 ± 12.5 ^a	101.9 ± 5.9 ^c	171.8 ± 12.2 ^c	222.9 ± 8.0 ^b	<i>p</i> < 0.001	<i>p</i> = 0.905	<i>p</i> = 0.092
	TMA / 16-22	128.2 ± 12.5 ^c	173.4 ± 10.3 ^b	230.3 ± 11.7 ^a	74.8 ± 6.5 ^d	132.5 ± 13.7 ^d	171.5 ± 10.5 ^c	<i>p</i> < 0.001	<i>p</i> < 0.001	<i>p</i> < 0.001
	ANOVA ⁽¹⁾	<i>p</i> < 0.001	<i>p</i> < 0.001	<i>p</i> = 0.732	<i>p</i> < 0.001	<i>p</i> < 0.001	<i>p</i> < 0.001			
2.5 mm		0°	20°	40°	0°	20°	40°	0°	20°	40°
	Aço / 17-25	-	-	-	235.7 ± 19.1 ^a	-	-	-	-	-
	Aço / 16-22	285.4 ± 8.4 ^a	-	-	196.9 ± 17.4 ^b	264.0 ± 22.2 ^a	-	<i>p</i> < 0.001	-	-
	TMA / 17-25	199.7 ± 16.7 ^b	205.5 ± 28.2 ^a	275.9 ± 6.1 ^a	130.8 ± 7.8 ^c	200.3 ± 12.7 ^b	251.4 ± 8.5 ^a	<i>p</i> < 0.001	<i>p</i> = 0.644	<i>p</i> < 0.001
	TMA / 16-22	162.9 ± 12.0 ^c	210.9 ± 10.8 ^a	262.0 ± 11.1 ^b	100.9 ± 15.9 ^d	156.2 ± 12.0 ^c	193.6 ± 10.9 ^b	<i>p</i> < 0.001	<i>p</i> < 0.001	<i>p</i> < 0.001
	ANOVA ⁽¹⁾	<i>p</i> < 0.001	<i>p</i> = 0.625	<i>p</i> = 0.008	<i>p</i> < 0.001	<i>p</i> < 0.001	<i>p</i> < 0.001			
3.0 mm		0°	20°	40°	0°	20°	40°	0°	20°	40°
	Aço / 17-25	-	-	-	274.4 ± 18.2 ^a	-	-	-	-	-
	Aço / 16-22	-	-	-	235.8 ± 18.7 ^b	280.8 ± 12.9 ^a	-	-	-	-
	TMA / 17-25	226.0 ± 15.7 ^a	240.0 ± 16.9 ^a	-	155.4 ± 8.7 ^c	225.0 ± 13.1 ^b	274.0 ± 9.0 ^a	<i>p</i> < 0.001	<i>p</i> = 0.068	-
	TMA / 16-22	192.4 ± 11.6 ^b	236.5 ± 10.5 ^a	283.2 ± 8.3	117.2 ± 7.0 ^d	174.9 ± 11.9 ^c	211.7 ± 11.3 ^b	<i>p</i> < 0.001	<i>p</i> < 0.001	<i>p</i> < 0.001
	ANOVA ⁽¹⁾	<i>p</i> < 0.001	<i>p</i> = 0.626	-	<i>p</i> < 0.001	<i>p</i> < 0.001	<i>p</i> < 0.001			
3.5 mm		0°	20°	40°	0°	20°	40°	0°	20°	40°
	Aço / 17-25	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	Aço / 16-22	-	-	-	270.5 ± 15.6 ^a	-	-	-	-	-
	TMA / 17-25	261.6 ± 17.6 ^a	277.0 ± 12.2 ^a	-	182.4 ± 10.6 ^b	250.2 ± 13.8 ^a	297.9 ± 10.1 ^a	<i>p</i> < 0.001	<i>p</i> = 0.001	-
	TMA / 16-22	222.4 ± 11.0 ^b	262.1 ± 10.0 ^b	297.5 ± 0.8	137.6 ± 7.4 ^c	191.2 ± 15.3 ^b	230.4 ± 11.7 ^b	<i>p</i> < 0.001	<i>p</i> < 0.001	<i>p</i> < 0.001
	ANOVA ⁽¹⁾	<i>p</i> < 0.001	<i>p</i> = 0.018	-	<i>p</i> < 0.001	<i>p</i> < 0.001	<i>p</i> < 0.001			
4.0 mm		0°	20°	40°	0°	20°	40°	0°	20°	40°
	Aço / 17-25	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	Aço / 16-22	-	-	-	296.7 ± 12.5 ^a	-	-	-	-	-
	TMA / 17-25	281.1 ± 7.5 ^a	293.9 ± 0.4 ^a	-	206.7 ± 11.7 ^b	275.3 ± 14.5 ^a	-	<i>p</i> < 0.001	<i>p</i> = 0.060	-
	TMA / 16-22	250.3 ± 10.9 ^b	285.2 ± 9.9 ^a	-	157.3 ± 7.9 ^c	217.4 ± 14.0 ^b	249.3 ± 12.1	<i>p</i> < 0.001	<i>p</i> < 0.001	-
	ANOVA ⁽¹⁾	<i>p</i> < 0.001	<i>p</i> = 0.178	-	<i>p</i> < 0.001	<i>p</i> < 0.001	-			
4.5 mm		0°	20°	40°	0°	20°	40°	0°	20°	40°
	Aço / 17-25	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	Aço / 16-22	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	TMA / 17-25	-	-	-	230.2 ± 12.9 ^a	264.0 ± 19.8 ^a	-	-	-	-
	TMA / 16-22	279.3 ± 8.2	290.9 ± 10.0	-	175.6 ± 8.1 ^b	233.1 ± 12.2 ^b	265.9 ± 12.6	<i>p</i> < 0.001	<i>p</i> < 0.001	-
	ANOVA ⁽¹⁾	-	-	-	<i>p</i> < 0.001	<i>p</i> = 0.014	-			
5.0 mm		0°	20°	40°	0°	20°	40°	0°	20°	40°
	Aço / 17-25	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	Aço / 16-22	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	TMA / 17-25	-	-	-	256.5 ± 14.0 ^a	-	-	-	-	-
	TMA / 16-22	290.9 ± 8.5	-	-	197.0 ± 8.5 ^b	253.5 ± 12.4	284.9 ± 13.1	<i>p</i> < 0.001	-	-
	ANOVA ⁽¹⁾	-	-	-	<i>p</i> < 0.001	-	-			
5.5 mm		0°	20°	40°	0°	20°	40°	0°	20°	40°
	Aço / 17-25	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	Aço / 16-22	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	TMA / 17-25	-	-	-	276.1 ± 11.8 ^a	-	-	-	-	-
	TMA / 16-22	-	-	-	216.6 ± 9.8 ^b	270.7 ± 12.6	291.5 ± 6.2	-	-	-
	ANOVA ⁽¹⁾	-	-	-	<i>p</i> < 0.001	-	-			

A	B	C						D		
Ativação	Material / Secção	Distribuição Mesial			Distribuição Distal			Comparação entre molas com distribuição mesial e molas para distal - Teste T de <i>Student</i>		
		Amplitudes de pré-ativação						Amplitudes de pré-ativação		
6.0 mm		0°	20°	40°	0°	20°	40°	0°	20°	40°
	Aço / 17-25	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	Aço / 16-22	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	TMA / 17-25	-	-	-	291.5 ± 6.7 ^a	-	-	-	-	-
	TMA / 16-22	-	-	-	235.5 ± 10.7 ^b	286.3 ± 11.4	-	-	-	-
	ANOVA ⁽¹⁾	-	-	-	<i>p</i> < 0.001	-	-			

Resultados apresentados na forma: média ± desvio-padrão.

