

Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto

Estudo Laboratorial Do Comportamento Mecânico De Duas Molas

Saúl Matos de Castro

Licenciado em Medicina Dentária pela Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto
Pós-Graduado em Ortodontia pela Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto

Dissertação de candidatura ao grau de mestre em Ortodontia
Apresentada à Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto

Orientador:

Professora Doutora Maria Cristina P.C.M. Figueiredo Pollmann

Porto, 2007

Aos meus Pais
À Susana e ao Filipe

“Os que estão apaixonados pela prática sem ciência são como um piloto de um navio que parte sem compasso e nunca tem a certeza para onde vai. A prática deve estar sempre baseada no sólido conhecimento da técnica.”

Leonardo da Vinci

Agradecimentos

A elaboração desta dissertação, embora de feição individual, constitui o resultado da colaboração de um conjunto de pessoas que directa ou indirectamente contribuem para a sua concretização.

Desta preciosa colaboração há pessoas que não me dispenso de referir:

A Professora Doutora Maria Cristina P.C.M. Figueiredo Pollmann, minha Orientadora Científica, a quem manifesto a minha sincera gratidão pela total disponibilidade, exemplo de competência na investigação e profundo empenho com que acompanhou o trabalho.

Os seus inteligentes conselhos, orientações e críticas na revisão desta dissertação, foram contributos essenciais para a sua efectivação

O Professor Doutor Afonso Pinhão Ferreira, a quem desejo demonstrar o meu reconhecimento pela dedicação ao Serviço da Ortodontia, generosidade no ensino e espírito motivador.

O Professor Doutor Jorge Dias Lopes, a quem agradeço todo o apoio concedido na criação das condições para a realização deste trabalho.

O Professor Doutor Rui Moreira, pelo engenho na idealização da mesa de testes.

O Professor Doutor Lino Costa e a Professora Doutora Cristina Braga pela orientação estatística do trabalho.

O Mestre Nelso Reis, pela ajuda nas traduções.

Os colegas Dr.^a Cláudia, Dr. Eugénio e Dr. François pela amizade e apoio nesta caminhada partilhada.

A todo o Serviço de Ortodontia da FMDUP, pela sua contribuição no meu saber Ortodôntico.

A Cláudia Barbosa, o Joca e a Sílvia pela incondicional amizade, ajuda e disponibilidade.

Ao Sr. Louis Patel pelo apoio prestado.

A todos aqueles que, de algum modo, deram a sua contribuição para a realização deste projecto.

RESUMO

A possibilidade de quantificação e controlo da proporção M/F no *bracket* são a solução para um movimento dentário previsível e controlado.

O presente trabalho teve por objectivo determinar o sistema de forças em α (força horizontal, proporção M/F, proporção C/D) de molas com geometria em T e em L, para uma mesma dimensão vertical (7 mm) e distância inter-*bracket* (13 mm), com cinco diferentes dobras de pré-activação e para duas ligas metálicas (aço inoxidável e TMA) de secção 0.017" x 0.025".

Foram submetidas ao ensaio mecânico 200 molas - 10 molas por cada pré-activação (5), liga metálica (2) e geometria (2). A intensidade da força horizontal e do momento foram quantificadas utilizando-se um aparelho OrthoMeasure Moment/force, uma mesa de testes e um comparador digital. Os valores foram registados a cada 0,5 mm de activação, para uma activação inicial de 1 mm e final de 6 mm. Os dados foram analisados estatisticamente utilizando a metodologia ANOVA para um nível de significância de 5%.

Os resultados permitiram concluir da existência de diferenças de médias estatisticamente significativas em função da pré-activação em todos os tipos de molas (TMA L e T, aço L e T) ao nível da força e proporção M/F.

Em relação à força, as molas em L registaram valores superiores à mola em T e confirmou-se a influência da localização da pré-activação na força.

Em relação à proporção M/F as molas T registaram valores superiores às molas em L. Na ausência de pré-activação as molas em TMA registaram valores superiores às molas em aço, com o valor máximo registado, inferior à dimensão vertical da mola. Nas molas sem pré-activação verificou-se um aumento da proporção M/F com o aumento da activação, e um efeito contrário foi aferido nas molas com pré-activação.

Na maioria das activações com molas pré-activadas, as de aço apresentaram valores de proporção M/F superiores às de TMA. O aumento da proporção M/F verificado com a inserção de dobras de pré-activação foi superior no caso da distribuição das dobras ser parcial ou totalmente gengival.

A mola com melhor compromisso entre a força e a proporção M/F foi a mola T em TMA com pré-activação de 40°, no intervalo de activação entre 1 mm e 4 mm.

ABSTRACT

The possibility to quantify, as well as to control M/F ratios in the brackets are the key for a controlled and predictable dental movement.

The present work has the purpose of determining the force systems in α (horizontal force, M/F ratios, C/D ratios) of the T and L shaped loops for the same vertical dimension (7mm), as well as for the same inter-bracket distance (13 mm). With five different pre-activation bends and two metallic alloys (stainless steel and titanium-molibdenum alloy - TMA) with a section of 0,017"x 0,025"

Two hundred loops were submitted to the mechanical essay - for each pre-activation ten loops were used (5), metallic alloy (2) and geometry (2). The moment and horizontal force intensities were quantified using the OrthoMeasure Moment apparatus, the testing table and a digital comparator. The values were registered every 0,5 mm of activation, with an initial activation of 1 mm and a final activation of 6 mm. The data was statistically analysed using the ANOVA methodology for a significance level of 5%.

The results allowed us to conclude that there are statistically significant average differences according to the pre-activation in all kinds of loops (TMA L, and T, steel L and T) at strength and ratio M/F levels.

As to what concerns force, L loops registered higher values than T loops and the influence from pre-activation of force localization was confirmed.

As to what concerns M/F ratios, T loops registered higher values than L loops. In the absence of pre-activations, the TMA loops presented higher values than steel loops, the maximum registered level being inferior to the vertical dimension of the loop. In the loops without pre-activation, an augmentation on the M/F ratio was demonstrated through an activation augmentation, an opposite was assessed in pre-activated loops.

In most of the activations with pre-activated loops, the steel presented M/F ratio values higher than TMA. The increase in M/F ratio, assessed with the insertion of pre-activation bends, was higher when the bend distribution was partial or completely gingival. The loop presenting the best compromise between force and M/F ratio was the T loop in TMA, with a pre-activation of 40°, in the 1 mm to 4 mm activation interval.

RÉSUMÉ

La possibilité de quantifier et contrôler la proportion M/F dans le *bracket* sont la solution pour un mouvement dentaire prévisible et contrôlé. Ce travail a comme objectif principale déterminer le système de forces en a (force horizontale, proportion M/F, proportion C/D) des boucles comprenant la géométrie en T et en L pour la même dimension verticale (7mm) et la distance *interbracket* (13mm). Avec cinq différents plis de pré-activations et deux alliages mécaniques (acier inoxydable et TMA) de sections 0.017" x 0.025".

Deux cents boucles ont été soumis a un essai mécanique – 10 par chaque pré-activation (5), alliage métallique (2) et géométrie (2). L'intensité de force horizontale et du mouvement ont été quantifié en utilisant un appareil OrthoMeasure Moment/force, une table de tests et un comparateur digital. Les valeurs ont été enregistrées à chaque 0,5 mm d'activation, pour une activation initiale de 1 mm et finale de 6 mm. Les données ont été analysées statistiquement en utilisant la méthodologie ANOVA pour un niveau de significances de 5%.

Les résultats ont permis de conclure l'existence de différentes moyennes statistiquement significatives en fonction de la pré-activation en tous les types de boucles (TMA et T, acier L et T) au niveau de la force et de la proportion M/F. En ce qui concerne la force, les boucles en L ont enregistrés des valeurs supérieures aux boucles en T, obtenant la confirmation de l'influence de localisation de la pré-activation sur la force. Tenant en compte la proportion M/F, les ressorts en T ont enregistrés des valeurs supérieurs à ceux des boucles en L. À l'absence de pré-activation les boucles en TMA ont enregistrés des valeurs supérieurs à ceux des boucles en acier, avec la valeur maximum inférieur à celui de la dimension verticale de la boucle. Pour les boucles sans pré-activation il s'est observé un accroissement de la proportion M/F avec l'augmentation de l'activation, effet contraire à celui observé aux boucles avec pré-activation. Aux pluparts des activations avec des boucles pré-activés, le matériel acier a présenté des valeurs de proportion M/F supérieurs aux TMA. L'augmentation de la proportion M/F vérifié avec l'insertion de plis de pré-activation a été supérieure dans le cas où la distribution des plis a été partielle ou totalement gingivale. La boucle avec meilleur compromis entre la force et la proportion M/F a été la boucle T en TMA avec pré-activation de 40°, a l'intervalle de activation entre 1mm et 4mm.

RESUMEN

La posibilidad de cuantificación y control de la proporción momento-fuerza (M/F) en el *bracket* son la solución para un movimiento dental previsible y controlado. El presente trabajo tuvo como objetivo determinar el sistema de fuerzas en α (fuerza horizontal, proporción M/F, proporción C/D) de muelles con geometría en T y en L, para una misma dimensión vertical (7 mm) y distancia inter-*bracket* (13 mm), con cinco diferentes dobleces de preactivación y para dos ligas metálicas (acero inoxidable y TMA) de sección 0.017" x 0.025".

Fueron sometidos al ensayo mecánico 200 muelles - 10 muelles por cada preactivación (5), liga metálica (2) y geometría (2). La intensidad de la fuerza horizontal y del momento fueron cuantificados usando un aparato *OrthoMeasure Moment/force*, una mesa de pruebas y un comparador digital. Los valores fueron registrados a cada 0,5 mm de activación, para una activación inicial de 1 mm y final de 6 mm. Los datos fueron analizados estadísticamente usando el test de ANOVA para un nivel de significancia de 5 %.

Los resultados permitieron concluir la existencia de diferencias de medias estadísticamente significativas en función de la preactivación en todos los tipos de muelles (TMA L y T, acero L y T) con respecto a la fuerza y la proporción M/F. En relación con la fuerza, los muelles en L registraron valores superiores al muelle en T y se confirmó la influencia de la ubicación de la preactivación en la fuerza. En relación con la proporción M/F los muelles en T registraron valores superiores a los muelles en L. En la ausencia de preactivación los muelles en TMA registraron valores superiores a los muelles en acero, con el valor máximo registrado, inferior a la dimensión vertical del muelle. En los muelles sin preactivación se verificó un aumento de la proporción M/F con el aumento de la activación, y un efecto contrario fue encontrado en los muelles con preactivación. En la mayor parte de las preactivaciones con muelles preactivados, los de acero presentaron valores de proporción M/F superiores a los de TMA. El aumento de la proporción M/F verificado con la inserción de dobleces de preactivación fue superior cuando la distribución de los dobleces era parcial o totalmente gingival. El muelle con el mejor compromiso entre la fuerza y la proporción M/F fue el muelle T en TMA con preactivación de 40°, en el intervalo de activación entre 1 mm y 4 mm.

Palavras-chave:

Ortodontia. Biomecânica. Força. Proporção Momento/força. Mola. Alça. Ansa

Keywords:

Orthodontics. Biomechanics. Force. Moment/force ratios. Loop

Mots clés:

Orthodontie. Biomécanique. Force. Proportion Moment/Force. Boucle

Palabras clave:

Ortodoncia. Biomecánica. Fuerza. Proporción Momento / fuerzas. Muelles



ÍNDICE

ÍNDICE DE TABELAS / GRÁFICOS	xxi
ÍNDICE DE FIGURAS	xxii
SIGLAS, SIMBOLOS E ABREVIATURAS	xxiv
1. INTRODUÇÃO	1
1.1. Biologia do movimento dentário/força ortodôntica ideal	3
1.1.1. Força e movimento	4
1.1.2. Quantificação da força	7
1.2. Biomecânica	8
1.2.1. Conceito de equilíbrio	8
1.2.2. Força	9
1.2.3. Centro de resistência	11
1.2.3.1. Dente único	11
1.2.3.2. Grupo de dentes	12
1.2.4. Efeitos da força	13
1.2.5. Centro de rotação	14
1.2.6. Tipo de movimento	17
1.2.7. Sistema de forças	18
1.2.8. Proporção momento/força	22
1.3. Características das molas	25
1.3.1. Factores de influência	26
1.3.1.1. Propriedades mecânicas dos materiais	26
1.3.1.2. Secção transversal do arame	27
1.3.1.3. Tipo de arame	27
1.3.1.4. Distância inter-bracket	28
1.3.1.5. Quantidade de arame	28
1.3.1.6. Direcção da carga	28
1.3.2. Geometria da mola	29
1.4. Geometria de molas: força, proporção C/D e proporção M/F	30
1.4.1. Geometria de molas: força e proporção C/D	30
1.4.2. Geometria de molas: força, proporção C/D e proporção M/F	32
1.4.2.1. Estudos relativos à mola com geometria em T	34
1.4.2.2. Estudos de molas sem geometria em T	40
1.4.2.3. Dobras de pré-activação	43
1.5. Objectivos do trabalho	46
2. MATERIAL E MÉTODOS	49
2.1. Amostra	49
2.2. Material	50
2.3. Método	52
2.4. Análise estatística	57
2.5. Exactidão e precisão do método	58
3. RESULTADOS	61
3.1. Análise descritiva	61
3.1.1. Variável força (g)	61
3.1.2. Variável proporção M/F (mm)	61
3.1.3. Variável proporção C/D (g/mm)	61
3.2. Gráficos força, M/F, C/D	62
3.2.1. Variável força	62
3.2.2. Variável proporção M/F	66
3.2.2.1. Combinações sem pré-activação	68



3.2.2.2.	Combinções com pré-activação	68
3.2.3.	Variável proporção C/D.....	70
3.3.	Efeito dos diferentes factores e/ou interacções – Análise ANOVA	73
3.3.1.	Resultados para activação de 1 mm	73
3.3.1.1.	Análise dos efeitos na variável força	73
3.3.1.2.	Análise dos efeitos na variável M/F.....	74
3.3.2.	Resultados para activação de 2 mm	76
3.3.2.1.	Análise dos efeitos na variável força	76
3.3.2.2.	Análise dos efeitos na variável M/F.....	76
3.3.3.	Resultados para activação de 3 mm	77
3.3.3.1.	Análise dos efeitos na variável força	77
3.3.3.2.	Análise dos efeitos na variável M/F.....	78
3.3.4.	Resultados para activação de 4 mm	79
3.3.4.1.	Análise dos efeitos na variável força	79
3.3.4.2.	Análise dos efeitos na variável M/F.....	80
3.4.	Exactidão e precisão	81
4.	DISCUSSÃO	83
4.1.	Amostra	83
4.2.	Método.....	84
4.3.	Força.....	87
4.3.1.	Pré-activação e quantificação da activação	87
4.3.2.	Estudos comparativos	90
4.4.	Proporção M/F	91
4.5.	Proporção C/D	92
4.6.	Efeito dos diferentes factores e/ou interacções – Análise ANOVA	92
4.7.	Força versus proporção M/F – “janela clínica”.....	93
4.7.1.	Pré-activação 0°	95
4.7.2.	Pré-activação 20°	96
4.7.3.	Pré-activação 40°	97
4.7.4.	Pré-activação 20°°	98
4.7.5.	Pré-activação 40°°	99
4.8.	Mola com melhor comportamento mecânico	100
4.9.	Forças verticais e sistema de forças em β	102
5.	CONCLUSÕES	105
	BIBLIOGRAFIA	107
	ANEXO 1 (desenho técnico da mesa de testes).....	115
	ANEXO 2 (modelos padronizados de referencia na escala 1:1)	117
	ANEXO 3 (análise estatística descritiva)	119
	ANEXO 4 (tabelas resumo)	131
	ANEXO 5 (tratamento estatístico – análise dos resíduos)	133



ÍNDICE DE TABELAS / GRÁFICOS

Tabela 1.	Sistema de forças por Classe	20
Tabela 2.	Proporção M/F e respectivo centro de rotação	24
Tabela 3.	Variação da Proporção C/D, carga e amplitude máxima relativamente à secção do arame	27
Tabela 4.	Activação / força em função do arame (mola Opus Loop)	42
Tabela 5.	Descrição das variáveis envolvidas no estudo	57
Tabela 6.	Média dos valores médios da proporção C/D (g/mm) ao longo da activação	72
Tabela 7.	Análise ANOVA – variável força/activação 1 mm	74
Tabela 8.	Análise ANOVA – variável proporção M/F/activação 1 mm	75
Tabela 9.	Análise ANOVA – variável força/activação 2 mm	76
Tabela 10.	Análise ANOVA – variável proporção M/F/activação 2 mm	77
Tabela 11.	Análise ANOVA – variável força/activação 3 mm	77
Tabela 12.	Análise ANOVA – variável proporção M/F/activação 3 mm	78
Tabela 13.	Análise ANOVA – variável força/activação 4 mm	79
Tabela 14.	Análise ANOVA – variável proporção M/F/activação 3 mm	80
Tabela 15.	Análise da exactidão e precisão do aparelho	81
Tabela 16.	Força horizontal/activação referente à mola T em TMA, de vários trabalhos	90
Gráfico Rf0°	Força/activação para pré-activação de 0°	62
Gráfico Rf20°	Força/activação para pré-activação de 20°	62
Gráfico Rf40°	Força/activação para pré-activação de 0°	63
Gráfico Rf20° °	Força/activação para pré-activação de 20°	64
Gráfico Rf40° °	Força/activação para pré-activação de 40°	64
Gráfico Rm0	M/F/activação para pré-activação de 0°	66
Gráfico Rm20°	M/F/activação para pré-activação de 20°	66
Gráfico Rm40°	M/F/activação para pré-activação de 40°	67
Gráfico Rm20°°	M/F/activação para pré-activação de 20°	67
Gráfico Rm40°°	M/F/activação para pré-activação de 40°	68
Gráfico Rc0	C/D/activação para pré-activação de 0°	70
Gráfico Rc20°	C/D/activação para pré-activação de 20°	70
Gráfico Rc40°	C/D/activação para pré-activação de 40°	71
Gráfico Rc20°°	C/D/activação para pré-activação de 20°	71
Gráfico Rc40°°	C/D/activação para pré-activação de 40°	72
Gráfico FM0	Força versus M/F para pré-activação 0°	95
Gráfico FM20°	Força versus M/F para pré-activação 20°	96
Gráfico FM40°	Força versus M/F para pré-activação 40°	97
Gráfico FM20°°	Força versus M/F para pré-activação 20°	98
Gráfico FM40°°	Força versus M/F para pré-activação 40°	99



ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.	Distribuição da pressão no ligamento periodontal em função do sistema de forças	4
Figura 2.	Gráfico ilustrativo dos períodos de movimentação dentária.....	5
Figura 3.	Cálculo da soma de forças	10
Figura 4.	Combinação de duas forças com pontos de aplicação diferentes.....	10
Figura 5.	Exemplos da determinação do sentido do momento da força.....	14
Figura 6.	Localização do Crot. para diferentes pontos de aplicação da força	15
Figura 7.	Relação entre ponto de aplicação da força e Crot.....	16
Figura 8.	Tipos de movimento	17
Figura 9.	Sistemas equivalentes de força	18
Figura 10.	Sistema um binário.....	19
Figura 11.	Sistema de forças em função da angulação do <i>bracket</i> relativamente ao eixo inter- <i>bracket</i>	20
Figura 12.	Cálculo do sistema de forças equivalente no Cres	21
Figura 13.	Sistema de forças no <i>bracket</i> em função das dobras	22
Figura 14.	Gráfico da proporção M/F no <i>bracket</i> e a distância do Crot. ao Cres.....	23
Figura 15.	Mola de retracção anterior (Burstone 1961).....	30
Figura 16.	Mola de retracção anterior (Burstone 1966).....	31
Figura 17.	Desenho das molas (Lane e Nikolay)	32
Figura 18.	Mola duplo delta (Ferreira 1999).....	32
Figura 19.	Mola vertical (Faulkner 1991)	33
Figura 20.	Mola T composta (Burstone)	34
Figura 21.	Mola T (Manhastsberger)	36
Figura 22.	Mola T pré-activada para ancoragem do tipo A (Marcotte)	36
Figura 23.	Mola T pré-activada para ancoragem do tipo B (Marcotte)	37
Figura 24.	Mola T (Kuhlberg e Burstone).....	38
Figura 25.	Mola T (Viecilli).....	39
Figura 26.	Mola T pré-activada (Viecilli)	40
Figura 27.	Mola PG (Gjessing)	40
Figura 28.	Mola de retracção (Ferreira).....	41
Figura 29.	Mola Opus Loop (Siatkowski)	42
Figura 30.	Pré-activação oclusal (Garcia e Braun)	43
Figura 31.	Mola em posição neutra (Garcia e Braun)	43
Figura 32.	Pré-activação gengival (Garcia e Braun)	44
Figura 33.	Mola em posição neutra (Garcia e Braun)	44
Figura 34.	Mola Bull modificada (Shimizu).....	44
Figura 35.	Mola T pré-activada (Shimizu).....	45
Figura 36.	Mola T (Thiesen)	46
Figura 37.	Mola T com helicóides (Thiesen).....	46
Figura 38.	Mola T e respectivas dimensões	49
Figura 39.	Mola L e respectivas dimensões.....	49
Figura 40.	Aparelho OrthoMeasure Moment/Force.....	50
Figura 41.	Mesa de testes	51
Figura 42.	Ampliação da área delimitada na fig.41	51
Figura 43.	Comparador digital	52
Figura 44.	Mola T e respectivas dimensões	52
Figura 45.	Mola L e respectivas dimensões.....	52
Figura 46.	Mola T e L, identificação numérica das dobras.....	53
Figura 47.	Mola T e L com pré-activação de 20°	53



Figura 48.	Mola T e L com pré-activação de 40°	54
Figura 49.	Mola T e L com pré-activação de 20°	54
Figura 50.	Mola T e L com pré-activação de 40°	54
Figura 51.	Mola T e L	55
Figura 52.	Fase 2 (activação).....	56
Figura 53.	Ensaio para avaliação da exactidão no cálculo do momento.....	58
Figura 54.	Simulação da posição neutra das varias pré-activações em estudo nas molas em T e em L (figuras obtidas através do progama informático LOOP)	88



SIGLAS, SÍMBOLOS E ABREVIATURAS

C/D:	carga/deflexão
Cres:	centro de resistência
Crot:	centro de rotação
d:	distância
E:	modulo de elasticidade
g:	grama
gmm:	grama-milímetro
g/mm:	grama por milímetro
I:	momento de inércia
K:	constante
m:	massa
M :	momento
Ma/Mb:	razão entre o momento no ponto a e o momento no ponto b
M/F:	momento/força
N:	Newton
Nm:	Newton-metro
Sp:	limite proporcional
α	segmento anterior
β	segmento posterior (distal)
$\theta A/\theta B:$	razão da angulação do <i>bracket</i> A e <i>bracket</i> B no eixo inter- <i>bracket</i>
“	polegadas



força vertical



Momento com sentido anti-horário



Momento com sentido horário



1. INTRODUÇÃO

“Embora o mecanismo de controlo do movimento dentário seja basicamente biológico, este inicia-se por acção de uma força. Até que o movimento se consiga desencadear por acção farmacológica, o ortodontista estará sempre vinculado à mecânica”. Esta afirmação proferida em 1959 por Weinstein e Haack ¹ mantém-se ainda hoje actual.

Em ortodontia a biomecânica estuda a relação entre as forças mecânicas e as respostas dos sistemas biológicos². Assim, para a formulação de juízos válidos acerca da resposta de um dente ou grupo de dentes em relação a uma força ortodôntica, implica conhecer a definição do sistema de forças que nele opera ³.

A partir da década de 40, ortodontistas como Tweed e Strang, discordando da teoria “ não extracionista” adoptada por Angle, passaram a preconizar, dentro do planeamento ortodôntico, uma nova alternativa terapêutica - a extracção de peças dentárias ⁴. Esta atitude criou uma necessidade mecânica – o encerramento de espaços.

Há diversas maneiras de se fechar espaços através da movimentação dentária. Pode fazer-se através de uma mecânica de deslizamento, onde os dentes deslizam através de um arco metálico. Nestes casos a eficácia do deslizamento depende do coeficiente de atrito criado pelo contacto do arame com o sulco de deslizamento do *bracket* (sistemas com fricção). Outra solução é promover o deslocamento através de molas* ortodônticas, onde o apoio se dá entre dois extremos, entre os quais a mola é activada. Os chamados sistemas sem fricção ⁵.

Entre os diversos dispositivos descritos na literatura, sobre os sistemas sem fricção encontra-se uma vasta gama de molas que, incorporadas a arcos contínuos ou segmentados, são utilizadas para a movimentação dentária. Em virtude do grande número de opções, deve ser dispensada uma cuidadosa atenção na

* Alça e ansa termos sinónimos empregues na literatura ortodôntica



selecção do modelo mais apropriado para cada caso. É importante que, ao utilizar molas para o fechamento de espaços, o profissional determine o sistema de forças por ele gerado, ou seja, tenha noção da magnitude das forças e momentos desenvolvidos aquando da sua activação ⁵.

Quando o aparelho ortodôntico é activado, o clínico detém o controlo sobre três variáveis determinantes no sucesso da movimentação dentária. A primeira variável é a proporção momento-força (M/F); a segunda diz respeito à magnitude do momento e da força empregue; e a terceira, à constância dos mesmos ⁶.

É a razão entre o momento e a força que determina como o dente se move, isto é, onde se localiza o centro de rotação. A resposta clínica quantitativa é determinada pelos outros dois factores do sistema de forças, a magnitude e constância das forças ⁶.

A Intensidade de força óptima no âmbito ortodôntico é aquela que resulta num movimento rápido com um mínimo de desconforto e de dano ⁷.

A constância das forças refere-se à capacidade da aparatologia em manter a mesma força durante um movimento dentário. Do ponto de vista técnico: a proporção carga/deflexão (C/D) define a constância de uma mola. A proporção C/D traduz o aumento de força produzida por cada unidade de activação. Assim, a mola ideal será aquela que induza determinado movimento dentário desejado (proporção M/F) com uma resposta biológica óptima através de uma magnitude de força relativamente constante ³.

Os movimentos dentários indesejáveis ou insuficientes que ocorrem frequentemente durante a correcção ortodôntica, resultam fundamentalmente de variações individuais nas respostas biológicas e/ou uso impróprio de forças. A aplicação das regras da biomecânica permite a redução de uma dessas variáveis. A mensuração e controlo da proporção M/F no *bracket* são a chave mestra na contribuição para um movimento dentário previsível e controlado ⁸.

O recurso a uma mola pré-calibrada em laboratório não é imune a problemas clínicos porque o seu sistema de forças pode variar, dependendo da angulação dos *brackets*, das distâncias inter-*brackets* e até mesmo dos erros de fabrico. Além disso a resposta de um dente a um determinado sistema de forças também está



dependente das diferenças individuais na densidade óssea, anatomia dentária e condições periodontais⁹.

1.1. Biologia do movimento dentário / Força ortodôntica ideal

O tratamento ortodôntico é baseado no conhecimento inicialmente empírico de que uma pressão prolongada aplicada a um dente, provoca movimento dentário à medida que ocorre remodelação óssea ao redor do mesmo. Na essência, o dente movimenta-se através do osso juntamente com os tecidos de suporte. Como a resposta óssea é mediada pelo ligamento periodontal, o movimento dentário é, principalmente, um fenômeno periodontal¹⁰. A força ortodôntica age como um estímulo mecânico extrínseco que invoca uma resposta biológica a nível celular com o intuito de restaurar o equilíbrio, através da remodelação dos tecidos periodontais e de suporte¹¹.

Na literatura, podemos encontrar opiniões diferentes no que respeita ao tipo de força ideal, a nível periodontal, para obter movimento ortodôntico. Segundo Ren et al.¹¹ nos últimos 70 anos, o conceito de força ortodôntica ideal tem-se alterado consideravelmente, Schwarz em 1932, propôs o conceito de força contínua óptima. Esta corresponde à força que induz alterações na pressão tecidual não ultrapassando a pressão dos vasos capilares no ligamento periodontal. Forças abaixo desse valor óptimo não provocam reacção no ligamento periodontal. Se excederem o nível óptimo induzem áreas de necrose, retardando o movimento até reabsorção do tecido necrótico. Este conceito foi ligeiramente alterado por Oppenheim, em 1942, que advogava a utilização de forças muito leves capazes de originar movimento, ideia reiterada por Reitan em 1967.

Os estudos relacionados com a força óptima, entre os anos 50 e 80, preocuparam-se sobretudo com a eficiência do movimento ortodôntico. Foram feitos grandes esforços no sentido de investigar a força capaz de provocar uma taxa máxima de movimento; seja comparando as vantagens das forças leves sobre as pesadas; seja estudando os seus efeitos indesejáveis.



No final do século passado, muitos estudos focaram o seu interesse sobretudo nas alterações histológicas, velocidades do fluxo sanguíneo, reabsorções radiculares e efeitos de determinadas drogas no movimento dentário ¹¹.

1.1.1. Força e movimento

A Intensidade da força é um conceito de fácil percepção e convenientemente mensurável. No entanto, a sua referência isolada é uma forma limitada na descrição das forças desenvolvidas pelos aparelhos ortodônticos. O verdadeiro parâmetro mecânico no movimento dentário não é a magnitude da força por si, mas a magnitude de pressão/tensão gerada pela aparelhagem no ligamento periodontal circundante ¹².

Este conceito é ilustrado na figura 1. Em A, quando o dente é inclinado por acção de uma força de determinada magnitude, a distribuição da pressão no ligamento periodontal é desigual. Ocorre uma compressão elevada nos terços cervicais e apicais e uma menor compressão no terço médio. Em B a mesma magnitude de força é aplicada mas a esta associa-se um momento, resultando numa distribuição da pressão mais uniforme. Torna-se evidente que embora a magnitude da força aplicada em ambos os exemplos seja a mesma, o movimento dentário não o é ¹².

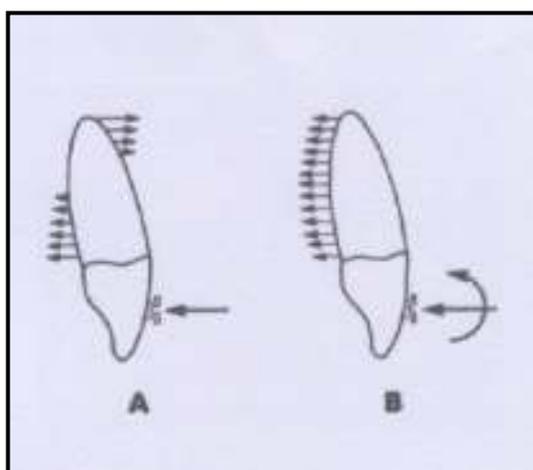


Figura 1. Distribuição da pressão no ligamento periodontal em função do sistema de forças (adaptado de Quinn e Yoshikawa ¹²).

Uma vez que a distribuição de uma mesma força no ligamento periodontal (e subsequentemente da pressão) difere, dependendo disso o tipo de movimento

dentário (inclinação, translação, rotação, extrusão e intrusão). Torna-se essencial especificar o tipo e também a quantidade de força necessária que proporcione níveis de força óptima concordantes com os objectivos ortodônticos ^{7, 10, 13, 14}.

O conceito actual de força ortodôntica ideal assenta na hipótese de se obter uma força com determinada magnitude e característica temporal capaz de provocar uma taxa máxima de movimento com o máximo de conforto e o mínimo dano ^{7, 11, 15}. O facto de uma força ser eficaz na indução do movimento dentário, não indica necessariamente que os princípios definidos para força ortodôntica ideal tenham sido respeitados. Pelo contrário, força eficiente é aquela que consegue o objectivo em vista – movimentação dentária ou seja é eficaz também – mas, dentro de um princípio de ergonomia biológica, em que se obtém o máximo de efeito com um mínimo de esforço tecidular e de efeitos secundários, dentro das limitações existentes. A força ortodôntica ideal é, por conseguinte, uma força eficiente ⁷.

Outro desenvolvimento importante na pesquisa da força ortodôntica é a constatação do movimento dentário em dois períodos ¹⁶. Na medição do movimento durante o período inicial observam-se duas fases. A fase inicial, denominada fase de compressão, traduz-se pelo movimento efectuado devido à compressão gradual do ligamento periodontal. Na fase seguinte, designada por fase de hialinização, não se verifica movimentação dentária.

O segundo período começa com o reinício da movimentação dentária, através da reabsorção óssea (Fig. 2)

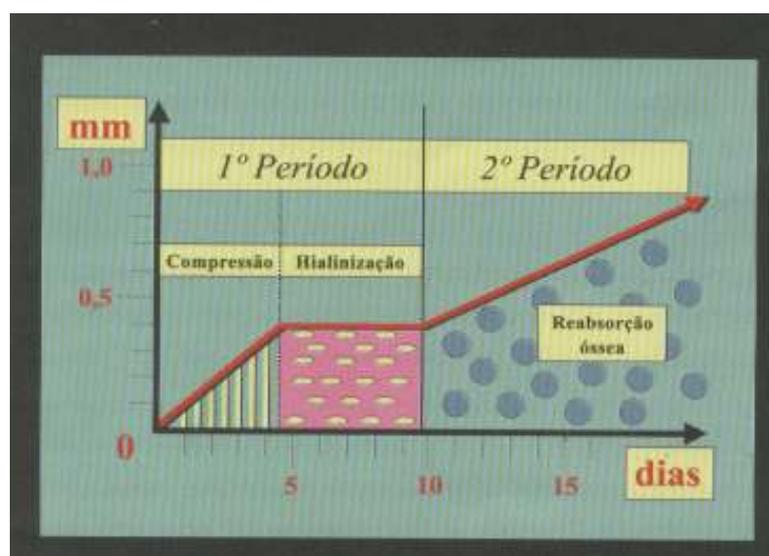


Figura 2. Gráfico ilustrativo dos períodos de movimentação dentária (adaptado de Silva ⁷).



Associada à ideia de força ortodôntica ideal óptima, em determinada situação clínica, está a teoria das forças diferenciais. Esta postula que a diferença na taxa de movimento entre dois dentes ou grupo de dentes, submetidos a uma força semelhante, ocorre devido às diferentes áreas da superfície radicular envolvidas ¹⁷.

A taxa de movimento é sensível a mudanças na intensidade da força? Empiricamente sabia-se que há aumento da taxa de movimento com o aumento da intensidade da força, mas nem sempre se verificava esse maior deslocamento. E para determinado dente, existe uma força que o movimento com uma taxa máxima? Estas questões foram objecto do estudo de Quinn e Yoshikawa ¹². Os autores analisaram os resultados de vários estudos com o propósito de relacionar a magnitude da força com a taxa de movimento dentário. Discutiram ainda as suas implicações clínicas no plano de tratamento e desenho do aparelho.

O resultado que melhor sustentou os dados clínicos indica que a relação entre taxa de movimento e o aumento da magnitude da força é linear até um determinado valor, a partir do qual não provoca apreciável aumento de movimento.

O conhecimento de tal conceito acarreta importantes implicações clínicas tanto no planeamento da mecânica terapêutica como nos objectivos de tratamento. O clínico operando segundo este conceito pode controlar o movimento de duas formas:

- diminuindo ou aumentando a superfície radicular da unidade de ancoragem;
- desenhando um sistema que desenvolva uma força contínua num intervalo de valores fisiológicos (baixa proporção C/D), com uma proporção M/F desejada e relativamente constante.

Na tentativa de obter mais explicações sobre a biomecânica do movimento dentário, tem sido utilizados vários métodos para prever a resposta tecidual às forças ortodônticas, nomeadamente, modelos analíticos ^{18, 19}, sistemas foto-elásticos ^{20, 21}, holografia laser ²² e, mais recentemente, o método de elementos finitos ²³⁻²⁷.



1.1.2. Quantificação da força

Quinn e Yoshikawa ¹² também se defrontaram com o problema das metodologias diferentes e os erros sistemáticos quando fizeram a comparação entre os vários estudos, acerca da quantificação de um valor para a intensidade da força.

Esta dificuldade foi também evidenciada por Ren et al.¹¹ na tentativa de realizar um estudo de meta-análise (1966-2001), referente à força e intervalo de força óptima no movimento dentário. Eles viram-se impossibilitados de o realizar devido à enorme discrepância de valores e de resultados encontrados na literatura. Por exemplo, em vários estudos experimentais em humanos, referenciados pelos autores, o intervalo para activação inicial variou entre os 18 g e os 1500 g.

Alguns dos erros de metodologia mais frequentemente encontrados e referidos em estudos ^{11, 12, 28-30} são:

- o não controlo e classificação do tipo de movimento;
- os diferentes intervalos de tempo entre medições;
- os erros de medição.

Segundo vários autores ^{11-13, 15, 24, 27-29, 31, 32} a intensidade de força adequada para movimentar qualquer elemento dentário dependerá de diversas variáveis, como: (1) o tipo de movimento a ser obtido; (2) a resposta biológica individual; (3) a área de contacto do dente com o ligamento periodontal, ou seja, anatomia dentária e superfície de suporte ósseo. A estas questões acresce a dificuldade de encontrar uma metodologia adequada, com resultados reprodutíveis.

A força aplicada à coroa de um dente é transmitida para a raiz e em seguida para o seu osso alveolar através do ligamento periodontal, determinando alterações adaptativas em todo o complexo dento-alveolar envolvido ¹.

Na literatura encontram-se referências para os valores da intensidade da força a aplicar para a movimentação de cada dente ou grupo de dentes. Os valores referenciados em vários trabalhos ^{6, 33-39} indiciam um intervalo de força para a movimentação dentária. Por exemplo; no caso da retracção canina o intervalo variou entre os 75g e 260 g; para a retracção do bloco incisivo maxilar o intervalo situou-se entre os 200g e 300g e para o bloco mandibular rondou os 250 g; no caso da



retracção em massa os valores para a arcada maxilar oscilaram entre os 500g e 600g enquanto na arcada mandibular o intervalo foi 425g a 480g.

1.2. Biomecânica

A constante evolução dos elementos constituintes do aparelho ortodôntico tem contribuído significativamente para uma redução do esforço físico e do tempo dispensado pelo clínico na activação dos aparelhos. Mas, não eliminou de forma alguma a necessidade do entendimento e da aplicação básica dos princípios mecânicos, bem como do conhecimento dos fundamentos utilizados na análise de forças e sistemas de forças e campo de estudo da mecânica ^{40, 41}.

1.2.1 Conceito de equilíbrio

A mecânica baseia-se nas Leis de movimento de Newton, e usualmente três áreas são identificadas: a estática, a dinâmica e a resistência dos materiais. A estática diz respeito à primeira lei de movimento que descreve o equilíbrio: “ todo o corpo continua estático ou em movimento uniforme a não ser que seja alterado por acção de uma força”. Todo o corpo em equilíbrio, não tem forças ou momentos a actuarem sobre ele. O mesmo é dizer que a soma de todas as forças e momentos sobre ele é igual a zero ⁴².

Quando o aparelho ortodôntico é activado o movimento dentário não ocorre de imediato, mas processa-se muito lentamente. Por esta razão as leis físicas da estática são consideradas adequadas para a descrição dos sistemas de forças instantâneos produzidos pelos aparelhos ortodônticos. Estas são as condições sob as quais assenta a análise dos sistemas de forças ortodônticas.

