

See discussions, stats, and author profiles for this publication at: <https://www.researchgate.net/publication/325441049>

Variação nas forças geradas por elastômeros em cadeia e molas fechadas de níquel-titânio: estudo in vitro / Variation in the forces generated by elastomeric chains and nickel-titan...

Article · June 2016

CITATIONS

0

READS

29

3 authors, including:



[Eduardo Martinelli De Lima](#)

Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul

133 PUBLICATIONS 390 CITATIONS

[SEE PROFILE](#)

Some of the authors of this publication are also working on these related projects:



Orthodontic Materials [View project](#)



Mecânica ortodôntica - artigos em português [View project](#)

Variação nas forças geradas por elastômeros em cadeia e molas fechadas de níquel-titânio: *estudo in vitro*

Variation in the forces generated by elastomeric chains and nickel-titanium closed coil springs: an in vitro study

Janise Porto¹, Amanda Ohashi², Eduardo Martinelli de Lima³

RESUMO

Objetivo: Avaliar *in vitro* a variação das forças geradas por molas fechadas de níquel-titânio (molas Ni-Ti) e elastômeros em cadeia (alastic) submetidos a distensões de 50% e 100% de seu comprimento. **Método:** Trezentos e vinte dispositivos (240 molas Ni-Ti e 80 segmentos de alastics) foram divididos em 16 grupos (N=20), de acordo com o dispositivo e a distensão aplicada. As magnitudes de força foram obtidas com teste de tração em máquina de ensaio mecânico nos tempos: inicial (T1), após três (T2), quatro (T3), seis (T4) e nove semanas (T5). Os dados foram comparados entre os tempos em cada grupo com análise de variância (ANOVA) e teste de Tukey. A variação percentual entre os tempos foi analisada com estatística descritiva. **Resultados:** Na distensão de 50%, três grupos de molas Ni-Ti não apresentaram diferença estatisticamente significativa entre as forças médias em T1 e T5 ($p>0,05$) e nos outros três grupos a variação foi menor do que 20% ($p<0,05$). As forças médias dos alastics diminuíram 35% e 47% ($p<0,05$). Na distensão de 100%, as forças iniciais foram em média 60% maiores. Todos os dispositivos apresentaram perda de força entre T1 e T5 ($p<0,05$), as quais foram menores do que 20% nas molas Ni-Ti e entre 46% e 52% nos alastics. **Conclusão:** As molas Ni-Ti apresentaram menor variação de força do que os alastics ao longo do tempo. A distensão dos dispositivos em 100% do comprimento gerou maior força inicial e maior perda de força do que a distensão de 50%.

Palavras-chave: Ortodontia. Elastômeros. Ortodontia Corretiva

ABSTRACT

Objective: To access *in vitro*, the variation in the forces generated by nickel-titanium closed coil springs (Ni-Ti coil springs) and elastomeric chains (alastics) submitted to distensions of 50% and 100% of their length. **Method:** Three hundred and twenty force devices (240 Ni-Ti coil springs and 80 alastics) were divided into 16 groups (N=20) according to the device and distension applied. The forces magnitudes were obtained with a tension test carried out on a mechanic essay machine at the following time points: initial (T1), three (T2), four (T3), six (T4), and nine weeks (T5). Data were compared between times in each group with ANOVA and Tukey's test. Percentages of variation between times were analyzed with descriptive statistics. **Results:** At 50% of distension, three groups of Ni-Ti coil springs showed no statistical differences between the mean forces in T1 and T5 ($p>0.05$) and in the other three groups the force variation was under 20% ($p<0.05$). The alastics showed force decreases of 35% and 47% ($p<0.05$). At 100% of distension, the forces were in average 60% greater. All groups showed force decreases between T1 and T5 ($p<0.05$), which were under 20% in the Ni-Ti coil springs and between 46% and 52% in the alastics. **Conclusion:** Ni-Ti coil springs showed less force variation than the alastics over time. Distensions of 100% generated greater initial force and greater force decrease than the distensions of 50%.

Key words: Orthodontics. Elastomers. Orthodontics, Corrective.