⁽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} – para cada grau de amplitude de pré-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.

a) Variável Força (gf) para a amplitude de pré-ativação de 0°

Na Figura 5, encontra-se a distribuição gráfica dos valores médios da força horizontal (gf) das molas com distribuição mesial e distal, consoante o tipo de material (Aço ou TMA®) e valor de secção (16-22 ou 17-25), para a amplitude de pré-ativação de 0°, isto é, para a posição neutra das molas. O eixo horizontal do gráfico (eixo dos X) corresponde ao valor de ativação/afastamento (variando entre 1,0mm e 6,0mm, com um incremento sucessivo de 0,5mm).

As diferenças foram estatisticamente significativas ($p < 0.001$) entre todos os materiais para todos os valores de ativação/afastamento, tanto nas molas com distribuição mesial como nas molas com distribuição distal.

As molas de Aço 17-25 foram as que apresentaram valores de força média mais elevados. Seguiram-se as molas de Aço 16-22, depois as molas de TMA 17-25 e, por último, as molas de TMA 16-22.

Quanto à distribuição gengival assimétrica das molas, verifica-se que as molas com distribuição mesial apresentaram valores médios de força significativamente mais elevados do que os valores médios de força das molas com distribuição distal, quer no Aço, quer no TMA, em ambas as dimensões da secção do arame e para todos os valores de ativação.

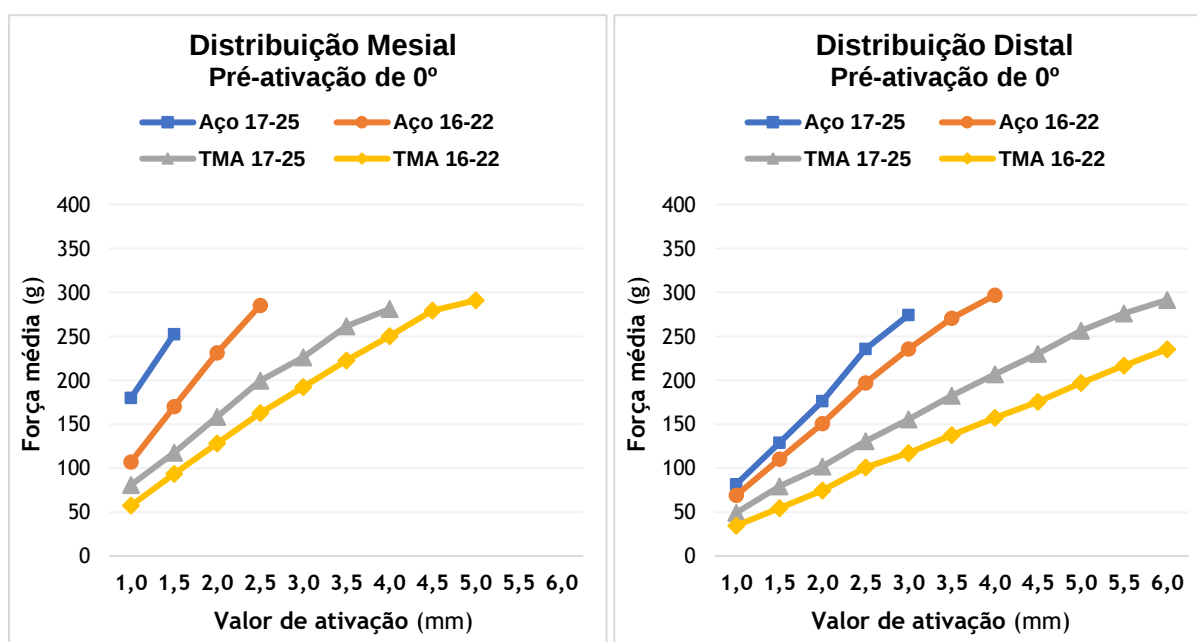


Figura 5: Valores médios da força (gf) nas molas com distribuição mesial e distal, consoante o tipo de material e valor de secção, para a amplitude de pré-ativação de 0°, para cada valor de ativação (mm).

b) Variável Força (gf) para a amplitude de pré-ativação de 20°

Na Figura 6, encontra-se a distribuição gráfica dos valores de força horizontal (gf) registados nas molas com amplitude de pré-ativação de 20°, consoante as variáveis previamente descritas.

Nas molas com distribuição mesial, as molas de Aço 17-25 foram as que obtiveram força média mais alta, seguidas das molas de Aço 16-22, com diferenças estatisticamente significativas entre elas (para todos os valores de ativação em que foram registados valores da força). As molas de TMA® tiveram valores médios de força significativamente inferiores aos das molas de Aço. Não se registaram diferenças estatisticamente significativas entre as molas de TMA 17-25 e de TMA 16-22, com exceção da força para valores de ativação/afastamento de 3,5mm, em que a força média das molas de TMA 17-25 foi significativamente superior à das molas de TMA 16-22.

Relativamente às molas com distribuição para distal, as molas de Aço 17-25 foram as que apresentaram valores de força média mais elevados. Seguiram-se as molas de Aço 16-22, as molas de TMA 17-25 e, por último, as molas de TMA 16-22. As diferenças encontradas foram estatisticamente significativas entre todos os materiais para todos os valores de ativação em que se registaram valores de força.

Relativamente à comparação entre as molas com distribuição mesial e distal, não se registaram diferenças estatisticamente significativas nas molas de Aço 17-25 nem para a ativação de 1,0mm ($p = 0.329$) nem para 1,5mm ($p = 0.179$). Nas molas de Aço 16-22, a força das molas com distribuição mesial foi sempre significativamente superior à das molas com distribuição distal ($p < 0.05$). Nas molas de TMA 17-25, a força foi superior nas molas com distribuição distal até valores de ativação de 1,5mm ($p < 0.05$); não se registaram diferenças significativas para valores de ativação de 2,0mm a 2,5mm ($p > 0.05$); e a partir destes valores, a força média foi mais elevada nas molas com distribuição mesial, com diferenças significativas ($p < 0.05$) ou próximas da significância estatística ($p < 0.10$). Relativamente às molas de TMA 16-22, os valores médios das forças das molas com distribuição mesial foram significativamente mais

elevados em relação aos das molas com distribuição distal, para todos os valores de ativação ($p < 0.01$).