As leis físicas da estática são governadas pela terceira Lei de Newton, que sumariamente afirma que para cada acção existe uma reacção igual e oposta. Uma vez que a colocação/activação dos aparelhos não provoca movimento instantâneo, a resultante do sistema de forças desenvolvido tem de ser igual a zero (equilíbrio



estático). Esta condição é obrigatória para toda a aparatologia ortodôntica, independentemente da filosofia de tratamento adotada⁴³.

Do universo das teorias físicas da mecânica, é essencial para a ortodontia o conhecimento das forças e seus momentos, bem como os métodos matemáticos utilizados para sua quantificação e modificação³⁹.

Embora qualquer força aplicada em condições clínicas tenha efeitos nos três planos do espaço, muitos princípios biomecânicos tornam-se muito mais complexos quando analisados a três dimensões. Na maioria dos trabalhos, e no caso do presente, a análise das forças e momentos é apresentada a duas dimensões⁸.

1.2.2. Força

A força, grandeza vectorial, é representada por um vector aplicado, caracterizado com uma direcção, sentido, ponto de aplicação e intensidade. A localização do ponto de aplicação na linha de acção (direcção) da força não tem influência no tipo de movimento obtido. O mais importante é a relação entre a linha de acção e o centro de resistência^{8, 45}.

A segunda Lei de Newton postula que a aceleração de um corpo ocorre na direcção da força que a produz, sendo proporcional a esta e inversamente proporcional à massa do corpo⁴³. $a = F/m$

Dimensionalmente, a força é o produto da massa e aceleração ($F = m \times a$), sendo a unidade de medida no Sistema internacional o Newton (N). Em unidades equivalentes a força gravítica (peso) pode ser dimensionada por grama-força (gf). Na literatura ortodôntica, e de forma simplificada esta é usualmente apresentada em unidade de massa: grama (g). Não esquecendo que massa e peso são proporcionais, embora, não sejam a mesma coisa.

A resultante de um sistema de forças é o sistema de forças mais simples ao qual um determinado conjunto de forças pode ser reduzido de forma a produzir o mesmo efeito externo sobre o corpo. A acção de várias forças sobre um corpo rígido pode ser substituída pela acção de uma resultante obtida através do cálculo vectorial^{8, 46}.



No cálculo da soma de forças, a situação mais simples é a soma de duas forças com o mesmo ponto de aplicação. A resultante é determinada pela diagonal do respectivo paralelogramo (Fig. 3) ou através da soma das forças decompostas nos eixos x , y e z ^{8, 44}.

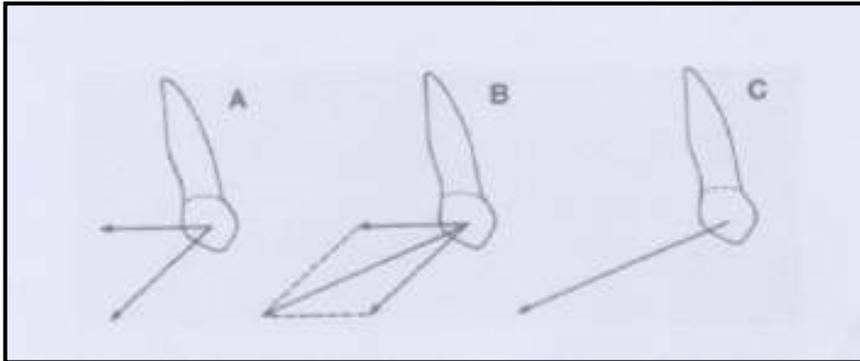


Figura 3. Cálculo da soma de forças **A** – duas forças com mesmo ponto de aplicação **B**- construção do paralelograma **C**- resultante (adaptado de Smith et al.⁸).

No caso das forças apresentarem pontos de aplicação diferentes, a utilização do mesmo método do paralelogramo tem subjacente uma lei básica da mecânica estática:

Transmissibilidade da força – o efeito externo de uma força que age sobre um corpo é independente de onde, ao longo da sua linha de acção, a força é aplicada^{8, 44} (Fig. 4).

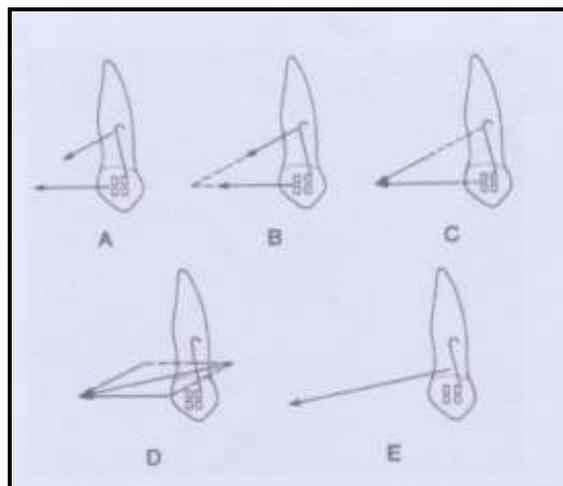


Figura 4. . Combinação de duas forças com pontos de aplicação diferentes (adaptado de Smith et al.⁸).



1.2.3. Centro de resistência

Qualquer corpo livre apresenta um ponto a partir do qual, teoricamente, toda a sua massa se concentra. Se uma força é aplicada nesse ponto, todos os restantes pontos do corpo seguem o mesmo deslocamento, movimentando-se o corpo em translação. Este ponto é denominado como o centro de massa. Um dente responde de modo diferente face à aplicação de uma força, comparativamente a um corpo livre, porque se desloca articulado com o osso alveolar através do ligamento periodontal. O movimento resultante depende não apenas das características próprias do dente, mas também dos elementos que o envolvem. No caso do dente, o ponto análogo ao centro de massa é o centro de resistência (Cres). O Cres corresponde ao ponto no qual se concentra a resistência do dente ao movimento. Quando uma força é aplicada neste ponto ocorre um movimento de translação⁴⁷. Ou seja, esse ponto é o centro de massa do conjunto- dentes / osso / ligamento.

1.2.3.1 Localização do centro de resistência para um dente

Em relação à localização do Cres nos dentes mono-radiculares, têm sido referidos vários valores na literatura. Segundo Christiansen e Burstone⁴⁹ a sua localização está em média a 40% do comprimento radicular medido desde a crista alveolar. Este valor foi calculado através de um modelo bidimensional, no qual por convenção foi atribuída à raiz uma forma de parábola.

Nikolai¹³ baseando-se numa análise bidimensional, apresentou 52% para o incisivo maxilar e 50% para o canino, como localização do Cres na distância medida também da crista alveolar.

Burstone e Pryputniewicz²² recorreram a um modelo físico tridimensional de uma parábola e experimentalmente, através da técnica holográfica localizaram para o incisivo maxilar o Cres a 31% do comprimento radicular.

Com o recurso à técnica dos elementos finitos Vollmer et al.⁵⁰ estimaram o Cres do canino a 42% da longitude radicular. Para um incisivo central com 13 mm de raiz, Tanne et al.⁵¹ calcularam através da mesma técnica o Cres a 24% da longitude.



Num estudo posterior Tanne et al.⁵² para um mesmo comprimento radicular, mas diferentes propriedades mecânicas (quociente de Poisson do dente e osso alveolar reduzidos a metade) situaram o Cres a 34%.

Alguns estudos defendem que existem várias razões para a colocação do Cres em diferentes posições. Comparando uma parábola bidimensional e uma parabólica tridimensional, os respectivos centros geométricos (centróide) localizam-se respectivamente a 40% e 33% do comprimento total; consequentemente o modelo bidimensional tende a colocar o Cres mais apical. O valor mais coronal, apresentado pela técnica dos elementos finitos, explica-se pelo facto da forma radicular e o contorno alveolar se aproximarem mais da realidade⁵¹.

Segundo a revisão bibliográfica realizada por Papageorgiou⁴⁷, o Cres para um dente mono-radicular localiza-se entre 33 e 42% do comprimento radicular, medido da crista alveolar, enquanto o Cres para dentes multi-radulares situa-se na zona da furca.

1.2.3.2 Localização do centro de resistência para um grupo de dentes

Segundo Dermaut e Vanden Bulcke⁵³, o Cres para os quatro incisivos situa-se por distal dos incisivos laterais, enquanto o Cres dos seis dentes anteriores localiza-se distalmente aos caninos.

Baseados num modelo teórico Melsen et al.⁵⁴, deduziram que o Cres dos seis dentes anteriores situa-se na meia distância entre o Cres dos quatro incisivos e o Cres dos caninos. O Cres dos seis dentes está a 0,72 mm distalmente ao *bracket* do canino.

Segundo Pederson et al.⁵⁵, em termos verticais no caso dos incisivos centrais e dos seis dentes anteriores, o Cres praticamente coincide localizando-se 6,5 mm apical ao *bracket* dos incisivos centrais (*bracket* colado a 4 mm do bordo incisal). Relativamente aos quatro incisivos a localização é mais incisal, 5 mm apical ao *bracket* dos incisivos centrais. No plano oclusal, o Cres para os dois incisivos centrais e quatro incisivos localizam-se aproximadamente 13 mm posterior ao *bracket* dos incisivos centrais numa linha em média 3 mm anterior à superfície distal



do canino. O Cres dos seis dentes anteriores posiciona-se 6 mm posterior ao do bloco incisivo.

Segundo Yoshida et al.⁵⁶, o Cres dos dois ou quatro incisivos é mais ou menos coincidente, localizando-se 4,3 mm apical ao osso palatino. O Cres dos seis dentes anteriores situa-se 0,8 mm mais incisal que o bloco incisivo. Os autores compararam os seus valores com os de Vanden Bulcke e de Pedersen, concluindo que, durante a retracção o Cres dos incisivos centrais localiza-se entre 10,3 e 11,1 mm do bordo incisal, para o bloco incisivo o valor situa-se entre 8,1 e 12,3mm e para os seis dentes anteriores o valor encontrado varia entre 10,5 e 13,7mm.

Com o recurso a um modelo experimental Choy et al.⁵⁷ localizaram o Cres para os seis dentes anteriores, 14,5 mm apical e 9,5 mm distal do bordo incisal dos incisivos centrais.

Assim a localização precisa do Cres varia em função da morfologia dentária, do número de dentes, da qualidade e quantidade do osso circundante, da inclinação axial do dente e do método de cálculo^{44, 48}.

1.2.4 Efeitos da força

Se a linha de acção da força passa pelo centro de resistência do dente, este responde com um movimento de translação na direcção da força.

Se a linha de acção da força não passa pelo Cres, a força resultará também em algum movimento de rotação no corpo^{8, 58}. O potencial para rotação é mensurado como um momento. O seu valor é igual à intensidade da força multiplicada pela distância perpendicular entre a sua linha de acção e o Cres do dente. Considerado uma grandeza vectorial, o momento expressa-se em Newtonmetro (Nm) no Sistema Internacional de Unidades (SI), ou em unidades equivalentes: grama-milímetro (gmm). O sentido do momento é determinado pela continuação da força em torno do Cres, classificando-se como horário ou anti-horário (Fig. 5).

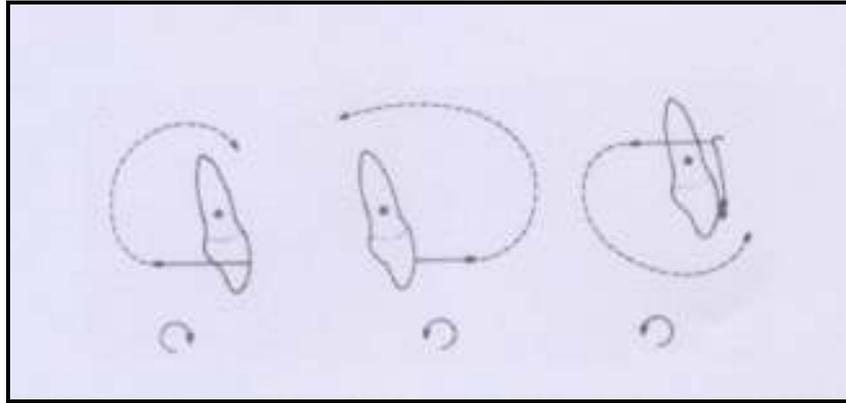


Figura 5. Exemplos da determinação do sentido do momento da força (adaptado de Smith et al.⁸)

O momento de uma força, ou da resultante das forças aplicada a um corpo denomina-se o momento da força. O Cres é deslocado na mesma direcção da linha de acção da força.

O movimento de rotação pura num dente não se consegue induzir com uma força única. O sistema de forças mais simples capaz de produzir tal movimento é um binário. Um binário caracteriza-se por duas forças de igual intensidade, paralelas com linhas de acção não colineares e sentidos opostos. O momento do binário é igual à intensidade de uma das forças multiplicada pela distância perpendicular entre elas. Um binário não movimentava o Cres, ou seja, nesta condição o centro de rotação e Cres são sempre coincidentes.

É importante fazer a distinção entre o momento da força e o momento do binário. O momento da força é sempre relativo a um ponto de aplicação da força (distância ao Cres), enquanto o momento do binário não tem relação com nenhum ponto.

1.2.5 Centro de rotação

O centro de rotação (Crot) é definido como um ponto através o qual o dente rodou, desde a sua posição inicial até à final.

O Crot pode localizar-se em qualquer posição relativamente ao dente (ao longo do seu eixo). Embora o Crot possa ser construído para qualquer posição inicial e final, isto não significa que tal ponto tenha actuado como Crot durante todo o

movimento. O dente pode ter alcançado determinada posição, com um movimento irregular, pelo que as alterações de Crot parecem ser mais a regra do que a excepção quando se trata de movimento dentário ⁸.

Conceptualmente, o Cres deve ser mantido separado do Crot. Enquanto um é intrínseco (Cres), o outro é produzido (Crot). O Crot está dependente e resulta do sistema de forças aplicado. A sua posição relativamente ao Cres determina o tipo de movimento.

Tanne et al.⁵¹, num estudo utilizando o método dos elementos finitos, apresentaram graficamente (Fig. 6) a variação da localização do Crot em função do ponto de aplicação da força.

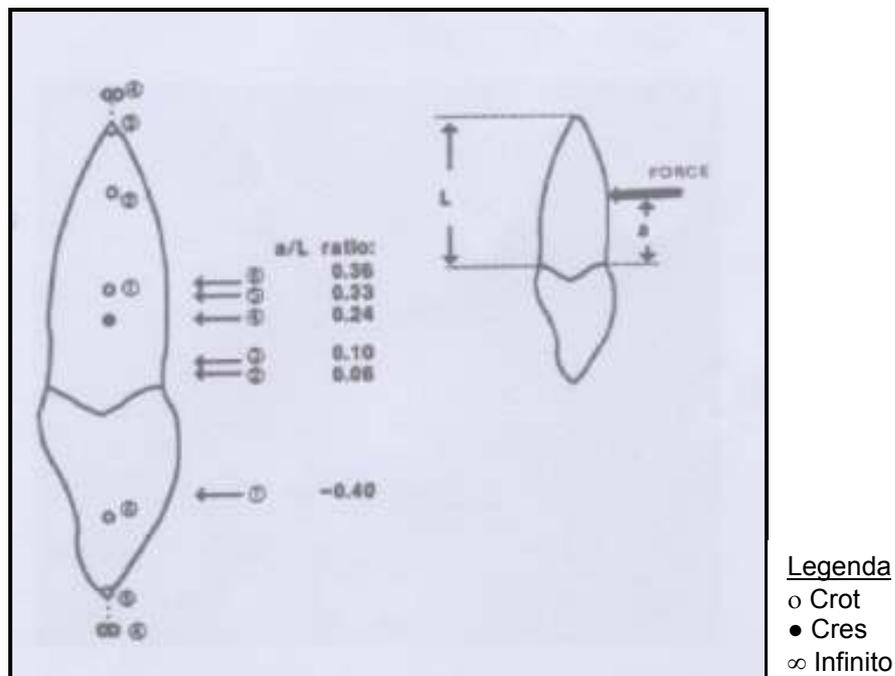


Figura 6. Localização do Crot para diferentes pontos de aplicação de uma força (adaptado de Tanne et al.⁵¹)

Uma relação entre o ponto de aplicação da força e o Crot foi apresentada por Nagerl et al.⁵⁹ através da formula :

$$\sigma^2 = a \times b$$

a – distância entre a força aplicada e o Cres

b – distância entre o Cres e o Crot



σ^2 - expressa a distribuição das forças que o ligamento periodontal do dente suporta quando em carga. O seu valor é constante para forças paralelas, da mesma intensidade, no mesmo plano.

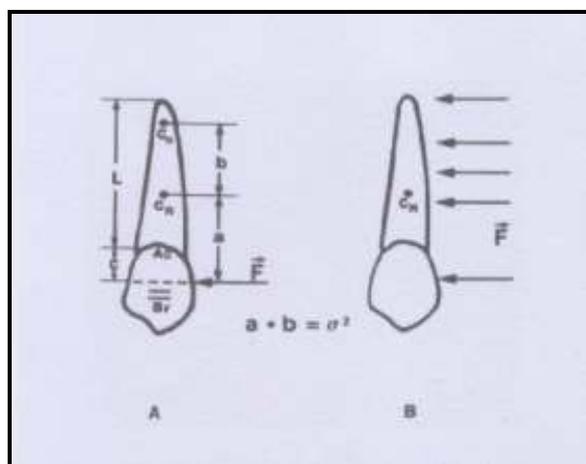


Figura 7. Relação entre ponto de aplicação da força e Crot.

4A. Cr (centro de resistência) Co (centro de rotação)

4B. σ^2 é uma constante para forças paralelas no mesmo plano (adaptado de Nagerl et al.⁵⁹)

O valor de σ^2 permite o cálculo da localização do Crot para determinada força, ou em função de um Crot desejado, determinando assim, o ponto de aplicação da força ou o sistema de forças equivalente no *bracket*.

Segundo Choy et al.⁶⁰, a constante σ^2 diminui com o aumento da conicidade radicular, perda óssea e reabsorção radicular. Um dente com um baixo valor de σ^2 apresenta maior tendência à inclinação descontrolada. Como já se referiu, a força ortodôntica óptima está condicionada pelo limite máximo de compressão suportado pelos capilares do ligamento periodontal (1,56 g/mm²). Como a força ortodôntica óptima varia em função da localização do Crot, é numa situação de movimento de translação ou próximo deste que a força ortodôntica óptima atinge o seu valor máximo (a distribuição da tensão é mais uniforme).

1.2.6 Tipo de movimento

Controlar o movimento dentário implica ter o domínio sobre os Centros de Rotação dos dentes envolvidos. Os tipos de movimentos dentários são classificados, habitualmente, pela identificação dos seus centros de rotação^{44, 61}.

Inclinação não controlada

O dente descreve um movimento que ocorre em torno de um Centro de Rotação apical e muito próximo ao seu Centro de Rotação. É o tipo de movimento experimentado por um dente quando uma única força é exercida sobre a coroa; isto é, a coroa movimenta-se numa direcção, enquanto a raiz o faz na direcção oposta (Fig. 8). É o tipo de movimento que facilmente se obtém com os aparelhos removíveis.

Inclinação controlada ou versão coronária

O dente roda em torno de um Centro de Rotação no ápice radicular, o dente inclina num único sentido, com amplitude de movimento crescente na direcção coronal (Fig. 8).

Inclinação radicular ou versão radicular

Movimento com o Centro de Rotação localizado no extremo mais oclusal ou incisal do dente. Verifica-se grande deslocamento radicular do dente e pouco deslocamento coronal (Fig. 8).

Translação

A translação de um dente ocorre quando o Centro de Rotação se localiza no infinito. Neste caso verifica-se movimento dentário em corpo (Fig. 8).

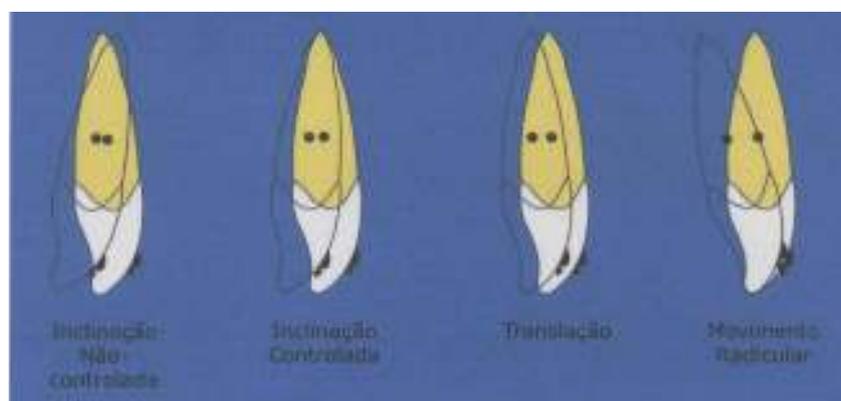


Figura 8. Tipos de movimento (adaptado de Sakima⁶¹)



Rotação pura

Ocorre quando o Crot e Cres coincidem. O movimento é feito sobre eles.

Intrusão ou extrusão

O movimento ocorre na direção do longo eixo do dente, o Crot está no infinito. Este é um movimento de translação axial.

1.2.7 Sistema de forças

Um sistema de forças pode ser representado vectorialmente no ponto de aplicação ou por um sistema equivalente no Cres. Dois sistemas de forças são ditos equivalentes quando provocam os mesmos efeitos sobre o dente ⁸ (Fig. 9).

Existem três condições para o cálculo de dois sistemas equivalentes de força:

- 1- o somatório das forças no eixo x ser idêntico;
- 2- o somatório das forças no eixo y ser idêntico;
- 3- o somatório dos momentos em qualquer ponto ser idêntico.

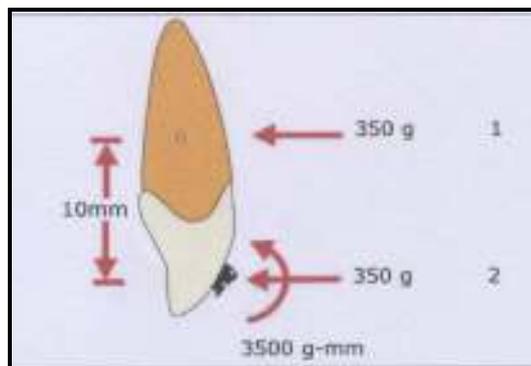


Figura 9. Sistemas equivalentes de força (adaptado de Sakima ⁶¹).

O estudo da mecânica envolvida na movimentação de dois dentes pelo uso de dispositivos mecânicos pode ser dividida em dois tipos ⁶¹⁻⁶³

1. sistema estatisticamente determinado;
2. sistema estatisticamente indeterminado.

1- O sistema estatisticamente determinado, consiste da aplicação de um binário – sistema de um binário - no *bracket* de um único dente, estabelecendo um sistema de forças em que é possível a previsão dos seus efeitos. Está presente no uso de dispositivos em que uma das extremidades é inserida no sulco do *bracket*, e a outra extremidade age em apenas um ponto de aplicação da força. O sistema não altera nem o sentido das forças nem os momentos, sob desactivação, apenas a intensidade dos mesmos. Podem facilmente ser desenhados e calculados sistemas de um binário aplicando as leis básicas de equilíbrio (Fig. 10).

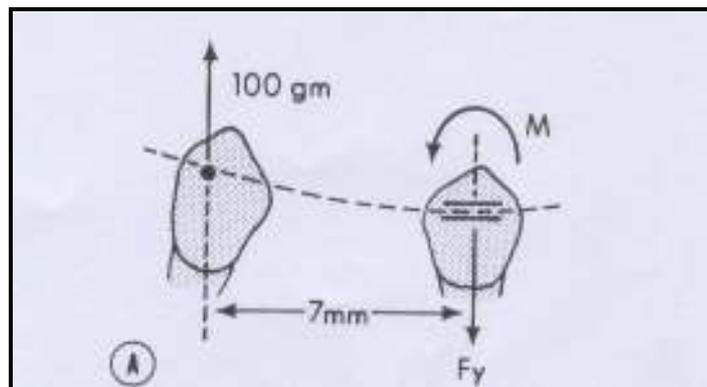


Figura 10. Sistema um binário (adaptado de Burstone e Koenig⁶⁴).

2- O sistema de forças estatisticamente indeterminado, verifica-se quando se utilizam dispositivos inseridos nos sulcos dos *brackets* nas suas duas extremidades – sistema dois binários (Fig. 11). O cálculo do sistema de forças é complexo, e durante a desactivação do aparelho podem ocorrer mudanças na intensidade e sentido das forças e momentos.

As forças e momentos, produzidas por um segmento de arame inserido em dois *brackets*, foram pela primeira vez descritos por Burstone e Koenig⁶⁴ em 1974. Para tal, utilizaram um programa informático baseado na teoria das pequenas deflexões. Uma das principais conclusões do trabalho foi a de que a intensidade relativa de momentos (a razão M_a/M_b) depende exclusivamente da razão da angulação de cada *bracket* (θ_A/θ_B) no eixo inter-*bracket* (Fig. 11).

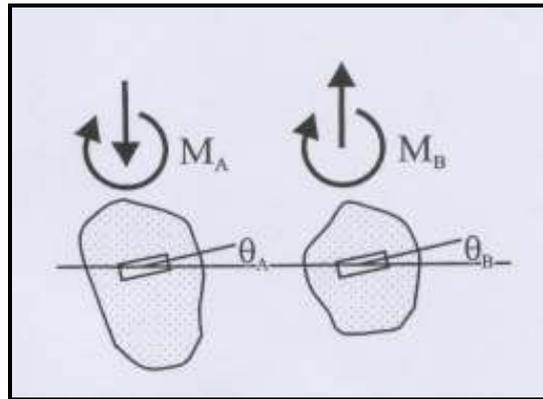


Figura 11. Sistema de forças em função da angulação θ do respectivo *bracket* relativamente ao eixo inter-*bracket* (adaptado de Halazonetis⁶⁵).

Esta conclusão permite a determinação da intensidade e direcção relativa da força e momento para qualquer segmento entre dois *brackets*, caracterizando a angulação entre os mesmos. Para um segmento de dois dentes, a razão θ_A/θ_B (por convenção $\theta_A < \theta_B$) pode assumir valores num intervalo de -1 a 1. Aos valores θ_A/θ_B : 1.0, 0.5, 0.0, -0.5, -0.75, -1, correspondem determinadas configurações dentárias que os autores denominaram de geometrias de Classe I, II, III, IV, V, VI respectivamente. O sistema de forças desenvolvido pelas seis geometrias é apresentado na tabela (Tabela 1). Os valores absolutos para as respectivas forças e momentos implicam o conhecimento da distância inter-*bracket* e propriedades do arame utilizado.

Classe	I	II	III	IV	V	VI
θ_A/θ_B	1,0	0,5	0	-0,5	-0,75	-1
M_a/M_b	1,0	0,8	0,5	0	-0,4	-1,0
Sistema de forças nos <i>brackets</i>						

Tabela 1. Sistema de forças por Classe (adaptado de Burstone⁶⁴)

As forças verticais (Tabela 1) são idênticas em cada Classe, no entanto o seu valor absoluto diminui com a diminuição de θ_A/θ_B .

O sistema de forças desenvolvido por um arco ideal (geometrias de Burstone) não pode ser utilizado directamente para calcular o movimento dentário, pois o sistema de forças equivalente no Cres pode diferir significativamente do sistema de forças no *bracket*^{65, 66}.

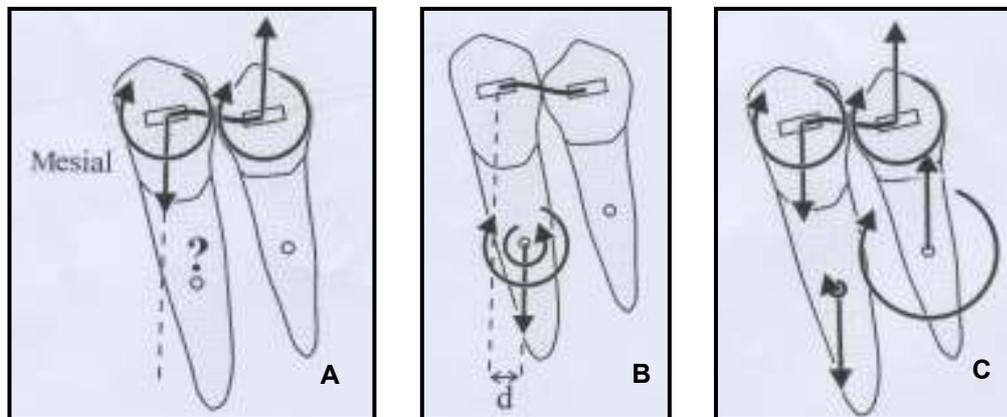


Figura 12. Cálculo do sistema de forças equivalente no Cres.

A, Geometria de Classe I. **B,** Cálculo do sistema de forças equivalente no Cres. **C,** Sistema de forças no *bracket* e no Cres. (adaptado de Halazonetis⁶⁵)

Factores como a distância inter-*bracket* curta, angulação acentuada, dimensão radicular aumentada e perda de suporte ósseo, acentuam a diferença⁶⁵.

O sistema de forças gerado por dobras em V, ou em degrau num fio entre dois *brackets* co-planares e alinhados, foi documentado por Burstone e Koenig⁶⁷ em 1988.

Uma dobra em V, posicionada simetricamente, gera binários iguais com sentidos opostos (Fig. 13A). Uma dobra assimetricamente posicionada, resulta em varias combinações de momentos e forças. Deslocando a dobra, verifica-se um aumento do momento no *bracket* mais próximo da mesma e uma diminuição no *bracket* mais distante (Fig. 13B). Para se verificar a condição de equilíbrio, a soma dos momentos tem de ser zero, o que implica a existência de forças verticais. Quando a dobra se localiza a um terço da distância inter-*bracket*, só se gera momento no *bracket* próximo à dobra (Fig. 13C). Se a localização da dobra ao *bracket* mais próximo é menor que um terço da distância inter-*bracket*, o sistema de forças resulta em momentos em ambos os *brackets* com o mesmo sentido, sendo



maior o mais próximo à dobra (Fig. 13 D). A dobra em degrau gera momentos iguais em intensidade e sentido (Fig. 13E).

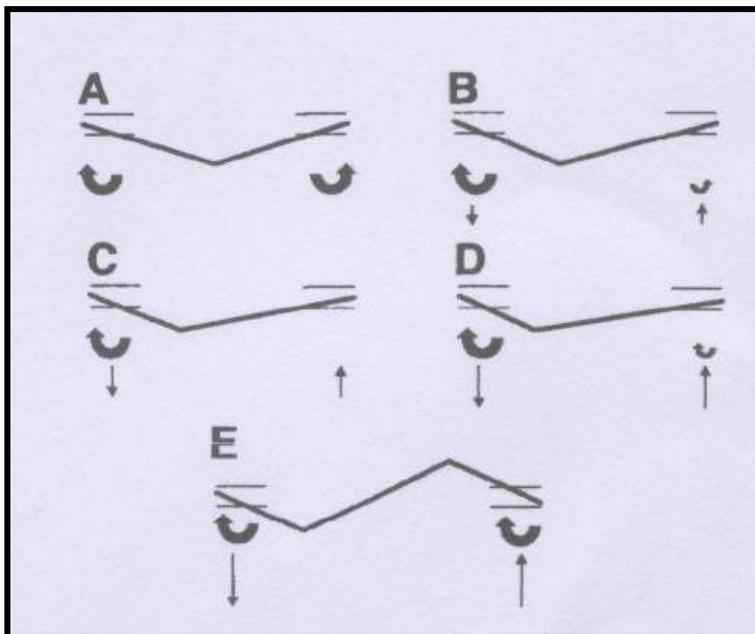


Figura 13. Sistema de forças no *bracket* em função das dobras (adaptado de Lindauer⁶³)

1.2.8 Proporção M/F

Normalmente na activação de um aparelho a linha de acção da força intersecta o *bracket*, assim, se a distância entre este e o Cres é igual a d , desenvolve-se um momento da força ($M = F \times d$). Quando se pretende um movimento de translação, a mola utilizada no fecho do espaço deverá gerar um binário com uma intensidade igual e oposta à do momento da força. A proporção M/F de uma mola de fecho de espaço para um movimento de translação deve ser igual a d , equivalente à distância entre o *bracket* e o Cres⁶⁸.

A proporção momento/força calculada no *bracket*, equivale à distância ao *bracket* necessária para que aplicando unicamente a mesma força se verifique o mesmo movimento (mesmo Crot)²¹.

Fortin⁶⁹, estudou a relação entre a proporção M/F e o movimento radicular ou de translação, em experiências com animais. Caputo et al.²⁰ e Baeten²², através da técnica foto-elástica, relacionaram a combinação entre diferentes ângulos de pré-

activação de molas com a intensidade da força, no desenvolvimento da proporção M/F necessária para movimento em corpo. Estes estudos, evidenciaram a necessidade de controlo da força e binário no desenvolvimento de determinado Crot, mas não quantificaram a proporção M/F necessária.

Burstone e Pryputniewicz ²², com recurso a um modelo experimental e holografia laser, aplicaram uma mesma força variando os pontos de aplicação (no sentido ocluso-apical) para determinação dos vários Crot produzidos. Qualquer uma das forças podia ser substituída por um sistema de forças equivalente (força e momento) no *bracket*. Os dados do estudo foram apresentados como função da proporção M/F no *bracket*, pelo seu significado clínico.

Smith e Burstone ⁷, ilustraram graficamente (Fig.14) de acordo com os resultados aproximados de Burstone e Pryputniewicz ²², a relação entre proporção M/F no *bracket* e a distância do Crot ao Cres. No modelo em causa a distância entre o Cres e o *bracket* foi de 10 mm.

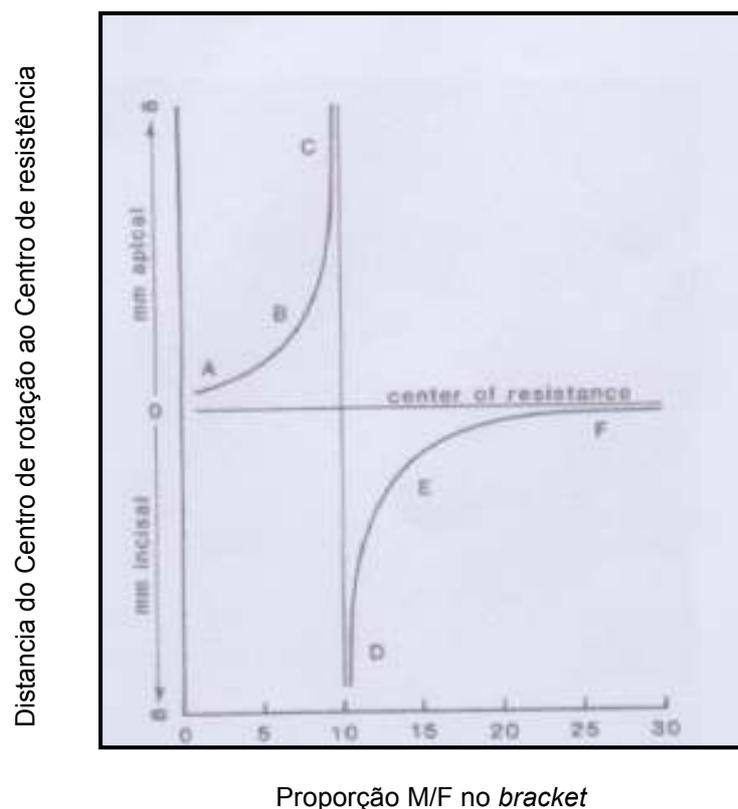


Figura 14. Gráfico da proporção M/F no *bracket* e a distancia do Crot. ao Cres. (adaptado de Smith e Burstone ⁸)



Quando uma força única é aplicada no *bracket* ($M/F = 0$), o Crot desloca-se ligeiramente para apical do Cres (ponto A, Fig. 14). O movimento resultante é a inclinação descontrolada.

Com o aumento do binário (o momento do binário se opõe ao efeito do momento da força), o Crot move-se mais para apical (ponto B, Fig. 14). O movimento resultante é a inclinação controlada.

Quando a proporção M/F se aproxima $10/1$, o Crot tende para o infinito, o que resulta num movimento de translação (ponto C, Fig. 14)

Quando a proporção M/F ultrapassa $10/1$, o momento no Cres altera a direcção, o momento do binário é maior que o da força. O Crot torna-se incisal ao Cres, e tende para o infinito (ponto D, Fig. 14). Quando a proporção M/F oscila entre 12 e 13, o Crot localiza-se no bordo incisal (ponto E, movimento de raiz). No caso da proporção M/F ultrapassar 20, o Crot está incisal mas muito próximo do Cres (ponto F, Fig. 14), aproximando-se do movimento de rotação pura.

A proporção M/F pode ser definida em qualquer ponto arbitrário do dente ou fora dele, porém, a proporção M/F no *bracket* apresenta maior significado clínico. Com as leis da equivalência torna-se fácil calcular a proporção M/F para outro ponto de aplicação.

Tanne et al.⁵¹, calcularam a proporção M/F no centro da coroa clínica para um incisivo central através da técnica de elementos finitos. Os autores compararam os seus resultados com os de outros estudos, comparando também a proporção M/F em diferentes pontos (Tabela 2).

Localização do Crot	Proporção M/F no <i>bracket</i> e no Cres. (em parêntesis)		
	(1)	(2)	(3)
Infinito	- 14.0	-9.90	-9.64 (0.0)
3 mm oclusal ao ápice	—	—	-7.25 (2.39)
Ápice	- 11.0	-7.10	-7.77 (1,87)
<i>Bracket</i>	—	-12.50	- 11.15 (-1.51)
Eixo incisal	- 16.0	-11.40	- 10.78 (-1.14)

Tabela 2 Proporção M/F e respectivo Centro de Rotação (adaptado de Tanne⁵¹)

(1) canino maxilar de NiKolai¹³(B12)

(2) incisivo central maxilar de Burstone e Pryputniewicz²²(bio16)

(3) incisivo central maxilar de Tanne et al.⁵¹ (Bio15)



Os diferentes valores tabelados para a proporção M/F e a respectiva localização do Crot demonstram que a proporção M/F está dependente da localização do Cres, e, por conseguinte, por todos os factores que influenciam o cálculo e localização deste.

Provavelmente o factor mais significativo, relativamente ao sistema de forças gerado pelas molas de fechamento de espaço e o movimento dentário, é a proporção M/F. Para uma mesma magnitude de força, os movimentos de inclinação, translação e movimento de raiz podem ser realizados através da incorporação de um momento apropriado, associado à aplicação da força. Portanto, é a proporção entre o momento gerado e a força aplicada que determina o tipo de movimento dentário, e não as suas magnitudes absolutas³⁹.

Baseado nas dimensões médias dos dentes e inclinações do plano oclusal, Siatkowski⁷⁰ calculou os valores da distância *bracket* – centro de resistência e proporção M/F para o movimento de translação no caso de um dente ou grupo de dentes. Os valores relativos à proporção M/F variaram entre os 7,1 a 10,2 mm para dentes únicos e os 8,0 a 9,1 mm para grupo de dentes.

1.3 Características das molas

O ponto de partida para o desenho de qualquer aparelho ortodôntico é a concordância com determinadas premissas sobre a natureza de um sistema de forças óptimas para o movimento dentário³.

Um sistema de forças óptimo é aquele que:

- controla o Crot durante o movimento;
- produz níveis de força óptimos para o ligamento periodontal;
- mantém níveis de força e momento relativamente constante durante o movimento.

Burstone et al.^{6, 71}, consideraram três características essenciais no desenho e utilização de molas em ortodontia.

- proporção C/D;
- proporção M/F;
- carga máxima (sem provocar deformação permanente).