1 Mestre em Ortodontia (PUCRS)

2 Doutoranda em Ortodontia (PUCRS)

3 Professor de Ortodontia (PUCRS)

INTRODUÇÃO

As forças aplicadas na biomecânica de fechamento de espaços com aparelhos fixos podem ser produzidas por diferentes dispositivos, como os elastômeros em cadeia (alastics) e as molas fechadas de níquel-titânio (molas Ni-Ti) (1,2). Os alastics são facilmente aplicados pelo clínico, não causam desconforto aos pacientes, e as opções de cores aumentam sua popularidade (3). Entretanto, as forças geradas apresentam rápido declínio, sendo necessária uma força inicial de maior magnitude, e um menor intervalo entre as consultas (3-7). Diferentemente, as molas Ni-Ti produzem forças leves e contínuas, mais favoráveis às reações teciduais e a preservação dos tecidos periodontais (8). Apesar da eficiência clínica, esses dispositivos tem custo elevado, e podem ser incômodos aos pacientes, devido a sua posição vestibular e a difícil higienização (4,9).

O planejamento da biomecânica deve considerar a magnitude e o ponto de aplicação da força e o centro de resistência dos dentes. Por exemplo, na retração de caninos superiores com mecânica de deslizamento, a linha de força passa abaixo do centro de resistência dos dentes, gerando tendência de inclinação. Nessa situação seria preferível o uso de forças leves para reduzir o momento de força e proporcionar maior controle do movimento ortodôntico.

Além da biomecânica, a escolha do dispositivo de força é influenciada por preferências individuais, características dos pacientes e intervalos previstos entre as consultas. Os alastics tem melhor adaptação anatômica, mas requerem consultas mais frequentes para substituição. Por outro lado, as molas Ni-Ti permitem maior intervalo entre as consultas. Considerando essas situações clínicas, o obje-

tivo desta pesquisa foi avaliar *in-vitro* a variação nas forças produzidas por alastics e molas Ni-Ti de diferentes características e procedências, em diferentes intervalos de tempo. A hipótese nula foi de que não existe diferença entre dispositivos de força e entre intervalos de tempo.

MATERIAL E MÉTODO

A presente pesquisa foi aprovada pela Comissão de Ética e Pesquisa da Faculdade de Odontologia, Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul (PUCRS). O cálculo amostral indicou 20 dispositivos por grupo para identificar variação de 15 gf (251 ± 21 gf) (10) na força de molas Ni-Ti e alastics, com poder de 90% e nível de significância de 5% (Statistical Solutions, LLC Systems, Cottage Grove, WI, USA). Dezesesseis grupos (N=20) foram formados por oito tipos de dispositivos (seis molas Ni-Ti e dois alastics) distendidos em 50% e 100% de seu comprimento, totalizando uma amostra de 320 dispositivos de força (240 molas Ni-Ti e 80 alastics) (Tabela 1).

As molas Ni-Ti 3 mm foram distendidas até 4,5 mm e 6 mm; as molas Ni-Ti 9 mm foram distendidas a 13,5 mm e 18 mm; e as molas Ni-Ti 12 mm foram distendidas a 18 mm e 24 mm. Os alastics foram cortados em segmentos de 13 mm (quatro elos da cadeia elastomérica) e distendidos até 19,5 mm e 26 mm. As forças geradas pelos 16 grupos de dispositivos foram avaliadas em máquina de ensaio mecânico no início do experimento (T1) e após três (T2), quatro (T3), seis (T4) e nove semanas (T5).

Ganchos pré-fabricados de aço inox foram inseridos nas extremidades dos dispositivos e adaptados na máquina de ensaio com auxílio de adaptadores de aço em forma de "U", que tinham uma extremidade preparada para

encaixe na máquina e outra para receber os ganchos das amostras (Figura 1). As distensões aplicadas em cada grupo foram mantidas entre os tempos de avaliação adaptando os ganchos das amostras em esperas metálicas (aço inox, diâmetro 1,5 mm, altura 25 mm) soldadas em placas de aço (50 cm x 20 cm, espessura 3 mm). Cada grupo de 20 amostras foi distribuído em três esperas correspondentes. Os 16 grupos foram divididos em quatro placas de suporte. A transferência das amostras da máquina de ensaio para as esperas, e vice-versa, foi realizada com um alicate travado na distensão determinada para cada grupo.

O ensaio de tração foi realizado em temperatura ambiente no Laboratório de Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia da PUCRS, em máquina de ensaio universal (Emic DL 2000, São José dos Pinhais, PR, Brasil) ca-

librada para a presente pesquisa (Certificado de calibração: 542/07). As amostras foram posicionadas na máquina de ensaio de forma passiva. Os limites máximo e mínimo entre os ganchos da máquina de teste foram determinados com auxílio de um paquímetro digital (Mitutoyo, Suzano, SP, Brasil), de acordo com a distensão planejada para cada grupo. O ensaio foi realizado com uma célula de carga de 50 N e velocidade de distensão de 0,5 mm/min. Após um período de estabilização de 5 segundos, a força foi registrada em Newtons (N) e convertida para gramas (gf).