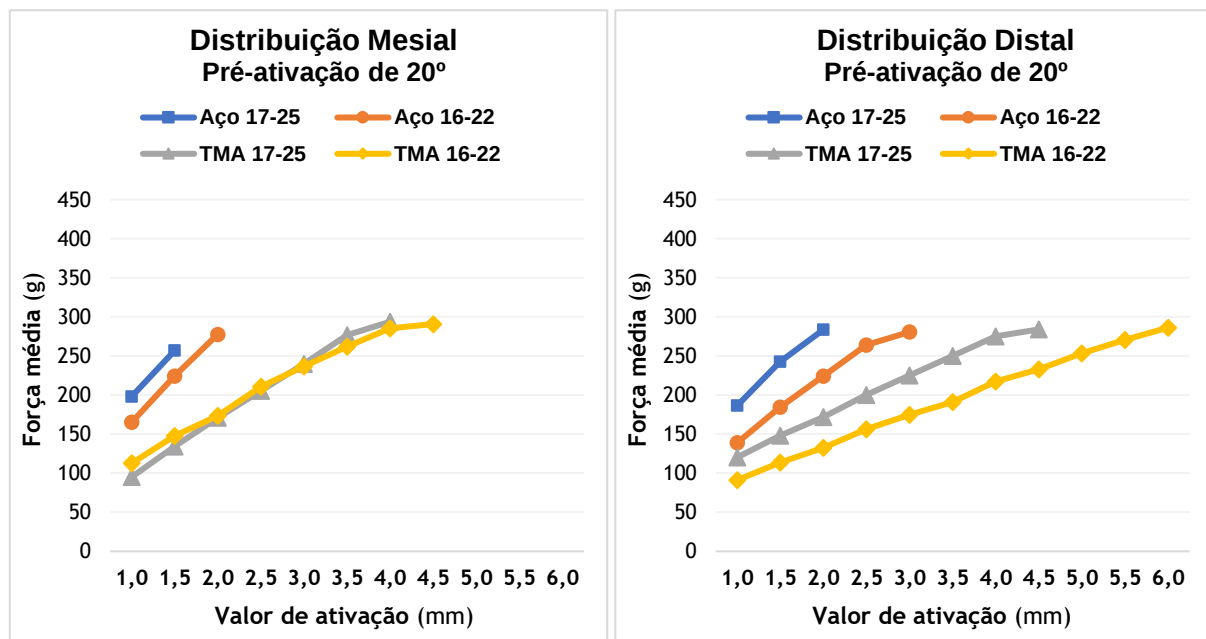


Figura 6: Valores médios da força (gf) nas molas com distribuição mesial e distal, por tipo de material e valor de secção, para a amplitude de pré-ativação de 20°, para cada valor de ativação (mm).

c) Variável Força (gf) para a amplitude de pré-ativação de 40°

Na Figura 7, encontra-se a distribuição gráfica dos valores de força (gf) registados nas molas com amplitude de pré-ativação de 40°, consoante as variáveis previamente descritas.

Nas molas com distribuição mesial, não se registaram valores de força das molas de Aço 17-25 inferiores a 300gf e, nas molas de Aço 16-22 apenas foi registado o valor da força para a ativação de 1,0mm. A força média das molas de Aço foi significativamente superior à das molas TMA. Relativamente às molas TMA, os valores médios da força foram semelhantes nas molas de TMA 17-25 e nas molas de TMA 16-22 – só se registaram diferenças estatisticamente significativas para valores de ativação de 2,5mm, onde se registaram valores médios de força mais elevados nas molas TMA 17-25.

Relativamente às molas com distribuição distal, as molas de Aço desenvolveram força média significativamente mais elevada do que as molas de TMA para todos os valores de ativação. Quanto às molas de TMA, os valores médios da força das molas de TMA 17-25 foram significativamente mais elevados do que das molas de TMA 16-22 para todos os valores de ativação com valores da força das molas TMA (de 1,0mm a 3,0mm).

Comparando as molas consoante a sua distribuição, verifica-se que a força média exercida pelas molas de Aço 16-22 com distribuição mesial foi mais alta do que nas molas com distribuição distal para o valor de ativação de 1,0mm ($p < 0.001$) (sendo este o único valor em que a força exercida foi analisada nestas molas). Relativamente às molas de TMA 17-25, não se registaram diferenças estatisticamente significativas entre as molas com distribuição mesial e as molas com distribuição distal até valores de ativação de 2,0mm ($p > 0.05$). Para o valor de ativação de 2,5mm, a força das molas com distribuição mesial foi mais alta do que nas molas com distribuição distal ($p < 0.001$). Relativamente às molas de TMA 16-22, os valores médios das forças das molas para mesial foram significativamente mais altos do que para distal, para todos os valores de ativação ($p < 0.001$).

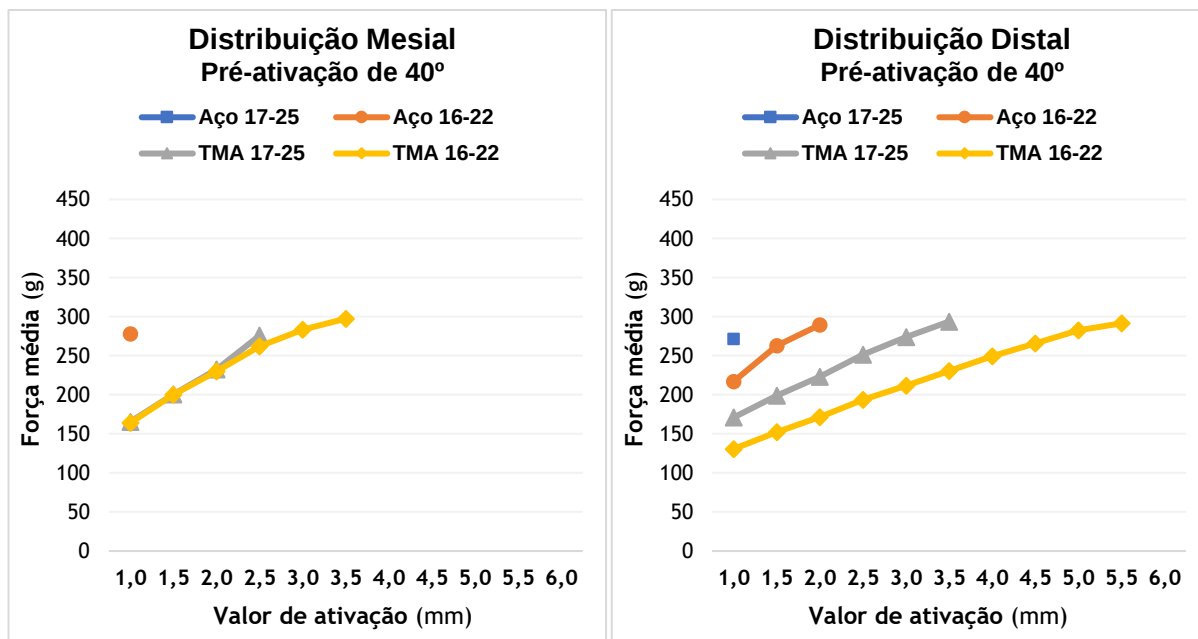


Figura 7: Valores médios da força (gf) nas molas com distribuição mesial e distal, por tipo de material e valor de secção, para a amplitude de pré-ativação de 40°, para cada valor de ativação (mm).

3.1.2 Variável Carga/Deflexão (gf/mm)

Na Tabela 3 e na Figura 8 são apresentados os valores médios da variável carga/deflexão (que corresponde à razão entre o valor de força desenvolvida e o valor de ativação/afastamento correspondente) para as molas com distribuição mesial e distal, comparando por tipo de material (Aço ou TMA®) e dimensão da secção (16-22 ou 17-25), para cada amplitude de pré-ativação (0°, 20°, 40°), com a ativação inicial (1mm).

Os resultados demonstram a existência de diferenças estatisticamente significativas entre os diferentes materiais e as diferentes dimensões de secções em todas as amplitudes de pré-ativação, tanto nas molas com distribuição mesial como distal ($p < 0.01$).

Destacam-se as molas de Aço, que tiveram valores de carga/deflexão média significativamente superior à das molas de TMA em todos os casos.

Comparando as duas dimensões de secção das molas de Aço, a carga/deflexão média das molas de Aço 17-25 foi significativamente mais alta do que a carga/deflexão média das molas de Aço 16-22 em todas as amplitudes de pré-ativação, tanto nas molas com distribuição mesial como distal.

Relativamente às molas de TMA, as molas de TMA 17-25 tiveram carga/deflexão média significativamente mais elevada do que as molas de TMA 16-22 nas molas com distribuição mesial com 0° de pré-ativação e nas molas com distribuição distal para todas as amplitudes de pré-ativação (0°, 20° e 40°). Nos casos das molas de TMA 17-25 e de TMA 16-22 com distribuição mesial com pré-ativações de 20° e 40°, não se registaram diferenças estatisticamente significativas relativamente à sua carga/deflexão média.