1.3.1 Factores de influência

No desenho de uma mola são vários os factores que influenciam as suas características mecânicas.^{3,32,33,62,71,72}

1.3.1.1 Propriedades mecânicas dos materiais

A natureza mecânica do arame utilizado pode alterar a proporção C/D e a carga máxima de uma mola.

O comportamento elástico de qualquer material é definido em termos da resposta tensão-deformação a uma carga externa. Tanto a tensão como a deformação se referem a um estado interno do material. A tensão é a distribuição interna de carga, definida como força por unidade de área. Por sua vez, deformação é a distorção interna produzida pela carga, definida como deflexão por unidade de comprimento.

A relação entre determinada força e a deflexão verificada é definida pela Lei de Hooke segundo a qual, dentro do limite de elasticidade, a deflexão é proporcional à carga, isto é, o quociente da força pela deflexão é uma constante. Esta constante é a proporção C/D e tem por unidades g/mm. Em determinadas situações a proporção C/D pode variar para determinada mola, particularmente quando se verificam grandes deflexões. Tal não é uma contradição à Lei de Hooke mas, reflecte as alterações na configuração geométrica da mola durante a carga.

A razão tensão/deformação denomina-se módulo de elasticidade (E). O módulo de elasticidade expressa a rigidez de um material e é a propriedade que determina a taxa de C/D de um aparelho ortodôntico.

A proporção C/D é directamente proporcional ao módulo de elasticidade (E).

$$C/D = KEI$$

A propriedade mecânica de uma liga que determina a carga máxima é o limite proporcional (S_p). Quanto maior S_p , maior a carga máxima de trabalho.



Um arame ortodôntico ideal, será aquele que permita uma carga elástica máxima e um baixo quociente carga-deflexão. As propriedades mecânicas que determinam estas características são o S_p e o E . A razão S_p/E determina a qualidade da liga: quanto mais alta seja a razão melhores serão as propriedades de elasticidade e recuperação do arame, isto é, maior a amplitude de activação.

1.3.1.2 Secção transversal do arame

A variação na proporção C/D , carga máxima e amplitude máxima que ocorre da alteração do calibre de um arame não é proporcional à mudança de dimensão ou área seccional. As variações são função da distribuição do material em torno do eixo neutro (Tabela 3).

	Carga/deflexão	Carga máxima	Amplitude de activação
Fio Redondo	d^4	d^3	$1/d$
Fio rectangular	bh^3	bh^2	$1/h$

Tabela 3 Variação da proporção C/D , carga e amplitude máxima relativamente à secção do arame. d - diâmetro h - altura b - largura (adaptado de burstone et al. ⁷¹)

1.3.1.3. Tipo de arame

Até 1930, os arames utilizados em ortodontia eram exclusivamente em ouro. O aço austenítico, introduzido em 1929, por possuir uma maior resistência mecânica, boa resistência a corrosão e custo inferior ao ouro, passou a ser a liga metálica preferida, apesar de uma maior rigidez. Mais tarde, surgiram ligas metálicas de cromo-cobalto, níquel-titânio (NiTi) e beta-titânio (TMA), com características desejadas para aplicação em ortodontia. Ocorreram ainda avanços no processo de fabrico de arames, como foi o caso dos trançados de aço. ⁷³

Até à introdução destes novos tipos de arames, o alinhamento e o nivelamento, durante o tratamento ortodôntico, dependiam apenas da alternância de arcos de aço progressivamente mais rígidos. Iniciava-se utilizando arames redondos



finos até se atingir os rectangulares de máxima dimensão. Como o controlo da rigidez dos arames dependia principalmente da secção transversal destes, Burstone⁷⁴ designou este princípio como “ortodontia de secção variável”.

Com as novas ligas metálicas, tornou-se possível a modificação e o controlo da rigidez dos arames através da variação das propriedades exibidas, nomeadamente o módulo de elasticidade (proporção C/D) - “ortodontia de módulo variável”. Através da comparação de diversos tipos de arames em relação ao aço, Burstone⁷⁴ registou que os de beta-titânio produziam apenas 40% de intensidade de força, os de níquel-titânio 26%, e os trançados abaixo de 20%. Para os arames de cromo-cobalto, as diferenças eram pouco significativas.

Ingram et al.⁷⁵ e Odegaard et al.⁷⁶ verificaram que mesmo para igual tipo de arame (liga e secção) foram registadas variações nas suas propriedades, entre diferentes fabricantes.

1.3.1.4 Distância inter-*bracket*

O aumento da distância inter-*bracket*:

- diminui a proporção C/D;
- permite maior amplitude de activação.

1.3.1.5 Quantidade de arame

O comprimento adicional de arame pode obter-se com a incorporação de molas, helicóides ou outro tipo de configuração. Com estes procedimentos diminui a proporção C/D e a carga elástica máxima pode ou não ser afectada.

1.3.1.6 Direcção da carga

As propriedades de elasticidade não dependem apenas da localização e intensidade da carga mas também da direcção da mesma. A carga elástica máxima de uma mola não é igual em todas as direcções. Ela será maior quando idêntica



direcção de flexão e torção sejam empregues na sua confecção. O fenómeno responsável por esta diferença é denominado efeito Bauschinger.

1.3.2 Geometria da mola

O sistema de forças desenvolvido por uma mola dependerá da conformação mecânica dada à mola – geometria. Burstone et al.⁵, Faulkner et al.⁷⁷ e Siatkowski^{78, 79} demonstraram a influência do desenho de uma mola sobre a proporção M/F e a proporção C/D. As principais conclusões foram:

- dimensão vertical da mola: o seu aumento resultou num acréscimo da proporção M/F. Molas mais altas desenvolveram momentos maiores e forças menores;
- comprimento horizontal (distância inter-*bracket*): com seu aumento a proporção M/F diminuiu;
- dimensão gengival ou apical: o aumento da quantidade de arame, colocado em apical da mola, resultou num aumento da razão M/F;
- posicionamento da mola: uma colocação equidistante aos dois *brackets* resultou numa proporção M/F idêntica nas duas extremidades. A não centralização provocou desenvolvimento de momentos diferentes;
- adição de hélices: diminuiu a proporção carga deflexão, mas não teve influência significativa na proporção M/F;
- angulação das hastes (pré-activação) alterou a proporção M/F, aumentando-a.

Raboud et al.⁸⁰, através do método de elementos finitos, além de confirmarem os resultados dos estudos de Burstone et al.⁵ e Faulkner et al.⁷⁷, determinaram o sistema de forças desenvolvido com a adição de pré-activações no plano oclusal (dobras de anti-rotação). Os autores verificaram que os efeitos no plano oclusal foram relativamente independentes do plano sagital. A proporção C/D não foi praticamente afectada pelas dobras anti-rotação, e a proporção M/F do plano sagital sofreu um aumento significativo somente em pequenas activações.



Katona et al.⁸¹, confirmaram através de um estudo experimental, com molas triangulares, que as dobras de pré-activação de primeira ordem (anti-rotação) e as dobras de segunda ordem (no plano sagital), produziam os efeitos desejados não interferindo nos respectivos valores da proporção M/F.

1.4 Geometria de molas: força, proporção C/D e proporção M/F

Os trabalhos presentes na literatura apresentam valores relativos à força e à proporção C/D desenvolvida por diferentes molas. A proporção M/F, devida à dificuldade técnica na mensuração do momento, não foi objecto de estudo em todos os trabalhos.

1.4.1 Geometria de molas: força e proporção C/D

Burstone et al.⁷¹, compararam os diferentes valores da proporção C/D e activação máxima dentro do limite elástico, em função da geometria da mola e arame utilizado. A mola de retracção anterior, referida pelos autores (Fig. 15), apresentou valores de proporção C/D e activação máxima de 11 g/mm e 20 mm respectivamente. Valores preferíveis, comparativamente aos referidos para a mola vertical (0.021 x 0.025 polegadas (0.021" x 0.025")); aço inoxidável (aço); 8 mm de dimensão vertical) com 630 g/mm e 1,5 mm. E a mola vertical (0.016" aço, 8 mm dimensão vertical) com 111 g/mm e 2,5 mm.

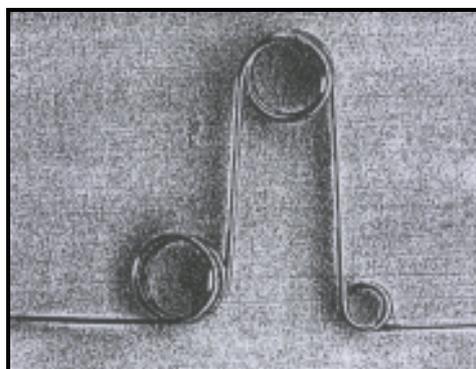


Figura 15. Mola de retracção anterior (adaptado de Burstone⁷¹).

No trabalho publicado em 1966, sobre a mecânica na técnica de arco segmentado, Burstone⁶ para a retracção canina, utilizou uma mola 0.010" x 0.020" em aço com 6 mm de dimensão vertical (Fig. 16) e proporção C/D de 25 g/mm.

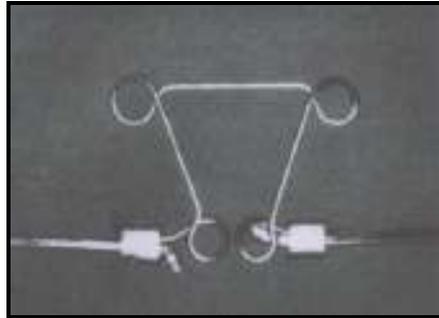


Figura 16. Mola de retracção anterior (adaptado de Burstone⁶).

Chaconas et al.⁸², relacionaram os efeitos da variação de secção do arame em cromo-cobalto, para diferentes molas e diferentes pré-activações (0°, 30°, 45° e 60°) na força de activação. Os autores concluíram que a força de activação aumenta com o aumento da secção, porem o ângulo de pré-activação teve diferentes efeitos em função do desenho da mola.

Ricketts^{36,83,84}, criador da técnica bioprogressiva, juntamente com colaboradores e impulsionadores da mesma, combinaram uma série de desenhos de molas com diferentes comprimentos de arame (0.016" x 0.016" cromo-cobalto) com o intuito de diminuir a proporção C/D. A mola com menor quantidade de arame utilizada na sua confecção (24 mm), referida pelos autores, desenvolveu uma proporção C/D de 120 g/mm. O aumento da quantidade de arame utilizada nos desenhos de molas resultou numa diminuição da proporção C/D, à mola com maior quantidade de arame (70 mm) correspondeu o menor valor de proporção C/D (50 g/mm).

Lane e Nikolay³⁴ compararam a proporção C/D e o limite de activação elástico de três molas, confeccionadas com fio de aço (TP®) 0.019" x 0.026" e 0.021" x 0.027" e aço (Uniteck®) 0.019" x 0.025" e 0.021" x 0.025". As molas com 8 mm de dimensão vertical em forma de lágrima, reversa de fecho simples e reversa de fecho com helicóide (Fig. 17), possuíam respectivamente 15, 18 e 25 mm de arame. O menor valor de proporção C/D foi de 288 g/mm para a mola reversa de



fecho com helicóide (0.019" x 0.026"), com maior quantidade de arame e activação elástica máxima de 2,4 mm.

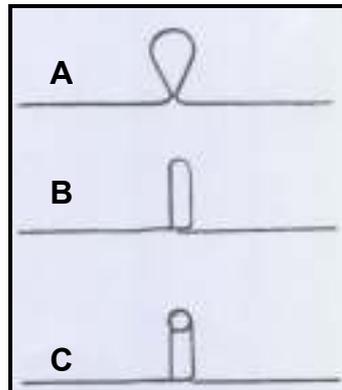


Figura 17. Desenho das molas (Adaptado de Lane e Nikolay³⁴)

- A – mola em forma de lágrima
- B - mola reversa de fecho simples
- C - mola reversa de fecho com helicóide

Ferreira⁸⁵, verificou experimentalmente os diferentes valores da proporção C/D da mola duplo delta (Fig. 16), em função do material (aço, cromo-cobalto e TMA) e da secção (0.016" x 0.016" até 0.019" x 0.025"). A proporção C/D oscilou entre o valor máximo de 275,9 g/mm, apresentado pela secção 0.019" x 0.025" em aço, e o valor mínimo de 84,9 g/mm para a secção 0.017" x 0.025" em TMA.

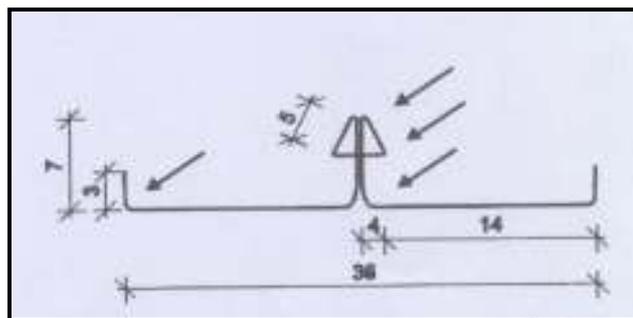


Figura 18. Mola duplo delta (adaptado de Ferreira⁸⁵)

1.4.2 Geometria de molas: força, proporção C/D e proporção M/F

Uma mola vertical com 6 mm de altura, 0.016" em aço para uma distância inter-*bracket* de 7 mm, foi a mola padrão no estudo de Burstone e Koenig⁵. A proporção C/D foi de 351g/mm, com um limite de activação elástica de 1,4 mm que

desenvolveu uma força de 485 g e um momento de 1060 gmm. Conseqüentemente, a proporção M/F foi de 2,9 mm. As várias alterações introduzidas (dimensão vertical, dimensão horizontal, diâmetro, posicionamento da mola na distância inter-*bracket*, adição de hélices, dobras de pré-ativação) nas dimensões da mola e condições foram testadas e comparadas.

Posteriormente Faulkner et al.⁷⁷, utilizando também como padrão a mola vertical com a mesma dimensão vertical, alterando a secção para 0.017" x 0.017" em aço e uma distância inter-*bracket* de 14 mm (Fig. 19), verificaram laboratorialmente uma amplitude máxima de trabalho de 1mm com uma força de 448 g. Após 0,5 mm de desactivação, a carga diminuiu aproximadamente 50% e a proporção M/F embora relativamente constante apresentou valores inferiores a 2 mm. Os autores confirmaram os resultados de Burstone e Koenig⁵, acrescentando ao estudo a variável tipo de material (aço e TMA), concluindo haver vantagem para o TMA.

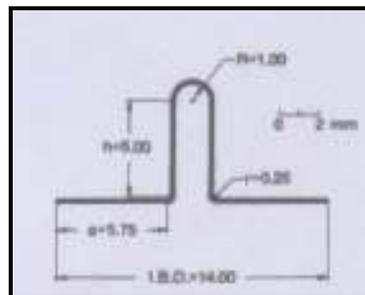


Figura 19. Mola vertical (adaptado de Faulkner et al. ⁷⁷).

A análise dos factores de geometria da mola, elaborada nos estudos anteriores^{5,77}, demonstraram que o aumento da dimensão vertical, diminuição da dimensão horizontal em oclusal e aumento da dimensão horizontal em gengival, eram factores significativos no aumento da proporção M/F. A partir destes resultados foi desenvolvida a mola em T. Posteriormente, outros autores sugeriram modificações na geometria da mola em T, ou criação de novas geometrias no intuito de otimizar as suas propriedades físicas e biomecânicas.



1.4.2.1. Estudos relativos à mola com geometria em T

Em 1982, Burstone⁸⁶ caracterizou o fechamento de espaço diferencial, de acordo com a ancoragem necessária, classificando-a em três grupos:

- grupo A (ancoragem máxima) – o fechamento de espaço efectua-se somente pela retracção dos dentes anteriores;
- grupo B (ancoragem moderada) – o fechamento de espaço pode ser realizado de maneira simétrica, ou seja, por retracção do segmento anterior (α) e mesialização do segmento posterior (β);
- grupo C (ancoragem mínima) – o fechamento de espaço verifica-se somente pela mesialização do segmento posterior.

A mola utilizada, respectiva activação e pré-activação, estava condicionada ao tipo de ancoragem.

No grupo A (ancoragem máxima), a mola ortodôntica preconizada foi a mola T composta (Fig. 20), confeccionada com um arame 0.018" em TMA no segmento anterior (α) soldado a um arame 0.017" x 0.025", também em TMA, no segmento posterior (β).

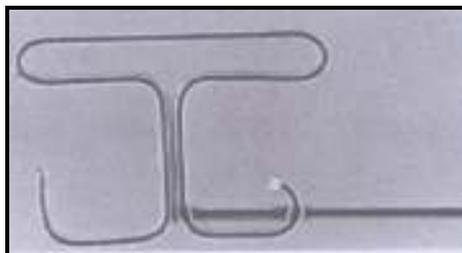


Figura 20. Mola T composta (adaptado de Burstone⁸⁶).

Com uma activação inicial de 6 mm, com as pré-activações definidas pelo autor, a mola gerou uma força horizontal em torno de 201g, desenvolvendo uma proporção M/F de 5,6 mm em α (movimento de inclinação controlada), e de 12,8 mm em β (movimento radicular). A alça T composta, apresentou uma proporção C/D de, aproximadamente, 33g/mm. Segundo o autor, após 3 mm de fechamento de espaço, com uma força de 100g e um M/F de 7 mm em α e 24 mm em β , a mola deveria então ser novamente reactivada.



No grupo do tipo B, o fechamento de espaço é realizado por translação do segmento anterior (α) e do segmento posterior (β). O dispositivo ortodôntico utilizado foi uma mola T 0.017 x 0.025 em TMA com respectiva pré-activação, posicionada no centro da distância inter-*bracket*, criando uma geometria de V simétrico entre os tubos do segmento anterior (posicionado entre incisivo lateral e o canino) e o do segmento posterior (tubo auxiliar do 1º molar).

Para uma activação inicial de 7 mm, a mola gerou uma força horizontal de 333 g e uma proporção M/F de 7 mm, que se traduziu num movimento de inclinação controlada para ambos os extremos α e β . Com o início do fechamento de espaço, ocorreu uma desactivação gradual da mola, levando a uma diminuição da força e um aumento na proporção M/F. A mola não deveria ser reactivada até que a inclinação axial esteja correcta. Normalmente, isto significou que uma nova reactivação não foi necessária antes de se verificar um fechamento de espaço de aproximadamente 3 mm (activação final nos 4 mm com M/F = 10,9).

No caso do fechamento de espaço para o grupo C, também foi utilizada a mola em T de TMA 0.017 x 0.025, deslocada em direcção ao segmento β , enquanto que dobras de pré-activação, progressivamente maiores, foram realizadas em direcção ao segmento α . Nos 4 mm de activação inicial propostos pelo autor, a força horizontal foi de 309 g e a proporção M/F em α foi de 8 mm e 4,4 mm em β , com uma desactivação de 2 mm a força horizontal diminuiu para 150 g e a proporção M/F apresentou valores de 16,6 mm em α e 5,3 mm em β .

Manhartsberger et al.⁸⁷, realizaram um estudo comparativo da mola T, com as dimensões propostas por Burstone⁸⁶ (Fig. 21A), comparando duas secções transversais de arame: 0.017" x 0.025" e 0.016" x 0.022" em TMA; e dois métodos diferentes de pré-activação: dobras secas (Fig. 21B) e curvatura gradual (Fig. 21C).

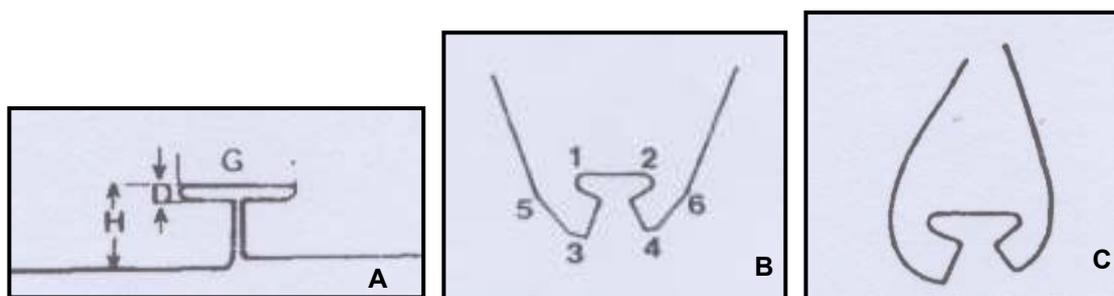


Figura 21. Mola T (adaptado de Manhartsberger et al.⁸⁷)
A Dimensões da mola T H = 7 mm, D = 2 mm, G = 10 mm
B Pré-activação com dobras secas
C Pré-activação com curvatura gradual

Para uma distância *inter-bracket* de 28 mm e a mola centrada, a comparação do sistema de forças desenvolvido pelas molas 0.017" x 0.025" e 0.016" x 0.022" com dobras secas para 7 mm de activação, mostrou uma diminuição da força horizontal de 360 g para 224 g e do momento de 1926 gmm para 1457 gmm. A proporção M/F não foi afectada pela alteração da secção, com valores na ordem dos 5,4 mm e 5,9 mm respectivamente.

Na pré-activação com curvatura gradual, a força verificada pelas molas 0.017" x 0.025" e 0.016" x 0.022" foi de 346 g e 243 g, um momento de 2605 gmm e 1835 gmm, enquanto a proporção M/F foi equivalente a 7,5 mm.

Os resultados demonstraram que a intensidade da força pode ser diminuída pela redução da secção do fio enquanto a proporção M/F aumenta com o aumento da angulação de pré-activação.

Marcotte⁴⁴, preconizou diferentes pré-activações e posicionamentos da mola T 0.017" x 0.025" em TMA, para o fechamento de espaços de acordo com os grupos de ancoragem. Em situações de ancoragem máxima (grupo A), recomendou a utilização da alça deslocada em direcção ao segmento anterior e uma dobra de pré-activação de 45°, realizada próxima ao tubo auxiliar do molar (Fig. 22).

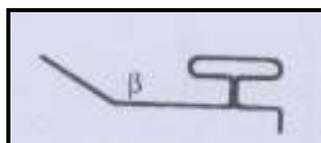


Figura 22. Mola T pré-activada para ancoragem do Tipo A (adaptado de Marcotte⁴⁴)

Com ancoragem moderada (grupo B), propôs a centralização da mola T, na distância inter-*bracket*, pré-activada com seis dobras, originando um ângulo de pré-activação de aproximadamente 190° a 200° nas extremidades α e β (Fig. 23). Após a activação teste (simulação da colocação e activação da mola) aproximadamente 180° de activação devem ser conservados.

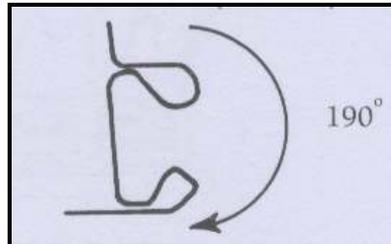


Figura 23. Mola T pré-activada para ancoragem do Tipo B (adaptado de Marcotte⁴⁴)

No caso de ancoragem mínima (grupo C), a mola é deslocada em direcção ao segmento posterior e, uma dobra de pré-activação, com a mesma amplitude que a efectuada no grupo A, é realizada no segmento anterior.

Souza et al.⁸⁸, descreveram o sistema de forças desenvolvido pela mola T 0,017 x 0,025 TMA com dimensões iguais aos estudos anteriores. A distância inter-*bracket* foi de 23 mm com a mola centralizada e inserção de uma pré-activação de 160° .

Os valores médios da força horizontal registados na desactivação variaram entre os 253,6 g para 5mm de activação inicial e 44,3 g para 1 mm de activação final. A proporção C/D oscilou entre 44,2 g/mm a 50,8 g/mm.

Na activação inicial o valor da proporção M/F foi de 7,6 mm. Após 2 mm de desactivação atingiu 11,6 mm e durante a restante desactivação aumentou até aos 34,6 mm.

Hoeningl et al.⁸⁹, estudaram o sistema de forças da mola T 0.017" x 0.025" em TMA com a dimensão vertical de 8,5 mm e um acréscimo de 1,5 mm relativamente à dimensão preconizada por Burstone^{86, 90}, dobras de pré-activação com curvatura gradual, para uma situação de ancoragem do grupo B (mola centrada) e activação inicial de 7 mm. A distância inter-*bracket*, variável do estudo, foi de 21, 24, 27 e 30 mm.



Para as quatro distâncias inter-*bracket* na activação inicial a força horizontal média variou entre os 230 e 256 g. Valores inferiores aos aproximados 350 g desenvolvidos pela mola com 7 mm de dimensão vertical, referidos em estudos anteriores^{86, 87}. Com 3 mm de desactivação, os valores registaram-se entre os 110 e 138 g. A proporção M/F, na activação inicial, foi de 7,5 a 8 mm. Após 3 mm de desactivação, o valor aumentou para o intervalo de 11,5 a 13,2 mm. O aumento da dimensão vertical da mola resultou num acréscimo da proporção M/F. O aumento, no entanto, foi inferior à diferença de altura entre as molas.

Chen et al.⁹¹, estudaram o comportamento mecânico da mola T 0.016" x 0.022" em aço, com um posicionamento central para uma distância inter-*bracket* de 10 mm. Foram combinadas as hipóteses de 6 ou 7 mm de dimensão vertical com 6, 7 e 8 mm para a dimensão horizontal apical, testando as molas com e sem pré-activação de 30° com respectivo tratamento térmico para activações até 3 mm.

Segundo os autores o aumento da dimensão vertical e horizontal reduzem a proporção M/F, contrariamente ao postulado por Burstone et al⁵, Siatkowski^{78, 79} e Hoenigl e col.⁸⁹.

Kuhlberg e Burstone⁹², avaliaram os possíveis efeitos do posicionamento da mola no sistema de forças (força horizontal, momento e força vertical em α e β). Utilizaram a mola T 0.017" x 0.025" em TMA (Fig. 24A), com dobras de pré-activação em curvatura gradual (Fig. 24B) para uma distância inter-*bracket* de 23 mm.

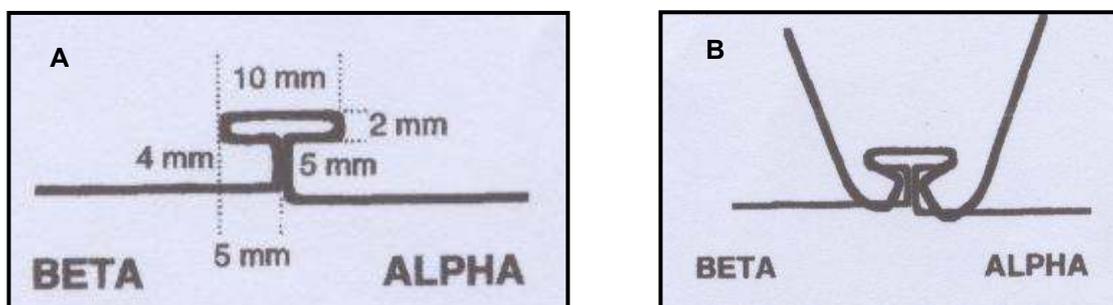


Figura 24. A Dimensões da mola T B Mola T com dobras de pré-activação (adaptado de Kuhlberg e Burstone⁹²)

Os autores concluíram que os componentes do sistema de forças eram influenciados tanto pela activação horizontal, quanto pelo posicionamento da mola. Numa posição central registaram-se momentos iguais e opostos, sem forças verticais significativas. Para uma activação inicial de 6 mm, observaram-se momentos na ordem das 2100 g/mm. Com 0 mm de activação registaram-se momentos de 1200 g/mm. Relativamente à força horizontal, na activação inicial (6 mm) os valores foram de 344 g, com uma proporção C/D de 60 g/mm.

A descentralização da mola, gerou forças verticais e momentos diferenciais entre os segmentos α e β , aumentando o momento significativamente no segmento do lado para o qual a mola foi deslocada, ocorrendo uma diminuição no segmento oposto.

Bouraouel et al.⁹³, estudaram as propriedades mecânicas de uma mola T modificada 0.016" x 0.022" em NiTi, para retracção canina com 10 mm de dimensão vertical e 10 mm de dimensão horizontal apical, soldada a fios de aço 0.017" x 0.025". A utilização de NiTi resultou numa diminuição da proporção C/D que oscilou entre 6,1 e 15,2 g/mm (em função do fabricante do fio), enquanto a proporção M/F variou entre 6,5 a 7 mm.

Viecilli⁹⁴, com recurso a uma simulação desenvolvida com o programa LOOP (dHall Orthodontic Software[®], Athens, Greece), estudou o sistema de forças desenvolvido por uma mola no fechamento de espaço. A mola em causa foi a mola T 0.017" x 0.025" em TMA, com 8 mm de dimensão vertical e com uma dimensão horizontal gengival aumentada em 6 mm, relativamente aos habituais 10 mm utilizados (Fig. 25).

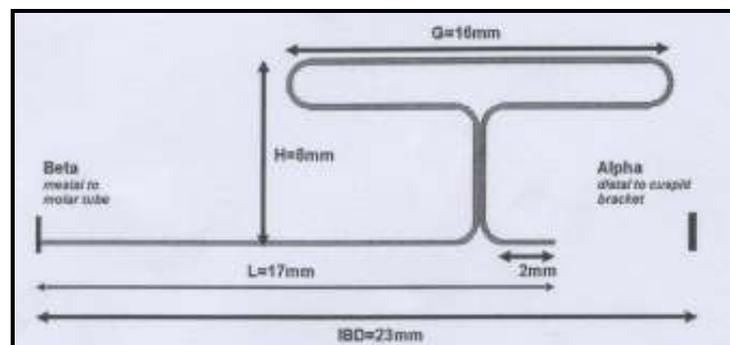


Figura 25. Mola T (adaptado de Viecilli⁹⁴)



Pré-activando a mola em β (Fig. 26) para uma activação inicial de 7mm até 0 mm finais, o sistema de forças desenvolveu uma proporção M/F em α , com 6,3 mm iniciais e 8,6 mm finais. Uma proporção M/F em β de 8,7 mm até 11,6 mm e uma força horizontal inicial de 286,9 com diminuição até 167,7g.

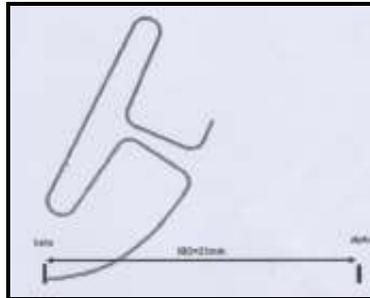


Figura 26. Mola pré-activada (adaptado de Viecilli⁹⁴)

1.4.2.2 Estudos de molas sem geometria em T

Poul Gjessing³⁵, desenvolveu uma mola seccional para retracção canina 0,016" x 0,022" em aço, denominada mola de retracção PG. O desenho da mola compreende um duplo ovóide estendido para gengival e uma hélice única em oclusal (Fig. 27). Para uma activação inicial de 160 g (determinada por 1 mm de separação do duplo ovóide), passadas 4 semanas, verificou-se um movimento dentário de 1,5 mm, com diminuição da força para 93 g, o que significou uma proporção C/D de 45 g/mm. Relativamente à proporção M/F, esta oscilou entre 10 mm iniciais e os 12,5 mm finais.

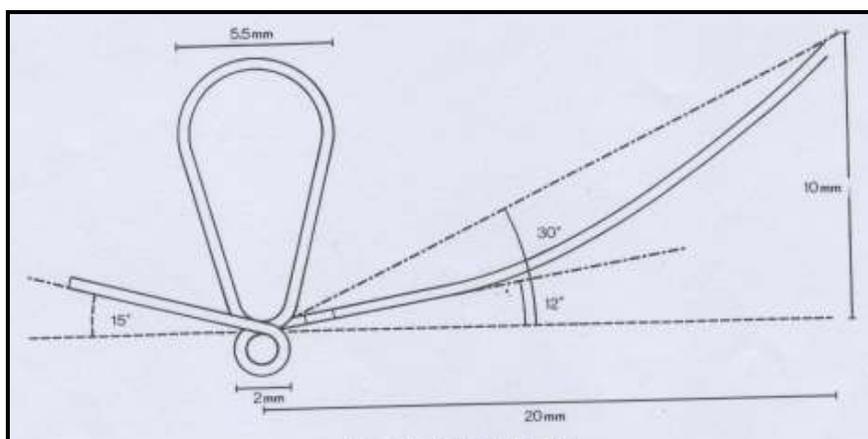


Figura 27. Mola PG (adaptado de Poul Gjessing³⁷).

Em estudos posteriores^{37, 95} Poul Gjessing ampliou a aplicabilidade clínica da mola, com a sua utilização na retracção incisiva, preconizando uma activação inicial de 100 g. Em média 1,2 mm de fecho de espaço completaram-se em 4 a 5 semanas, verificando-se uma diminuição da força para 30 g. A proporção M/F oscilou entre os 8-9 mm iniciais e 10-11 mm finais.

Ferreira et al.⁹⁶, testaram analítica e experimentalmente uma nova mola de retracção por eles desenvolvida (Fig. 28). A amostra formada por 36 molas em TMA foi dividida em três grupos: um grupo com a mola posicionada a 3 mm de alfa; outro a 3 mm de beta; e por fim centralizada. Cada grupo apresentava 12 molas com diferentes ângulos entre as extremidades da mola (120° e 130°) e diferentes secções ($0.016'' \times 0.022''$ e $0.017'' \times 0.025''$).

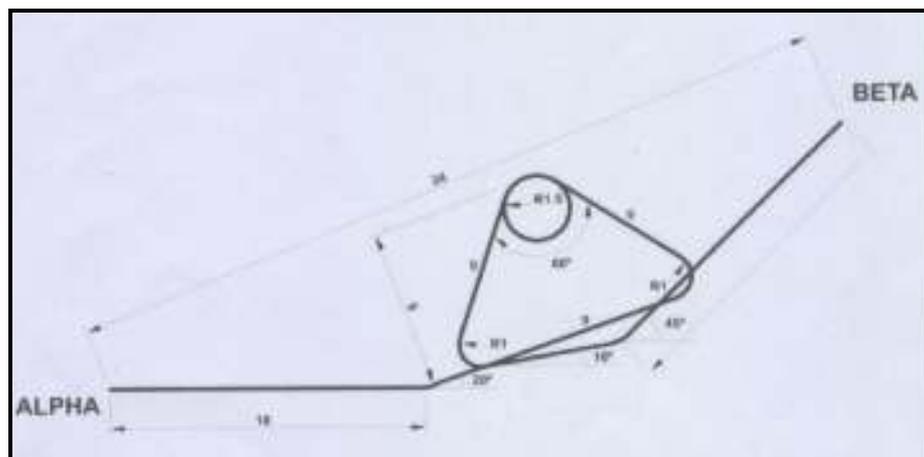


Figura 28. Mola de retracção (adaptado de Ferreira⁹⁶)

As médias das forças horizontais registadas, oscilaram entre os 34 g e os 230 g, para 1 mm e 6 mm de activação respectivamente. A proporção C/D oscilou entre os 33,1 g/mm e os 43,9 g/mm. A angulação de 130° foi superior à de 120° , uma vez que a variação da proporção M/F foi menos brusca. Em relação à posição da mola, a mais favorável foi o posicionamento da mesma a 3 mm de α .

A mola 0.017×0.025 , posicionada em α com 130° , registou uma proporção M/F compatível com translação (M/F= 10,6) aos 3 mm de activação; compatível com inclinação descontrolada (M/F= 6,3) aos 6 mm de activação. Entre os 2 e 4 mm de activação registaram-se valores de proporção M/F de 16 e 8 mm respectivamente.



A mola 0.016 x 0.022, posicionada em α com 130° , apresentou 7,7 mm de proporção M/F aos 4 mm de activação, e 8,2 mm aos 3 mm de activação. Aos 2 mm de activação a proporção M/F atingia os 14,4 mm e com 5 mm de activação o valor registado era 5,2 mm.

Siatkowski^{78, 79}, apresentou um arco de fecho de espaço com uma nova mola denominada mola “Opus loop” (Fig 29). A sua geometria foi optimizada com o recurso a um modelo de elementos finitos e posteriormente testada.

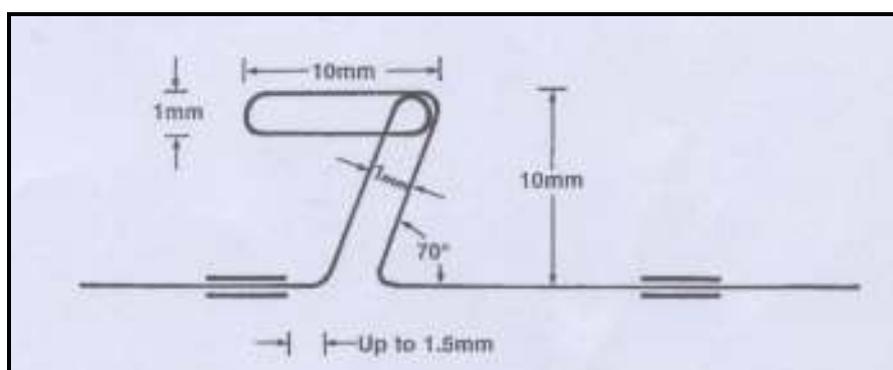


Figura 29. Mola Opus Loop (adaptado de Siatkowski⁷⁹).

Segundo os testes, para uma distância inter-*bracket* de 13 mm, com a mola deslocada anteriormente a 1,5 mm de α , esta desenvolve uma proporção M/F de 8 a 9,1 mm sem necessidade de pré-activações. O autor determinou as activações necessárias para determinada força, em função de três arames utilizados (tabela 4), realçando a facilidade de tal quantificação pela não existência de pré-activações.

Força (gm)	Activação (mm)		
	0,016" x 0,022" aço	0,018" x 0,025" aço	0,017" x 0,025" TMA
50	0,8	0,5	1,8
100	1,6	1,0	3,1
150	2,4	1,5	4,4
200	3,1	2,0	5,6
250	3,8	2,5	7,0

Tabela 4. activação/força em função do arame (mola Opus Loop) (adaptado de Siatkowski⁷⁹)

1.4.2.3 Dobras de pré-activação

A realização de dobras de pré-activação, de maneira geral proporciona um aumento da força horizontal desenvolvida pelas molas. Vários trabalhos^{5, 44, 78, 79, 97-99} sublinharam que a posição neutra de uma mola é alterada com a incorporação de dobras de pré-activação. A posição neutra pode ser definida como a separação horizontal das hastes verticais da mola, sem introdução de força horizontal na colocação (ou simulação) da mesma nos *brackets* (sistema de suporte).

A simulação da colocação e activação da mola, isto é, a realização de uma activação teste, permite verificar a geometria da mola na posição neutra.^{44,97}

Molas pré-activadas, após serem inseridas nos *brackets*, podem apresentar certas deformações inerentes à realização de dobras de pré-activação e assim propiciarem o surgimento de forças residuais prévias à sua activação, dificultando a obtenção de um estado de activação neutro relativamente à força horizontal⁷⁹.

Garcia e Braun⁹⁹, utilizaram como padrão a mola vertical 0,017" x 0,025" em TMA, com 6,16 mm de dimensão vertical, 1,33 mm para a distância entre hastes verticais e 15,61 mm de distância inter-*bracket*. Os autores estudaram as forças horizontais e momentos desenvolvidos consequentes à inserção de diferentes pré-activações (0°, 5°, 10°, 15°, 20°) e da sua localização em oclusal ou gengival.

Com pré-activação oclusal (Fig. 30), no momento da colocação da mola em posição neutra, observa-se um entrecruzar das hastes verticais (Fig. 31). A diminuição da dimensão horizontal da mola relativamente à distância inter-*bracket* resulta no desenvolvimento de força horizontal.