Ao término do ensaio, as amostras foram retiradas da máquina de tração e transferidas para as suas respectivas esperas na placa de suporte, usando o alicate de transferência travado na devida distância de distensão. Durante os intervalos entre os tempos de avaliação

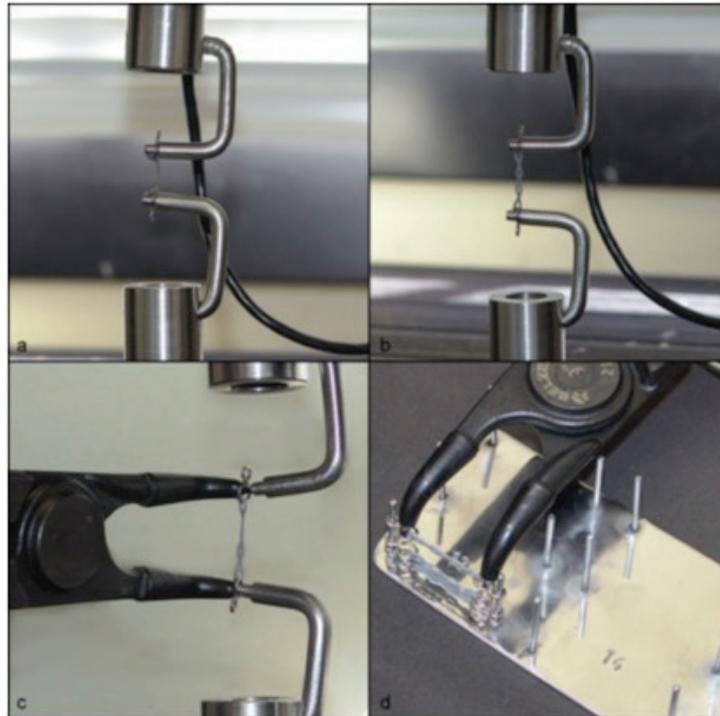


Figura 1- A e B) Ganchos pré-fabricados de aço inoxidável adaptados na máquina de ensaio com auxílio de adaptadores de aço em forma de "U"; C e D) Transferência e Adaptação das amostras na placa de suporte, com o alicate de transferência.

Tabela 1 - Formação dos grupos por dispositivo e por distensão.

Grupo - Dispositivo	Calibre	Marca Comercial	Referência	Distensão	N
1- Mola Ni-Ti 3 mm	0,25 mm	TP	210-510	50%	20
2- Mola Ni-Ti 3 mm	0,25 mm	TP	210-510	100%	20
3- Mola Ni-Ti 3 mm	0,36 mm	TP	210-512	50%	20
4- Mola Ni-Ti 3 mm	0,36 mm	TP	210-512	100%	20
5- Mola Ni-Ti 9 mm	0,25 mm	Morelli	35.20.065	50%	20
6- Mola Ni-Ti 9 mm	0,25 mm	Morelli	35.20.065	100%	20
7- Mola Ni-Ti 9 mm	0,25 mm	AO	855-180	50%	20
8- Mola Ni-Ti 9 mm	0,25 mm	AO	855-180	100%	20
9- Mola Ni-Ti 12 mm	0,25 mm	Morelli	35.20.066	50%	20
10- Mola Ni-Ti 12 mm	0,25 mm	Morelli	35.20.066	100%	20
11- Mola Ni-Ti 12 mm	0,25 mm	AO	855-181	50%	20
12- Mola Ni-Ti 12 mm	0,25 mm	AO	855-181	100%	20
13- Alastic convencional	-	Morelli	60.05.521	50%	20
14- Alastic convencional	-	Morelli	60.05.521	100%	20
15- Alastic <i>Memory</i>	-	AO	854-253	50%	20
16- Alastic <i>Memory</i>	-	AO	854-253	100%	20

Tabela 2 - Forças dos dispositivos - 50% de distensão. Interação entre os tempos.