A carga/deflexão média das molas com distribuição mesial foi significativamente superior à das molas com distribuição distal para todas as amplitudes de pré-ativação nas molas de Aço 17-25, Aço 16-22 e TMA 16-22 ($p < 0.05$). Nas molas de TMA 17-25, registou-se a mesma tendência com as amplitudes de pré-ativação de 0° e 40°. No entanto, na pré-ativação de 20°, não existiram diferenças estatisticamente significativas entre as molas para mesial e para distal ($p = 0,726$).

Tabela 3: Valores médios da carga/deflexão (gf/mm) nas molas com distribuição mesial e distal, por tipo de material e dimensão da secção, para cada amplitude de pré-ativação, com 1mm de ativação.

Material / Secção	Distribuição Mesial			Distribuição Distal			Comparação entre molas com distribuição mesial e molas para distal		
	Amplitudes de pré-ativação						Amplitudes de pré-ativação		
	0°	20°	40°	0°	20°	40°	0°	20°	40°
Aço / 17-25	174.0 ± 17.7 a	186.6 ± 26.2 a	-	88.1 ± 10.7 a	166.5 ± 21.5 a	271.3 ± 9.3 a	<i>p</i> < 0.001*	<i>p</i> = 0.018*	-
Aço / 16-22	112.5 ± 8.6 b	151.2 ± 18.2 b	278.2 ± 10.2 a	75.3 ± 8.4 b	118.0 ± 21.3 b	185.9 ± 32.7 b	<i>p</i> < 0.001*	<i>p</i> < 0.001*	<i>p</i> < 0.001*
TMA / 17-25	77.2 ± 7.1 c	84.5 ± 9.1 c	131.5 ± 23.0 b	51.2 ± 3.3 c	83.5 ± 19.2 c	116.5 ± 30.0 c	<i>p</i> < 0.001*	<i>p</i> = 0.736*	<i>p</i> = 0.020*
TMA / 16-22	62.5 ± 6.3 d	85.5 ± 15.5 c	121.3 ± 26.4 b	38.5 ± 3.5 d	60.4 ± 13.7 d	77.5 ± 23.5 d	<i>p</i> < 0.001*	<i>p</i> < 0.001*	<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	<i>p</i> < 0.001			

a,b,c,d para cada amplitude de pré-ativação, não existem diferenças estatisticamente significativas entre as médias dos materiais com letra em comum: $p > 0.05$ nos testes de comparações múltiplas Tukey HSD.

⁽¹⁾ valor de significância da ANOVA para a comparação entre materiais/secções para cada valor de ativação e para cada amplitude de pré-ativação.

* valor de significância do Teste T de Student para a comparação das molas distribuição mesial com as molas com distribuição distal em cada material/secção e cada amplitude de pré-ativação.

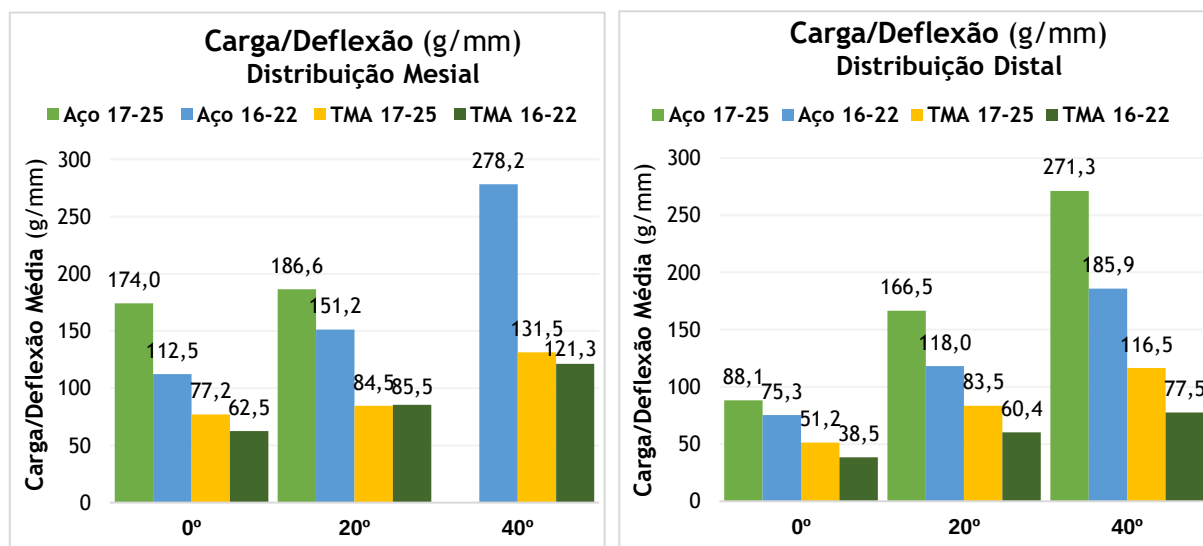


Figura 8: Valores médios da carga/deflexão (gf/mm), por tipo de material e dimensão da secção, para cada amplitude de pré-ativação, nas molas com distribuição mesial e distal, com 1mm de ativação.

Nas Figuras 9 a 11, encontra-se a representação gráfica da distribuição dos valores médios da proporção carga/deflexão (eixo dos Y) ao longo das sucessivas ativações (entre 1 e 6mm) (eixo dos X) para cada amplitude de pré-ativação, consoante o tipo de arame (liga metálica e secção) e para cada distribuição gengival (mesial e distal).

a) Variável C/D (gf/mm) para a amplitude de pré-ativação de 0°

Na Figura 5, encontra-se a distribuição gráfica dos valores de C/D (gf/mm) registados nas molas com amplitude de pré-ativação de 0°, consoante as variáveis previamente descritas.

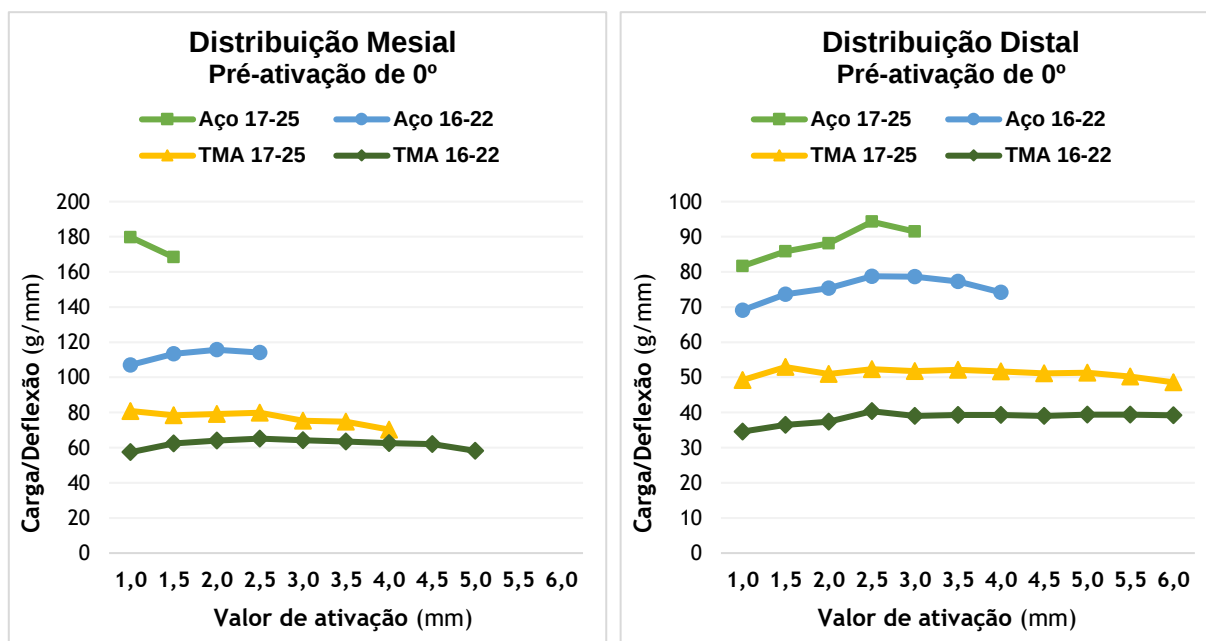


Figura 9: Valores médios da C/D (gf/mm) nas molas com distribuição mesial e distal, por tipo de arame, para a pré-ativação de 0°, para cada valor de ativação (mm).