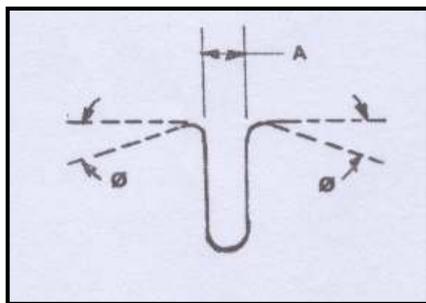


Figura 30. Pré-activação oclusal (adaptado de Garcia e Braun⁹⁹)

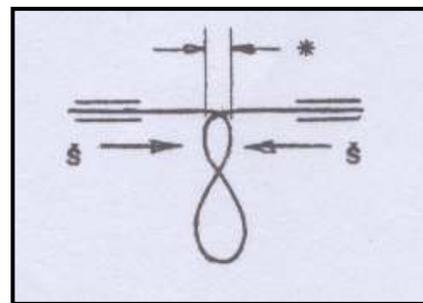


Figura 31. Mola em posição neutra (adaptado de Garcia e Braun⁹⁹)



Na pré-activação gengival, a força horizontal tem sentido contrário à registada na pré-activação oclusal, devido ao aumento da dimensão horizontal consequente da pré-activação. (Fig. 32 e 33).

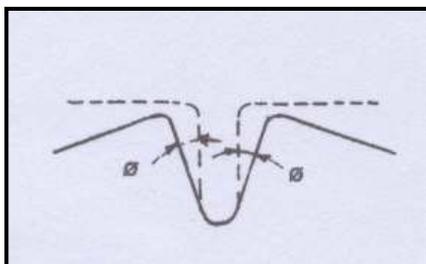


Figura 32. Pré-activação gengival (adaptado de Garcia e Braun ⁹⁹)

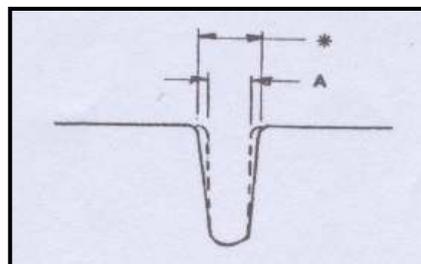


Figura 33. Mola em posição neutra (adaptado de Garcia e Braun ⁹⁹)

A obtenção de um momento, sem a presença de força horizontal, implicara uma distribuição ocluso-gengival da pré-activação. Na situação da mola em estudo, os autores apresentaram como solução uma distribuição da pré-activação com 10° em oclusal e 4° em gengival.

Shimizu et al.¹⁰⁰, testaram a mola Bull modificada (Fig. 34) para as secções 0.017" x 0.025", 0.018" x 0.025", 0.019" x 0.025" e 0.021" x 0.025" aço, com 0°, 20°, 30° e 40° de pré-activação, para uma distância inter-*bracket* de 23 mm e activações até 2 mm.

Os valores da proporção C/D encontrados, oscilaram entre os 370 g/mm registados na secção 0.017" x 0.025" sem pré-activação e os 1672 g/mm para 0.021" x 0.025" com 40° de pré-activação. Relativamente à proporção M/F o valor mais elevado foi o de 3,3 mm para o arco 0.017" x 0.025" com 30° e 0,5 mm de activação.

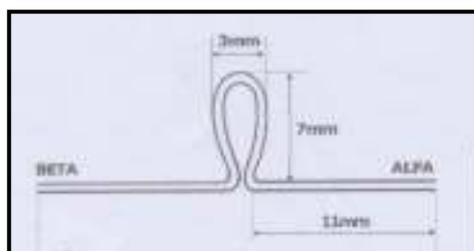


Figura 34. Mola Bull modificada (adaptado de Shimizu ¹⁰⁰).

Shimizu et al.¹⁰¹, testaram a mola T com 7mm de altura, 10 mm de comprimento horizontal em apical, com a haste vertical de 5 mm e a porção apical de 2mm. A distância inter-*bracket* foi de 23 mm com a mola em posição central. O material utilizado foi o aço, com as secções transversais 0.017" x 0.025", 0.018" x 0.025", 0,019" x 0.025" e 0.021" x 0.025".

As molas foram pré-activadas de 0°, 20°, 30° e 40°. Para a pré-activação de 20°, foram inseridas pré-activações de 10° nas dobras 1 e 2; para a de 30°, foram inseridas pré-activações de 10° nas dobras 1 e 2 e 5° nas dobras 5 e 6; e para a activação de 40°, foram inseridas pré-activações de 10° nas dobras 1 e 2 e mais 10° nas dobras 5 e 6 (Fig 35). Os valores da força horizontal e momento foram registados a cada iteração de 0,5 mm até a activação máxima de 4 mm.

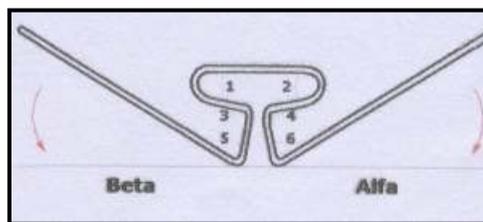


Figura 35. Mola T pré-activada (adaptado de Shimizu et al.¹⁰⁰).

Os valores de força horizontal oscilaram entre as 77 g da mola 0.017" x 0.025" com 30° de pré-activação e 0,5 mm de activação e as 1231 g da mola 0.021" x 0.025" com 30° de pré-activação e 4 mm de activação.

O arame que apresentou o melhor desempenho, no que se refere à proporção M/F, foi o arame 0,017" x 0,025" com um valor máximo de 16mm (0,5 mm de activação e 40° de pré-activação) e um mínimo de 2,4 mm.

Através de um ensaio mecânico, Thiesen et al.³⁹, determinaram as características mecânicas de molas T (8 mm de altura, 3 mm de diâmetro externo, com as hastes verticais em contacto) (Fig. 36) e T com helicóides (Fig. 37). As variáveis analisadas foram a liga metálica (aço e TMA), as dobras de pré-activação (0° e 40° para o aço) / 180° para o TMA) e a secção transversal do arame (0.017" x 0.025" e 0.019" x 0.025").

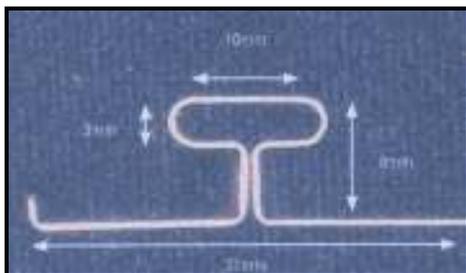


Figura 36. Mola T
(adaptado de Thiesen ³⁹).

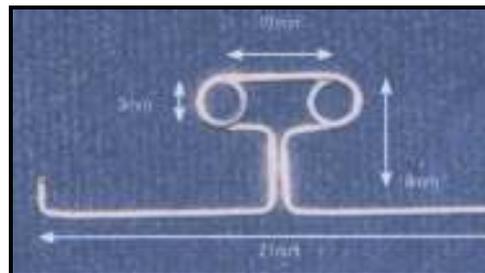


Figura 37. Mola T com helicóides

De maneira geral, as molas T com helicóides produziram menores magnitudes de força horizontal do que as molas T.

Relativamente à proporção M/F , na presença de dobras de pré-activação, as molas apresentaram valores de inclinação descontrolada ($M/F < 8/1$), inclinação controlada ($M/F = 8/1$), translação ($M/F = 10/1$), e correcção radicular ($M/F > 12/1$). Na ausência de dobras de pré-activação, todas as molas permitiram somente a ocorrência de inclinação descontrolada quando activadas.

A adição de helicóides no desenho das molas, ocasionou desempenhos mecânicos diferentes para cada configuração. Nas configurações em TMA, a adição dos helicóides ocasionou uma diminuição da proporção M/F , verificando-se um efeito contrário nas configurações em aço.

1.5 Objectivos do trabalho

Na literatura, são vários os trabalhos ^{5, 6, 34, 36,44, 77, 83-101} clínicos e experimentais que apresentam as características mecânicas de diferentes molas. No entanto, a comparação entre as molas utilizadas nos diferentes estudos torna-se difícil, ou mesmo impossível, devido às suas diferenças nas geometrias (forma, altura, largura), no material utilizado (liga metálica, secção e fabricante) e nos métodos utilizados (pré-activações, activações, distância inter-*bracket*, sistema de suporte e posicionamento).

A realização de dobras de pré-activação nas molas, constitui um método eficaz de promover melhorias no sistema de forças, aumentando os níveis de proporção M/F . A diferente distribuição das mesmas na configuração da mola, e o



posicionamento da mola na distância inter-*bracket* tem influência no sistema de forças.

O presente estudo tem como propósito analisar o comportamento mecânico (força horizontal (g), proporção M/F em α (mm) e proporção C/D (g/mm)) da mola em T e em L, para uma mesma dimensão vertical (7 mm), distância inter-*bracket* (13 mm), nas mesmas condições de posicionamento e sistema de suporte, procurando assim:

- descrever e comparar os sistemas de forças (força, proporção M/F e proporção C/D) produzidos pelas molas de diferentes geometrias (mola em T e L) a cada activação nas diferentes pré-activações e liga metálica;
- determinar entre que grupos existe efeito estatisticamente significativo na força e na proporção M/F;
- verificar se algum dos resultados permite eleger uma mola (tipo de mola, material, pré-activação e para que intervalo de activação) com um comportamento mecânico ideal: 150 g a 300 g para a Força e 7 mm a 11 mm para a proporção M/F.

2. MATERIAL E MÉTODOS

2.1. Amostra

A Amostra utilizada para este estudo foi constituída por 200 molas divididas em dois grupos, um correspondente ao desenho da mola em T (n=100) e outro ao desenho da mola em L (n=100).

As molas T foram construídas com 7 mm de altura, 10 mm de comprimento horizontal na sua porção gengival, sendo que a haste vertical apresentava 5 mm e a porção gengival 2 mm (Fig. 38).

As molas L foram construídas com 7 mm de altura, 7 mm de comprimento horizontal na sua porção gengival, a haste vertical apresentava 5 mm e a porção gengival 2 mm (Fig. 39).

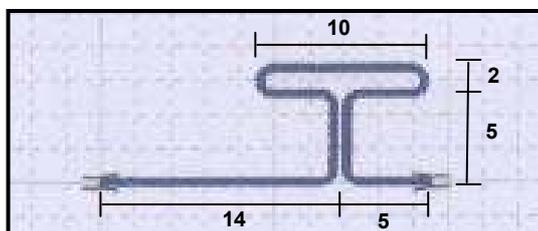


Figura 38. Mola T e respectivas dimensões (mm)

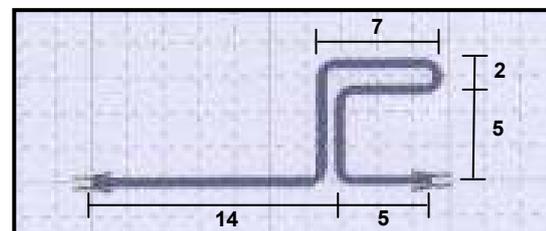


Figura 39. Mola L e respectivas Dimensões (mm)

O grupo das molas em T e o grupo das molas em L, formados por 100 molas cada, foram inicialmente divididos em dois subgrupos, de 50 para cada liga metálica. Estes foram subdivididos em 5 subgrupos, de 10 para cada uma das 5 pré-activações testadas.

Foram inseridas cinco diferentes pré-activações:

- zero graus de angulação (0°);
- 20 graus de angulação com distribuição oclusal (20°);
- 40 graus de angulação com distribuição oclusal (40°);



- 20 graus de angulação com distribuição gengival (20°);
- 40 graus de angulação com distribuição oclusal e gengival (40°).

2.2. Material

As ligas metálicas, utilizadas para a confecção das molas, foram o aço inoxidável (ORMINOX[®], Ormco Corp, Glendora, Calif) e o beta-titânio (TMA[®], Ormco Corp, Glendora, Calif), de secção 0,017" x 0,025".

Na realização do ensaio mecânico foi utilizado o aparelho de medição OrthoMeasure Moment/Force (Orthomeasuments[®], Division of Young Research & Development, Avon, Connecticut, EUA), capaz da mensuração das forças horizontais (g) e momentos (gmm). O aparelho (Fig. 40) é constituído por uma consola ligada por cabo a uma peça de mão, à qual está conectada uma barra metálica com um sulco 0,018 " (*bracket*). Os valores do momento e força desenvolvidos pelo arame de um extremo da mola no sulco, são lidos na consola através de dois ecrãs digitais. A peça de mão ligada à consola é posicionada em α . Uma segunda peça de mão (não ligada a nenhum aparelho de medição), com uma barra metálica com um sulco 0,018 " é utilizada como extremidade β (Fig. 41) para fixação do outro extremo da mola.

O aparelho de medição OrthoMeasure Moment/Force, permite quantificar forças horizontais até um máximo de 500 g e momentos até 3000 gmm, com uma precisão de 1% para ambas as grandezas e uma sensibilidade de 1g para a força e 10 gmm para o momento (dados do fabricante).

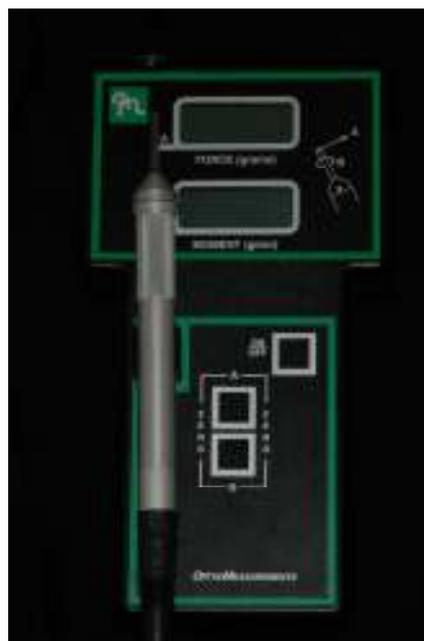


Figura 40. Aparelho OrthoMeasure[®] Moment/Force

A Mesa de testes para o ensaio mecânico (Fig 41, anexo 1), foi desenvolvida pelo departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro. Possui duas plataformas com sistemas de suporte para as peças de mão do aparelho OrthoMeasure. A mesa permite um movimento independente das plataformas, com a particularidade da direcção do movimento entre elas ser ortogonal. As setas da figura 41, indicam a direcção do movimento das respectivas plataformas.

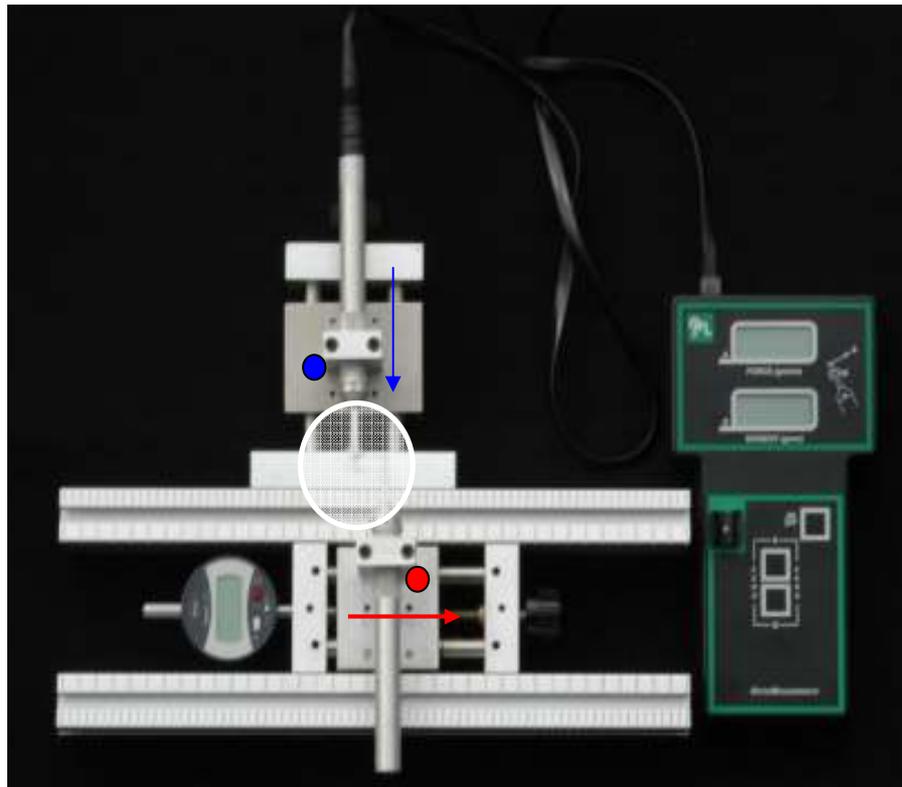


Figura 41. Mesa de testes

Legenda:

- plataforma com peça de mão correspondente à extremidade α
- plataforma com peça de mão correspondente à extremidade β
- sentido da activação

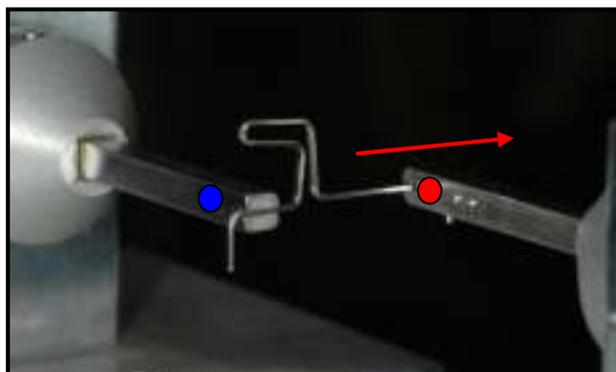


Figura 42. Ampliação da área delimitada a branco na figura 41



Um comparador digital (MarCator®, Mahr GmbH Esslingen, Alemanha) (Fig 43) acoplado à mesa de testes, é usado para quantificação do movimento registado pela plataforma onde se localiza a extremidade β . O aparelho assinala movimentos dos 0,01 mm até um máximo de 12,7 mm, com uma sensibilidade de 0,01 mm.



Figura 43. Comparador digital

2.3. Método

As molas foram confeccionadas manualmente, pelo mesmo operador, com o auxílio de um alicate Tweed – 012-350-00 Dentaurum® e um alicate 139 AEO 8010414 AEZ®.

Os desenhos das molas T (Fig. 44) e L (Fig. 45) concebidos através do programa informático, LOOP (dHAL Orthodontic Software®, Athens, Greece), foram utilizados como modelos padronizados de referência (Anexo 2) na confecção e padronização das molas. As molas confeccionadas, foram justapostas ao respectivo modelo padronizado de referência. No caso em que não se verificou uma sobreposição total, a mola em causa foi excluída.

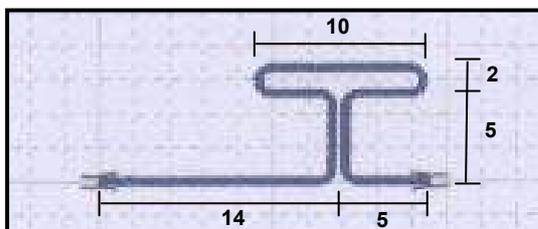


Figura 44. Mola T e respectivas dimensões (mm)

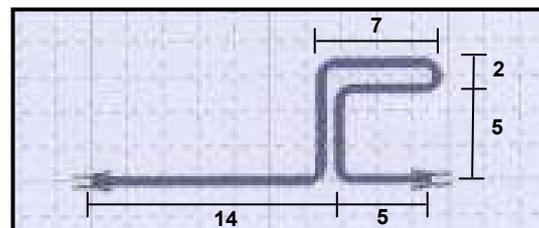


Figura 45. Mola L e respectivas dimensões (mm)

Nas 5 pré-activações testadas, a inserção de dobras de pré-activação pode efectuar-se em 4 locais diferentes. Nas pré-activações 0° , 20° e 40° as dobras foram realizadas no mesmo local, variando a quantidade da pré-activação; enquanto nas pré-activações 20° e 40° a variação deu-se na localização e distribuição das dobras.

A inserção das dobras nos cinco tipos de pré-activação foi calculada e esquematizada com recurso ao programa informático LOOP.

A pré-activação de 0° corresponde à não inserção de qualquer pré-activação nas dobras identificadas para as diferentes molas (Fig. 46, Anexo 2).

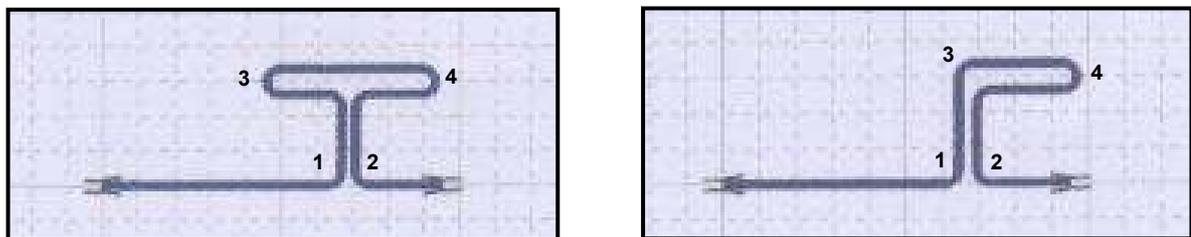


Figura 46. Mola T e L , identificação numérica das dobras

A pré-activação de 20° foi realizada com a inserção de 10° nas dobras 1 e 2 (identificadas na Fig. 46). A quantificação exacta das respectivas dobras foi calculada e esquematizada através do programa LOOP (utilizado na quantificação de todas as pré-activações). As geometrias resultantes foram utilizadas como modelo padronizado de referência (Fig. 47, Anexo2).

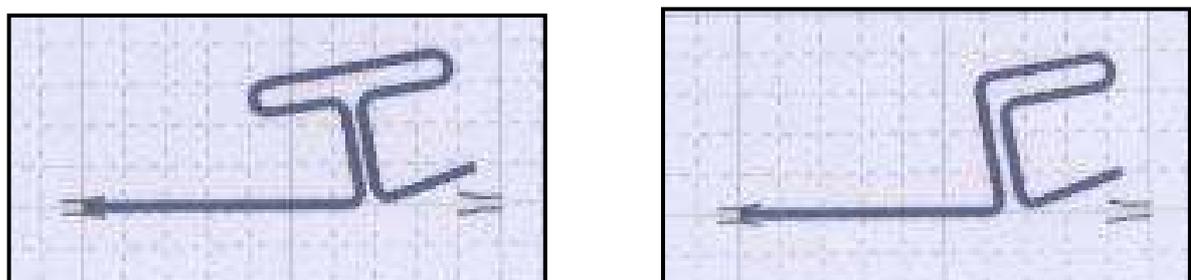


Figura 47. Mola T e L com pré-activação de 20°



A pré-activação de 40° foi realizada com a inserção de 20° nas dobras 1 e 2 (Fig. 48, Anexo 2).

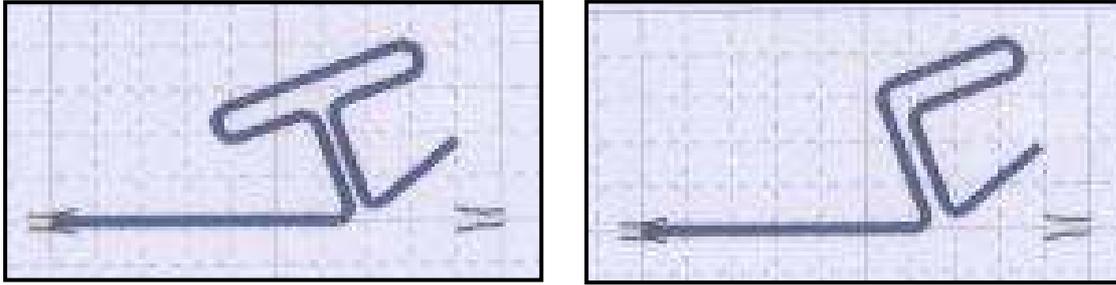


Figura 48. Mola T e L com pré-activação de 40°

A pré-activação de 20° foi realizada com a inserção de 10° nas dobras 3 e 4 (Fig. 49, Anexo 2).

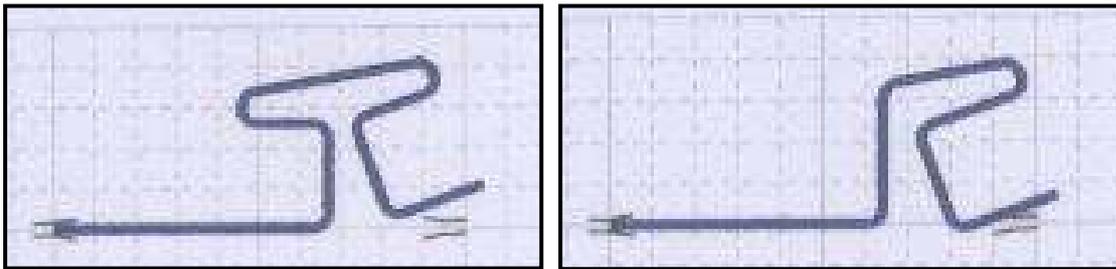


Figura 49. Mola T e L com pré-activação de 20°

A pré-activação de 40° foi realizada com a inserção de 10° nas dobras 1, 2, 3 e 4 (Fig. 50, Anexo 2)

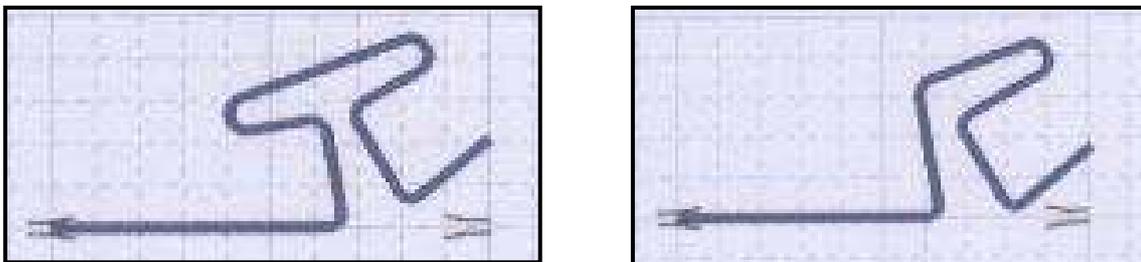


Figura 50. Mola T e L com pré-activação de 40°

A distância inter-*bracket* experimental preconizada foi de 13 mm. As plataformas da mesa de testes foram posicionadas de modo a que a distância entre as duas peças de mão α e β , mais precisamente os sulcos 0,018 " (*bracket*), do aparelho OrthoMeasure perfizessem os 13 mm, orientados de forma colinear. Nestas condições o comparador digital foi calibrado para 0 mm.

Nos modelos padronizados de referência, foi definida uma distância de 19 mm entre as extremidades α e β das respectivas molas, com 5 mm excedentários nas extremidades de todas as molas para depois efectuar dobras de 90° no sentido oclusal com o intuito de funcionar como anteparo para a sua inserção no *bracket* e ainda durante as activações.

Os sulcos da peça de mão do aparelho OrthoMeasure contabilizam 3 mm de largura cada. Assim, dos 19 mm que separam as extremidades das molas, subtraídos 3mm em α e em β , resultam 13 mm equivalentes à distância inter-*bracket* testada (Fig. 51).

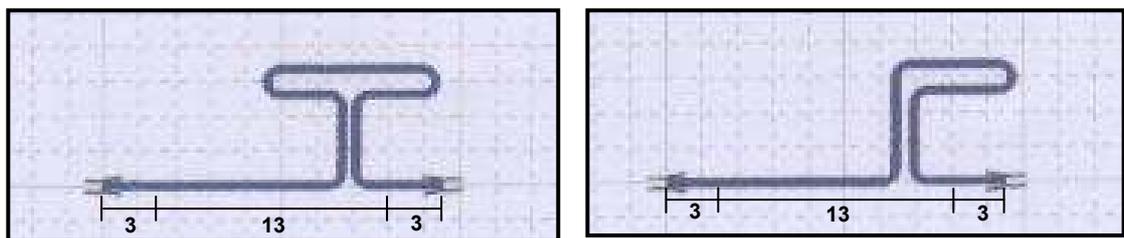


Figura 51. Mola T e L

Quando as molas estão colocadas, na extremidade α (extremidade anterior e mais curta) com 5 mm, feita a subtracção dos 3 mm do sulco, resultam 2 mm de distância que traduzem a distância entre o *bracket* e a haste vertical da mola.

Fase 1: inserção das molas nos sulcos para uma distância inter-*bracket* de 13 mm, equivalente a 0 mm de activação nas plataformas da mesa;

Fase 2: activação – afastamento da plataforma. Foram realizadas para cada mola 11 afastamentos consecutivos para um valor inicial de 1 mm e um máximo de 6 mm, com iterações de 0,5 mm. O valor de cada afastamento (activação) foi quantificado em β , com o comparador digital, em milímetros (Fig 52);



Fase 3: a força e do momento para cada activação e para cada mola em α foram lidos no aparelho OrthoMeasure. A força em gramas e o momento em grama-milimetro;

Fase 4: registo dos valores. Os valores foram registados informaticamente em tabelas, para posterior tratamento de dados.

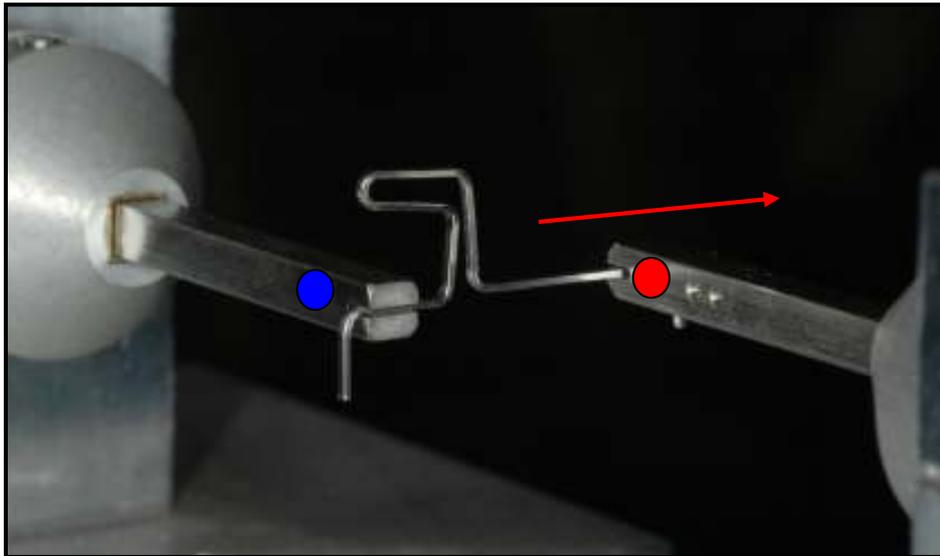


Figura 52. Fase 2 (activação)

Legenda: ● peça de mão correspondente à extremidade α (imóvel)
● peça de mão correspondente à extremidade β (activação)
→ sentido da activação

A activação máxima foi limitada a valores inferiores a 6 mm, nas activações em que a força horizontal e/ou o momento registaram valores superiores a 300g e 3000 gmm respectivamente. No máximo foram realizados para cada mola 11 afastamentos consecutivos (activações).

Para cada mola foram repetidos 3 ciclos de activação em tempos diferentes. Foram verificadas a manutenção da geometria e da respectiva pré-activação de cada mola entre cada ciclo.



2.4. Análise estatística

Os dados recolhidos foram analisados no SPSS 15.0, utilizando as técnicas adequadas para as variáveis envolvidas.

Foram utilizadas técnicas de estatística descritiva (gráficos e tabelas) para organização dos dados.

Atendendo à natureza das variáveis envolvidas, a análise constituiu um estudo dos efeitos de diversos factores, nas variáveis dependentes consideradas, utilizando a metodologia ANOVA (caso se verifique a normalidade).

A regra de decisão utilizada, consistiu em detectar evidência estatística significativa, para valores de probabilidade (valor prova do teste) inferior a 0,05.

A hipótese nula associada à ANOVA foi do tipo:

Ho: Não existem diferenças significativas no valor médio da força (momento/força) devido ao efeito dos diferentes factores e/ou interações.

Para tornar mais perceptível quais as variáveis em estudo, apresenta-se na Tabela 5, um resumo contendo a designação adoptada no tratamento estatístico.

Designação	Variável	Tipo
Mola	Identificação	Nominal
Tipo	Tipo de Mola	Nominal
Material	Material	Nominal
Pré_activação	Pré-activação	Nominal
Activaçãomm	Activação (mm)	Ordinal
Forçag	Força (g)	Contínua
Momentogmm	Momento (gmm)	Contínua
Momentoforçamm	Momento/Força (mm)	Contínua
CargaDeflexãogmm	Carga/Deflexão (g/mm)	Contínua

Tabela 5. Descrição das variáveis envolvidas no estudo



2.5. Exactidão e precisão do método

A exactidão está relacionada com a concordância entre os valores medidos e o valor aceite como verdadeiro, isto é, quão perto do valor real estão as medições. Por outro lado, a precisão está relacionada com a concordância entre os valores obtidos no mesmo ensaio, repetido várias vezes (reproductibilidade das medidas). A precisão e a exactidão podem ser consideradas medidas, respectivamente, dos erros aleatórios e dos erros sistemáticos.

Deve-se assegurar que os erros das medições são de uma ordem de grandeza que não afecte as conclusões a retirar dos resultados.

Para avaliação da exactidão da mensuração da força, foi suspenso um peso de 100g no aparelho OrthoMeasure e foram registadas dez medições. O teste *t* de *student* foi usado para determinar se os registos são estatisticamente diferentes do valor expectável.

Para avaliação da exactidão da mensuração do momento, foi suspenso um peso de 10g na extremidade β , de um segmento de arame linear com a extremidade α inserida no sulco da peça de mão do aparelho OrthoMeasure. (Fig. 53). A distância entre as extremidades α e β é de 30 mm. Como Momento = Força x Distância, o valor previsível para o momento será de 300 gmm. Foram efectuadas dez medições, e mais uma vez o teste *t* de *student* foi usado para determinar se os registos são estatisticamente diferentes do valor previsível.



Figura 53. Ensaio para avaliação da exactidão no cálculo do momento.



Foi testada a possibilidade de erro de não colineariedade entre os sulcos das peças de mão. A condição de colineariedade verificou-se quando, após a inserção repetida por 5 vezes de um segmento de arame rectilíneo e plano de secção 0,017” x 0,025” em aço, nos dois sulcos α e β , não se mediu uma força e momento com valores superiores a 1 g e 10 gmm respectivamente.

Com o objectivo de evitar os possíveis erros, inerentes à colocação da mola no sistema de medição, efectuaram-se 3 ciclos de medição para cada mola, em tempos diferentes, e das medições resultantes escolheu-se a mediana.



3. RESULTADOS

3.1. Análise descritiva

3.1.1. Variável força (g)

As médias e desvios padrão para a variável força (g), para os diferentes materiais e tipos de mola, com diferentes pré-activações, durante a sua activação de 1 mm a 6 mm, são apresentados em anexo (Tabela 1- Anexo 3).

3.1.2. Variável proporção momento/força (mm)

As médias e desvios padrão para a variável momento/força (mm), para os diferentes materiais e tipos de mola, com diferentes pré-activações, durante a sua activação de 1 mm a 6 mm, são apresentados em anexo (Tabela 2 - Anexo 3).

3.1.3. Variável proporção carga/deflexão (g/mm)

As médias e desvios padrão para a variável Carga/Deflexão (g/mm), para os diferentes materiais e tipos de mola, com diferentes pré-activações, durante a sua activação de 1 mm a 6 mm, são apresentados em anexo (Tabela 3- Anexo 3).

Os resultados apresentados nas tabelas 1, 2 e 3, em anexo (Anexo 3), para a Força, Momento/Força e Carga/deflexão, encontram-se respectivamente resumidos na tabela F, M e C em anexo (Anexo 4). As referidas Tabelas apresentam unicamente os valores médios, de forma a permitir uma rápida e fácil consulta dos resultados.



3.2. Gráficos força, proporção M/F e proporção C/D

Os seguintes gráficos, mostram a variação das variáveis força, proporção M/F e proporção C/D média para os diferentes níveis de activação, fixando a pré-activação em 0° , 20° , 40° , 20^{00} e 40^{00} .

3.2.1. Variável força

Os seguintes gráficos (Rf_0 , Rf_{20° , Rf_{40° , $Rf_{20^{00}}$, $Rf_{40^{00}}$) ilustram os intervalos de confiança para as médias da variável força (g), para diferentes combinações de materiais e tipos de mola, fixando a pré-activação em 0° , 20° , 40° , 20^{00} , 40^{00} variando a activação.