Grupo	Dispositivo	T1 Média ± d.p. (gf)	T2 Média ± d.p. (gf)	T3 Média ± d.p. (gf)	T4 Média ± d.p. (gf)	T5 Média ± d.p. (gf)
1	Mola Ni-Ti 3 mm TP 0,25 mm	126,3 ± 11,0 ^A	149,9 ± 8,7 ^B	128,6 ± 10,6 ^A	125,6 ± 9,0 ^A	131,7 ± 6,6 ^A
3	Mola Ni-Ti 3 mm TP 0,36 mm	267,5 ± 27,7 ^A	293,1 ± 24,8 ^B	235,7 ± 29,1 ^C	246,8 ± 30,3 ^C	263,0 ± 32,5 ^A
5	Mola Ni-Ti 9 mm Morelli 0,25 mm	162,9 ± 15,3 ^A	158,2 ± 17,8 ^A	151,9 ± 14,4 ^C	152,1 ± 14,7 ^C	159,3 ± 13,7 ^A
7	Mola Ni-Ti 9 mm AO 0,25 mm	206,3 ± 36 ^A	182,9 ± 40,2 ^C	170,2 ± 33,4 ^D	169,9 ± 32,6 ^D	178,4 ± 33,9 ^C
9	Mola Ni-Ti 12 mm Morelli 0,25 mm	127,9 ± 7,1 ^A	159,2 ± 8,7 ^{B3}	136,7 ± 8,7 ^B	143,2 ± 8,2 ^{B2}	137 ± 8,7 ^B
11	Mola Ni-Ti 12 mm AO 0,25 mm	135,5 ± 9,1 ^A	179,5 ± 8,9 ^{B3}	161,2 ± 9,4 ^{B2}	163,3 ± 8,8 ^{B2}	157,1 ± 8,5 ^B
13	Alastic convencional Morelli 13 mm	267,8 ± 13,2 ^A	153,9 ± 10 ^D	177,6 ± 9,8 ^C	146,4 ± 7,4 ^E	141,3 ± 9,6 ^E
15	Alastic <i>Memory</i> AO 13 mm	192,6 ± 11,5 ^A	165,1 ± 10,2 ^C	141,9 ± 8,5 ^D	126,8 ± 8,1 ^E	123,7 ± 8,7 ^F

Análise de variância (ANOVA), teste de Tukey. Médias com letras diferentes diferem entre si ($p < 0,05$).

B maior do que A; C, D, E, F menores do que A; d.p., desvio padrão; gf, grama-força.

as placas de suporte contendo os dispositivos de força ficaram imersas em saliva artificial, dentro de um recipiente plástico mantido a 37° C em uma estufa.

As magnitudes de força em T1, T2, T3, T4 e T5 foram obtidas com o *software* Mtest que opera conectado à máquina de ensaio mecânico. Os dados dos cinco tempos (T1, T2, T3, T4, T5) foram comparados dentro de cada grupo com análise de variância para medidas repe-

tidas (ANOVA) e teste de Tukey. As variações percentuais entre os tempos (T2-T1; T3-T2; T4-T3; T5-T4) e entre as distensões (50% e 100%) foram avaliadas com estatística descritiva. Foi considerado o nível de significância estatística de 95%.

Tabela 3 - Variação da força inicial - 50% de distensão.

Grupo	Dispositivo	T1 Média ± d.p. (gf)	T2 - T1 Média ± d.p. (%)	T3 - T1 Média ± d.p. (%)	T4 - T1 Média ± d.p. (%)	T5 - T1 Média ± d.p. (%)
1	Mola Ni-Ti 3 mm TP 0,25 mm	126,3 ± 11,0	19,7 ± 13,5	2,8 ± 14,5	0,3 ± 11,4	5,1 ± 10,6
3	Mola Ni-Ti 3 mm TP 0,36 mm	267,5 ± 27,7	10 ± 7	-11,7 ± 8,3	-7,8 ± 5,5	-1,7 ± 5,5
5	Mola Ni-Ti 9 mm Morelli 0,25 mm	162,9 ± 15,3	-2,4 ± 11,6	-6,4 ± 8,6	-6,3 ± 8,4	-1,7 ± 8,7
7	Mola Ni-Ti 9 mm AO 0,25 mm	206,3 ± 36	-11,3 ± 14,1	-17,0 ± 13,4	-17,3 ± 12	-13,2 ± 11
9	Mola Ni-Ti 12 mm Morelli 0,25 mm	127,9 ± 7,1	24,8 ± 8,8	7 ± 7,1	12,1 ± 5,2	7,2 ± 6,1
11	Mola Ni-Ti 12 mm AO 0,25 mm	135,5 ± 9,1	32,9 ± 8,8	19,2 ± 6,5	20,8 ± 7,2	16,2 ± 6,1
13	Alastic convencional Morelli 13 mm	267,8 ± 13,2	-42,4 ± 4,7	-33,5 ± 4,7	-45,2 ± 3,7	-47,2 ± 4
15	Alastic <i>Memory</i> AO 13 mm	192,6 ± 11,5	-13,9 ± 8,1	-25,9 ± 7,1	-33,9 ± 6,2	-35,5 ± 6,7

Estadística descritiva. %, variação percentual em relação a T1; d.p., desvio-padrão.