Verifica-se a existência de um valor de C/D aproximadamente constante à medida que se vai aumentando 0,5mm de ativação. As molas em Aço 17-25 destacam-se por apresentarem valores de C/D mais discrepantes entre si. Genericamente, verifica-se que a C/D das molas em TMA é mais constante do que a das molas em Aço. Além disso, verifica-se que a C/D é mais elevada nas molas de Aço 17-25, seguindo-se as molas de Aço 16-22, seguida pela C/D das molas de TMA 17-25 e, por último, as molas de TMA 16-22, que apresentam os

menores valores de C/D. Esta ordem é igual independentemente da distribuição da porção gengival da mola (quer para mesial quer para distal).

b) Variável C/D (gf/mm) para a amplitude de pré-ativação de 20°

Na Figura 6, apresenta-se o gráfico dos valores de C/D (gf/mm) registados nas molas com amplitude de pré-ativação de 20°, para as molas com distribuição mesial e distal, consoante as variáveis: tipo de material (liga metálica e secção transversal) e valor de ativação (eixo dos X), previamente descritas.

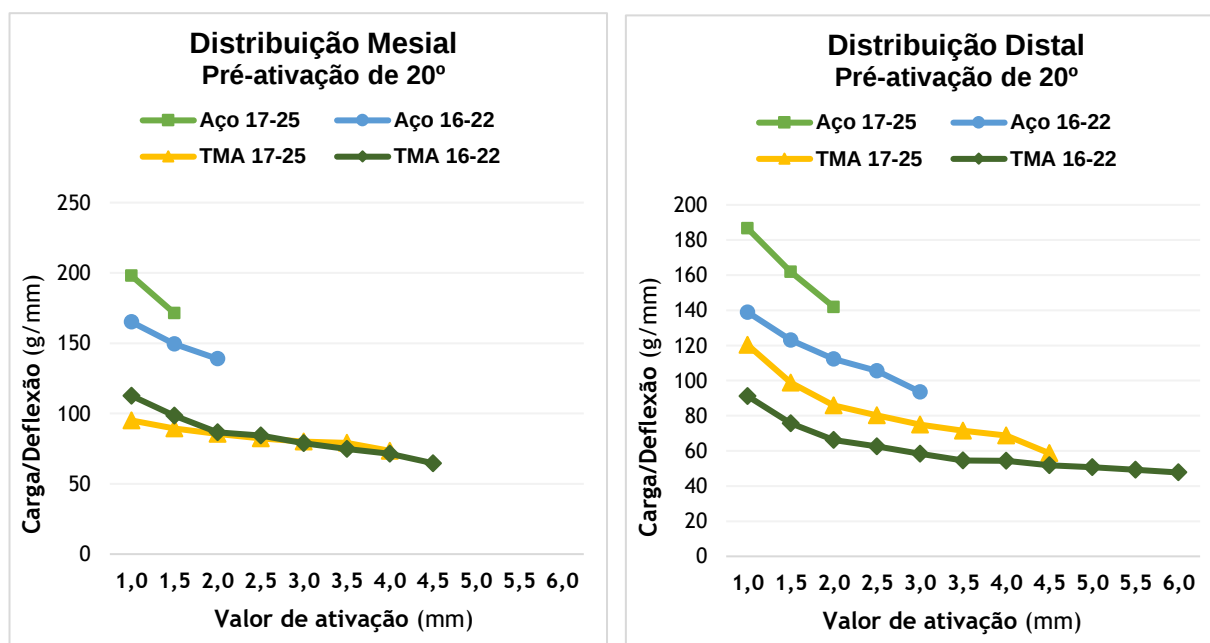


Figura 10: Valores médios da C/D (gf/mm) nas molas com distribuição mesial e distal, por tipo de arame, para a pré-ativação de 20°, para cada valor de ativação (mm).

Pela análise destas representações gráficas, constata-se que, para as molas com pré-ativação de 20°, não existe constância no valor de C/D à medida que se vai aumentando 0,5mm de ativação. Pelo contrário, verifica-se uma tendência para que a C/D reduza progressivamente com o aumento da ativação, quer para as molas com distribuição mesial, quer para a distribuição distal. Além

disso, verifica-se que os valores de C/D nas molas de Aço são superiores, em comparação com as molas de TMA.

c) Variável C/D (gf/mm) para a amplitude de pré-ativação de 40°

Na Figura 7, apresenta-se o gráfico dos valores de C/D (gf/mm) registados nas molas com amplitude de pré-ativação de 40°, para as molas com distribuição mesial e distal, consoante as variáveis: tipo de material (liga metálica e secção transversal) e valor de ativação (eixo dos X), previamente descritas.

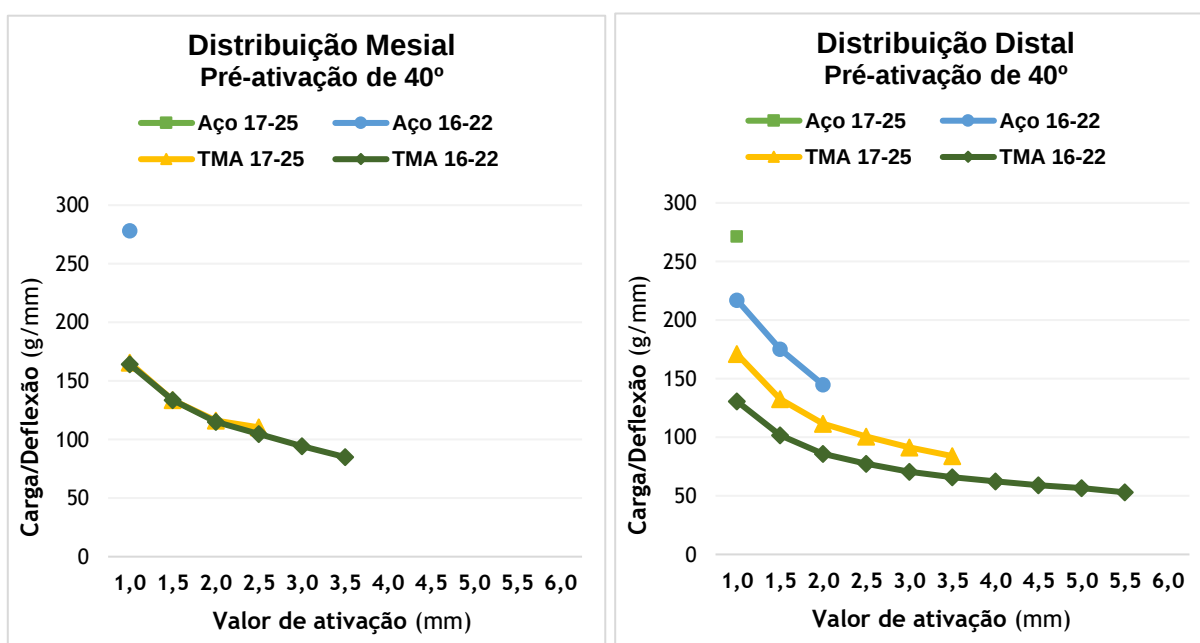


Figura 11: Valores médios da C/D (gf/mm) nas molas com distribuição mesial e distal, por tipo de arame, para a pré-ativação de 40°, para cada valor de ativação (mm).