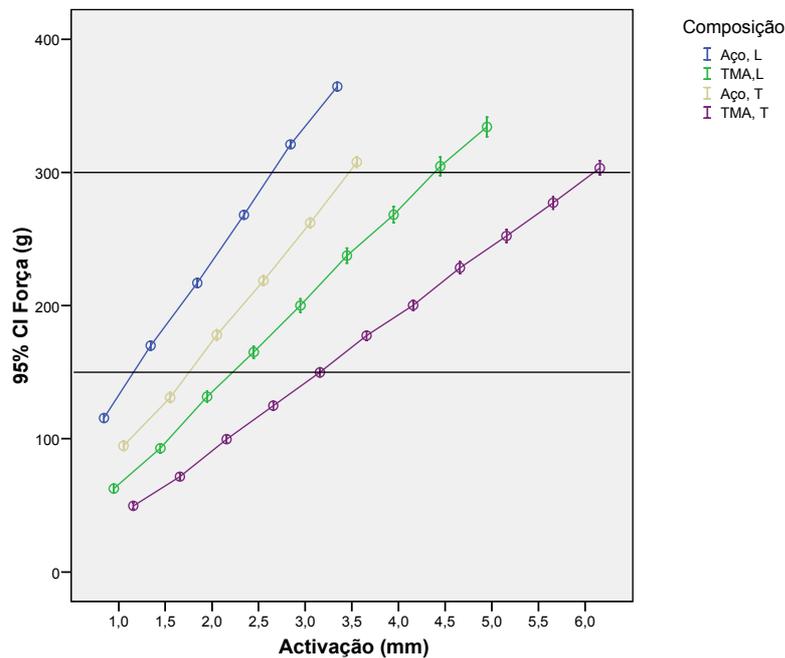


Gráfico Rf0. Gráfico- Força/activação para pré-activação de 0°

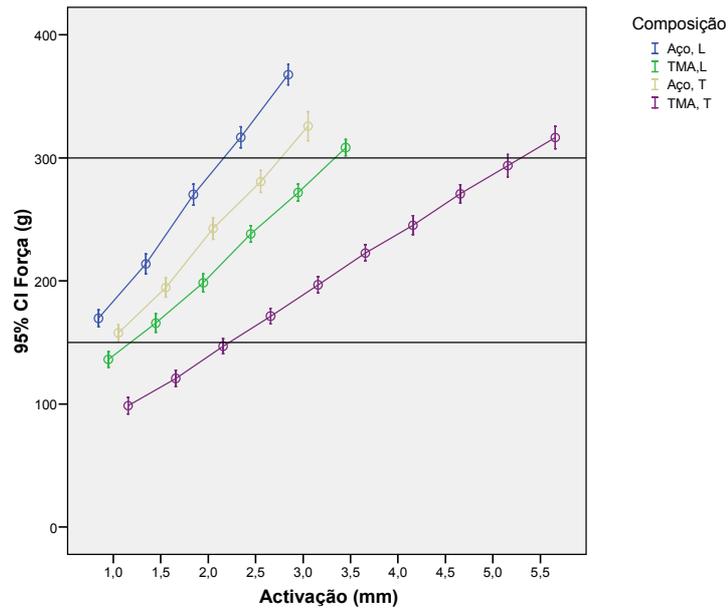


Gráfico Rf20°. Gráfico- Força/activação para pré-activação de 20°

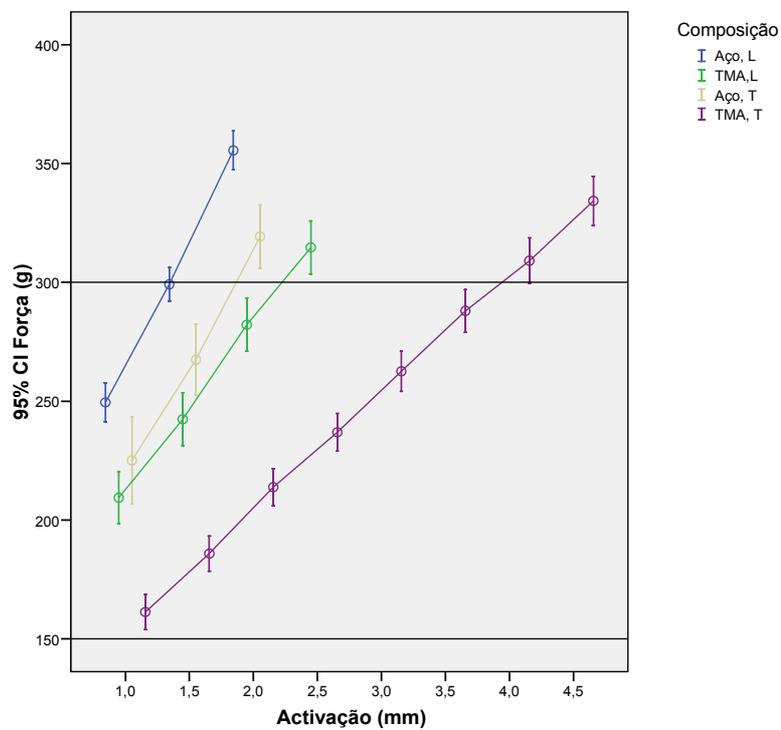


Gráfico Rf40°. Gráfico- Força/activação para pré-activação de 40°

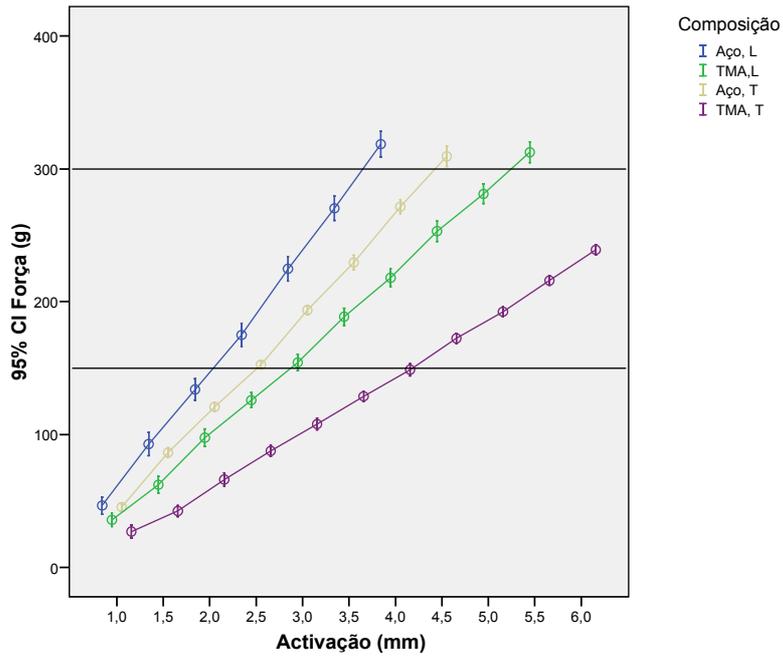


Gráfico Rf20º. Gráfico- Força/ativação para pré-ativação de 20º

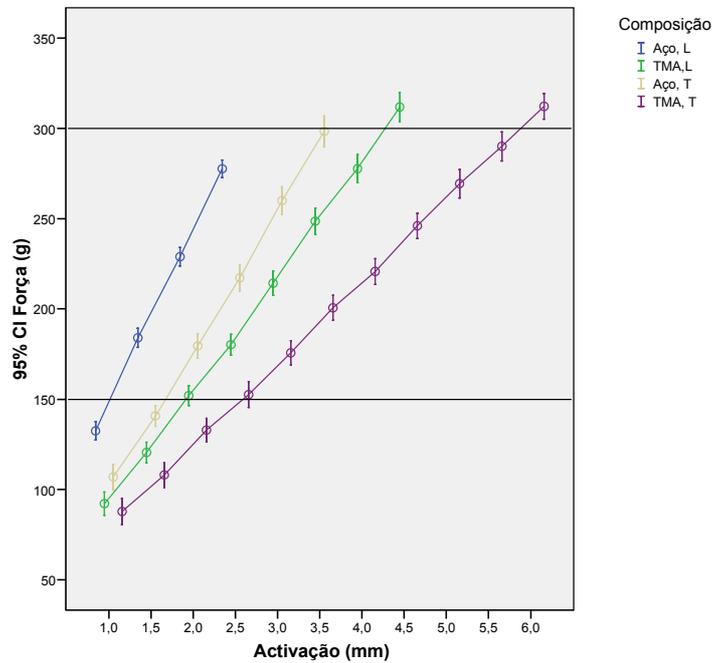


Gráfico Rf40º. Gráfico- Força/ativação para pré-ativação de 40º



Analisando os gráficos das médias da variável força, para as diferentes combinações de Material e Tipos de mola com a Pré-activação fixa, verificou-se em todos, e para o mesmo nível de activação, que o Material aço produziu valores superiores ao Material TMA. A cada iteração da activação, o valor registado aumentou gradualmente.

Relativamente ao tipo de mola (geometria), a mola em L, para o mesmo material, apresentou sempre valores superiores comparativamente à mola em T, independentemente do tipo de pré-activação

O menor valor de força média registada e em conformidade com as ilações anteriores, verificou-se na mola com geometria T em TMA na activação inicial (1 mm). Esse valor foi de 26,90 g na pré-activação 20^o.

A pré-activação com distribuição gengival (pré-activação 20^o) foi a que verificou os valores menores para as forças horizontais, sucedendo-lhe por ordem crescente, o resultado das molas com pré-activação de 0^o. Os valores foram aumentando em função do aumento das dobras de pré-activação em oclusal, respectivamente 20^o e 40^o. Na pré-activação 40^o, em que as várias dobras de pré-activação tiveram uma distribuição repartida por oclusal e gengival, os valores registados para a força horizontal foram superiores aos verificados na pré-activação 0^o mas inferiores à pré-activação 20^o.

O valor mais elevado de força média registada não pode ser inferido em termos absolutos, por condição do presente estudo, pois, o limite máximo de activação foi fixado nos 300 g ou antes disso, se o momento associado ultrapassasse os 3000 gmm. De acordo com os pressupostos anteriores, deduz-se que o valor máximo será verificado para a mola com geometria L em aço, com pré-activação 40^o.

Avaliando os resultados expressos na tabela F (Anexo 4), as condições limites do estudo foram verificadas à terceira activação (2 mm), na combinação das molas com pré-activação 40^o em aço. O valor máximo que verificou os pressupostos anteriores foi o da mola com geometria em L, com 355,50g.



3.2.2. Variável proporção M/F

Os gráficos seguintes (Rm0, Rm20°, Rm40°, Rm20°, Rm40°), ilustram os intervalos de confiança para as médias da variável proporção M/F (mm), para diferentes combinações de materiais e tipos de mola, fixando a pré-activação em 0°, 20°, 40°, 20°, 40° variando a activação.

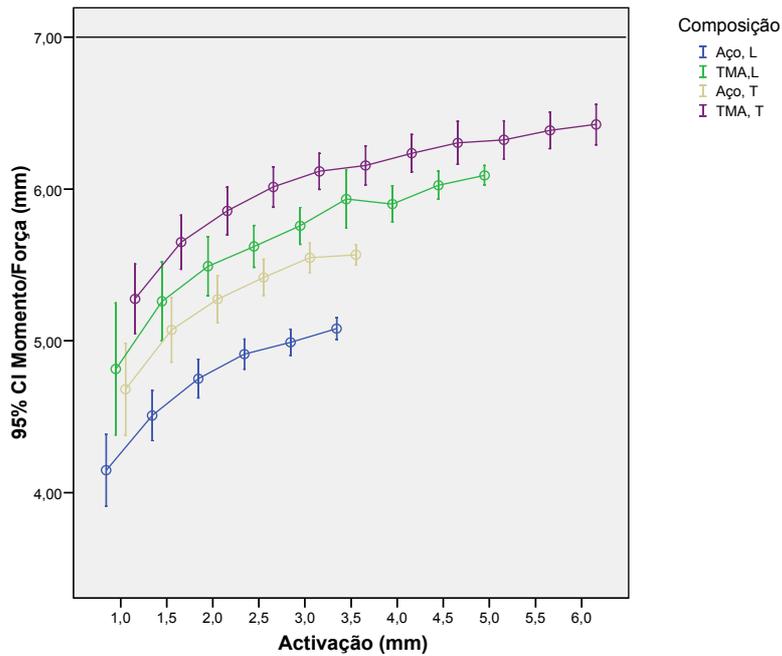


Gráfico Rm0. Gráfico- proporção M/F/activação para pré-activação de 0°

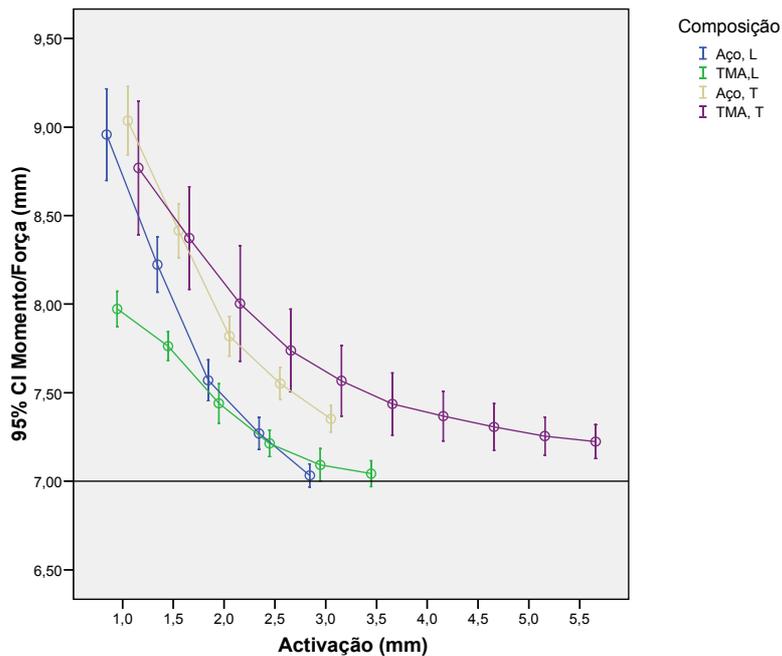


Gráfico Rm20°. Gráfico- proporção M/F /activação para pré-activação de 20°

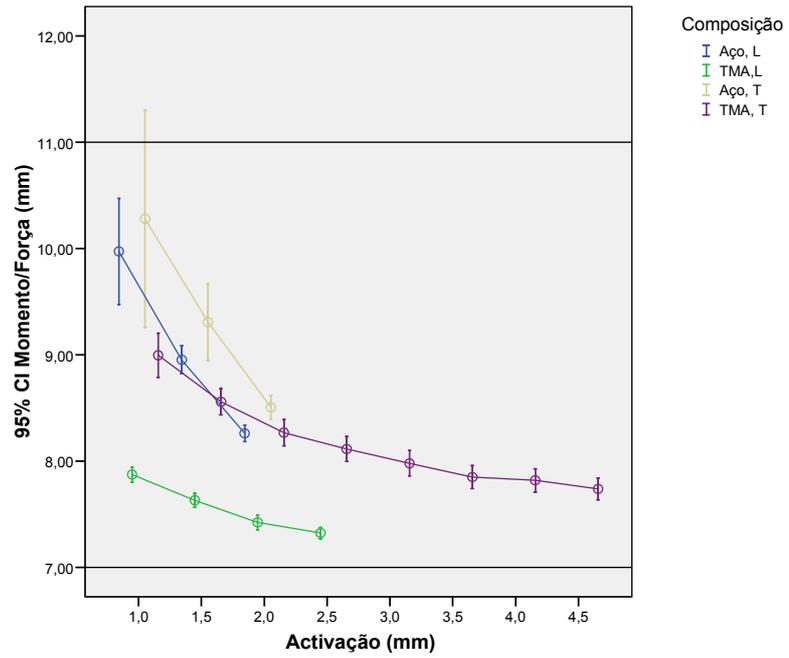


Gráfico Rm40°. Gráfico proporcão M/F /activação para pré-activação de 40°

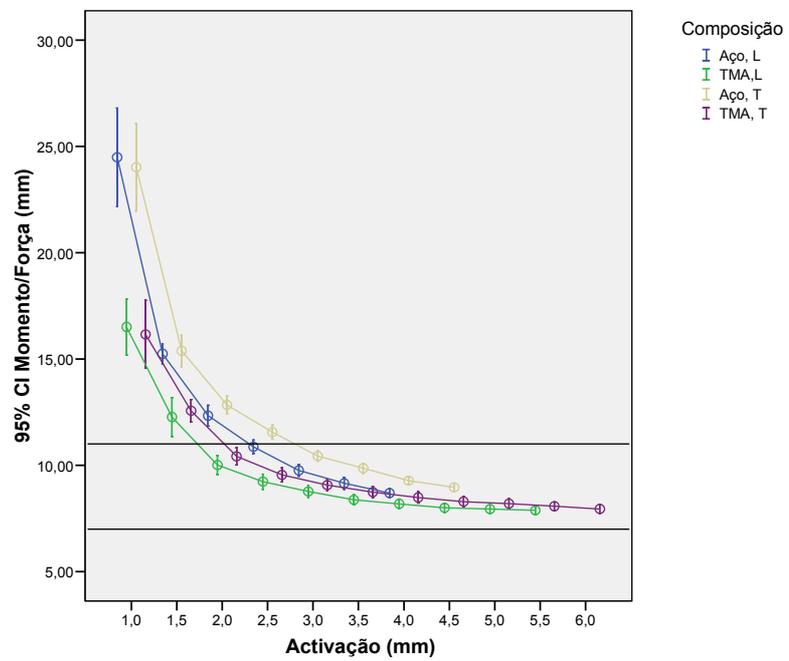


Gráfico Rm20°. Gráfico proporcão M/F /activação para pré-activação de 20°

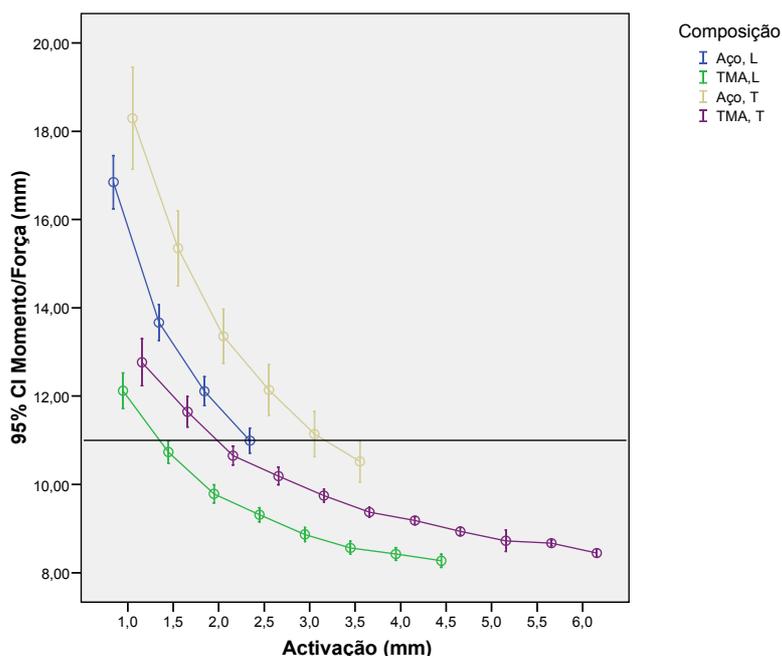


Gráfico Rm40⁰⁰. Gráfico proporção M/F /activação para pré-activação de 40⁰⁰

3.3.2.1. Combinações sem pré-activação

Todas as combinações com pré-activação 0°, apresentaram uma proporção M/F inferior a 7 mm (dimensão vertical), com as molas em TMA a desenvolverem sempre um valor mais elevado. Na análise da variável Tipo de mola, a proporção M/F foi superior na geometria T. O valor mais elevado foi 6,42 mm, para a mola T em TMA com 6 mm de activação, e o valor menor foi de 4,15 mm, registado na activação inicial da mola L em aço. O valor da proporção M/F cresceu sempre com o aumento da activação.

3.3.2.2. Combinações com pré-activação

Com a inserção de dobras de pré-activação, verificou-se uma diminuição da proporção M/F com o aumento da activação. O material aço e a mola em T desenvolveram uma proporção M/F mais elevada do que o TMA e a mola em L respectivamente. Tal condição não se verificou na mola T em TMA, com pré-activação 20°, com activação de 1,5 mm, onde o valor foi ligeiramente superior à



mola L em aço. De 2 mm de activação até ao limite de activação (3 mm) das molas em aço, a proporção M/F foi inferior ao desenvolvido pela mola T em TMA.

A proporção M/F registou os valores mais elevados na pré-activação 20° com distribuição gengival, cujo máximo foi 24,03 mm para a mola T em aço. A pré-activação 40°, embora tenha 20° de pré-activação gengival, com a adição de 20° com distribuição oclusal, resultou numa menor proporção M/F.

As pré-activações 20° e 40°, com distribuição exclusivamente oclusal, apresentam valores inferiores às pré-activações 20° e 40°. O acréscimo de 20° de pré-activação presente na pré-activação 40°, resultou num aumento da proporção M/F, à excepção da mola L em TMA para as activações 1 mm, 1,5mm e 2mm.

O valor mínimo registado de proporção M/F, para todas as combinações com pré-activação, foi de 7,03 mm (superior à dimensão vertical), para a mola L em aço com pré-activação 20°, activada em 3 mm.



3.2.3. Variável proporção C/D

Os gráficos que se seguem (Rc0, Rc20°, Rc40°, Rc20°, Rc40°), ilustram os intervalos de confiança para as médias da variável proporção C/D (g/mm), para diferentes combinações de materiais e tipos de mola, fixando a pré-activação em 0°, 20°, 40°, 20°, 40°, variando a activação.

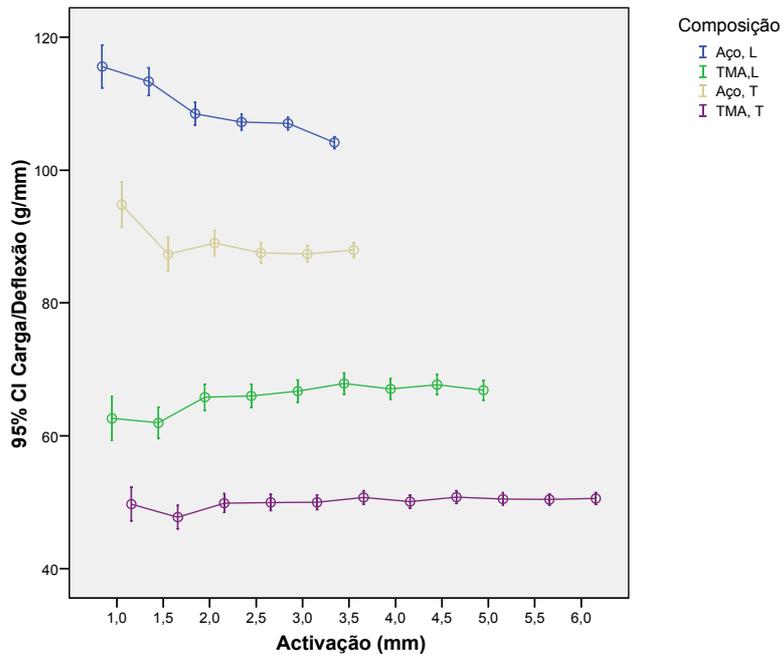


Gráfico Rc0. Gráfico- proporçãoC/D/activação para pré-activação de 0°

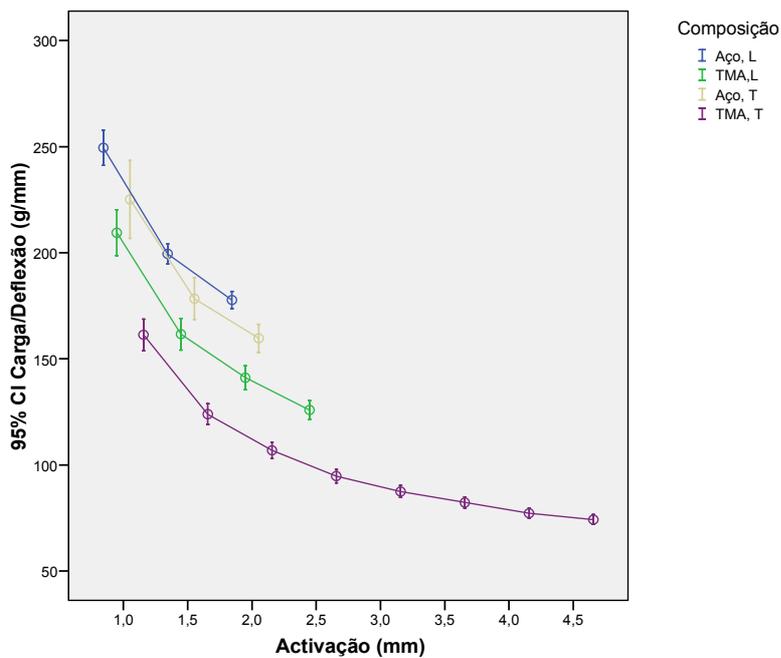


Gráfico Rc20°. Gráfico- proporçãoC/D /activação para pré-activação de 20°

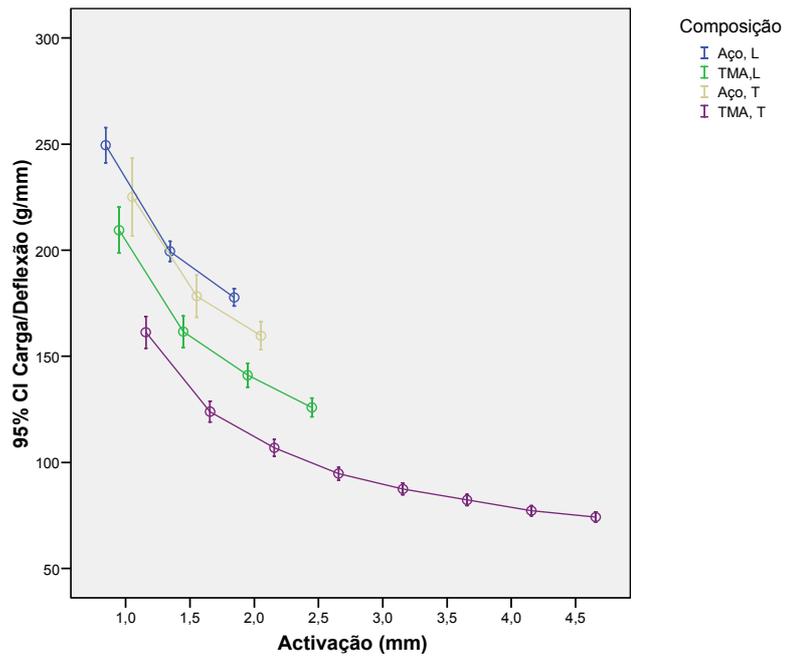


Gráfico Rc40°. Gráfico- proporçãoC/D /activação para pré-activação de 40°

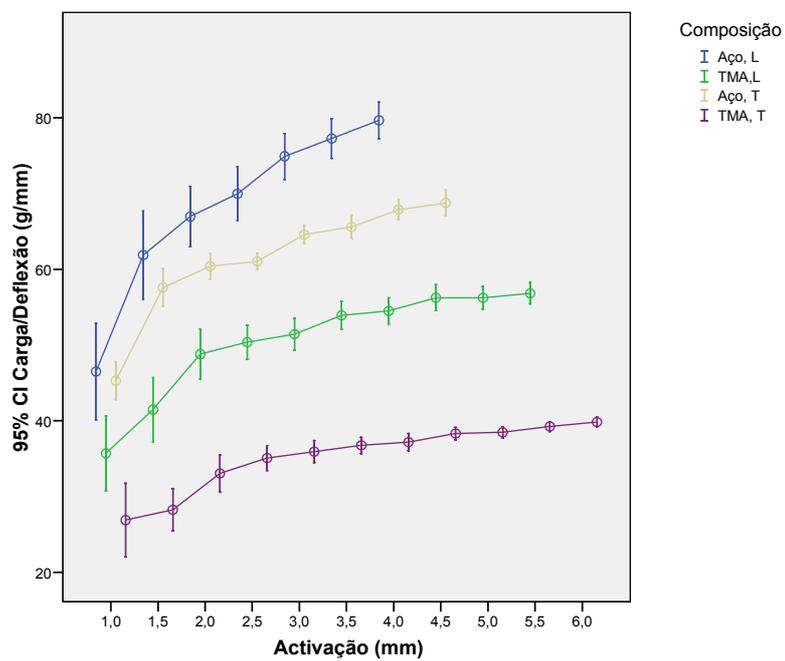


Gráfico Rc20°. Gráfico- proporçãoC/D /activação para pré-activação de 20°

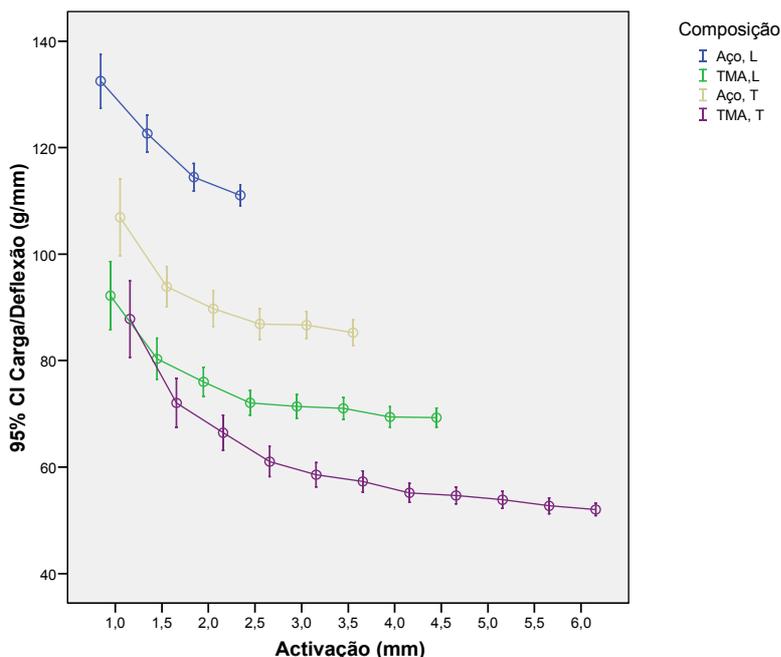


Gráfico Rc40º. Gráfico- proporção C/D /activação para pré-activação de 40º

Analisando os gráficos das médias da variável proporção C/D, para as diferentes combinações de Material e Tipos de mola com a pré-activação fixa, verificou-se que em todos, o aço produziu valores superiores ao TMA. Relativamente ao tipo de mola (geometria), a mola em L, para o mesmo material, apresentou sempre valores mais elevados, comparativamente à mola em T.

Nas combinações sem pré-activação, verificou-se uma ligeira tendência decrescente do valor da proporção C/D nas molas em aço. Pelo contrário, nas molas em TMA verificou-se uma ténue tendência de crescimento

Nas combinações com adição de dobras de pré-activação em oclusal, o seu aumento resultou numa subida C/D. Para cada pré-activação, a proporção C/D diminuiu com o aumento da activação. Numa mola com a mesma geometria e material, o aumento da pré-activação de 20º para 40º (distribuição oclusal), significou um aumento médio da C/D da ordem dos 32 a 36%, dependendo da combinação em causa (Tabela 5).

20º				40º			
T		L		T		L	
Aço	TMA	Aço	TMA	Aço	TMA	Aço	TMA
125	68,8	139,3	103,3	187,7	101	208,9	160,5

Tabela 6. Média dos valores médios da proporção C/D (g/mm) ao longo da activação



Em relação ao comportamento da proporção C/D durante a activação, verificou-se uma diminuição do valor da C/D com a activação, nas pré-activações com distribuição total ou parcial oclusal. Na pré-activação 20^{oo} com distribuição gengival, o valor da C/D aumentou com a activação, mas a cada iteração o aumento percentual foi menor.

3.3. Efeito dos diferentes factores e/ou interacções

Análise ANOVA

Para identificar os efeitos dos factores tipo de mola, material e pré-activação (e das suas interacções) nas variáveis dependentes Força (g) e Momento/Força (mm), foi realizada uma análise ANOVA (*Analysis of Variance*) com três factores. Esta análise foi feita para os níveis de activação 1 mm, 2 mm, 3 mm e 4 mm. As condições de aplicabilidade desta metodologia, a homogeneidade da variância entre os grupos e a normalidade, foram verificados. O teste de Kolmogorov, permitiu verificar a normalidade (valores $p > 0,05$). A homogeneidade pode ser verificada pelo teste de Levene ou pela análise de resíduos. A análise de resíduos, permitiu verificar que o seu padrão é homogéneo pelo que o pressuposto de homogeneidade das variâncias é assegurado. Cada combinação dos níveis dos factores foi replicada 10 vezes com o objectivo de identificar a existência de interacções entre os factores.

3.3.1. Resultados para Activação de 1 mm

3.3.1.1. Análise dos efeitos na variável força

A análise ANOVA permite concluir que existem efeitos estatisticamente significativos ($p < 0,05$) na Força, devido ao Material, Tipo, Pré_activação e às interacções Material*Pré_activação, Tipo*Pré_activação e Material*Tipo*Pré_activação. Não existem efeitos estatisticamente significativos devido à interacção Material*Tipo.



A ausência de interacção entre os factores, significa que, em termos médios, a diferença entre dois quaisquer níveis do factor A não depende do nível do factor B, isto é: é igual para todos os níveis do factor B, e vice-versa. Por exemplo, a não existência de interacção entre o Material e o Tipo de mola significa que, em termos da variável força, o comportamento de molas de materiais diferentes é o mesmo para qualquer um dos tipos de mola.

Variável dependente: Força (g)

Fonte	Soma dos Quadrados	g.l.	Média dos Quadrados	F	Valor p.
Material	73382,805	1	73382,805	707,785	p<0,05
Tipo	19110,125	1	19110,125	184,319	p<0,05
Pré_activação	682022,570	4	170505,643	1644,546	p<0,05
Material * Tipo	389,205	1	389,205	3,754	p>0,05
Material * Pré_activação	10007,370	4	2501,843	24,131	p<0,05
Tipo * Pré_activação	5445,950	4	1361,488	13,132	p<0,05
Material * Tipo * Pré_activação	4090,270	4	1022,568	9,863	p<0,05
Error	18662,300	180	103,679		
Total	3467549,000	200			

Tabela 7. Análise ANOVA – variável força/activação 1 mm

Aplicando o teste de Bonferroni para realizar comparações múltiplas, verifica-se existirem diferenças estatisticamente significativas para todos os pares de pré-activações. A normalidade é verificada pelo teste de Kolmogorov. A homogeneidade das variâncias é verificada pela análise dos resíduos que apresentam um padrão homogéneo (Fig. A3, Anexo 5).

3.3.1.2. Análise dos efeitos na variável Momento/Força

A análise ANOVA permite concluir que existem efeitos estatisticamente significativos, ($p < 0,05$) na razão Momento/Força devido ao Material, Tipo, Pré_activação e à interacção Material*Pré_activação. Não existem efeitos estatisticamente significativos devido à interacção Material*Tipo, Tipo*Pré_activação e Material*Tipo*Pré_activação.



Variável dependente: Momento/Força (mm)

Fonte	Soma dos Quadrados	g.l.	Média dos Quadrados	F	Valor p.
Material	434,443	1	434,443	246,574	P<0,05
Tipo	10,481	1	10,481	5,949	P<0,05
Pré_ativação	5931,875	4	1482,969	841,678	P<0,05
Material * Tipo	,300	1	,300	,170	p>0,05
Material * Pré_ativação	492,962	4	123,241	69,947	P<0,05
Tipo * Pré_ativação	11,613	4	2,903	1,648	p>0,05
Material * Tipo * Pré_ativação	4,311	4	1,078	,612	p>0,05
Error	317,145	180	1,762		
Total	34111,946	200			

Tabela 8. Análise ANOVA – variável proporção M/F/ativação 1 mm

Aplicando o teste de Bonferroni para realizar comparações múltiplas verifica-se a existência de diferenças estatisticamente significativas para os seguintes pares de pré-ativações:

- $0^\circ - 20^\circ (\mu_{0^\circ} - \mu_{20^\circ} < 0)$
- $0^\circ - 40^\circ (\mu_{0^\circ} - \mu_{40^\circ} < 0)$
- $0^\circ - 20^{oo} (\mu_{0^\circ} - \mu_{20^{oo}} < 0)$
- $0^\circ - 40^{oo} (\mu_{0^\circ} - \mu_{40^{oo}} < 0)$
- $20^\circ - 20^{oo} (\mu_{20^\circ} - \mu_{20^{oo}} < 0)$
- $20^\circ - 40^{oo} (\mu_{20^\circ} - \mu_{40^{oo}} < 0)$
- $40^\circ - 20^{oo} (\mu_{40^\circ} - \mu_{20^{oo}} < 0)$
- $40^\circ - 40^{oo} (\mu_{40^\circ} - \mu_{40^{oo}} < 0)$
- $20^{oo} - 40^{oo} (\mu_{20^{oo}} - \mu_{40^{oo}} > 0)$

Não existem diferenças estatisticamente significativas entre as médias na comparação $20^\circ - 40^\circ$. A normalidade é verificada pelo teste de Kolmogorov. A homogeneidade das variâncias é verificada pela análise dos resíduos que apresentam um padrão homogêneo (Fig A4, Anexo 5).



3.3.2. Resultados para Activação de 2 mm

3.3.2.1. Análise dos efeitos na variável Força

A análise ANOVA permite chegar à conclusão que existem efeitos estatisticamente significativos ($p < 0,05$) na Força devido ao Material, Tipo, Pré_activação e às interações Material*Tipo, Material*Pré_activação, Tipo*Pré_activação e Material*Tipo*Pré_activação.

Variável dependente: Força (g)

Fonte	Soma dos Quadrados	g.l.	Média dos Quadrados	F	Valor p.
Material	262232,820	1	262232,820	2666,142	$p < 0,05$
Tipo	67564,880	1	67564,880	686,937	$p < 0,05$
Pré_activação	792888,330	4	198222,083	2015,340	$p < 0,05$
Material * Tipo	684,500	1	684,500	6,959	$p < 0,05$
Material * Pré_activação	13407,730	4	3351,933	34,079	$p < 0,05$
Tipo * Pré_activação	4661,070	4	1165,268	11,847	$p < 0,05$
Material * Tipo * Pré_activação	6591,350	4	1647,838	16,754	$p < 0,05$
Error	17704,200	180	98,357		
Total	8260126,000	200			

Tabela 9. Análise ANOVA – variável força/activação 2 mm

Aplicando o teste de Bonferroni para realizar comparações múltiplas verifica-se existirem diferenças estatisticamente significativas para todos os pares de pré-activações. A normalidade é verificada pelo teste de Kolmogorov. A homogeneidade das variâncias é verificada pela análise dos resíduos que apresentam um padrão homogéneo (Fig A5, Anexo 5).

3.3.2.2. Análise dos efeitos na variável Momento/Força

A análise ANOVA permite concluir existirem efeitos estatisticamente significativos ($p < 0,05$) na razão Momento/Força devido ao Material, Tipo, Pré_activação e à interacção Material*Pré_activação e Tipo*Pré_activação. Não existem efeitos estatisticamente significativos devido à interacção Material*Tipo e Material*Tipo*Pré_activação.



Variável dependente: Momento/Força (mm)

Fonte	Soma dos Quadrados	g.l.	Média dos Quadrados	F	Valor p.
Material	44,794	1	44,794	279,458	p<0,05
Tipo	16,878	1	16,878	105,301	p<0,05
Pré_activação	1101,356	4	275,339	1717,776	p<0,05
Material * Tipo	,040	1	,040	,252	p>0,05
Material * Pré_activação	81,783	4	20,446	127,557	p<0,05
Tipo * Pré_activação	2,913	4	,728	4,543	p<0,05
Material * Tipo * Pré_activação	1,546	4	,387	2,412	p>0,05
Error	28,852	180	,160		
Total	16795,256	200			

Tabela 10. Análise ANOVA – variável proporção M/F/activação 2 mm

Aplicando o teste de Bonferroni para realizar comparações múltiplas, verifica-se existirem diferenças estatisticamente significativas, para todos os pares de pré-activações à excepção do pare 20^{oo} - 40^{oo}.

A normalidade é verificada pelo teste de Kolmogorov. A homogeneidade das variâncias é verificada pela análise dos resíduos que apresentam um padrão homogéneo (Fig A6, Anexo 5).

3.3.3. Resultados para Activação de 3 mm

3.3.3.1. Análise dos efeitos na variável Força

A análise ANOVA permite concluir existirem efeitos estatisticamente significativos (p<0,05) na Força devido ao Material, Tipo, Pré_activação e às interacções Material*Tipo, Material*Pré_activação, Tipo*Pré_activação e Material*Tipo*Pré_activação.

Variável dependente: Força (g)

Fonte	Soma dos Quadrados	g.l.	Média dos Quadrados	F	Valor p.
Material	322343,407	1	322343,407	3624,127	p<0,05
Tipo	75190,807	1	75190,807	845,375	p<0,05
Pré_activação	378944,537	4	94736,134	1065,124	p<0,05
Material * Tipo	1320,033	1	1320,033	14,841	p<0,05
Material * Pré_activação	11174,854	3	3724,951	41,880	p<0,05
Tipo * Pré_activação	3476,154	3	1158,718	13,028	p<0,05
Material * Tipo * Pré_activação	2213,217	2	1106,608	12,442	p<0,05
Error	12807,900	144	88,944		
Total	9260303,000	160			

Tabela 11. Análise ANOVA – variável força/activação 3mm



Aplicando o teste de Bonferroni para realizar comparações múltiplas verifica-se existirem diferenças estatisticamente significativas para todos os pares de pré-activações. A normalidade é verificada pelo teste de Kolmogorov. A homogeneidade das variâncias é verificada pela análise dos resíduos que apresentam um padrão homogéneo (Fig A7, Anexo 5).

3.3.3.2. Análise dos efeitos na variável Momento/Força

A análise ANOVA permite concluir existirem efeitos estatisticamente significativos ($p < 0,05$) na razão Momento/Força devido ao Material, Tipo, Pré_activação e à interacção Material*Pré_activação e Tipo*Pré_activação. Não existem efeitos estatisticamente significativos devido à interacção Material*Tipo e Material*Tipo*Pré_activação.