As molas Ni-Ti dos grupos 1, 3 e 5 (TP 3 mm calibres 0,025 e 0,36 mm; Morelli 9 mm) apresentaram variação menor do que 5,1% entre a força média inicial (T1) e a força final (T5), sem diferença estatística significativa ($p > 0,05$). As molas Ni-Ti dos grupos 7, 9 e 11 (AO 9 mm; Morelli 12 mm; AO 12 mm) apresentaram variação menor do que 20% entre a força média inicial e final (T1 x T5), porém com diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$). Nos grupos 9 e 11, a força média final foi maior

(T5 > T1), e no grupo 7 a força média final foi menor (T5 < T1). Os alastics convencionais do grupo 13 (Morelli) apresentaram uma perda de força de 42% entre T1 e T2, com significância estatística ($p < 0,05$). Em T5, a força média estava 47% menor do que no início do experimento (T1). Os alastics *Memory* do grupo 15 (AO) apresentaram perda de força gradual e estatisticamente significativa no decorrer do estudo (T2 -14%; T3 -26%; T4 -34%; T5 -35%) ($p < 0,05$).

Tabela 4 Forças dos dispositivos - 100% de distensão. Interação entre os tempos.

Grupo	Dispositivo	T1 Média ± d.p. (gf)	T2 Média ± d.p. (gf)	T3 Média ± d.p. (gf)	T4 Média ± d.p. (gf)	T5 Média ± d.p. (gf)
2	Mola Ni-Ti 3 mm TP 0,25 mm	214,3 ± 11,1 A	196,3 ± 9,6 C	189,2 ± 6,9 D	201,7 ± 9,1 C	198,6 ± 10 C
4	Mola Ni-Ti 3 mm TP 0,36 mm	451,5 ± 44,2 A	396,4 ± 34,1 D	384,8 ± 35,9 D	417,4 ± 39,8 C	397,3 ± 35,2 D
6	Mola Ni-Ti 9 mm Morelli 0,25 mm	238,8 ± 12,6 A	193,8 ± 7,2 D	195,6 ± 7,8 D	207,9 ± 12,9 C	201,3 ± 9,9 C
8	Mola Ni-Ti 9 mm AO 0,25 mm	320,3 ± 70,8 A	255,2 ± 62,4 D	245,3 ± 52,8 D	283,5 ± 64,0 C	254,9 ± 53,4 D
10	Mola Ni-Ti 12 mm Morelli 0,25 mm	223,2 ± 6,8 A	190,5 ± 4,1 D	179,7 ± 5,6 E	197,7 ± 8 C	196,7 ± 4,2 C
12	Mola Ni-Ti 12 mm AO 0,25 mm	220,7 ± 14,9 A	208,5 ± 10,7 C	191,7 ± 14,8 D	205,5 ± 10,2 C	204,0 ± 11,8 C
14	Alastic convencional Morelli 13 mm	380,5 ± 17,6 A	233,4 ± 18,8 C	181,2 ± 17,4 D	185,0 ± 14,4 D	179,4 ± 9,7 D
16	Alastic <i>Memory</i> AO 13 mm	306,6 ± 6,9 A	257,5 ± 15,0 C	166,4 ± 13,3 F	198,9 ± 9,5 D	189,3 ± 8,4 E

Análise de variância (ANOVA), teste de Tukey. Médias com letras diferentes diferem entre si ($p < 0,05$).

B maior do que A; C, D, E, F menores do que A; d.p., desvio padrão; gf, grama-força.

Distensão de 100% (Tabelas 4, 5 e 6)

Todos os grupos de dispositivos apresentaram perda de força estatisticamente significativa entre T1 e T5 ($p < 0,05$). Entretanto, nas molas Ni-Ti (grupos 2, 4, 6, 8, 10 e 12) a diminuição na força média foi menor do que 20%. Os alásticos convencionais do grupo 14 (Morelli) perderam abruptamente 52% da força entre T1 e T3. Nos alásticos *Memory* do grupo

16 (AO), a perda de força foi mais gradual (T2, -16%; T3, -43%; T4, -35%; T5, -38%). As forças iniciais foram em média 60% maiores na distensão de 100% em relação a distensão de 50%.

DISCUSSÃO

A força ótima em Ortodontia é uma meta abstrata que busca a eficiência do movimento

Tabela 5 Variação da força inicial - 100% de distensão.