No caso das molas com pré-ativação de 40°, volta a verificar-se a tendência de decréscimo do valor de C/D ao longo das sucessivas ativações, tal como se verificou nas molas com pré-ativação de 20°. Além disso, é de destacar a sobreposição dos valores da C/D nas molas de TMA 16-22 e 17-25 com distribuição mesial. No caso das molas com distribuição distal, verifica-se a mesma tendência de valores de C/D superiores nas molas de Aço e inferiores nas molas de TMA.

4. DISCUSSÃO

4.1 Amostra

4.1.1 Tipo de Arame

Os materiais selecionados para a realização desta investigação foram o Aço e o TMA®, que são materiais recorrentemente utilizados na prática clínica ortodôntica. O Aço foi selecionado por ser o material *standard* no uso ortodôntico. O TMA® foi incluído por ser um dos melhores materiais para encerramento de espaços graças à sua elevada capacidade de elasticidade, ductilidade e resistência. Além disso, as dimensões de secção do arame selecionadas (16-22 e 17-25), são referenciadas na literatura como boas escolhas para a aplicação no encerramento de espaços para um sulco de *bracket* 0,018. (20)

4.1.2 Geometria das molas

As molas utilizadas neste estudo apresentam desenho em L com distribuição para mesial e para distal. As dimensões selecionadas foram 8mm de altura (correspondendo 6mm à haste vertical e 2mm à porção gengival), 8mm de comprimento horizontal e 12mm de distância inter-*bracket*.

A dimensão vertical de 8mm foi escolhida pelo facto de estar demonstrado na literatura que é esta a medida que proporciona as melhores propriedades mecânicas e o maior conforto para o paciente. A distância inter-*bracket* escolhida foram os 12mm, pois corresponde à distância média entre os dois *brackets* contíguos e adjacentes ao espaço remanescente após a exodontia de um pré-molar, onde frequentemente se recorre às molas ortodônticas para encerramento do espaço. As restantes dimensões foram escolhidas por já terem sido anteriormente referenciadas num estudo de Techalertpaisarn e Versluis. (32)

4.2 Metodologia

O objetivo deste estudo consistiu em descrever, analisar e comparar o comportamento mecânico (força (gf) e proporção C/D (gf/mm)) gerado numa mola L com distribuição mesial e numa mola L com distribuição distal, com as mesmas características dimensionais (altura=8mm, comprimento horizontal=8mm e distância inter-*bracket*=12mm), o mesmo posicionamento e o mesmo sistema de suporte. Além da distribuição gengival das molas, as variáveis do estudo foram o tipo de material (Aço e TMA®), a dimensão da secção (16-22 e 17-25) e a amplitude de pré-ativação (0°, 20°, 40°). Apesar de se tratar de uma investigação laboratorial, a metodologia deste estudo foi definida tendo em consideração a prática clínica, particularmente, no que toca à escolha dos materiais e dimensões das molas.

A realização de dobras de pré-ativação nas molas permite alterar o seu comportamento mecânico no sentido da melhoria do sistema de forças resultante, mantendo uma dimensão vertical confortável para o paciente. Estas dobras podem ter diferentes distribuições na própria configuração da mola (oclusais ou gengivais) e podem ter diversos graus de amplitude. Por forma a compreender qual o efeito que o aumento da amplitude das dobras de pré-ativações no sistema de forças exercido pelas molas com distribuição mesial e distal, este estudo debruçou-se sobre um conjunto de amplitudes de pré-ativação distribuídas oclusalmente: 0° (posição neutra, sem dobras de pré-ativação), 20° e 40°. (32)

O limite máximo das ativações das molas que é referido em outros estudos presentes na literatura é bastante variável não só consoante o autor, como também consoante o próprio tipo de arame, sendo que a elasticidade do Aço é diferente da do TMA. Neste sentido, e tendo por base um estudo semelhante que recorreu à ativação máxima de 6mm como valor intermédio aceitável para ambas as ligas metálicas, decidiu-se limitar as ativações ao intervalo entre 1,0-6,0mm. (9)

Encontram-se, na literatura, várias referências aos intervalos de força preconizados para determinados tipos de movimentações de dentes ou de

grupos de dentes. O intervalo de força recomendado para a retração canina varia entre 75 e 260gf. Para a retração do bloco incisivo superior, são recomendados 200-300gf. Para a retração do bloco incisivo inferior são recomendados 425-480gf. No caso da retração em massa, os valores de força recomendados para a arcada superior rondam os 500-600gf, enquanto que, para a arcada inferior, oscilam entre os 425-480gf. No entanto, importa frisar que, para a retração do segmento anterior por ativação bilateral, é considerada a soma da força das duas molas. Neste sentido, verifica-se que, clinicamente, não se justifica exercer forças ortodônticas superiores a 300gf. (14–16,27,28) Além disso, vários autores afirmam que os valores de força superiores a 300gf ultrapassam a força ótima necessária para que o movimento dentário ocorra dentro dos limites fisiológicos. (15,18,28). Assim sendo, foi este o limite máximo dos valores de força analisados neste estudo.

4.3 Variável Força Horizontal

Uma das variáveis do comportamento mecânico que foi alvo de estudo nesta investigação laboratorial foi a força horizontal (gf).

4.3.1 Liga metálica do arame

Através da análise dos gráficos das médias da variável Força Horizontal, comparando um conjunto de molas dos diferentes tipos de liga metálica (Aço ou TMA), com a mesma dimensão de secção, a mesma distribuição da porção gengival e a mesma amplitude de pré-ativação, confirma-se que a liga metálica Aço produziu valores de força mais elevados do que o TMA, o que está de acordo com as suas propriedades físicas previamente conhecidas e estudadas. (34,39)

4.3.2 Secção transversal do arame

Os gráficos das médias da variável Força demonstram que, na generalidade, a maior secção transversal do arame (17-25) produz valores de força superiores ao arame de secção menor (16-22), quer para o Aço quer para o TMA, em todas as distâncias de ativação. Esta relação foi já apontada por vários autores. (29,33) As exceções que se registaram foram no caso das molas de TMA com distribuição para mesial e com dobras de pré-ativação de 20° e 40°, em que não se verificou uma diferença estatisticamente significativa entre os valores de força exercida. Isto poderá estar relacionado com a pequena diferença entre a dimensão das secções e a algum erro de angulação entre as molas.

4.3.3 Amplitude das dobras de pré-ativação

Neste estudo, além da medição na posição neutra (0° de pré-ativação), as molas foram submetidas a dobras de ativação com distribuição oclusal de amplitudes 20° e 40°. Estas dobras alteram a geometria da mola de forma a melhorar o seu comportamento mecânico, especificamente, a proporção momento-força, a qual não foi objeto de estudo neste trabalho. As pré-ativações oclusais provocam um encurtamento da dimensão horizontal da mola, tanto maior quanto maior for a amplitude da pré-ativação, o que, por sua vez, provoca aumento da força horizontal exercida. Os resultados do presente estudo estão em concordância com esta premissa, verificando-se efetivamente forças progressivamente superiores conforme o aumento da amplitude de pré-ativação, para uma mesma mola.

4.3.4 Ativação / Afastamento

Nas molas em posição neutra (0°), o valor da ativação corresponde à distância das suas hastes verticais entre si. No entanto, nas molas com dobras de pré-ativação tal não se verifica, isto é, uma ativação de 1mm numa mola com dobras de pré-ativação (20° ou 40°) corresponde a um deslocamento das hastes verticais sempre superior a 1mm, pois a sua dimensão horizontal está aumentada relativamente às molas em posição neutra.

Os resultados da investigação vão ao encontro desta premissa, sendo que se verificam valores de força progressivamente maiores à medida que são aplicados os incrementos de ativação/afastamento.