Variável dependente: Momento/Força (mm)

Fonte	Soma dos Quadrados	g.l.	Média dos Quadrados	F	Valor p.
Material	4,290	1	4,290	49,648	$p < 0,05$
Tipo	9,774	1	9,774	113,109	$p < 0,05$
Pré_activação	431,681	4	107,920	1248,851	$p < 0,05$
Material * Tipo	,146	1	,146	1,684	$p > 0,05$
Material * Pré_activação	23,569	3	7,856	90,915	$p < 0,05$
Tipo * Pré_activação	,983	3	,328	3,792	$p < 0,05$
Material * Tipo * Pré_activação	,364	2	,182	2,104	$p > 0,05$
Error	12,444	144	,086		
Total	10632,133	160			

Tabela 12. Análise ANOVA – variável proporção M/F/activação 3 mm

Aplicando o teste de Bonferroni para realizar comparações múltiplas verifica-se existirem diferenças estatisticamente significativas para todos os pares de pré-activações. A normalidade é verificada pelo teste de Kolmogorov. A homogeneidade das variâncias é verificada pela análise dos resíduos que apresentam um padrão homogéneo (Fig A8, Anexo 5).



3.3.4. Resultados para Activação de 4 mm

3.3.4.1. Análise dos efeitos na variável Força

A análise ANOVA permite concluir existirem efeitos estatisticamente significativos ($p < 0,05$) na Força devido ao Material, Tipo, Pré_activação e à interacção Material*Tipo. Não existem efeitos estatisticamente significativos devido à interacção Tipo*Pré_activação.

Variável dependente: Força (g)

Fonte	Soma dos Quadrados	g.l.	Média dos Quadrados	F	Valor p.
Material	124657,225	1	124657,225	1269,005	$p < 0,05$
Tipo	57114,756	1	57114,756	581,426	$p < 0,05$
Pré_activação	159289,447	4	39822,362	405,390	$p < 0,05$
Material * Tipo	1221,025	1	1221,025	12,430	$p < 0,05$
Material * Pré_activação	,000	0	.	.	.
Tipo * Pré_activação	448,900	2	224,450	2,285	$p > 0,05$
Material * Tipo * Pré_activação	,000	0	.	.	.
Error	8840,900	90	98,232		
Total	6393107,000	100			

Tabela 13. Análise ANOVA – variável força/activação 4mm

Aplicando o teste de Bonferroni para realizar comparações múltiplas verifica-se existirem diferenças estatisticamente significativas para os seguintes pares de pré-activações:

- $0^\circ - 40^\circ (\mu_{0^\circ} - \mu_{40^\circ} < 0)$
- $0^\circ - 40^{00} (\mu_{0^\circ} - \mu_{40^{00}} < 0)$
- $20^\circ - 40^\circ (\mu_{20^\circ} - \mu_{40^\circ} < 0)$
- $40^\circ - 20^{00} (\mu_{40^\circ} - \mu_{20^{00}} > 0)$
- $40^\circ - 40^{00} (\mu_{40^\circ} - \mu_{40^{00}} > 0)$
- $20^{00} - 40^{00} (\mu_{20^{00}} - \mu_{40^{00}} < 0)$

Não existem diferenças estatisticamente significativas entre as médias nas comparações $0^\circ - 20^\circ$, $0^\circ - 20^{00}$, $20^\circ - 20^{00}$ e $20^\circ - 40^{00}$. A normalidade é verificada pelo teste de Kolmogorov. A homogeneidade das variâncias é verificada pela análise dos resíduos que apresentam um padrão homogéneo (Fig A9, Anexo 5).



3.3.4.2. Análise dos efeitos na variável MomentoForça

A análise ANOVA permite concluir existirem efeitos estatisticamente significativos ($p < 0,05$) na razão MomentoForça devido ao Material, Tipo, Pré_activação e à interacção Tipo*Pré_activação. Não existem efeitos estatisticamente significativos devido à interacção Material*Tipo.

Variável dependente: Momento/Força (mm)

Fonte	Soma dos Quadrados	g.l.	Média dos Quadrados	F	Valor p.
Material	4,225	1	4,225	76,480	$p < 0,05$
Tipo	5,021	1	5,021	90,886	$p < 0,05$
Pré_activação	88,199	4	22,050	399,135	$p < 0,05$
Material * Tipo	,203	1	,203	3,674	$p > 0,05$
Material * Pré_activação	,000	0	.	.	.
Tipo * Pré_activação	,657	2	,328	5,946	$p < 0,05$
Material * Tipo * Pré_activação	,000	0	.	.	.
Error	4,972	90	,055		
Total	6454,990	100			

Tabela 14. Análise ANOVA – variável proporção M/F/activação 4 mm

Aplicando o teste de Bonferroni para realizar comparações múltiplas verifica-se existirem diferenças estatisticamente significativas para os seguintes pares de pré-activações:

- $0^\circ - 20^\circ (\mu_{0^\circ} - \mu_{20^\circ} < 0)$
- $0^\circ - 40^\circ (\mu_{0^\circ} - \mu_{40^\circ} < 0)$
- $0^\circ - 20^{00} (\mu_{0^\circ} - \mu_{20^{00}} < 0)$
- $0^\circ - 40^{00} (\mu_{0^\circ} - \mu_{40^{00}} < 0)$
- $20^\circ - 40^\circ (\mu_{20^\circ} - \mu_{40^\circ} < 0)$
- $20^\circ - 20^{00} (\mu_{20^\circ} - \mu_{20^{00}} < 0)$
- $20^\circ - 40^{00} (\mu_{20^\circ} - \mu_{40^{00}} < 0)$
- $40^\circ - 20^{00} (\mu_{40^\circ} - \mu_{20^{00}} < 0)$
- $40^\circ - 40^{00} (\mu_{40^\circ} - \mu_{40^{00}} < 0)$

Não existem diferenças estatisticamente significativas entre as médias na comparação $20^{00} - 40^{00}$. A normalidade é verificada pelo teste de Kolmogorov. A homogeneidade das variâncias é verificada pela análise dos resíduos que apresentam um padrão homogéneo (Fig A9, Anexo 5)



3.4. Exactidão e precisão

Os resultados da análise da exactidão e precisão das variáveis força e momento, mensurados pelo aparelho encontram-se resumidos na seguinte tabela.

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

Tabela 15 . Análise da exactidão e precisão do aparelho

Relativamente à força, verifica-se não existirem diferenças estatisticamente significativas, quanto ao valor de 100 ($p>0,05$). No que diz respeito ao momento, existem, ao nível de 5%, diferenças significativas relativamente ao valor de 300 ($p<0,05$). No entanto, estas diferenças não seriam estatisticamente significativas para um nível de 1% ($p>0,01$). Pode-se considerar, por isso, adequada a exactidão das medições, apesar da ligeira tendência de sobrevalorização observada nas medições do momento.

Em termos de precisão, verifica-se que, a grandeza dos erros associados às medições efectuadas, é muito inferior às diferenças obtidas na análise dos diversos factores em estudo; isto é, as diferenças observadas, caso existam, deverão ser o resultado do efeito dos factores em análise e não devido aos erros de medição.



4. DISCUSSÃO

4.1. Amostra

Burstone e Koenig⁶ referem que, na geometria da mola, a diminuição da dimensão horizontal em oclusal e o aumento da dimensão horizontal em gengival, são factores significativos no aumento da proporção M/F. Atendendo a isso a mola com geometria em T tem sido objecto de estudo de inúmeros trabalhos^{39,44,86-94,101}.

Segundo os trabalhos de Burstone e Koenig⁶ e Siatkowski⁷⁸, um dos factores mais importantes na proporção M/F para determinada mola é a sua dimensão vertical. O seu aumento resulta num aumento da proporção M/F. Segundo Siatkowski⁷⁹, um aumento da dimensão vertical acima dos 10 mm, contrariamente à predição teórica, não é sinónimo de aumento da proporção M/F. Por este motivo e porque as molas com dimensão vertical acima dos 7 mm são muitas vezes causa de desconforto para o paciente, optou-se por estudar molas com 7 mm na dimensão vertical.

A mola em T usada neste trabalho com dimensão vertical de 7 mm, onde a haste vertical do T tem 5mm e a porção apical 2 mm de altura por 10 mm de comprimento horizontal, apresenta as dimensões referenciadas na maioria dos trabalhos^{44,66,86-88,92,101}, sendo um tamanho com utilização clínica frequente. A nossa escolha para o estudo da mola T, com tais dimensões, deve-se às razões anteriormente apontadas e ao facto de facilitar a comparação do presente estudo com outros trabalhos.

A mola com geometria em L, escolhida com dimensões semelhantes possui um componente horizontal em gengival, mas com uma distribuição não simétrica. Com recurso ao programa LOOP, comparam-se duas molas em L, com as mesmas dimensões, diferindo apenas o sentido da componente horizontal da mola, em gengival. Verificou-se que o sentido da componente gengival, modifica a proporção M/F. A mola com distribuição gengival para o lado do *bracket* mais próximo, registou



valores superiores para a proporção M/F nesse mesmo *bracket*. Atendendo a que o objectivo do trabalho procura uma proporção M/F elevada, optou-se pela distribuição do arame para o lado mais próximo do *bracket*.

Quanto à dimensão vertical da mola em L, esta apresenta características semelhantes à mola em T utilizada no presente estudo.

4.2. Método

O presente estudo teve como propósito analisar e comparar o comportamento mecânico (força horizontal (g), proporção M/F em α (mm) e proporção C/D (g/mm)), de uma mola em T e de uma mola em L, com as mesma secção, dimensão vertical (7 mm), distância inter-*bracket* (13 mm), posicionamento e sistema de suporte. As variáveis em estudo, para além do desenho da mola, foram o tipo de arame utilizado e a pré-activação. As molas com esta dimensão são frequentemente escolhidas para fechamento de espaços de extracção, tanto em arcos segmentados, como em arcos contínuos. Um dos locais onde habitualmente se usam é no espaço da extracção dos primeiros pré-molares. Apesar do presente estudo ser laboratorial, pretendemos escolher materiais e condições comuns na prática clínica.

Preconizou-se a distância inter-*bracket* de 13 mm que, segundo Siatkowski⁷⁹, equivale à distância média que separa os dois *brackets* contíguos ao espaço de extracção de um prémolar. Muitos estudos^{35, 37, 39, 44, 86-89, 92, 94-96, 100, 101}, fazem referência a distâncias inter-*bracket* superiores a 20mm, mas convém notar que estes valores se referem à distância entre o tubo auxiliar do primeiro molar e o *bracket* anterior ao espaço de extracção.

Foi inicialmente tentador realizar o estudo de vários calibres e tipos de arame, mas, por motivos de dimensão do trabalho optou-se pelo aço – considerado um “clássico” em muitas técnicas e o TMA como um fio das novas “gerações” de arames. A secção 0.017” x 0.025”, para os materiais aço ou TMA, aparece referenciada por vários autores como uma boa escolha na fase de fechamento de espaço.



A localização da mola na distância inter-*bracket* foi de 2 mm ao *bracket* α . Como se pretende, para além da força, quantificar os momentos, com a descentralização da mola, o *bracket* mais próximo é aquele onde se verifica o momento maior^{79, 92}. O posicionamento da mola no presente estudo, a 2 mm do *bracket* anterior (α), igualmente proposta por Viecilli⁹⁴, é intermédio aos 1,5 mm propostos por Siatkowski⁷⁹ e aos 3 mm propostos por Ferreira et al.⁹⁶.

A realização de dobras de pré-activação nas molas, constitui um método eficaz de promover melhorias no sistema de forças, aumentando os níveis de proporção M/F. Vários trabalhos^{5,44,78,79,97-99} sublinharam que, a posição neutra de uma mola é alterada com a incorporação de dobras de pré-activação. As molas pré-activadas, após serem inseridas nos *brackets*, podem apresentar certas deformações inerentes à realização de dobras de pré-activação e, assim, propiciarem o surgimento de forças residuais prévias à sua activação, dificultando a obtenção de um estado de activação neutro relativamente à força horizontal. Também a diferente distribuição das mesmas, na configuração da mola, tem influência no sistema de forças.

Por isso, propusemo-nos estudar determinadas combinações possíveis para a amostra em causa. As várias combinações utilizadas, algumas delas empregues em outros estudos^{100,101}, a nível de pré-activação foram:

- a não inserção de dobras de pré-activação (0°);
- a inserção de dobras num total de 20° , e de 40° apenas distribuídos oclusalmente;
- uma distribuição gengival num total de 20° (pré-activação 20°);
- uma pré-activação total de 40° com metade da distribuição oclusal e outra metade gengival (pré-activação 40°).

Estas combinações têm como intuito verificar o efeito das pré-activações e da sua distribuição no sistema de forças das molas.



A comparação das 3 primeiras combinações de pré-activações, acima enunciadas permitiram estudar o efeito – aumento da pré-activação no sistema de forças. A comparação das pré-activações 20° com 20° e 40° com 40°, possibilitaram estudar o efeito – variação da localização das pré-activações.

Na activação decidiu-se proceder a activações de 1 a 6 mm. Limitou-se a activação máxima a 6 mm, dado que a maioria dos estudos^{86, 87, 89, 94} utilizou os 7 mm como limite de activação, à excepção de Braun et al.^{72,97}, que foram até aos 8 mm. No entanto, todos eles se referem a molas exclusivamente confeccionadas em TMA e para distâncias inter-*bracket* acima dos 20 mm. Em estudos com molas em aço, de secção 0.017" x 0.025", o valor de activação máxima foi referenciado por Thiesen et al.³⁹, com 5 mm. No trabalho de referência⁷⁹, na escolha da distância inter-*bracket* (13 mm), a activação máxima referida para o TMA foi 7 mm, mas para um aço de secção inferior o valor foi 3,8 mm. Assim, conscientes das diferentes propriedades dos materiais em estudo, sobretudo em relação ao limite de elasticidade do aço, e pretendendo criar uma condição limite idêntica para ambos os materiais, optamos por uma activação máxima intermédia aos valores referenciados.

A activação máxima para algumas molas foi limitada a valores inferiores a 6 mm, sempre que a força horizontal e/ou o momento registaram valores superiores a 300g e 3000 gmm respectivamente. Os valores da força acima dos 300g, ultrapassam os valores considerados como de força óptima necessária para uma movimentação dentária dentro de limites fisiológicos^{6,33-39} pelo que foram excluídos. Relativamente ao valor do momento, o aparelho OrthoMeasure Moment/Force consegue quantificar momentos até 3000 gmm, pelo que ficamos limitados a este condicionalismo do equipamento. No entanto, este condicionalismo só se verificou em duas das 20 combinações: nas pré-activação 40° para a mola T e L em aço com forças acima dos 275 g, pelo que esta restrição do equipamento não constituiu uma limitação metodológica importante.



4.3. Força

Analisando os gráficos das médias da variável força para as diferentes combinações de Material e Tipos de mola com a pré-activação fixa, confirmou-se para o mesmo nível de activação, que o Material aço produziu valores superiores ao Material TMA, de acordo com as propriedades dos materiais.^{73,74}

Na pré-activação 20°, os 20° das dobras de pré-activação tem uma distribuição total em gengival. Este facto, implica um aumento da dimensão horizontal da mola e conseqüentemente, uma diminuição da força horizontal, em posição neutra. A distribuição das dobras de pré-activação em oclusal resulta num efeito oposto. Os resultados obtidos no trabalho estão de acordo com as conclusões de outros autores^{5, 44, 78, 79, 97-99}

Na situação da pré-activação 40°, como os 40° das dobras de pré-activação foram distribuídos por oclusal e gengival, os valores registados para a força horizontal foram superiores aos verificados na pré-activação 0° mas inferiores à pré-activação 20°. A diminuição, aparentemente paradoxal, na intensidade da força é facilmente explicada pelo efeito oposto de aumento do comprimento da mola, exercido pela distribuição gengival da dobra de pré-activação. O aumento de pré-activação nem sempre é sinónimo de aumento na intensidade da força.

4.3.1. Pré-activação e quantificação da activação

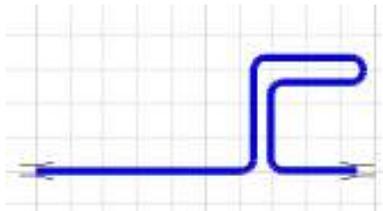
Na ausência de dobras de pré-activação, a mensuração da activação da mola é facilmente quantificada pelo afastamento verificado entre hastes verticais da mola. Esta potencial vantagem, foi enunciada por Siatkowski⁷⁹ para a mola Opus, que no entanto para atingir valores de proporção M/F satisfatórios, exigiu uma dimensão vertical e gengival de 10 mm, o que muitas vezes não é clinicamente exequível.

A associação de dobras de pré-activação foi aplicada com o intuito de aumentar a proporção M/F, para uma dimensão vertical compatível com a realidade clínica. No entanto, a associação de dobras não permite uma quantificação da activação pela mensuração directa da separação das hastes verticais. A variação na

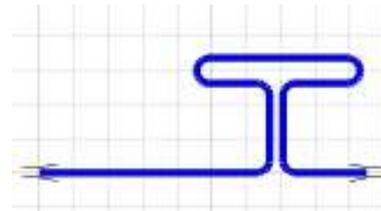


distribuição das dobras de pré-ativação tem efeitos diferentes na geometria da mola em posição neutra^{5,44,78,79,97-99}.

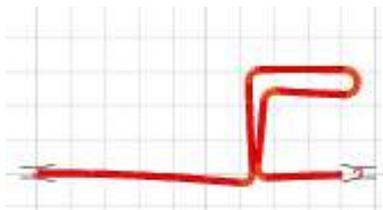
As figuras seguintes exemplificam o efeito induzido pela pré-ativação na geometria da mola, quando esta foi colocada em posição neutra, na figura 54 as molas não estão inseridas nos bracket (não há força horizontal).



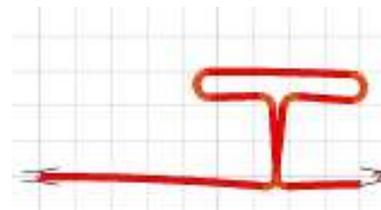
Mola L – pré-ativação 0°/ posição neutra



Mola T – pré-ativação 0°/ posição neutra



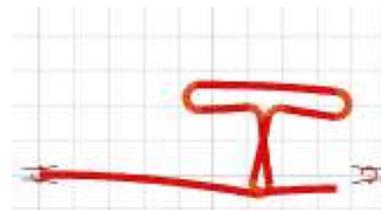
Mola L – pré-ativação 20°/ posição neutra



Mola T – pré-ativação 20°/ posição neutra



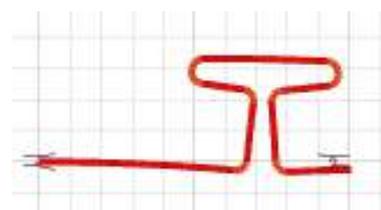
Mola L – pré-ativação 40°/ posição neutra



Mola T – pré-ativação 40°/ posição neutra



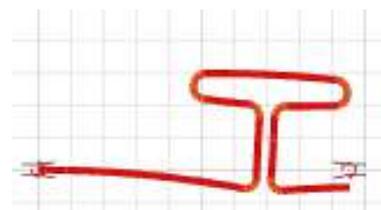
Mola L – pré-ativação 20°/ posição neutra



Mola T – pré-ativação 20°/ posição neutra



Mola L – pré-ativação 40°/ posição neutra



Mola L – pré-ativação 40°/ posição neutra

Figuras 54. Simulação da posição neutra das varias pré-ativações em estudo nas molas em T e em L (figuras obtidas através do progama informático LOOP®).



Nas situações de pré-ativação oclusal, gerou-se um encurtamento da dimensão horizontal da mola (aumento da força), e esta redução de tamanho progride com o aumento da pré-ativação. Já na pré-ativação gengival a dimensão horizontal aumentou (verifica-se diminuição da força). Na pré-ativação 40° o efeito foi distribuído mas com algum encurtamento, pois através da comparação dos resultados do presente estudo, a força desenvolvida pela pré-ativação 40°, com a mesma mola sem pré-ativação, apresenta um valor maior para a pré-ativação 40°.

No ensaio mecânico na colocação das molas nos sulcos das peças de mão (Fase 1 do método), verificou-se a necessidade ou não de exercer alguma força, em função do tipo de pré-ativação. No caso de ter havido encurtamento, houve necessidade de esticar a mola para os sulcos, que distam entre si 13 mm (distância inter-*bracket*, idêntica à dimensão horizontal da mola).

A activação (afastamento) efectuada na mola sem pré-ativação tem o mesmo valor que a distância de afastamento das hastes verticais da mola. O mesmo raciocínio já não se aplica quando há dobras de pré-ativação. Quando no estudo activamos, por exemplo 1 mm qualquer uma das molas com pré-ativação oclusal, o deslocamento das hastes verticais é sempre superior a 1 mm, pois em posição neutra a mola apresenta diminuição da dimensão horizontal. De notar que, no caso do exemplo anterior, na activação de 1 mm a distância verificada entre as hastes verticais pode ser de 1 mm, mas na realidade é superior porque na fase 1 do método já houve deslocamento prévio, o descruzar das hastes.

Para a situação de aumento da dimensão horizontal, pré-ativação gengival, deve ser elaborado o raciocínio oposto (em termos de deslocamento)

Os resultados do presente estudo, para além de confirmarem os dados de trabalhos anteriores^{5,44,78,79,97-99} (concordância dos dados relativamente ao efeito das várias pré-activações), quantificaram ainda o valor da força e momento para as várias pré-activações, em função da activação.

A utilização destes dados é válida para uma mola idêntica nas mesmas condições relativamente à posição e pré-ativação. O cálculo da activação terá de ser feito com ajuda de um sistema de referência (uma marca), para a distância de 13 mm da mola, antes da pré-ativação. Colocada a mola em posição neutra, estica-se



o que for necessário para que a referência fique em β , a partir deste momento, à activação efectuada, corresponderão os dados obtidos no presente estudo (força e proporção M/F) para a respectiva pré-activação. O problema apontado por Siatkowski⁷⁹, relativamente à dificuldade na quantificação dos valores da força e momento, devidos à inserção de dobras de pré-activação, apresenta-se respondido para molas T e L nas condições estudadas.

4.3.2. Estudos comparativos

A tabela 16 compara os resultados da força horizontal/activação da mola T em TMA sem pré-activação do presente estudo, com os valores apresentados por Burstone⁸⁶ e Manhartsberger et al.⁸⁷.

Activação	Força (g)		
	Mola T em TMA Pré-activação 0°	Burstone ⁸⁶	Manhartsberger ⁸⁷ (dobras secas)
1	49,7	50,1	48,7
1,5	71,6	72,1	73,6
2	99,7	94,7	96,9
2,5	124,9	116,7	121,6
3	149,9	140,7	147,2
3,5	177,5	162,7	174,5
4	200,3	185,0	195,1
4,5	228,4	208,8	220,4
5	252,3	232,9	246,4
5,5	277,2	257,5	274
6	303,3	281,8	302,8

Tabela 16. Força horizontal/activação referente à mola T em TMA, de vários trabalhos

Os resultados de Burstone⁸⁶ e Manhartsberger et al.⁸⁷ foram alusivos a molas T em TMA com as mesmas dimensões utilizadas no presente trabalho. Apesar de nas molas desses trabalhos existirem pré-activações inseridas, estas não desenvolveram força horizontal quando colocada em posição neutra (pela metodologia adoptada). Razão pela qual, a comparação com a mola T em TMA sem pré-activação (pré-activação 0°) é exequível, para a variável força. Relativamente à proporção M/F e, uma vez que nos estudos em causa existem pré-activações os valores serão diferentes. Os resultados do presente trabalho foram muito próximos dos de Manhartsberger et al.⁸⁷, com valores ligeiramente superiores, apresentando



com uma diferença máxima de 4%. Já relativamente aos valores de Burstone⁸⁶, as diferenças continuaram a ser superiores, mas, com uma diferença na ordem dos 10%.

Embora estatisticamente não possamos afirmar se existem ou não diferenças estatisticamente significativas (os estudos não referem desvios padrões), atendendo à grandeza física em causa, verificamos diferenças muito diminuídas.

A comparação entre a mola T sem pré-activação em aço do presente estudo com a mesma mola também em aço do trabalho de shimuzu et al.¹⁰¹, evidenciou diferenças superiores a 100 g, o que talvez possa ser explicado pelo facto do aço não ser da mesma marca. A diferença de propriedades dos mesmos materiais em marcas diferentes é referenciada por alguns autores^{75,76}.

4.4. Proporção M/F

A proporção M/F superior da mola em T relativamente à mola em L, justifica-se em parte pelas conclusões de burstone e Koenig⁵, que relacionaram o aumento da proporção M/F com o aumento de arame em gengival. A mola em L, possui gengivalmente menos 3 mm de arame, mas os restantes 7 mm estão distribuídos assimetricamente, o que, por hipótese, podia ser um factor para o aumento da proporção M/F. Os resultados do presente estudo não validaram tal hipótese e a não colocação de 10 mm gengivais na mola em L, teve como entrave a possibilidade de desconforto na sua utilização clínica.

Verificou-se em todas as combinações que a inserção de dobras de pré-activação resultou num aumento da proporção M/F acima da dimensão vertical.

A distribuição total da pré-activação em gengival resulta num aumento do momento e diminuição da força horizontal. Já a distribuição da pré-activação em oclusal aumenta o momento e a força horizontal^{5,44,78,79,95-97}. A pré-activação 40° embora tenha 20° de pré-activação gengival, a adição de 20° com distribuição oclusal resultou numa menor proporção M/F comparativamente à pré-activação 20°. Esta diminuição foi resultante do aumento numa proporção superior da força horizontal relativamente ao verificado para o momento.



4.5. Proporção C/D

Relativamente ao comportamento da proporção C/D durante a activação, a diminuição nas pré-activações com distribuição oclusal parcial ou total explica-se pelo facto da força elevada das activações iniciais possuir uma componente resultante do encurtamento da mola. Assim, para a activação de 1 mm, à força resultante da activação estará somada a resultante do encurtamento horizontal da mola.

A proporção C/D com valor mais constante foi verificado nas molas sem pré-activação. A força foi a resultante da activação da respectiva mola.

Logicamente, na mesma linha de raciocínio, no caso da pré-activação 20^o a proporção C/D tinha de aumentar, uma vez que na activação inicial a força desenvolvida corresponde a uma activação real menor. O numerador da fracção está diminuído.

A diminuição ou aumento da proporção C/D com a activação dependendo da pré-activação, manifestou-se de forma gradual e com amplitude diminuída para todas as combinações, sobretudo nas últimas iterações. Esta conduta espelha o comportamento elástico de todas as molas testadas para as activações em estudo.

4.6. Efeito dos diferentes factores e/ou interacções

Análise ANOVA

A cada activação foi registado o valor da respectiva variável nas 20 combinações, a partir da terceira activação (2 mm) algumas das combinações atingiram a condição limite de activação. Na activação 2,5 mm não se registaram valores em 2 das 20 combinações. Nos 3mm e 3,5 mm esse número aumentou de 4 para 6. Nos 4 mm de activação o número de combinações com registos igualou os não registados. O número de combinações sem possibilidade de registo aumentou com o valor da activação. Na última activação das 20 combinações só foram registados valores em 3, todas dentro da combinação mola T em TMA.



Na identificação dos efeitos dos factores tipo de mola, material e pré-activação (e das suas interacções) nas variáveis dependentes Força (g) e Momento/Força (mm), a análise ANOVA (*Analysis of Variance*) com três factores foi realizada. Esta análise não foi feita para todos os níveis de activação. Foram identificados os efeitos para os níveis de activação 1 mm e 2 mm com registos em todas as combinações. Para a activação 3 mm com valores em 80% das combinações e na activação 4 mm com 50% das combinações.

Os resultados, respeitantes à activação de 4mm, estão condicionados pela circunstância de só haver dados de metade das combinações, acrescido o facto de oito delas corresponderem à combinação Material TMA. Nas activações acima de 4mm as referidas condicionantes aumentam, devido ao facto de não existirem dados para determinados níveis dos factores, não se realizaram as análises ANOVA.

4.7. Força versus proporção M/F – “janela clínica”

Baseado nas dimensões médias dos dentes e inclinações do plano oclusal, Siatkowski⁷⁰, calculou os valores da distância *bracket* – centro de resistência e a proporção M/F para o movimento de translação, no caso de um dente ou grupo de dentes. Os valores relativos à proporção M/F variaram entre os 7,1 a 10,2 mm, para dentes únicos e os 8,0 a 9,1 mm para grupo de dentes. De acordo com os valores anteriores, o intervalo entre 7 mm e 11 mm foi considerado o que englobou todas as possibilidades.

Na literatura, encontram-se referências para os valores da intensidade da força a aplicar no movimento de cada dente ou grupo de dentes. Os valores referidos em vários trabalhos^{6, 33-39}, indiciam um intervalo de força para a movimentação dentária. Por exemplo; no caso da retracção canina, o intervalo varia entre os 75 g e 260 g; para a retracção do bloco incisivo maxilar, o intervalo situa-se entre os 200 g e 300 g; para o bloco mandibular ronda os 250 g; na retracção em massa, para a arcada maxilar oscila entre os 500 g e 600 g enquanto na arcada mandibular entre 425 g a 480g.



Na retracção do segmento anterior (maxilar ou mandibular), com utilização de molas, estas são habitualmente duas, dispostas bilateralmente no mesmo arco. Considerando os valores de força atrás referidos, ao proceder a uma activação bilateral para a retracção de um bloco de dentes, é necessário considerar o somatório da força das duas molas, para o compatibilizar com uma força óptima. Deste modo, numa activação simétrica, o valor de força horizontal, em cada mola, será no máximo de 300 g para a retracção dos incisivos maxilares. Dentro destes condicionalismos, parece não ser necessário, clinicamente, utilizar molas que desenvolvam forças superiores a 300 g.

Por vários motivos e dentro de diferentes técnicas ortodônticas, as molas T e L são tendencialmente usadas, por um lado no movimento de alguns grupos de dentes (geralmente o bloco incisivo) e por outro, no deslocamento unitário de peças dentárias, nomeadamente na retracção de caninos. Os valores mínimos de força referenciados foram relativos à retracção canina, dentro do intervalo [75 g , 260 g]. O valor médio do intervalo é 167,5 g, tendo sido arredondado o valor para 150 g, tendo em conta este valor como limite inferior do intervalo fisiológico. Assim, e dependendo do tipo de movimento em causa (retracção de incisivos ou distalização de caninos) a força ortodôntica ideal a ser gerada pelas molas em questão, estará compreendida no intervalo entre 150 g e 300 g.

Em termos teóricos é a razão entre o momento e a força aplicada que qualifica o tipo de movimento. Este princípio não pode ser usado linearmente no movimento ortodôntico pois não tem em consideração o facto da intensidade da força estar condicionada a valores fisiológicos. Assim, o cálculo e obtenção de determinada proporção M/F estarão sempre condicionados pelos limites que suas parcelas encontram no âmbito da fisiologia.

Foram elaborados gráficos (FM0, FM20°, Fm40°, FM20^{oo}, FM40^{oo}) que mostram, para cada combinação de material e tipo de mola, para cada pré-activação, a força e a proporção M/F obtidas durante a activação de 1 mm a 6 mm. Pela consulta destes gráficos será possível observar os intervalos de valores da Força e proporção Momento/Força, a que correspondem os melhores comportamentos mecânicos das molas: 150g a 300g para a Força e 7 mm a 11 mm para a razão Momento/Força.

4.7.1. Pré-activação 0°

Nos gráficos seguintes (Gráfico FM0) para uma pré-activação de 0°, verificou-se que nenhuma das molas apresentou um bom comportamento mecânico, quando se variou a activação de 1 mm a 6 mm, uma vez que a proporção M/F foi sempre inferior a 7 mm.

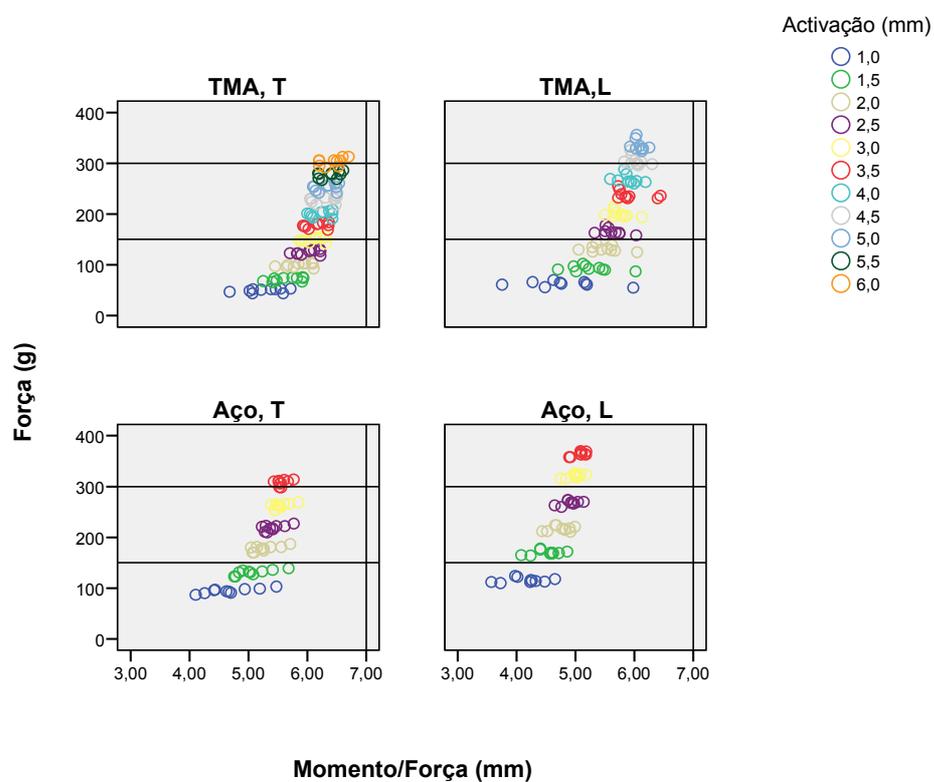


Gráfico FM0. Força versus Momento/força para diferentes combinações de materiais e tipos de mola, considerando uma pré-activação de 0° e variando a activação de 1 mm a 6 mm.



4.7.2. Pré-activação 20°

Nos gráficos seguintes (Gráfico FM20°) para a pré-activação 20°, para as molas de aço, verificou-se que as três primeiras activações estão dentro do intervalo, com a mola em T a aceitar ainda a condição para a activação 2,5 mm.

Para as molas em TMA as activações que satisfazem as condições são activações intermédias uma vez que para este material as forças iniciais apresentam valores inferiores a 150g. No caso da mola em L, o melhor comportamento verifica-se nas activações de 1,5 mm a 3 mm. Para a mola em T tal comportamento verifica-se entre as activações 2,5mm e 5 mm.

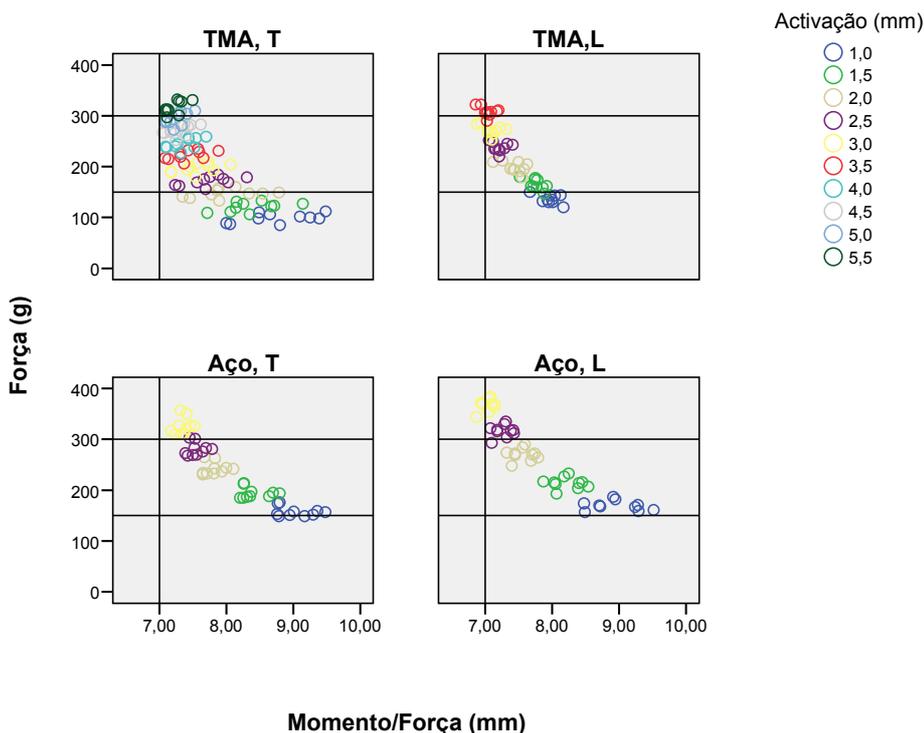


Gráfico FM20° . Força versus Momento/força para diferentes combinações de materiais e tipos de mola, considerando uma pré-activação de 20° e variando a activação de 1 mm a 6 mm



4.7.3. Pré-activação 40°

Nos gráficos seguintes (Gráfico FM40°) para a pré-activação 40°, as molas de aço só verificaram a condição nas duas primeiras activações. Já as molas em TMA desenvolvem forças acima dos 150 g logo na activação inicial e todas as activações estão com a proporção M/F no intervalo entre 7 mm e 11mm. A mola L verifica um bom comportamento até 2,5 mm, enquanto na mola T tal comportamento se verifica até 3,5 mm, com algumas das (n) activações a 4 mm a verificarem ainda a condição.

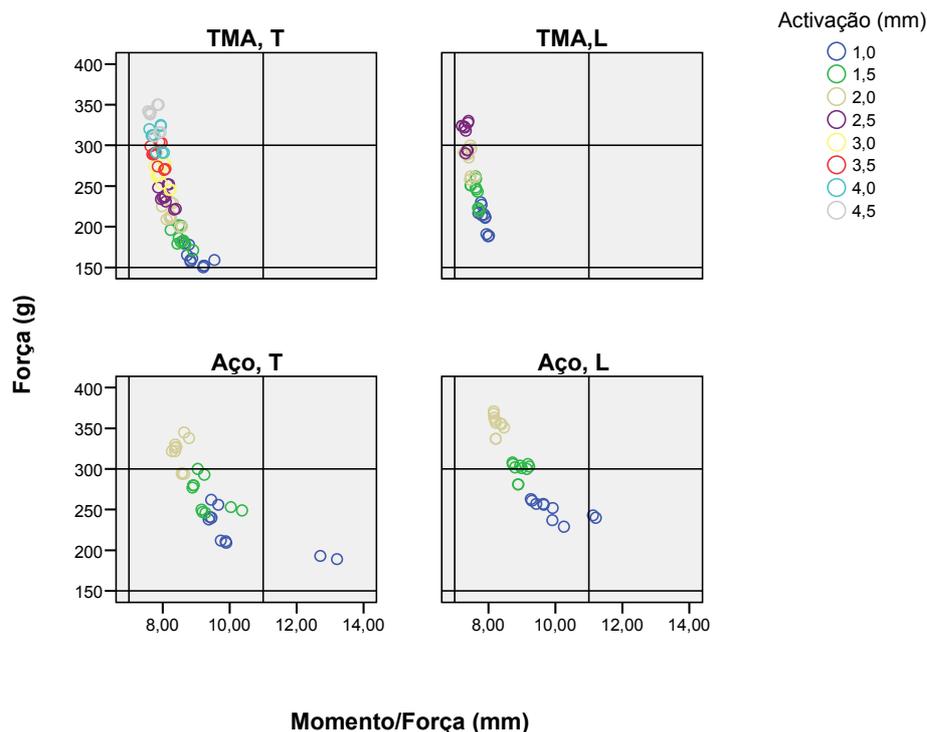


Gráfico FM40° . Força versus Momento/força para diferentes combinações de materiais e tipos de mola, considerando uma pré-activação de 40° e variando a activação de 1 mm a 6 mm.