Grupo	Dispositivo	T1 Média ± d.p. (gf)	T2 - T1 Média ± d.p. (%)	T3 - T1 Média ± d.p. (%)	T4 - T1 Média ± d.p. (%)	T5 - T1 Média ± d.p. (%)
2	Mola Ni-Ti 3 mm TP 0,25 mm	214,3 ± 11,1	-8,2 ± 5,7	-11,5 ± 5,8	-5,6 ± 6,2	-7,1 ± 6,2
4	Mola Ni-Ti 3 mm TP 0,36 mm	451,5 ± 44,2	-12 ± 5,5	-14,6 ± 5,3	-7,4 ± 4,8	-11,8 ± 5,7
6	Mola Ni-Ti 9 mm Morelli 0,25 mm	238,8 ± 12,6	-18,7 ± 3,6	-17,9 ± 4,7	-12,8 ± 4,7	-15,5 ± 5,3
8	Mola Ni-Ti 9 mm AO 0,25 mm	320,3 ± 70,8	-20,5 ± 8,5	-22,9 ± 8,9	-11,4 ± 7,2	-19,6 ± 10,4
10	Mola Ni-Ti 12 mm Morelli 0,25 mm	223,2 ± 6,8	-14,6 ± 2,3	-19,5 ± 2	-11,4 ± 2,5	-11,8 ± 2,8
12	Mola Ni-Ti 12 mm AO 0,25 mm	220,7 ± 14,9	-4,8 ± 7,3	-11,6 ± 10	-6,6 ± 7,2	-7,3 ± 7,0
14	Alastic convencional Morelli 13 mm	380,5 ± 17,6	-38,5 ± 5,8	-52,2 ± 5,4	-51,2 ± 4,8	-52,7 ± 3,9
16	Alastic Memory AO 13 mm	306,6 ± 6,9	-16 ± 5,3	-45,7 ± 4,0	-35,1 ± 3,4	-38,2 ± 3,3

Estatística descritiva. %, variação percentual em relação a T1; d.p., desvio-padrão.

ortodôntico sem danos aos tecidos periodontais. Ren, Maltha e Kuijpers-Jagtman (11) não encontraram evidências na literatura de uma única força ótima, pois a magnitude de força deve variar de acordo com o indivíduo, o dente movimentado e o sistema de forças aplicado. Entretanto, foi possível identificar que as forças aplicadas em caninos superiores variaram entre 150 cN e 388 cN (11). Yee, Türk, Elekda - Türk et al. (12) observaram que forças leves

foram mais eficientes na retração de caninos do que forças pesadas, que comprometeram a ancoragem.

O dispositivo ideal para fechamento de espaços com mecânica de deslizamento deveria liberar uma força leve e constante, sem diminuição abrupta (13). A escolha entre alastics e molas Ni-Ti pode ser determinada pelo intervalo conveniente entre as consultas do tratamento ortodôntico. Por exemplo, os alastics

Tabela 6 Forças geradas pelos dispositivos nas distensões de 50% e 100%.

Grupo	Dispositivo	Distensão 50% Força Média (gf)	Distensão 100% Força Média (gf)	Diferença de Força (%)
1, 2	Mola Ni-Ti 3 mm TP 0,25 mm	126,3	214,3	70
3, 4	Mola Ni-Ti 3 mm TP 0,36 mm	267,5	451,5	69
5, 6	Mola Ni-Ti 9 mm Morelli 0,25 mm	162,9	238,8	47
7, 8	Mola Ni-Ti 9 mm AO 0,25 mm	206,3	320,3	55
9, 10	Mola Ni-Ti 12 mm Morelli 0,25 mm	127,9	223,2	75
11, 12	Mola Ni-Ti 12 mm AO 0,25 mm	135,5	220,7	63
13, 14	Alastic convencional Morelli 13 mm	267,8	380,5	42
15, 16	Alastic <i>Memory</i> AO 13 mm	192,6	306,6	59

Diferença média = 60% (42% a 75%).

necessitam substituição em três ou quatro semanas para contornar o problema da perda de força (3-7). Por outro lado, as molas Ni-Ti produzem forças leves e contínuas durante um período de tempo mais longo (8,13). A seleção dos dispositivos de força testados na presente pesquisa foi baseada na disponibilidade do produto no mercado e na preferência dos pesquisadores.