4.3.5 Distribuição gengival assimétrica

O principal objetivo deste trabalho foi analisar e comparar o efeito que a distribuição gengival assimétrica das molas em L provoca no seu comportamento mecânico.

Perante os resultados obtidos, constata-se que, na globalidade, a força média exercida pelas molas com distribuição mesial é significativamente mais elevada do que a força que a sua homóloga com distribuição distal exerce. Esta diferença justifica o objetivo deste estudo, pois, sabendo que a distribuição distal torna a mola clinicamente mais confortável para o paciente e, por isso, aparentemente preferível, pode não constituir a melhor opção biomecânica para todos os casos.

4.4 Variável Carga/Deflexão

A proporção carga/deflexão (gf/mm) foi uma das variáveis alvo de análise neste estudo. Esta proporção corresponde à razão entre a força exercida pela mola e o valor de ativação correspondente, isto é, indica a quantidade de decréscimo da força horizontal a cada milímetro de desativação. Este valor foi calculado para cada uma das posições de ativação de cada mola, tendo sido comparados todos os grupos entre si para o valor de ativação de 1mm e também a sua evolução à medida que se aumentou a ativação.

4.4.1 Liga metálica do arame

Pela análise dos resultados obtidos, verifica-se que, em todas as combinações, as molas de Aço registaram valores médios de C/D superiores aos valores de TMA, para todas as secções transversais, ativações, amplitudes de pré-ativação e distribuições da porção gengival. Este aspeto foi anteriormente verificado por outro estudo e, efetivamente, comprova-se na presente investigação. (9)

4.4.2 Secção transversal do arame

No que toca à comparação da C/D entre molas com diferentes secções transversais, verifica-se que as molas com secção 17-25 provocam, na generalidade, valores significativamente mais elevados do que as molas equivalentes com 16-22 (com a mesma liga metálica, com a mesma distribuição gengival e igual amplitude pré-ativação). Esta premissa foi anteriormente demonstrada por várias investigações, o que confere validade a esta investigação. (8,9,24) No entanto, é importante salientar que se constata a existência de alguns grupos de molas em que não foi possível estabelecer uma diferença estatisticamente significativa, o que poderá ser justificado por ligeiros erros na medição da força. O mesmo se verificou com a variável “Força Horizontal” e poderá estar relacionado com o possível erro na angulação das pré-ativações.

4.4.3 Amplitude das dobras de pré-ativação

A análise do gráfico da distribuição dos valores médios de proporção carga/deflexão (Figura 8) permite concluir que, para cada material, a proporção carga/deflexão vai sendo sucessivamente mais elevada à medida que se aumenta o valor de amplitude das dobras de pré-ativação com distribuição oclusal (entre 0°, 20° e 40°).

4.4.4 Ativação / Afastamento

A influência da ativação na proporção C/D de uma mola é variável consoante a sua pré-ativação. No caso das molas na posição neutra, isto é, com 0° de pré-ativação, verifica-se que o valor da C/D se mantém constante para todas as medidas de ativação. Por outro lado, quando são aplicadas dobras de pré-ativação nas molas, quer com amplitude de 20°, quer com 40°, verifica-se que, além de não existir um valor constante de C/D ao longo das sucessivas ativações, também se verifica um decréscimo gradual destes valores. Isto significa que, nas molas que apresentam dobras de pré-ativação com amplitude 20° e 40°, quantidade de decréscimo da força exercida a cada milímetro de desativação é inferior quando a mola apresenta maior afastamento entre as suas extremidades. Esta premissa vai ao encontro de resultados de outros estudos anteriores. (8,9)

4.4.5 Distribuição gengival assimétrica

Também a distribuição gengival demonstrou exercer um efeito sobre a proporção carga/deflexão: genericamente, verifica-se que as molas que têm distribuição mesial da sua porção gengival estão associadas a valores médios de proporção carga/deflexão significativamente superiores em comparação com a distribuição distal. A única exceção a esta tendência corresponde às molas de TMA 17-25, em que não foi encontrada uma relação estatisticamente significativa. Esta exceção poderá ser explicada pela interferência de algum erro na medição ou registo dos dados.

4.5 Investigações futuras

Perante o exposto, verifica-se que os resultados deste estudo permitem desenvolver um avanço do conhecimento no que toca à biomecânica em ortodontia, particularmente, clarificando a diferença que entre o comportamento mecânico das molas em L com diferentes distribuições da porção gengival.

No futuro, seria interessante avaliar a força desenvolvida na extremidade oposta da mola (β). Além disso, é também pertinente estudar o efeito da distribuição gengival na proporção momento/força, que é uma componente do comportamento mecânico das molas ortodônticas que define o tipo de movimento realizado.

5. CONCLUSÃO

Os resultados deste estudo permitiram extrair as seguintes conclusões:

- Existem diferenças estatisticamente significativas entre a força horizontal e a proporção carga/deflexão exercida pelas molas em L com distribuição mesial e as molas em L com distribuição distal, em todos os tipos de material analisados e em todas as amplitudes de pré-ativação.
- Quanto à variável “força horizontal”:
 - As molas de aço geram valores médios de força mais elevados do que as molas de TMA.
 - As molas com secção transversal de 0,017”-0,025” produzem valores médios de força superiores aos das molas com secção transversal de 0,016”-0,022”.
 - Quanto maior a amplitude das dobras de pré-ativação com distribuição oclusal, maiores são os valores médios da força gerada pela mola.
 - Quanto maior a ativação aplicada à mola, maiores são os valores médios de força por si produzidos.
 - As molas em L com distribuição mesial da sua porção gengival produzem valores médios de força superiores aos produzidos pelas molas em L com distribuição distal.
- Quanto à variável “carga/deflexão”:
 - As molas feitas em aço geram uma proporção carga/deflexão mais elevada do que as molas de TMA.
 - As molas com secção transversal de 0,017”-0,025” produzem uma proporção carga/deflexão superior às molas com secção transversal de 0,016”-0,022”.
 - Amplitudes de pré-ativação oclusal de 40° estão associadas a valores de proporção carga/deflexão superiores aos gerados por pré-ativações de 20°, que, por sua vez, são superiores aos

associados a pré-ativações de 0°, para um valor de ativação de 1mm.

- Sem dobras de pré-ativação, o valor da C/D das molas é constante ao longo das várias ativações. Nas molas com dobras de pré-ativação de 20° e 40°, verifica-se uma tendência de decréscimo da proporção C/D à medida que se aplicam aumentos de ativação.
- Genericamente, as molas em L com distribuição mesial da sua porção gengival produzem uma proporção carga/deflexão superior à das molas em L com distribuição distal.