4.7.4. Pré-activação 20^o

Nos gráficos seguintes (Gráfico FM20^o) para a pré-activação 20^o, pelo menos nas duas primeiras activações a proporção M/F é superior a 11 mm, valor não atingido nas anteriores pré-activações. Este valor elevado é resultado da distribuição gengival das dobras de pré-activação com o conseqüente aumento da distância horizontal entre os extremos da mola. Este aumento traduz-se numa desproporcional diminuição da forças horizontal, denominador da proporção M/F.

As molas em aço apresentam as condições a partir da quarta activação, até aos 4 mm de activação no caso da mola L e 4,5 mm para a mola T. Para o TMA o intervalo registou-se entre a activação 3 mm e 5,5 mm para a mola L e dos 4 mm aos 6 mm para a mola T.

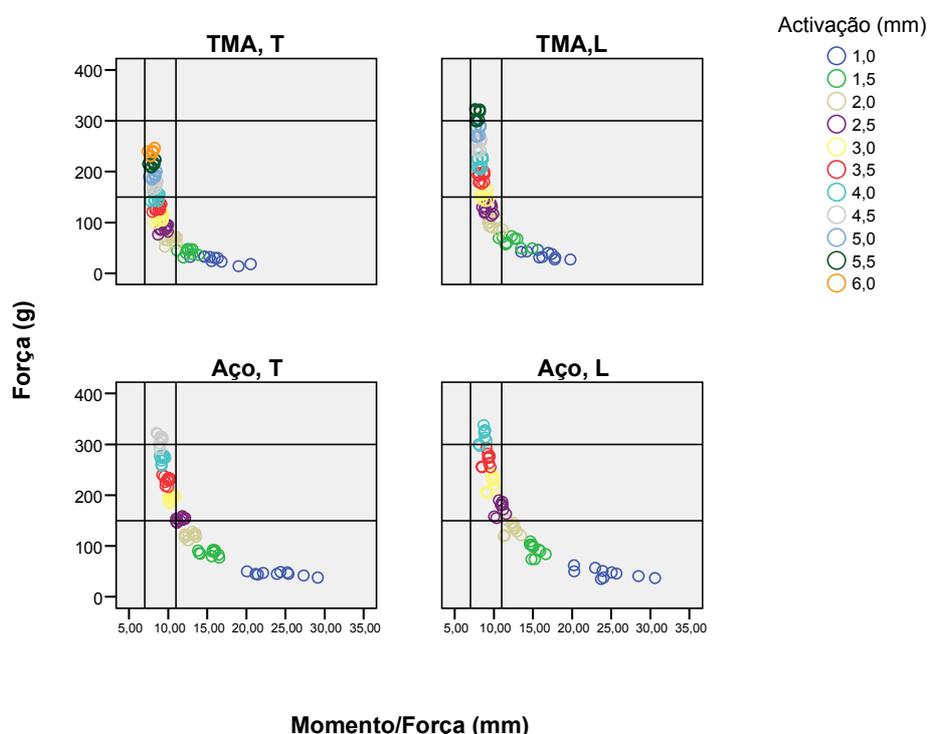


Gráfico FM20^o . Força versus Momento/força para diferentes combinações de materiais e tipos de mola, considerando uma pré-activação de 20^o e variando a activação de 1 mm a 6 mm.

4.7.5. Pré-activação 40^{oo}

Nos gráficos seguintes (Gráfico FM40^{oo}) para a pré-activação 40^{oo}, o valor de 11 mm para a proporção M/F é ultrapassado mas, em média, os 20 mm não são atingidos, a amplitude de variação é menor do que a verificada na pré-activação 20^{oo}. Comparativamente à pré-activação 20^{oo}, embora haja um incremento de 20° nas dobras de pré-activação, o facto do aumento se distribuir por oclusal resultou também num aumento da força horizontal. Embora haja um aumento em ambas as parcelas, este não se apresenta proporcional, o aumento relativo da força foi maior. A proporção M/F da pré-activação 40^{oo} é superior à pré-activação 40°, mas inferior à pré-activação 20^{oo} pelos motivos apontados.

Nas molas em aço embora a proporção M/F não atinja os valores maximos verificados na pré-activação 20^{oo}, este só fica abaixo dos 11 mm na activação 3,5 na mola T e nos 2,5 mm para a mola L. Nas molas em TMA as condições ideais verificam-se entre os 2 mm e os 4 mm de activação para a mola L. A mola T apresenta um intervalo ideal com início nos 2,5 mm de activação até aos 6 mm.

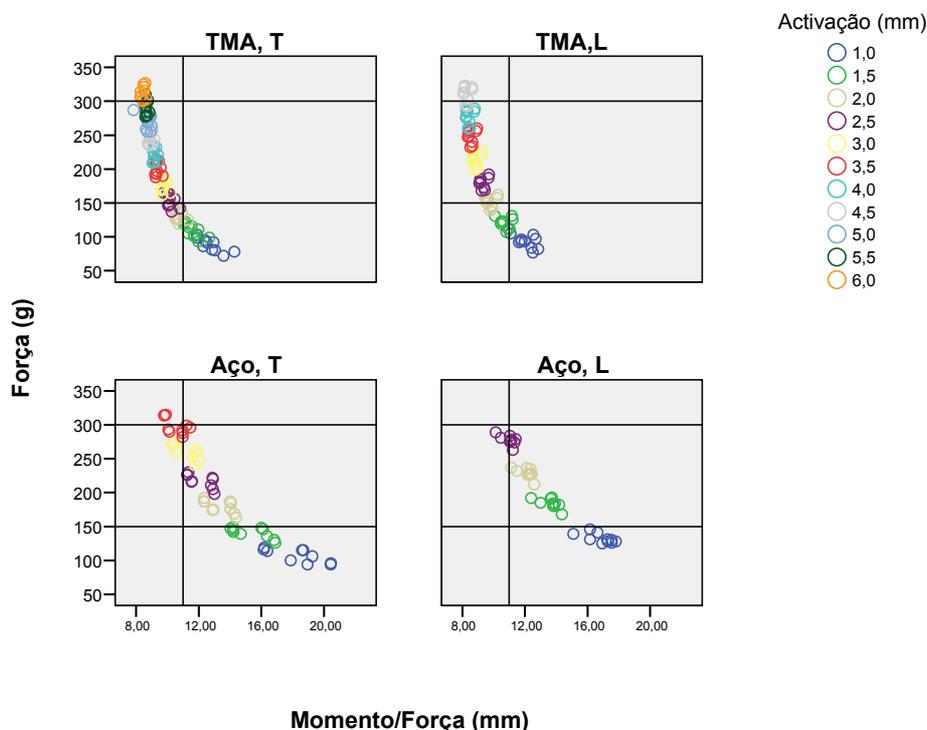


Gráfico FM40^{oo} . Força versus Momento/força para diferentes combinações de materiais e tipos de mola, considerando uma pré-activação de 40^{oo} e variando a activação de 1 mm a 6 mm.



Na pré-activação 0°, ao aumento do nível da activação corresponde um aumento da força e proporção M/F, nas restantes pré-activações obviamente a força aumenta mas a proporção M/F diminui. Assim, as curvas nos gráficos da pré-activação 0° tem inclinação contrária a todas as outras pré-activações.

As activações dentro do intervalo pré-definido anteriormente – “janela clínica”, têm interesse clínico, no sentido em que satisfazem as condições anteriores, verificando-se um bom compromisso entre a Força e a razão Momento/Força. A “janela clínica” deduzida, engloba o intervalo de valores da força ortodôntica referenciada por vários autores^{6, 33-39} com o intervalo de proporção M/F apresentado por Siatkowski⁷⁰. Para um dente ou grupo de dentes em particular o intervalo com interesse clínico será um espectro da presente “janela clínica”.

4.8. Mola com melhor comportamento mecânico

Segundo Burstone³, um sistema de forças óptimo para o movimento dentário é aquele que:

- controla o Crot durante o movimento;
- produz níveis de força óptimos para o ligamento periodontal;
- mantém níveis de força e momento relativamente constante durante o movimento.

O sistema de forças desenvolvido por uma mola será ideal se respeitar as três condições anteriores.

Na criação da “janela clínica” do presente trabalho, o intervalo considerado para a proporção M/F foi aquele que segundo Siatkowski⁷⁰ resulta num movimento de translação, isto é localiza o Crot no infinito (movimento de translação). Em relação à força o intervalo da “janela clínica” foi limitado aos valores referenciados como forças ortodônticas óptimas. Estes valores limites na formação da “janela clínica” verificam as duas primeiras condições acima referidas.

Quanto à manutenção dos níveis de força e momento relativamente constantes durante o movimento, a resposta é expressa através da interpretação da



distribuição das activações das diferentes combinações de molas nos gráficos Força versus Momento/força.

Os níveis de força serão mais constantes, quanto mais baixa for a proporção C/D, o que graficamente se traduz por uma distribuição condensada de activações na “janela clínica”. À mola com mais níveis de activação por janela clínica corresponderá a menor proporção C/D, isto é níveis de força mais constantes e consequentemente maior amplitude de trabalho.

Os momentos serão mais constantes quanto mais vertical for a curva de distribuição das activações, embora esta relação não seja directa uma vez que o eixo das abcissas diz respeito à proporção M/F.

Assim, através dos gráficos anteriores podemos identificar quais as combinações e para que amplitude de activação as respectivas molas desenvolvem um sistema de forças óptimo, segundo as condições pré-estabelecidas.

As molas com pré-activação de 0° apresentaram todas as activações fora da janela clínica, pelo facto da proporção M/F registada ser inferior a 7 mm. Também as combinações de molas em aço para as pré-activações 40° e 40° apresentaram uma amplitude de trabalho inferior a 1 mm dentro da “janela clínica”, pelo que não desenvolvem um sistema de forças clinicamente interessante.

Fazendo a comparação de todas as combinações (com activações dentro da “janela clínica”) dentro de cada pré-activação verificou-se que as molas em aço apresentaram uma menor amplitude de trabalho, implícito à proporção C/D do aço comparativamente ao TMA. Quanto a geometria da mola, a mola em T permitiu amplitude de trabalho maior comparativamente à mola em L.

Excepção feita à pré-activação 20° onde a mola T em aço apresentou a mesma amplitude de activação que a mesma mola em TMA. Na comparação de molas de geometria diferente para o mesmo material TMA, a mola L registou mais uma activação que a mola em T. Estas excepções verificaram-se pelo facto de aos 6 mm, limite de activação, a mola T em TMA apresentar uma força média de 239,10 g, abaixo dos 300 g limite atingidos em todas as outras combinações.

A mola com maior amplitude de activação, dentro da “janela clínica” atendendo aos pressupostos anteriormente verificados, será uma mola T em TMA com pré-activação 20°, 40° ou 40° ou uma mola L em TMA, na pré-activação 20°.



A mola com maior amplitude de activação foi a mola T em TMA com a pré-activação 40°, com uma amplitude clínica de 3,5 mm entre as activações de 2,5 mm e 6 mm. De referir que, a segunda maior amplitude de activação foi verificada pela mola T em TMA com a pré-activação 40°, com menos 0,5 mm de amplitude, mas com a particularidade de apresentar essa amplitude entre a activação inicial de 1 mm e os 4 mm de activação. Esta particularidade torna o controlo mais fácil, pois a amplitude de trabalho clínico não se localiza numa posição de activação intermédia. Por esta razão e pelo facto de a diferença de amplitude entre as duas ser de somente 0,5 mm, consideramos a mola em TMA com a pré-activação 40° a melhor opção entre as 20 combinações estudadas.

Se condicionarmos a nossa opção ao material aço, a amplitude maior recai sobre a mola T com a pré-activação 20°, com 2 mm entre as activações 2,5 mm e 4,5 mm.

4.9. Forças verticais e sistema de forças em β

Os presentes resultados referem-se a dois tipos de molas com a mesma dimensão vertical, testadas experimentalmente, através do mesmo método, para uma mesma distância inter-*bracket*, o que possibilitou a comparação dos resultados. Os dados recolhidos foram relativos à força horizontal e ao momento desenvolvido no *bracket* anterior (α). Fora do âmbito do trabalho ficaram a força vertical em α e o sistema de forças desenvolvido em β .

O posicionamento assimétrico da mola na distância inter-*bracket*, com maior proximidade da mesma a α , define o sistema de forças como um V assimétrico^{63,67}. Num V assimétrico, no *bracket* próximo à dobra (mola) verifica-se um momento e uma força vertical. No *bracket* mais distante (β) pode ou não desenvolver-se um momento dependendo do posicionamento da mola na distância inter-*bracket*, mas a verificar-se a intensidade deste é sempre inferior à do registado em α . Em situação limite, com a dobra a meio da distância inter-*bracket* os momentos são idênticos com sentidos opostos.

A força vertical desenvolvida em β é idêntica à verificada em α mas de sinal contrário.



Assim embora não tenhamos valores das forças verticais e do que se regista em β , podemos afirmar que desde que o centro da mola em teste não se localize exactamente a um terço da distância inter-*bracket*, que em β se verifica um momento de intensidade inferior à registada em α . Em relação à força vertical (que não foi estudada), podemos afirmar que em α tem um sentido extrusivo (nas condições do estudo), exactamente oposto ao que se verifica em β . Ainda relativamente à força vertical, esta aumenta com o aumento do momento em α ^{43, 63, 64, 67}, uma vez que pelas suas características o aço desenvolve, para as mesmas condições, momentos superiores, comparativamente ao TMA. Assim sendo, o aço desenvolve forças verticais superiores às que se verificam com o TMA.

A opção por uma mola em TMA, além de permitir maior amplitude de trabalho, resulta em forças verticais de menor intensidade, o que na maioria das situações clínicas é uma vantagem.

Neste trabalho, teria ainda sido interessante avaliar o sistema de forças de ambas as molas para a secção 0.019" x 0.025" em TMA. Tal não foi possível, pelo facto de não possuímos as duas barras metálicas (adaptáveis à peça de mão) com sulcos que permitam o encaixe da secção 0.019" x 0.025".



5. Conclusões

Efectuou-se um estudo laboratorial do comportamento mecânico de molas em aço e TMA, com a forma em T e em L, para as mesmas condições de dimensão vertical (7 mm), distância inter-*bracket* (13 mm), posicionamento e sistema de suporte iguais. Quantificou-se a força horizontal, a proporção M/F e a proporção C/D, com diferentes pré-activações e duas ligas metálicas.

Os resultados da investigação permitiram concluir o seguinte:

- verificou-se a existência de diferenças de médias estatisticamente significativas, em função da pré-activação, em todos os tipos de molas (TMA L e T, aço L e T) ao nível da força e proporção M/F.
- Para a variável força:
 - as molas em L registaram valores superiores à mola em T;
 - confirmou-se a da localização da pré-activação influência a intensidade da força;
- Para a variável proporção M/F:
 - as molas em T registaram valores superiores às molas em L;
 - na ausência de pré-activação as molas em TMA registaram valores superiores às molas em aço;
 - o valor máximo atingido na ausência de pré-activação foi inferior à dimensão vertical da mola;
 - na ausência de pré-activação registou-se um aumento da proporção M/F com a activação, efeito contrario foi verificado nas molas com pré-activação;
 - com a inserção de dobras de pré-activação, na maioria das activações, as molas em aço registaram valores superiores às molas em TMA;



- o aumento da proporção M/F verificado com a inserção de dobras pré-activação é maior quando a localização das dobras foi parcial ou totalmente gengival;
- Para a variável proporção C/D:
 - a diminuição ou aumento em pequena amplitude da proporção C/D com o aumento do nível de activação, dependendo da pré-activação, verifica o comportamento elástico de todas as molas testadas.
- A combinação que registou o melhor compromisso entre a força e a proporção M/F foi a mola T em TMA com pré-activação de 40°, no intervalo de activação entre 1mm e 4 mm.



Bibliografia

1. Weinstein S, Haack DC. Theoretical mechanics and practical orthodontics. *Angle Orthod* 1959;29:177-81.
2. Kuhlberg AJ, Priebe D. Testing force systems and biomechanics- measured tooth movements from differential moment closing loops. *Angle Orthod* 2003; 73:270-280.
3. Burstone CJ. Aplicación de la bioingeniería a la ortodoncia clínica. In: Graber TM, Vanarsdall RL. *Ortodoncia principios generales y técnicas*. 3ª ed. Editorial Médica Panamericana S.A. 2003. p. 248-280
4. Vaden JL, Dale JG, Klontz HA. Aparato arco de canto de Tweed-Merrifield: filosofía, diagnóstico y tratamiento. In: Graber TM, Vanarsdall RL. *Ortodoncia principios generales y técnicas*. 3ª ed. Editorial Médica Panamericana S.A. 2003; 625-82.
5. Burstone CJ, Koenig HA. Optimizing anterior and canine retraction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1976;70:1-19.
6. Burstone CJ. Mechanics of the segmented arch technique. *Angle Orthod* 1966; 36:99-120.
7. Silva CA. O movimento dentário ortodôntico. *Fácies – Centro de Estudos Harmonia Facial, Lda*. 1ª ed. 2007
8. Smith RJ, Burstone CJ. Mechanics of tooth movement. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1984;85:294-307.
9. 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.
10. Proffit WR, Fields H. As bases biológicas do movimento ortodôntico. *Contemporary Orthodontics*. 3rd ed. St. Louis: Editora Guanabara Koogan S.A., 2002;280-306.
11. Ren Y, Maltha JC, Kuijpers-jagtman AM. Optimum force magnitude for orthodontic tooth movement: A systematic literature review. *Angle Orthod* 2003; 73:86-92.
12. Quinn RS, Yoshikawa K. A reassessment of force magnitude in orthodontics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1985;88:252-260.
13. Haack DC, Weinstein S. Geometry and mechanics as related to tooth movement studied by means of two-dimensional model. *J Am Dental Association* 1963;66:157-64.
14. Nikolai RJ. On optimum force theory as applied to canine retraction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1975;68:290-302.



15. 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.
16. Reitan K. Clinical and histologic observations on tooth movement during and after orthodontic treatment. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1967;53:721-45.
17. Begg PR. Differential force in orthodontic treatment. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1956;42:481-510.
18. Nikolai RJ. Analytical mechanics and analysis of orthodontic tooth movements. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1982;82:164-5.
19. Ren Y, Maltha JC, Hof MAV, Kuijpers-jagtman AM. Optimum force magnitude for orthodontic tooth movement: a mathematic model. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2004;125:71-7.
20. Caputo AA, Chaconas SJ, Hayashi RK. Photoelastic visualization of orthodontic forces during canine retraction. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1974;65:250-9.
21. Baeten LR. Canine retraction: A photoelastic study. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1975;67:11-23.
22. Burstone CJ, Pryputniewicz RJ. Holographic determination of centers of rotation produced by orthodontics forces. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1980;77:396-409.
23. Tanne K. Patterns of initial tooth displacements associated with various root lengths and alveolar bone heights. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1991;100:66-71.
24. Choy K. Effect of root and bone morphology on the stress distribution in the periodontal ligament. . Am J Orthod Dentofacial Orthop 2000;117:98-105
25. Jones ML, Hickman J, Middleton J, Knox J, Volp C. A validated finite element method study of orthodontic tooth movement in the human subject. J Orthod 2001;28:29-38
26. Rudolph DJ, Wiles PG, Sameshima GT. A finite element model of apical force distribution from orthodontic tooth movement. Angle Orthod 2001; 71:127-31.
27. Lotti RS, Mazzeiro ET, Júnior JL . A influencia do posicionamento ântero-posterior da alça T segmentada durante o movimento de retracção inicial: uma avaliação pelo método dos elementos finitos. Rev. Dent. Press Ortodon. Ortop. Facial 2006;11(3)...



28. Hixon EH, Atikian H, McDonald HW, Tacy RJ. Optimal force, differential force and anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1969;55:437-57.
29. Hixon EH, Atikian H, McDonald HW, Tacy RJ. Optimal force, differential force and anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1969;55:437-57.
30. Kuhlberg AJ, Priebe D. Testing force systems and biomechanics- measured tooth movements from differential moment closing loops. *Angle Orthod* 2003; 73:270-280.
31. Reitan K. Some factors determining the evaluation of forces in orthodontics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1957;43:32-45.
32. Langlade M. *Therapeutique Orthodontique*. p. 16-86.
33. Burstone CJ. Rationale of the segmented arch. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1962;48:805-21.
34. Lane DF, Nikolay RJ. Effects of stress relief on the mechanical properties of orthodontic wire loops. *Angle Orthod* 1980; 50:139-45.
35. Gjessing P. Biomechanical design and clinical evaluation of a new canine retraction spring. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1985;87:353-62.
36. Ricketts RM, Bench RW, Gugino CF, Hilgers JJ, Schulhof RJ. *Técnica bioprogressiva de Ricketts*. 2ª Edição. Editorial Médica Panamericana S.A. 1989. p. 256-260.
37. Gjessing P. Controlled retraction of maxillary incisors. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1992;101:120-31.
38. Dinçer M, Gulsen A, Turk T. The retraction of upper incisors with the PG retraction system. *European J Orthodontics* 2000;22:33-41.
39. Thiesen G, Rego MN, Menezes LM, Shimizu RH. A utilização de diferentes configurações de molas "T" para obtenção de sistemas de forças otimizados. *Rev. Dent. Press Ortodon. Ortop. Facial* 2006;11:55-77.
40. Mulligan TF: *Common sense mechanics 1*. *J Clin Orthod* 1979;12:588-94.
41. Haack DC. The science of mechanics and its importance to analysis and research in the field of orthodontics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1963; 49:330-44.
42. Marcotte MR. Prediction of tooth movement. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1976; 69:511-23.
43. Lindauer SJ. The basics of orthodontic mechanics. *Seminars in Orthodontics* 2001;7:2-15.



44. Marcotte MR. Mecânica em Ortodontia. In: Marcotte MR. Biomecânica em Ortodontia. 2ª ed. S. Paulo: Livraria Santos Editora, 2003. p.1-21.
45. Demange C. Equilibrium situations in bend force systems. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1990; 98:333-9.
46. Dempster WT, Duddles RA. Tooth statics: equilibrium of a free-body. *J. A. D. A.* 1964;68:653-66
47. Papageorgiou IS. The center of resistance of teeth in Orthodontics. *Hellenic Orthodontic review* 2005;8:43-57.
48. Choy K, Pae E, Park Y, Kim K, Burstone CJ. Effect of root and bone morphology on the stress distribution in the periodontal ligament. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2000;117:98-105.
49. Christiansen RL, Burstone CJ. Centers of rotation within the periodontal space. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1969;55:353-69.
50. Vollmer D, Bourauel C, Maier K, Jager A. Determination of the centre of resistance in an upper human canine an idealized tooth model. *European Journal of Orthodontics* 1999; 21:633-48.
51. Tanne K, Koenig HA, Burstone CJ. Moment to force ratio and the center of rotation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1988;94:426-31.
52. Tanne K, Nagataki T, Inoue Y, Sakuda M, Burstone CJ. Patterns of initial tooth displacements associated with various root lengths and alveolar bone heights. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1991;100:66-71.
53. Dermaut LR, Vanden Bulcke MM. Evaluation of intrusive mechanics of the type "segmented arch" on a macerated human skull using the laser reflection technique and holographic interferometry. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1986;89:251-63.
54. Melsen B, Fotis V, Burstone CJ. Vertical forces considerations in differential space closure. *J Clin Orthod* 1990;24:678-83.
55. Pedersen E, Isidor F, Gjessing P, Andersen K. Location of centres of resistance for maxillary anterior teeth measured on human autopsy material. *Eur J Orthod* 1991;13:452-8.
56. Yoshida N, Koga Y, Mimaki N, Kobayashi K. In vivo determination of the centres of resistance of maxillary anterior teeth subjected to retraction forces. *Eur J Orthod* 2001b;23:529-34.
57. Choy K, Kim K, Burstone CJ. Initial changes of centre of rotation of the anterior segment in response to horizontal forces. *Eur J Orthod* 2006; 28:471-74.



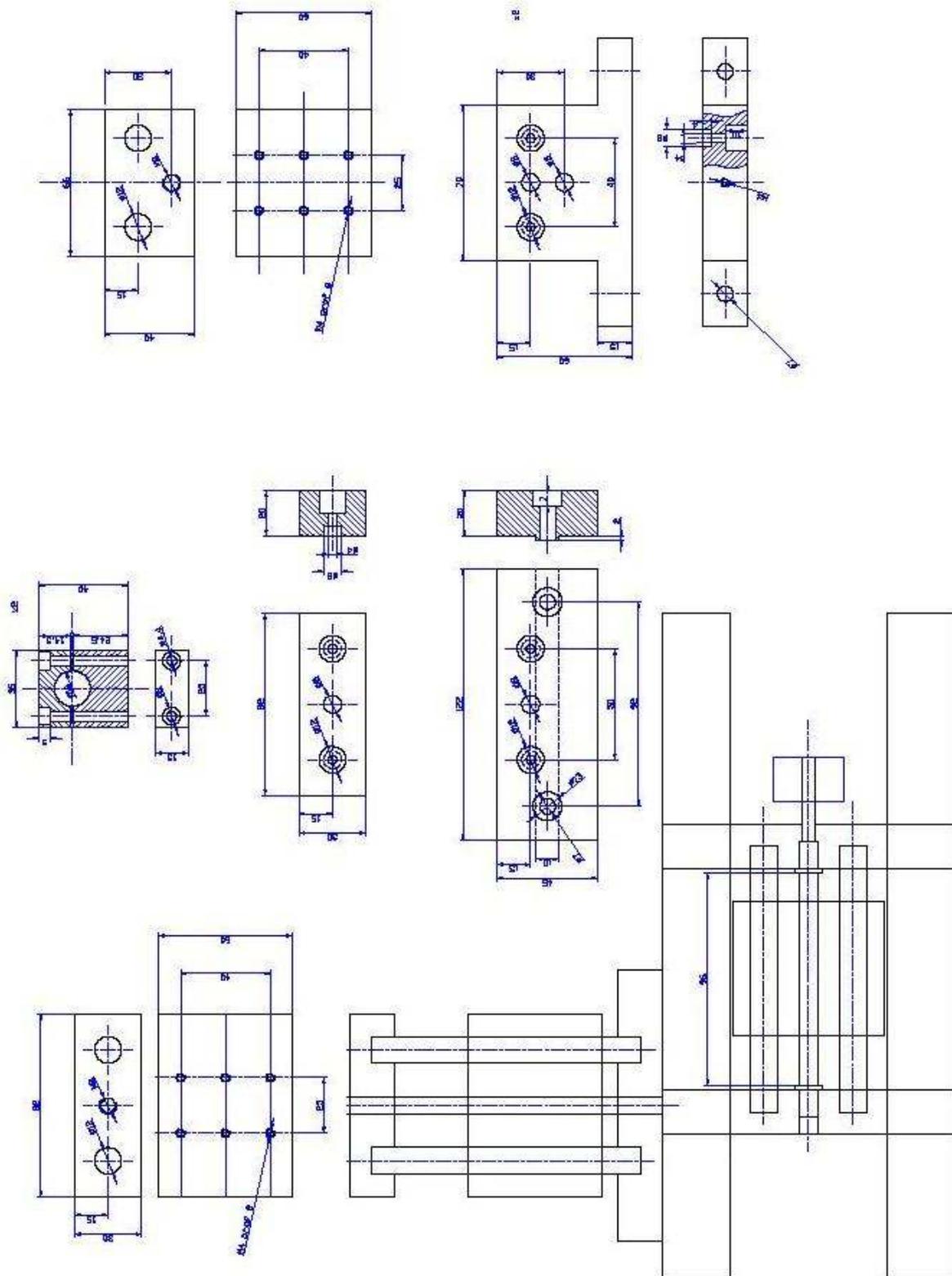
58. Mulligan TF: Common sense mechanics 2. Forces and Moments. *J Clin Orthod* 1979;13:676-683
59. Nagerl H, Burstone CJ, Becker B, Kubein-Messenburg D. Centers of rotation with transverse forces. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1991;99:337-45.
60. Choy K, Pae E, Park Y, Kim K, Burstone CJ. Effect of root and bone morphology on the stress distribution in the periodontal ligament. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2000;117:98-105.
61. Sakima MT, Sakima PRT, Sakima T, Gandini LG, Pinto AS. Técnica do arco segmentado de burstone.. *Rev. Dent. Press Ortodon. Ortop. Facial* 2000;5:91-115.
62. 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.
63. Lindauer SJ, Isaacson RJ. One-Couple orthodontic appliance systems. *Seminars in Orthodontics* 1995;1:12-24
64. Burstone CJ, Koenig HA. Force systems from an ideal arch. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1974;65:270-89.
65. Halazonetis DJ. Ideal arch force systems: A center-of-resistance perspective. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1998;114:256-64.
66. Kusy RP. Influence of force systems on archwire-bracket combinations. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005;127:333-42.
67. Burstone CJ, Koenig HA. Creative wire bending – The force system from step and V bends. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1988;93:59-67.
68. Ungbhakorn V, Ungbhakorn V, Techalertpaisarn P. Assessment of Castigliano's theorem on the analysis of closing loop for canine retraction by experiment and finite element method. Part I. *Thammasat Int. J. Sc. Tech.* 2005;10:28-37.
69. Fortin J. Translation of premolars in the dog by controlling the moment-to-force ratio on the crown. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1971;59:541-51.
70. Siatkoswski RE. Force system analysis of V-Bend mechanics. *J Clin Orthod* 1994;28:539-46.
71. Burstone CJ, Baldwin JJ, Lawless DT. The application of continuous forces to orthodontics. *Angle Orthod.* 31:1-14,1961
72. Braun S, Marcotte MR. Rationale of the segmented approach to orthodontic treatment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1995;108:1-8.



73. Kapila S, Sachdeva R. Mechanical proprieties and clinical applications of orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1989;96:100-9.
74. Burstone CJ. Variable-modulus orthodontics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1981;80:1-16.
75. Ingram SB, Smith RJ. Comparative range of orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1986;90:296-307.
76. Odegaard J, Meling T, Meling E. The effects of loops on the torsional stiffnesses of rectangular wires: an in vitro study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1996;109:496-505.
77. Faulkner MG, Lipsett AW, El-Rayes K, Haberstock DL. On the use of vertical loops in retraction systems. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1991;99:328-336.
78. Siatkowski RE. Continuous arch wire closing loop design, optimization, and verification. Part I. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1997;112:393-402.
79. Siatkowski RE. Continuous arch wire closing loop design, optimization, and verification. Part II. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1997;112:487-95.
80. Raboud DW, Faulkner MG, Lipsett AW, Haberstock DL. Three-dimensional effects in retraction appliance design. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1997;112:378-92.
81. Katona TR, Le YP, Chen J. The effects of first- and second-order gable bends on forces and moments generated by triangular loops. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006;129:54-59.
82. Chaconas SJ, Caputo AA, hayashi RK. Effects of wire size, loop configuration, and gabling on canine-retraction springs. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* 1974;65:58-66.
83. Ricketts RM. Bioprogressive therapy as an answer to orthodontic needs. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* 1976;70:359-97.
84. Bench RW, Gugino CF, HilgersJJ. Bioprogressive therapy. *J Clin Orthod* 1978;12:123-39
85. Ferreira MA. The wire material and croos-section effect on double delta closing loops regarding load and spring rate magnitude: An in vitro study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1999;115:275-82.
86. Burstone CJ. The segmented arch approach to space closure. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1982;82:361-78.
87. Manhartsberger C, Morton JY, Burstone CJ. Space closure in adult patients using the segmented arch technique. *Angle Orthod.* 1989;59:205-10



88. Souza RS, Pinto AS, Shimizu RH, Sakima MT, Gandini LG. Avaliação do sistema de forças gerado pela alça T de retração pré-ativada segundo o padrão UNESP-Araraquara. *Rev. Dent. Press Ortodon. Ortop. Facial* 2003;8:113-122.
89. Hoenigl KD, Freudenthaler J, Marcotte MR, Bantleon HP. The centered T-Loop – a new way of preactivation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1995;108:149-53.
90. Burstone CJ, Steenbergen E, Hanley KJ. A moderna mecânica edgewise e a técnica do arco segmentado. 1ª ed. Livraria Santos Editora Ltda;2003
91. Chen J, Markham DL, Katona TR. Effects of T-loop geometry on its forces and moments. *Angle Orthod* 2000;70:48-51.
92. Kuhlberg AJ, Burstone CJ. T-Loop position and anchorage control. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1997;112:12-8.
93. Bourauel C, Drescher D, Ebling J, Broome D, Kanarachos A. Superelastic nickel titanium alloy retraction springs – an experimental investigation of force systems. *European Journal of Orthodontics* 1997;19:491-500.
94. Viecilli RF. Self-corrective T-loops design for differential space closure. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006;129:48-53.
95. Gjessing P. A universal retraction spring. *J Clin Orthod* 1994;18:222-42.
96. Ferreira MA, Oliveira FT, Ignacio SA, Borges PC. Experimental force definition system for a new orthodontic retraction spring. *Angle Orthod* 2005;75:334-43
97. Braun S, Sjurson RC, Legan HL. On the management of extraction sites. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1997;112:645-55.
98. Halazonetis DJ. Understanding orthodontic loop preactivation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1998;113:237-41.
99. Braun S, Garcia JL. The gable bend revisited. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2002;122:523-7.
100. 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.
101. 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.





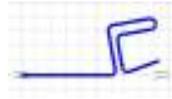
Mola T – pré-activação 0°



Mola L – pré-activação 0°



Mola T – pré-activação 20°



Mola L – pré-activação 20°



Mola T – pré-activação 40°



Mola L – pré-activação 40°



Mola T – pré-activação 20°



Mola L – pré-activação 20°



Mola T – pré-activação 40°



Mola L – pré-activação 40°



Tabela 1- médias e desvios padrão para a variável força (g) para os diferentes materiais e tipos de mola, com diferentes pré-activações, durante a sua activação de 1 mm a 6 mm.

Variável: Força (g)

Activação (mm)	Material	Tipo de Mola	Pré-activação	Média	Desvio padrão
1,0	Aço	L	0°	115,60	4,526
			20°	169,60	9,617
			40°	249,50	11,472
			20 ^{oo}	46,50	8,885
			40 ^{oo}	132,50	7,044
		T	0°	94,80	4,756
			20°	157,80	9,739
			40°	225,10	25,649
			20 ^{oo}	45,30	3,529
			40 ^{oo}	106,90	10,060
	TMA	L	0°	62,60	4,600
			20°	136,20	8,842
			40°	209,40	15,153
			20 ^{oo}	35,70	6,929
			40 ^{oo}	92,20	8,954
		T	0°	49,70	3,529
			20°	98,70	9,370
			40°	161,30	10,393
			20 ^{oo}	26,90	6,790
			40 ^{oo}	87,80	9,998
1,5	Aço	L	0°	170,00	4,372
			20°	213,80	11,243
			40°	299,20	9,897
			20 ^{oo}	92,80	12,209
			40 ^{oo}	184,00	7,303
		T	0°	131,00	5,312
			20°	194,60	10,803
			40°	267,50	20,684
			20 ^{oo}	86,40	5,168
			40 ^{oo}	140,80	7,927
	TMA	L	0°	92,90	4,864
			20°	165,70	10,541
			40°	242,40	15,608
			20 ^{oo}	62,20	8,854
			40 ^{oo}	120,50	8,100
		T	0°	71,60	3,688
			20°	120,80	9,390
			40°	185,90	10,376
			20 ^{oo}	42,40	5,797
			40 ^{oo}	108,10	9,655
2,0	Aço	L	40 ^{oo}	114,30	10,756
			0°	217,00	4,784
			20°	270,10	11,949
			40°	355,50	11,453
			20 ^{oo}	133,90	11,150



2,5	TMA	T	40 ⁰⁰	228,90	7,172	
			0°	178,00	5,333	
			20°	242,50	12,222	
		L	40°	319,30	18,601	
			20 ⁰⁰	120,80	4,662	
			40 ⁰⁰	179,50	9,431	
	3,0	Aço	T	0°	131,60	5,522
				20°	198,40	10,222
				40°	282,20	15,655
			L	20 ⁰⁰	97,60	9,264
				40 ⁰⁰	152,00	7,732
				0°	99,70	3,945
3,5		Aço	T	20°	147,00	8,340
				40°	213,80	10,942
				20 ⁰⁰	66,10	6,773
			L	40 ⁰⁰	132,90	9,146
				0°	268,10	4,228
				20°	316,60	11,983
	3,5	TMA	T	20 ⁰⁰	174,90	12,279
				40 ⁰⁰	277,60	6,835
				0°	218,80	5,350
			L	20°	280,70	12,535
				20 ⁰⁰	152,60	3,836
				40 ⁰⁰	217,20	10,141
3,5		Aço	T	0°	165,00	6,092
				20°	238,10	9,362
				40°	314,70	15,578
			L	20 ⁰⁰	125,90	7,852
				40 ⁰⁰	180,20	7,983
				0°	124,90	4,306
	3,5	Aço	T	20°	171,40	8,922
				40°	236,90	11,050
				20 ⁰⁰	87,70	5,794
			L	40 ⁰⁰	152,60	9,991
				0°	321,10	3,929
				20°	367,50	11,588
3,5		TMA	T	20 ⁰⁰	224,70	12,746
				0°	262,10	5,216
				20°	325,70	16,432
			L	20 ⁰⁰	193,70	4,900
				40 ⁰⁰	260,00	10,562
				0°	364,50	4,275
	3,5	Aço	T	20 ⁰⁰	270,30	12,763
				0°	307,80	5,453
				20 ⁰⁰	229,50	7,692
			L	40 ⁰⁰	298,30	11,954
				0°	237,50	7,934
				20°	308,20	9,283
3,5		TMA	T	20 ⁰⁰	188,70	9,093
				40 ⁰⁰	248,60	10,113
				0°	177,50	4,859
			L	20°	222,60	9,240
				20 ⁰⁰	188,70	9,093
				40 ⁰⁰	248,60	10,113
	3,5	Aço	T	0°	177,50	4,859
				20°	222,60	9,240
				40°	288,00	12,587
			L	20 ⁰⁰	188,70	9,093
				40 ⁰⁰	248,60	10,113
				0°	177,50	4,859



4,0	Aço	L	20 ⁰⁰	128,70	5,250		
			40 ⁰⁰	200,60	9,663		
	TMA	L	20 ⁰⁰	318,60	13,426		
			20 ⁰⁰	271,50	7,246		
			0 ⁰	268,20	8,638		
			20 ⁰⁰	218,00	9,638		
		T	40 ⁰⁰	277,70	10,802		
			0 ⁰	200,30	5,498		
			20 ⁰	245,20	10,675		
			40 ⁰	309,10	13,404		
4,5	Aço	T	20 ⁰⁰	148,80	6,426		
			40 ⁰⁰	220,70	10,012		
	TMA	L	20 ⁰⁰	309,40	10,658		
			0 ⁰	304,60	9,606		
			20 ⁰⁰	253,10	10,754		
			40 ⁰⁰	311,80	11,390		
		T	0 ⁰	228,40	6,168		
			20 ⁰	270,70	10,436		
			40 ⁰	334,30	14,446		
			20 ⁰⁰	172,40	5,296		
5,0	TMA	L	40 ⁰⁰	246,00	9,730		
			0 ⁰	334,20	10,163		
	T	20 ⁰⁰	281,20	10,337			
		0 ⁰	252,30	6,783			
		20 ⁰	293,60	12,616			
		20 ⁰⁰	192,40	5,232			
		40 ⁰⁰	269,30	11,006			
		5,5	TMA	L	20 ⁰⁰	312,50	10,865
					0 ⁰	277,20	6,512
			T	20 ⁰	316,50	12,713	
20 ⁰⁰	215,90			5,021			
40 ⁰⁰	290,00			11,255			
0 ⁰	303,30			7,394			
20 ⁰⁰	239,10			5,425			
40 ⁰⁰	312,20			9,841			

Tabela 1 – Médias e desvios padrão para a variável força (g)



Tabela 2- médias e desvios padrão para a variável proporção momento/força (mm) para os diferentes materiais e tipos de mola, com diferentes pré-activações, durante a sua activação de 1 mm a 6 mm.