DISTENSÃO DOS DISPOSITIVOS EM 50%

Todos os dispositivos distendidos em 50%

do comprimento produziram forças leves no início do estudo (T1, 126-268 gf), que permaneceram constantes nas molas Ni-Ti (T5-T1, -13% a 16%) e diminuíram nos alastics (T5-T1, -36% a -47%). A baixa variação na força das molas Ni-Ti durante o estudo, principalmente nos grupos 5 e 7 (molas Ni-Ti 9 mm, Morelli e AO), se refere à propriedade de superelasticidade, que proporciona forças leves e constantes por longo período de tempo (8,13).

A perda de força dos alastics ocorre ao longo do tempo, variando em magnitude de acor-

do com o fabricante, a temperatura, pH salivar e a distensão aplicada (3-7,10). A força inicial tende a diminuir já no primeiro dia, principalmente na primeira hora, devido à relaxação dos elastômeros (5). No ambiente oral, esse efeito é potencializado pela degradação enzimática do material e por alterações de temperatura (14,15). Buchmann, Senn, Ball et al. (3) verificaram perda de força entre 37% a 75% após 21 dias em alastics distendidos em 50% do comprimento.

Nesta pesquisa, os alastics convencionais (grupo 13, Morelli) apresentaram diminuição abrupta da força inicial já no primeiro intervalo de avaliação (T2 -42%). A menor perda de força nos alastics *Memory* (grupo 15, AO) no mesmo período (T2 -14%) pode ser atribuída à composição do elastômero (*thermoset polyester polyurethan*), com propriedades hidrofóbicas que aumentam a estabilidade no ambiente oral e melhoram o desempenho.

A recuperação de força dos alastics convencionais (grupo 13, Morelli) entre os tempos T2 e T3 pode ser resultante da perda de elasticidade e aumento da rigidez do elastômero. Por outro lado, os aumentos na força das molas Ni-Ti em períodos intermediários deve-se a algum fator aleatório no momento do teste de tração.

DISTENSÃO DOS DISPOSITIVOS EM 100%

As molas Ni-Ti e os alastics com distensão de 100 % geraram forças de maior magnitude (3). A maior força média inicial foi produzida pelas molas Ni-Ti 3 mm (grupo 2) seguidas pelos alastics convencionais (grupo 14), respectivamente 451,5 gf e 380,5 gf. Tais valores podem ser considerados como forças pesadas, que teoricamente devem ser aplicadas em biomecânicas envolvendo grupos de dentes. Quando aplicadas em dentes unitários, as for-

ças de maior magnitude aumentam a tendência de giro, sendo necessária a incorporação de momento compensatório na biomecânica.

As perdas de força também foram mais marcantes na distensão dos dispositivos em 100%. Entretanto, ao final do estudo (T5) todos os dispositivos apresentaram forças médias suficientes para induzir movimentação dentária (179,4 gf a 397,3 gf). As molas Ni-Ti (grupos 2, 4, 6, 8, 10 e 12) apresentaram menor magnitude de força em T3, demonstrando recuperação parcial em T4 e T5. No estudo de Cox, Nguyen, Koroluk e Ko (16), as molas Ni-Ti perderam 12% de força em quatro semanas, e mais 7% entre a quarta e a oitava semana, depois mantiveram a força estável. Por outro lado, Santos et al. (10) encontraram perdas de força entre 22% e 46% em quatro semanas.

Os alastics convencionais (grupo 14) perderam metade da força inicial em quatro semanas (T3). Já os alastics *Memory* (grupo 16) mantiveram 2/3 da força inicial até o final do estudo (T5). Essa diferença entre os alastics também foi observada no estudo de Santos et al. (10), no qual as perdas de força em 28 dias foram de 48% nos alastics *Memory* e de 65% nos alastics convencionais. Com a mesma distensão dos alastics (100%), Buchmann, Senn, Ball et al. (3) relataram perda de força entre 39% and 67% após quatro semanas de observação. Considerando somente a magnitude de força, os alastics poderiam ser aplicados por um período mais longo do que quatro semanas.

APLICAÇÕES CLÍNICAS

Clinicamente, o estiramento dos alastics e das molas Ni-Ti diminui na medida em que os dentes se aproximam durante o fechamento de espaços, diminuindo também a magnitude

de força. Então, a desativação dos dispositivos é proporcional à eficiência do movimento ortodôntico. Além disso, as forças aplicadas na mecânica ortodôntica são perdidas por degradação dos materiais no ambiente oral (4,14,15). Magno et al. (17) observaram perdas de força de até 88% em molas Ni-Ti utilizadas clinicamente durante 6 meses.