BIBLIOGRAFIA

1. Davidovitch Z. Tooth movement. Crit Rev Oral Biol Med. 1991;2(4):411-50. doi: 10.1177/10454411910020040101. PMID: 1742417.
2. Gonçalves, H. *Ortodontia E Farmacologia - Interação: Revisão Bibliográfica*. 2013. [master's thesis on the Internet]. Porto (Portugal): Universidade do Porto, Faculdade de Medicina Dentária; 2013 [cited 2022 Jan 19]. Available from: <https://repositorio-aberto.up.pt/bitstream/10216/74982/2/32318.pdf>
3. Weinstein S, Donald C, Theoretical Mechanics And Practical Orthodontics. *Angle Orthod* 1 July 1959; 29 (3): 177–181. doi: [https://doi.org/10.1043/0003-3219\(1959\)029<0177:TMAPO>2.0.CO;2](https://doi.org/10.1043/0003-3219(1959)029<0177:TMAPO>2.0.CO;2)
4. Lindauer SJ, Britto AD. Biological response to biomechanical signals: Orthodontic mechanics to control tooth movement. *Semin Orthod*. 2000;6(3):145–54.
5. 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.
6. Kuhlberg AJ, Priebe D. Testing Force Systems and Biomechanics—Measured Tooth Movements from Differential Moment Closing Loops. *Angle Orthod* 1 June 2003; 73 (3): 270–280. doi: [https://doi.org/10.1043/0003-3219\(2003\)073<0270:TFSABT>2.0.CO;2](https://doi.org/10.1043/0003-3219(2003)073<0270:TFSABT>2.0.CO;2)
7. Thiesen G. Fechamento ortodôntico de espaços: Aspectos técnicos e biomecânicos: *Ortodontia Catarinense*. 3. 13-19. October 2006.
8. 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.
9. Castro SM. Estudo Laboratorial Do Comportamento Mecânico De Duas Molas [Doutor]. Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto. 2007.
10. Ren Y, Maltha JC, Van 't Hof MA, Kuijpers-Jagtman AM. Optimum force magnitude for orthodontic tooth movement: A mathematic model. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2004;125(1):71–7.
11. Graber, L, Vanarsdall, R, Vig, K, & Huang, G. *Ortodoncia: principios y técnicas actuales*. Elsevier Health Sciences. (2017)
12. Proffit WR. *Ortodontia Contemporânea*5: *Ortodontia Contemporânea*. 5th ed: Elsevier Health Sciences; 2012. 754 p.
13. Burstone CJ. Application of bioengineering to clinical orthodontics. . *The Angle Orthodontist*. 1985:154–86.
14. Ricketts RM BR, Gugino CF, Hilgers JJ, Schulhof RJ. *Técnica bioprogressiva de Ricketts*. 2ª Edição ed1989.
15. Burstone CJ. The mechanics of the segmented arch techniques. *The Angle Orthodontist*. 1966;36(2):99-120.
16. Burstone CJ. Rationale of the segmented arch. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1962;48(11):805-22.
17. Ribeiro GLU, 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.
18. Lindauer SJ, editor *The basics of orthodontic mechanics*. Seminars in Orthodontics; 2001: Elsevier

19. 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.
20. Burstone CJ. The segmented arch approach to space closure. American journal of orthodontics. 1982;82(5):361-78.
21. 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.
22. Cotrim-Ferreira FA. A influência do atrito na mecânica ortodôntica. Revista Clínica de Ortodontia Dental Press. 2010;9(2)
23. Meireles JKS de, Ursi W. Centrex: uma proposta de sistema de forças ortodônticas para atuação no centro de resistência . Vol. 12, Revista Dental Press de Ortodontia e Ortopedia Facial . scielo ; 2007. p. 38–47.
24. 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
25. Burstone CJ, Koenig HA. Optimizing anterior and canine retraction. Am J Orthod. 1976 Jul;70(1):1–19.
26. Faulkner MG, Fuchshuber P, Haberstock D, Mioduchowski A. A parametric study of the force/moment systems produced by T-loop retraction springs. J Biomech [Internet]. 1989;22(6):637–47. Available from: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/0021929089900146>
27. Gjessing P. Biomechanical design and clinical evaluation of a new canineretractor spring. American Journal of orthodontics. 1985;87(5):353-62.
28. Gjessing P. Controlled retraction of maxillary incisors. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 1992;101(2):120-31.
29. Cecilio E, Serna MM, Rossi JL. Avaliação mecânica de ligas usadas em fios para retração ortodôntica. 2006;(1):5151–62.
30. 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.
31. 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
32. Techalertpaisarn, P., & Versluis, A. (2017). Effect of apical portion of T-, sloped L-, and reversed L-closing loops on their force systems. *The Angle Orthodontist*, 87(1), 104-110.
33. Burstone CJ. Variable-modulus orthodontics. Am J Orthod. 1981 Jul;80(1):1–16.
34. Chang H-P, Tseng Y-C. A novel β -titanium alloy orthodontic wire. Kaohsiung J Med Sci. 2018;34.
35. Kapila S, Sachdeva R. Mechanical proprieties and clinical applications of orthodontic wires. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1989;96:100-9.
36. Proffit WR, Fields HW. Princípios mecânicos no controle da força ortodôntica. In: Proffit WR, Fields HW. Ortodontia contemporânea. 3ª ed. Editora Guanabara Koogan S.A. 2002. p. 307-39.
37. 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.
38. Cash A, Curtis R, Garrigia-Majo D, McDonald F. A comparative study of

the static and kinetic frictional resistance of titanium molybdenum alloy archwires in stainless steel brackets. *Eur J Orthod*. 2004 Feb;26(1):105–11.

39. Kapila S, Sakima T, Miyazaki S, Sachdeva R. [Currently used orthodontic alloys. Review (1)]. *Rev Odontol da Univ Sao Paulo*. 1990;4(4):334–42.

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

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

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

43. IBM Corp. Released 2020. IBM SPSS Statistics for Windows, Version 27.0. Armonk NIC. IBM SPSS Statistics for Windows.

44. Thomsen V. Precision and the terminology of measurement. *Phys Teach*. 1997;35(1):15–7.

ANEXOS



DECLARAÇÃO

(Monografia de Investigação)

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.

Data: 25 de maio de 2022

A Investigadora

Beatriz Coelho Pereira

Beatriz Coelho Pereira



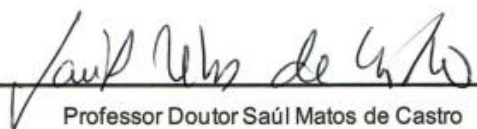
PARECER

(Entrega do trabalho final de Monografia)

Informo que o Trabalho de Monografia desenvolvido pela Estudante Beatriz Coelho Pereira com o título: "Efeito da distribuição gengival assimétrica das molas ortodônticas em L no seu comportamento mecânico (força horizontal) – um estudo laboratorial" está de acordo com as regras estipuladas na FMDUP, foi por mim conferido e encontra-se em condições de ser apresentado em provas públicas.

Data: 25/09/2022

O Orientador:


Professor Doutor Saúl Matos de Castro

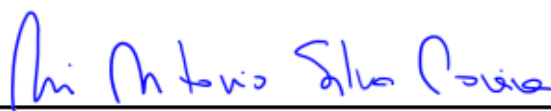
PARECER

(Entrega do trabalho final de Monografia)

Informo que o Trabalho de Monografia desenvolvido pela Estudante Beatriz Coelho Pereira com o título: "Efeito da distribuição gengival assimétrica das molas ortodônticas em L no seu comportamento mecânico (força horizontal) – um estudo laboratorial" está de acordo com as regras estipuladas na FMDUP, foi por mim conferido e encontra-se em condições de ser apresentado em provas públicas.

Data: 25 de Maio de 2022

O Coorientador:



Professor Doutor Rui António da Silva Moreira

DECLARAÇÃO
Mestrado Integrado em Medicina Dentária

Monografia/Relatório de Estágio

Identificação do autor

Nome completo Beatriz Coelho Pereira
N.º de identificação civil 150 29 123 N.º de estudante 201706843
Email institucional up.201706843@edu.fmd.up.pt
Email alternativo bia.1499.pereira@gmail.com Tlf/Tlm 916002681
Faculdade/Instituto Faculdade de Medicina Dentária da
Universidade do Porto

Identificação da publicação

Dissertação de Mestrado Integrado (Monografia) ☒

Relatório de Estágio ☐

Título completo

Efeito da Distribuição Gingival Assimétrica
das molas Ortodônticas em L no seu
comportamento mecânico (Força Horizontal) -
um estudo laboratorial

Orientador Prof. Doutor Sílvia Matos de Castro

Coorientador Prof. Doutor Rui António da Silva Moreira

Palavras-chave Movimento ortodôntico, Biomecânica, Força,
Pré-ativado, Mola ortodôntica, Mola em L.

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
25/05/2022 Beatriz Coelho Pereira²⁶