Variável: Momento/Força (mm)

Activação (mm)	Material	Tipo de Mola	Pré-activação	Média	Desvio padrão	
1,0	Aço	L	0°	4,1480	,32990	
			20°	8,9578	,36150	
			40°	9,9728	,69746	
			20 ^{oo}	24,4911	3,23967	
			40 ^{oo}	16,8450	,84111	
		T	0°	4,6813	,42277	
			20°	9,0362	,27111	
			40°	10,2803	1,42865	
			20 ^{oo}	24,0260	2,86943	
			40 ^{oo}	18,2930	1,61951	
	TMA	L	0°	4,8143	,60768	
			20°	7,9730	,14024	
			40°	7,8737	,10067	
			20 ^{oo}	16,5073	1,84852	
			40 ^{oo}	12,1209	,56161	
		T	0°	5,2763	,31961	
			20°	8,7697	,52754	
			40°	8,9956	,29107	
			20 ^{oo}	16,1590	2,23753	
			40 ^{oo}	12,7649	,74600	
1,5	Aço	L	0°	4,5080	,23043	
			20°	8,2232	,21792	
			40°	8,9532	,18133	
			20 ^{oo}	15,2459	,65032	
			40 ^{oo}	13,6660	,56970	
		T	0°	5,0725	,29594	
			20°	8,4151	,21266	
			40°	9,3079	,50004	
			20 ^{oo}	15,3820	1,03164	
			40 ^{oo}	15,3490	1,18665	
	TMA	L	0°	5,2602	,36264	
			20°	7,7630	,11304	
			40°	7,6305	,09129	
			20 ^{oo}	12,2716	1,27888	
			40 ^{oo}	10,7332	,35477	
		T	0°	5,6505	,24860	
			20°	8,3731	,40362	
			40°	8,5584	,17408	
			20 ^{oo}	12,5672	,74061	
			40 ^{oo}	11,6462	,48198	
Total				9,3591	2,54838	
	2,0	Aço	L	0°	4,7509	,17849
				20°	7,5703	,16030
				40°	8,2600	,10829
				20 ^{oo}	12,3338	,69133



2,5	TMA	L	40 ⁰⁰	12,1110	,45145
			0°	5,2739	,21820
			20°	7,8194	,15620
			40°	8,5058	,16308
	TMA	L	20 ⁰⁰	12,8350	,58228
			40 ⁰⁰	13,3549	,85967
			0°	5,4916	,27246
			20°	7,4400	,15513
	TMA	L	40°	7,4224	,09558
			20 ⁰⁰	10,0108	,62489
			40 ⁰⁰	9,7868	,28659
			0°	5,8558	,21870
Aço	L	20°	8,0033	,45462	
		40°	8,2675	,17366	
		20 ⁰⁰	10,4190	,57016	
		40 ⁰⁰	10,6529	,29704	
Aço	L	0°	4,9124	,13812	
		20°	7,2705	,12806	
		20 ⁰⁰	10,8684	,43387	
		40 ⁰⁰	10,9920	,39614	
TMA	L	0°	5,4178	,16627	
		20°	7,5519	,12617	
		20 ⁰⁰	11,5600	,45292	
		40 ⁰⁰	12,1415	,80180	
TMA	L	0°	5,6221	,19303	
		20°	7,2140	,10480	
		40°	7,3227	,07232	
		20 ⁰⁰	9,2289	,49472	
Aço	L	40 ⁰⁰	9,3119	,22411	
		0°	6,0137	,18591	
		20°	7,7384	,32655	
		40°	8,1144	,16423	
Aço	L	20 ⁰⁰	9,5476	,45372	
		40 ⁰⁰	10,1888	,27865	
		0°	4,9902	,12033	
		20°	7,0330	,09180	
TMA	L	20 ⁰⁰	9,7618	,37811	
		0°	5,5467	,13702	
		20°	7,3526	,10461	
		20 ⁰⁰	10,4370	,33407	
TMA	L	40 ⁰⁰	11,1402	,71419	
		0°	5,7574	,16910	
		20°	7,0930	,12867	
		20 ⁰⁰	8,7665	,38940	
Aço	L	40 ⁰⁰	8,8670	,22314	
		0°	5,0807	,09966	
		20 ⁰⁰	9,1481	,39010	
		0°	5,5674	,09400	
TMA	L	20°	9,8590	,32838	
		40 ⁰⁰	10,5206	,64549	
		0°	5,9337	,26563	
		20°	7,0430	,10166	



			20 ⁰⁰	8,3776	,33774
			40 ⁰⁰	8,5624	,20647
		T	0 ^o	6,1549	,17862
			20 ^o	7,4363	,24535
			40 ^o	7,8499	,15019
			20 ⁰⁰	8,7362	,36838
			40 ⁰⁰	9,3701	,15536
4,0	Aço	L	20 ⁰⁰	8,6924	,30911
		T	20 ⁰⁰	9,2780	,22680
	TMA	L	0 ^o	5,9014	,16619
			20 ⁰⁰	8,1849	,31616
			40 ⁰⁰	8,4216	,20260
		T	0 ^o	6,2360	,17131
			20 ^o	7,3679	,19614
			40 ^o	7,8187	,15262
			20 ⁰⁰	8,4855	,36003
			40 ⁰⁰	9,1821	,12687
4,5	Aço	T	20 ⁰⁰	8,9600	,24824
	TMA	L	0 ^o	6,0255	,12767
			20 ⁰⁰	8,0045	,29232
			40 ⁰⁰	8,2694	,20577
		T	0 ^o	6,3043	,19733
			20 ^o	7,3066	,18346
			40 ^o	7,7391	,14226
			20 ⁰⁰	8,2914	,33016
			40 ⁰⁰	8,9346	,12421
5,0	TMA	L	0 ^o	6,0905	,08955
		T	20 ⁰⁰	7,9387	,27537
			0 ^o	6,3246	,17408
			20 ^o	7,2553	,15008
			20 ⁰⁰	8,1942	,30410
			40 ⁰⁰	8,7232	,33452
5,5	TMA	L	20 ⁰⁰	7,8775	,26425
		T	0 ^o	6,3866	,16680
			20 ^o	7,2237	,13380
			20 ⁰⁰	8,0690	,28806
			40 ⁰⁰	8,6716	,08557
6,0	TMA	T	0 ^o	6,4256	,18538
			20 ⁰⁰	7,9458	,27547
			40 ⁰⁰	8,4434	,13001

Tabela 2 - Médias e desvios padrão para a variável proporção momento/força (mm)



Tabela 3- médias e desvios padrão para a variável proporção carga/deflexão (g/mm) para os diferentes materiais e tipos de mola, com diferentes pré-activações, durante a sua activação de 1 mm a 6 mm.

Variável: Carga/Deflexão (g/mm)

Activação (mm)	Material	Tipo de Mola	Pré-activação	Média	Desvio padrão
1,0	Aço	L	0°	115,60	4,526
			20°	169,60	9,617
			40°	249,50	11,472
			20 ⁰⁰	46,50	8,885
			40 ⁰⁰	132,50	7,044
		T	0°	94,80	4,756
			20°	157,80	9,739
			40°	225,10	25,649
			20 ⁰⁰	45,30	3,529
			40 ⁰⁰	106,90	10,060
	TMA	L	0°	62,60	4,600
			20°	136,20	8,842
			40°	209,40	15,153
			20 ⁰⁰	35,70	6,929
			40 ⁰⁰	92,20	8,954
		T	0°	49,70	3,529
			20°	98,70	9,370
			40°	161,30	10,393
			20 ⁰⁰	26,90	6,790
			40 ⁰⁰	87,80	9,998
1,5	Aço	L	0°	113,33	2,914
			20°	142,53	7,495
			40°	199,47	6,598
			20 ⁰⁰	61,87	8,140
			40 ⁰⁰	122,67	4,869
		T	0°	87,33	3,542
			20°	129,73	7,202
			40°	178,33	13,789
			20 ⁰⁰	57,60	3,446
			40 ⁰⁰	93,87	5,285
	TMA	L	0°	61,93	3,242
			20°	110,47	7,029
			40°	161,60	10,405
			20 ⁰⁰	41,47	5,903
			40 ⁰⁰	80,33	5,400
		T	0°	47,73	2,459
			20°	80,53	6,260
			40°	123,93	6,917
			20 ⁰⁰	28,27	3,864
			40 ⁰⁰	72,07	6,436
2,0	Aço	L	0°	108,50	2,392
			20°	135,05	5,974
			40°	177,75	5,726
			20 ⁰⁰	66,95	5,575
			40 ⁰⁰	114,45	3,586



2,5	TMA	T	0°	89,00	2,667
			20°	121,25	6,111
			40°	159,65	9,301
			20 ⁰⁰	60,40	2,331
		L	40 ⁰⁰	89,75	4,716
			0°	65,80	2,761
			20°	99,20	5,111
			40°	141,10	7,827
	Aço	T	20 ⁰⁰	48,80	4,632
			40 ⁰⁰	76,00	3,866
			0°	49,85	1,973
			20°	73,50	4,170
		L	40°	106,90	5,471
			20 ⁰⁰	33,05	3,387
			40 ⁰⁰	66,45	4,573
			0°	107,24	1,691
3,0	TMA	T	20°	126,64	4,793
			20 ⁰⁰	69,96	4,911
			40 ⁰⁰	111,04	2,734
			0°	87,52	2,140
		L	20°	112,28	5,014
			20 ⁰⁰	61,04	1,534
			40 ⁰⁰	86,88	4,056
			0°	66,00	2,437
	Aço	T	20°	95,24	3,745
			40°	125,88	6,231
			20 ⁰⁰	50,36	3,141
			40 ⁰⁰	72,08	3,193
		L	0°	49,96	1,723
			20°	68,56	3,569
			40°	94,76	4,420
			20 ⁰⁰	35,08	2,317
3,5	TMA	T	40 ⁰⁰	61,04	3,996
			0°	107,03	1,310
			20°	122,50	3,863
			20 ⁰⁰	74,90	4,249
		L	0°	87,37	1,739
			20°	108,57	5,477
			20 ⁰⁰	64,57	1,635
			40 ⁰⁰	86,67	3,521
	Aço	T	0°	66,70	2,333
			20°	90,57	3,218
			20 ⁰⁰	51,43	2,927
			40 ⁰⁰	71,40	3,114
		L	0°	49,97	1,559
			20°	65,60	3,050
			40°	87,53	3,938
			20 ⁰⁰	35,93	2,035
T	40 ⁰⁰	58,57	3,147		
	0°	104,14	1,222		
	20 ⁰⁰	77,23	3,647		
	0°	87,94	1,558		



			20 ⁰⁰	65,57	2,197
			40 ⁰⁰	85,23	3,415
	TMA	L	0 ⁰	67,86	2,267
			20 ⁰	88,06	2,652
			20 ⁰⁰	53,91	2,598
			40 ⁰⁰	71,03	2,889
		T	0 ⁰	50,71	1,388
			20 ⁰	63,60	2,640
			40 ⁰	82,29	3,596
			20 ⁰⁰	36,77	1,500
			40 ⁰⁰	57,31	2,761
4,0	Aço	L	20 ⁰⁰	79,65	3,357
		T	20 ⁰⁰	67,88	1,811
	TMA	L	0 ⁰	67,05	2,160
			20 ⁰⁰	54,50	2,409
			40 ⁰⁰	69,43	2,700
		T	0 ⁰	50,08	1,375
			20 ⁰	61,30	2,669
			40 ⁰	77,28	3,351
			20 ⁰⁰	37,20	1,606
			40 ⁰⁰	55,18	2,503
4,5	Aço	T	20 ⁰⁰	68,76	2,368
	TMA	L	0 ⁰	67,69	2,135
			20 ⁰⁰	56,24	2,390
			40 ⁰⁰	69,29	2,531
		T	0 ⁰	50,76	1,371
			20 ⁰	60,16	2,319
			40 ⁰	74,29	3,210
			20 ⁰⁰	38,31	1,177
			40 ⁰⁰	54,67	2,162
5,0	TMA	L	0 ⁰	66,84	2,033
		T	20 ⁰⁰	56,24	2,067
			0 ⁰	50,46	1,357
			20 ⁰	58,72	2,523
			20 ⁰⁰	38,48	1,046
			40 ⁰⁰	53,86	2,201
5,5	TMA	L	20 ⁰⁰	56,82	1,976
		T	0 ⁰	50,40	1,184
			20 ⁰	57,55	2,311
			20 ⁰⁰	39,25	,913
			40 ⁰⁰	52,73	2,046
6,0	TMA	T	0 ⁰	50,55	1,232
			20 ⁰⁰	39,85	,904
			40 ⁰⁰	52,03	1,640

Tabela 3 - Médias e desvios padrão para a variável proporção carga/deflexão (g/mm)



Tabela F. Força

	0°		20°		40°		20°		40°		20°		40°							
	Aço	TMA																		
1	94,80	49,70	116,60	62,60	157,80	98,70	169,60	136,20	225,10	161,30	249,50	209,40	46,30	26,90	46,80	35,70	106,90	87,80	132,90	92,20
1,5	131,00	71,60	170,00	92,60	194,60	120,60	213,80	166,70	267,90	186,90	299,20	242,40	86,40	42,40	92,80	62,20	140,80	108,10	184,00	120,50
2	178,00	99,70	217,00	131,60	242,60	147,00	270,10	188,40	319,30	213,80	356,50	282,20	120,80	66,10	133,90	97,6	179,50	132,90	228,90	162,0
2,5	218,80	124,60	268,10	166,00	290,70	171,40	316,60	238,10	-	236,90	-	314,70	162,60	87,70	174,90	125,90	217,20	162,60	277,60	180,20
3	262,10	149,80	321,10	200,10	325,70	196,80	367,60	271,70	-	262,60	-	-	193,70	107,90	224,70	154,30	260,00	175,70	-	214,20
3,5	307,80	177,60	364,50	237,60	-	222,60	-	306,20	-	288,00	-	-	229,90	128,70	270,30	188,30	288,30	200,60	-	248,60
4	-	200,30	-	268,20	-	246,20	-	-	-	309,10	-	-	271,60	148,90	318,60	218,00	-	220,70	-	277,70
4,5	-	228,40	-	304,60	-	270,70	-	-	-	334,30	-	-	309,40	172,40	-	268,10	-	246,00	-	311,80
5	-	262,30	-	334,20	-	293,60	-	-	-	-	-	-	192,40	-	281,20	-	269,30	-	-	-
5,5	-	277,20	-	-	-	316,60	-	-	-	-	-	-	-	215,90	-	312,60	-	290,00	-	-
6	-	303,30	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	239,10	-	-	-	312,20	-	-

Tabela M. Momento/Força

	0°		20°		40°		20°		40°		20°		40°							
	Aço	TMA	Aço	TMA	Aço	TMA	Aço	TMA	Aço	TMA	Aço	TMA	Aço	TMA						
1	4,68	5,28	4,16	4,81	9,04	8,77	8,96	7,97	10,28	9,00	9,97	7,87	24,03	16,16	24,49	16,61	18,29	12,77	16,84	12,12
1,5	5,07	5,65	4,51	5,26	8,42	8,37	8,22	7,76	9,31	8,66	8,95	7,63	15,38	12,67	15,25	12,27	15,35	11,66	13,67	10,73
2	5,27	5,86	4,75	5,49	7,82	8,00	7,57	7,44	8,51	8,27	8,26	7,42	12,84	10,42	12,34	10,01	13,36	10,66	12,11	9,79
2,5	5,42	6,01	4,91	5,62	7,56	7,74	7,27	7,21	-	8,12	-	7,32	11,66	9,66	10,87	9,23	12,14	10,19	10,99	9,31
3	5,56	6,12	4,99	5,76	7,36	7,57	7,03	7,09	-	7,88	-	7,96	10,44	9,07	9,76	8,77	11,14	9,75	-	8,87
3,5	5,57	6,16	5,08	5,93	-	7,44	-	7,04	-	7,85	-	7,88	9,86	8,74	9,15	8,38	10,52	9,37	-	8,66
4	-	6,24	-	6,90	-	7,37	-	7,82	-	7,74	-	7,82	9,28	8,49	8,69	8,18	-	9,18	-	8,42
4,5	-	6,31	-	6,03	-	7,31	-	-	-	7,74	-	-	8,96	8,29	-	8,01	-	8,93	-	8,27
5	-	6,32	-	6,09	-	7,26	-	-	-	-	-	-	-	8,19	-	7,94	-	8,72	-	-
5,5	-	6,39	-	-	-	7,22	-	-	-	-	-	-	-	8,07	-	7,88	-	8,67	-	-
6	-	6,42	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	7,95	-	-	-	8,44	-	-

Tabela C. Carga/Deflexão

	0°		20°		40°		20°		40°		20°		40°							
	Aço	TMA	Aço	TMA	Aço	TMA	Aço	TMA	Aço	TMA	Aço	TMA	Aço	TMA						
1	94,80	49,70	116,60	62,60	157,80	98,70	169,60	136,20	225,10	161,30	249,50	209,40	46,30	26,90	46,80	35,70	106,90	87,80	132,90	92,20
1,5	87,33	47,73	113,33	61,93	129,73	80,53	142,53	110,47	176,34	123,93	199,47	161,6	57,60	28,27	61,87	41,47	93,87	72,07	122,67	80,33
2	89,00	49,85	108,50	65,80	121,25	73,50	136,05	99,20	159,65	106,90	177,75	141,10	60,40	33,05	66,95	48,80	89,75	66,46	114,46	76,00
2,5	87,52	49,66	107,24	66,00	112,28	68,66	126,64	95,24	-	94,76	-	125,88	61,04	35,08	69,96	50,36	86,88	61,04	111,04	72,08
3	87,37	49,97	107,04	66,70	108,57	66,60	122,50	90,57	-	87,53	-	-	64,57	35,93	74,90	51,43	86,67	68,57	-	71,40
3,5	87,94	50,72	104,14	67,86	-	63,60	-	88,06	-	82,29	-	66,57	36,77	77,23	63,91	85,23	85,23	87,31	-	71,03
4	-	50,08	-	67,05	-	61,30	-	-	-	77,28	-	67,88	37,20	79,66	64,90	85,18	-	86,48	-	69,48
4,5	-	50,76	-	67,69	-	60,16	-	-	-	68,76	-	68,76	38,31	-	66,25	-	84,67	-	69,29	-
5	-	50,46	-	66,84	-	68,72	-	-	-	-	-	-	38,48	-	66,24	-	83,86	-	-	-
5,5	-	50,40	-	-	-	67,56	-	-	-	-	-	-	56,82	-	62,73	-	82,73	-	-	-
6	-	50,66	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	39,86	-	62,03	-	82,03	-	-	-

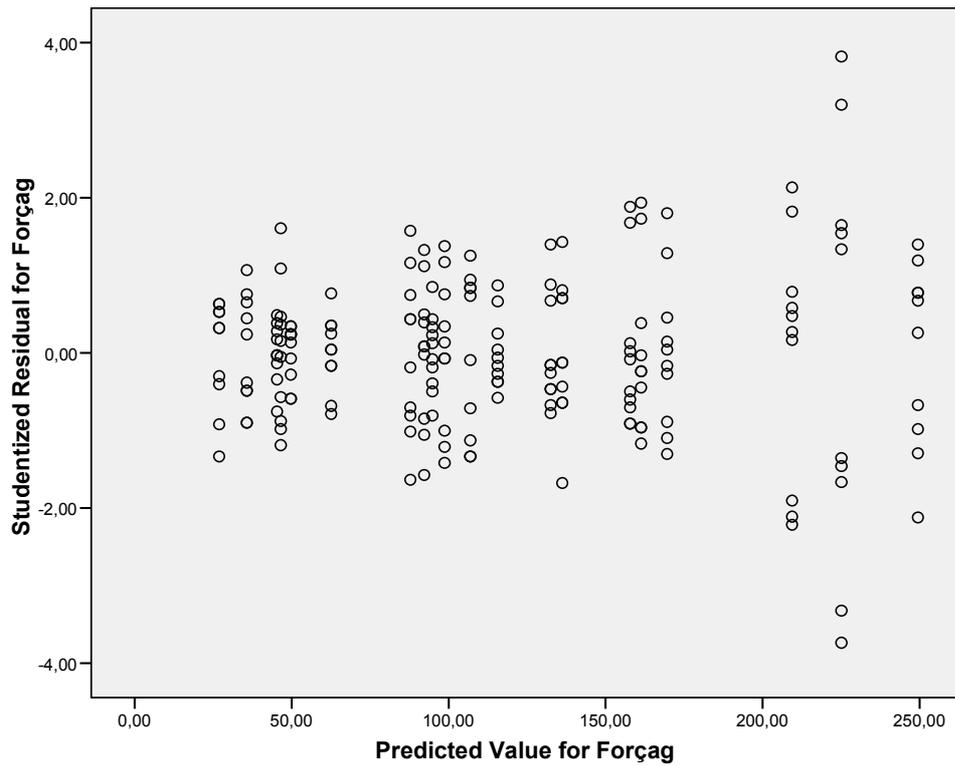


Figura A3. Homogeneidade das variâncias - análise dos resíduos na variável força (1 mm)

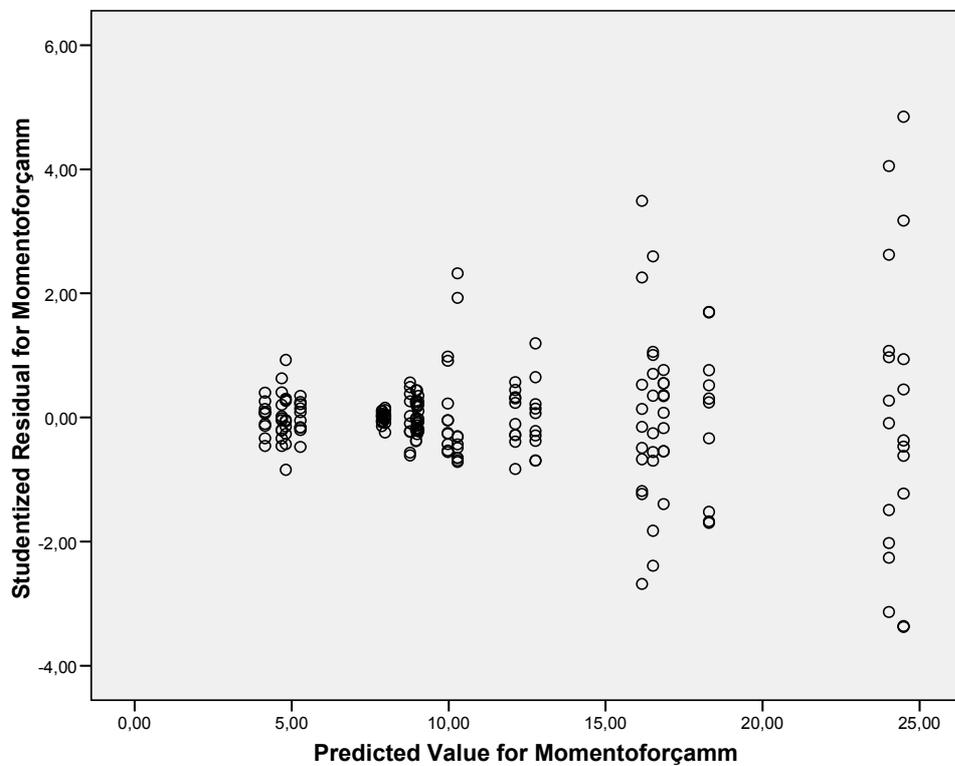


Figura A4. Homogeneidade das variâncias - análise dos resíduos na variável proporção M/F (1 mm)

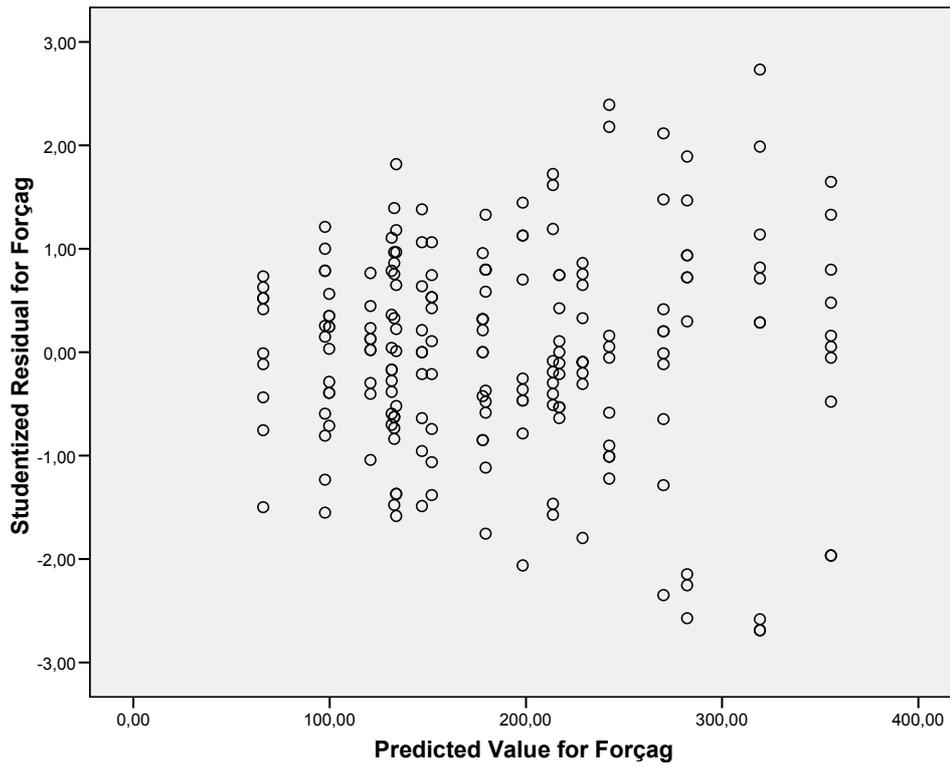


Figura A5. Homogeneidade das variâncias - análise dos resíduos na variável força (2 mm)

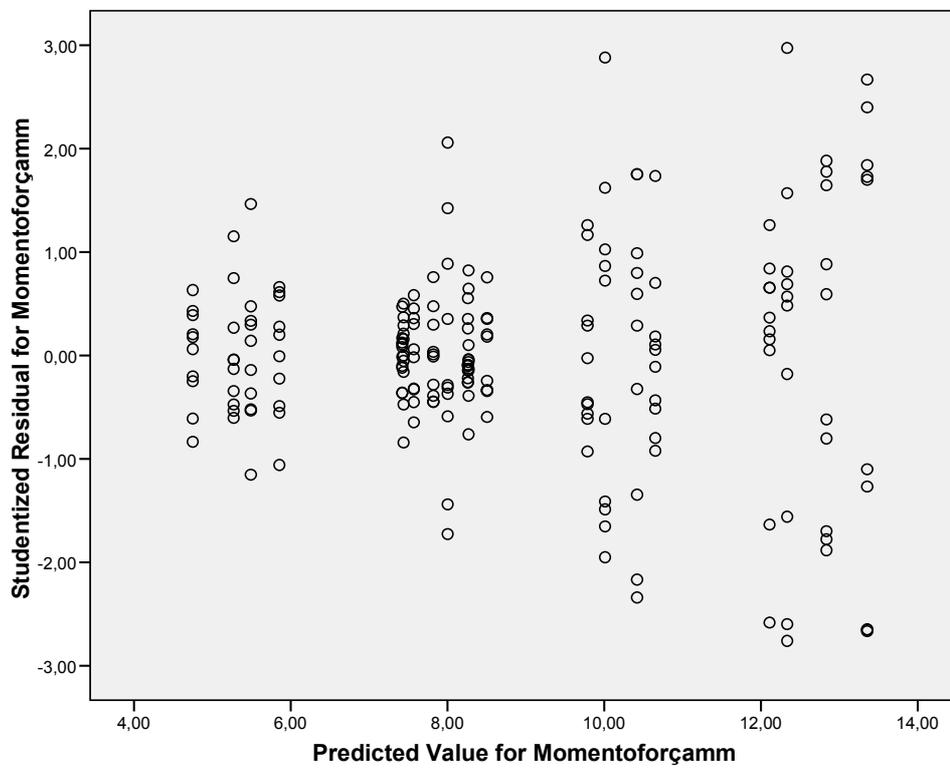


Figura A6. Homogeneidade das variâncias - análise dos resíduos na variável proporção M/F (2 mm)

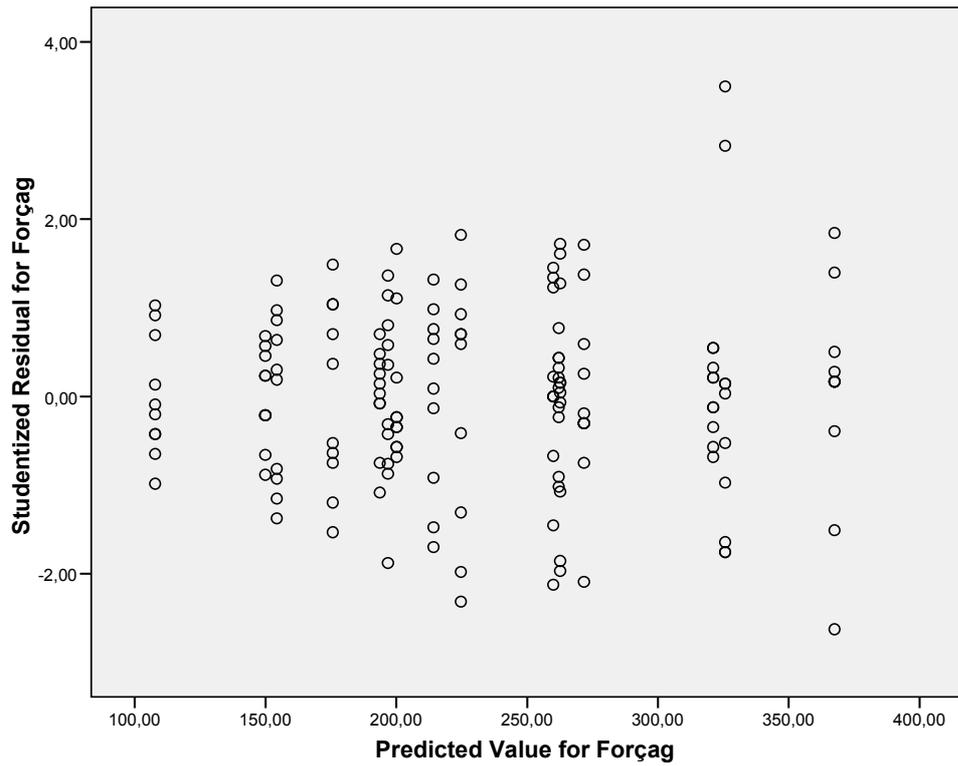


Figura A7. Homogeneidade das variâncias - análise dos resíduos na variável força (3 mm)

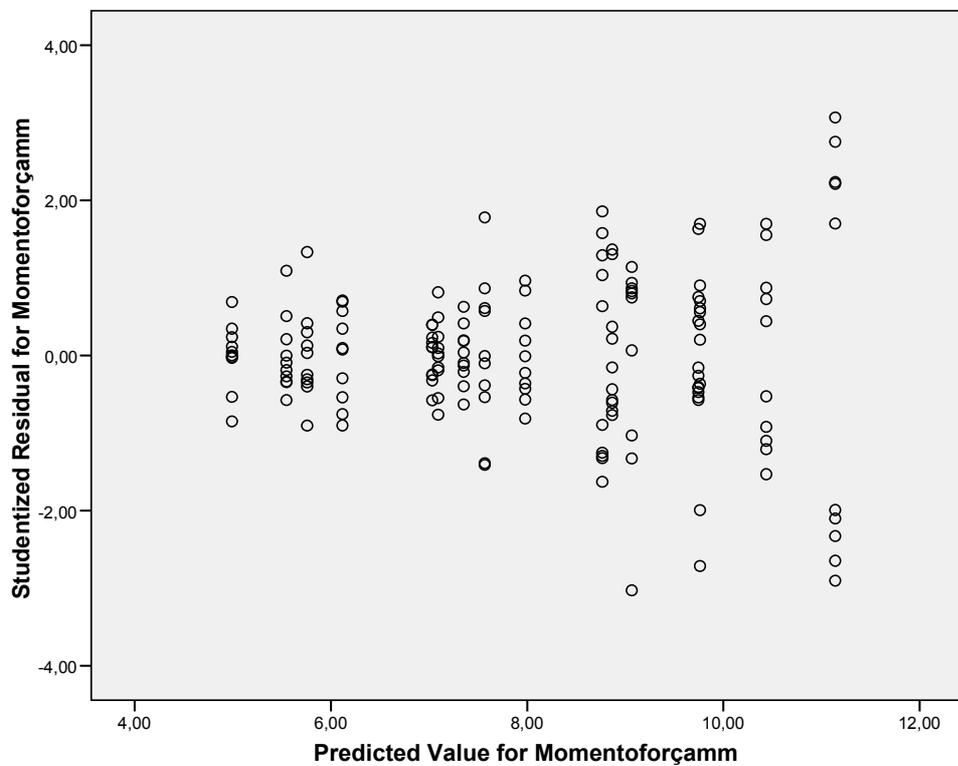


Figura A8. Homogeneidade das variâncias - análise dos resíduos na variável proporção M/F (3 mm)

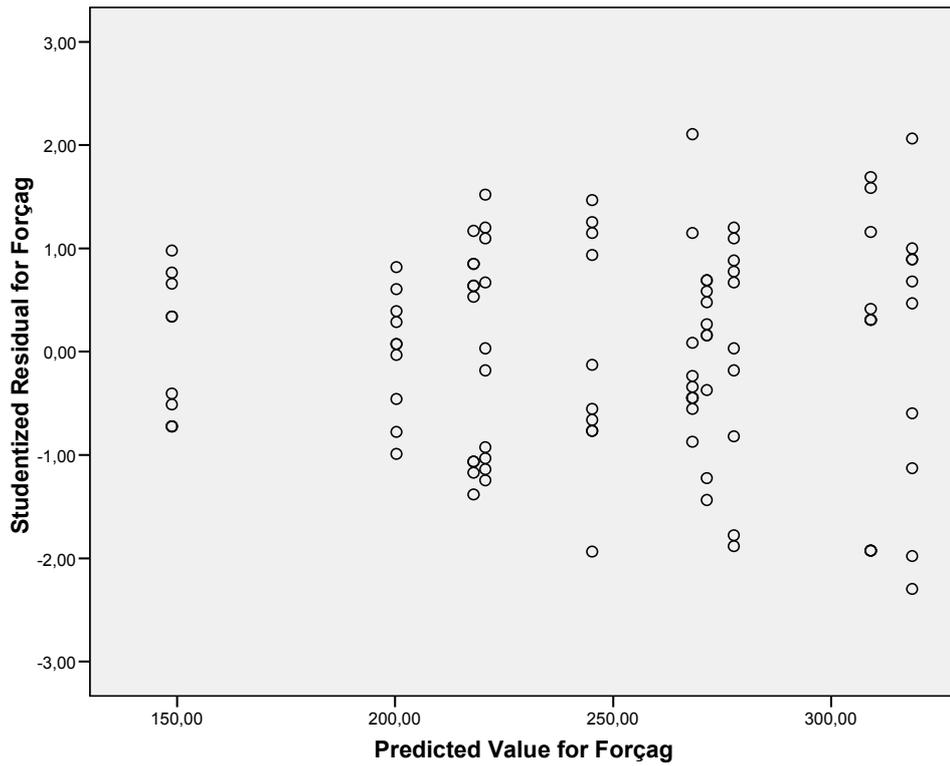


Figura A9. Homogeneidade das variâncias - análise dos resíduos na variável força (4 mm)

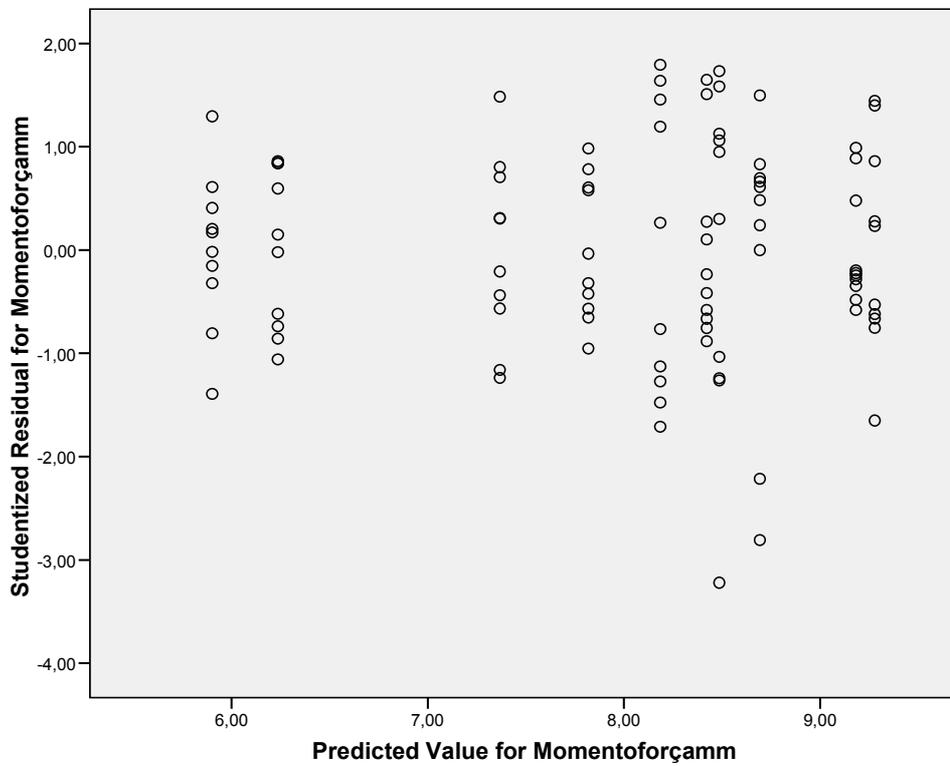


Figura A10. Homogeneidade das variâncias – análise dos resíduos na variável proporção M/F (4 mm)