Na presente pesquisa, nenhum dos dispositivos apresentou uma força realmente constante. As molas Ni-Ti apresentaram um comportamento mais próximo daquele idealizado, produzindo forças constantes, sem diminuição abrupta, e com baixo percentual de degradação ao longo do tempo (12). Entretanto, o tempo dispendido no fechamento de espaços pode não apresentar diferença estatisticamente significativa comparando alásticos e molas Ni-Ti (6,9,18,19,26).

CONCLUSÃO

- A hipótese nula foi rejeitada. As forças geradas foram diferentes entre os tempos e entre os dispositivos, nas duas distensões aplicadas (50% e 100).
- As molas Ni-Ti apresentaram menor variação na força gerada do que os alásticos.
- A variação média na força das molas Ni-Ti foi menor do que 20%.
- Os alásticos convencionais apresentaram diminuição abrupta na força após três semanas, perdendo metade da força no decorrer do estudo.
- Os alásticos *Memory* perderam gradualmente um terço da força no decorrer do estudo.

REFERÊNCIAS

1. Kulshrestha RS, Tandon R, Chandra P. Canine retraction: A systematic review of different methods used. *J Orthod Sci.* 2015;4(1):1-8.
2. Mezomo M, Lima EMS, Menezes LM, Weissheimer A, Allgayer S. Maxillary canine retraction with self-ligating and conventional brackets - A randomized clinical trial. *Angle Orthod.* 2011;81:292-7.
3. Buchmann N, Senn C, Ball J, Brauchli L. Influence of initial strain on the force decay of currently available elastic chains over time. *Angle Orthod.* 2012;82(3):529-35.
4. Josell SD, Leiss JB, Rekow ED. Force degradation in elastomeric chains. *Semin Orthod.* 1997;3(3):189-97.
5. Weissheimer A, Locks A, Menezes LM, Borgatto AF, Derech CA. In vitro evaluation of force degradation of elastomeric chains used in Orthodontics. *Dental Press J Orthod.* 2013;18(1):55-62.
6. de Aguiar AM, Gurgel J, Vercelino CR, Filho EM, Bandeca MC, Tavarez RR. The prestretching effect on the force decay of orthodontic elastic chain. *J Contemp Dent Pract.* 2014 Jul 1;15(4):456-60.
7. Bousquet Jr JA, Tuesta O, Flores-Mir C. In vivo comparison of force decay between injection molded and die-cut stamped elastomers. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2006;129(3):384-9.
8. Alavi S, Yaghchie M. Force Characteristics of nickel titanium closed coil springs. *Dent Res J.* 2006;3(2):77-83.
9. Nightingale C, Jones SP. A clinical investigation of force delivery systems for orthodontic space closure. *J Orthod.* 2003;30(3):229-36.
10. Santos ACS, Tortamano A, Naccarato SRF, Dominguez-Rodriguez GC, Vigorito JW. An in vitro comparison of the force decay generated by different commercially available elastomeric chains and NiTi closed coil springs. *Braz Oral Res.* 2007;21(1):51-7.
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. Yee JA, Türk T, Elekdağ-Türk S, Cheng LL, Darendeliler MA. Rate of tooth movement under heavy and

light continuous orthodontic forces. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009 Aug;136(2):150.e1-9; discussion 150-1.

13. Maganzini AL, Wong AM, Ahmed MK. Forces of Various Nickel Titanium Closed Coil Springs. *Angle Orthod.* 2010;80(1):182-7.

14. Eliades T, Bourauel C. Intraoral aging of orthodontic materials: the picture we miss and its clinical relevance. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2005;127(4):403-12.

15. Natrass C, Ireland AJ, Sherriff M. The effect of environmental factors on elastomeric chain and nickel titanium coil springs. *Eur J Orthod.* 1998;20(2):169-76.

16. Cox C, Nguyen T, Koroluk L, Ko CC. In-vivo force decay of nickel-titanium closed-coil springs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2014;145(4):505-13.

17. Magno AF, Monini AC, Capela MV, Martins LP, Martins RP. Effect of clinical use of nickel-titanium springs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2015;148(1):76-82.

18. Samuels RHA, et al. A comparison of the rate of space closure using a nickel-titanium spring and an elastic module: A clinical study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1993;103(5):464-7.

19. Bokas J, Woods M. A clinical comparison between nickel titanium springs and elastomeric chains. *Aust Orthod J.* 2006;22(1):39-46.

Endereço para correspondência:
Eduardo M. S. de Lima (e-mail: elima@puhrs.br)
Faculdade de Odontologia da PUCRS (Prédio 6)
Av. Ipiranga, 6681 – Partenon, Porto Alegre – RS
90619-900