



## Avaliação in vitro do desempenho da alça ortodôntica em T

### In vitro evaluation of the performance of orthodontic T-loops

Ricardo Martins Machado<sup>1</sup>  
Marco Antônio Schroeder<sup>2</sup>  
Alexandre Trindade Motta<sup>3</sup>

#### Resumo

O objetivo deste estudo foi avaliar em testes de tração os efeitos na relação carga/deflexão de alças de retração em T quando alterados na confecção o tipo de liga metálica (aço inoxidável ou titânio-molibdênio -TMA) e a altura (7 e 9 mm). Quarenta alças foram confeccionadas combinando os dois fios e as duas alturas, divididas em 4 grupos (10 alças por grupo), mantendo-se uma dimensão horizontal de 10 mm. Os testes foram realizados em máquina para ensaios de tração com célula de carga, onde as alças de cada grupo sofreram ativações a partir de 1 mm até 3 milímetros, com intervalos de 0,5 mm. Os resultados mostraram que tanto a variação da liga quanto da altura da alça produziram variação significativa na relação carga/deflexão. Foi feita uma comparação entre os níveis de força encontrados em cada uma das situações testadas e os valores recomendados na literatura científica para retração dos dentes anteriores. Foi observado que para 1,0 mm de ativação, apenas as alças de aço com 7 mm de altura atingiram os níveis de força recomendados. Para as ativações de 1,5 e 2,0 mm, tanto as alças de aço de 9 mm quanto as alças de TMA com 7 mm atingiram tais valores. Para as ativações de 2,5 e 3,0 mm, apenas as alças de TMA com 9 mm de altura foram consideradas seguras, uma vez que todas as demais produziram forças demasiadamente altas para o uso clínico.

**Descritores:** Ortodontia, fechamento de espaço ortodôntico, materiais biocompatíveis.

#### Abstract

The aim of this study was to evaluate, in traction test, the effects on the load/deflection rate of the T-loop, when changing the type of alloy used in its confection (stainless steel -SS - or Titanium-Molybdenum alloy - TMA), and the height of the loop (7 and 9 millimeters). Forty loops were bent combining the two alloys and the two heights, divided in four groups of 10 loops each. The horizontal dimension was kept in 10 mm. The tests were made in a traction test machine with a load cell, where the loops from each group were activated from 1 to 3mm in steps of 0.5mm. Results showed that both the variation of the alloy and the variation of the height produce significant changes in the load/deflection rate. A comparison was made between the forces found in each of the situations tested and the numbers suggested in the scientific literature for anterior retraction, and it was observed that, for activations of 1mm, only the SS 7mm high loops reached the levels recommended. For activations of 1.5 and

<sup>1</sup> Mestre em Ortodontia – UFF, Especialista em Ortodontia – UGF.

<sup>2</sup> Mestre em Ortodontia – UFRJ, Diplomado pelo Board Brasileiro de Ortodontia – BBO, Professor de Ortodontia – UNESA.

<sup>3</sup> Professor Adjunto de Ortodontia – UFF, Coordenador do Curso de Especialização em Ortodontia – UFF, Especialista, Mestre e Doutor em Ortodontia – UERJ.

Email do autor: dr.ricardo@odontosite.com.br

Recebido para publicação: 18/12/2012

Aprovado para publicação: 07/03/2013

Como citar este artigo:

Machado RM, Schroeder MA, Motta AT. Avaliação in vitro do desempenho da alça ortodôntica em T. Orthod. Sci. Pract. 2016; 9(33):72-78.

2.0mm, both the loops made of SS 9mm high and the ones made of TMA 7mm high delivered the necessary force. For activations of 2.5 and 3.0 mm, only the TMA loops 9mm high were considered safe for clinical use, since all the other loops delivered excessive force.

**Descriptors:** Biomechanics, Orthodontics, orthodontic space closure, biomaterials.

## Introdução

Vários mecanismos foram desenvolvidos para o movimento de retração dos dentes anteriores, sempre buscando obter um movimento de corpo dos dentes, evitando efeitos indesejáveis como dor, inclinação e rotação descontrolada, perda de ancoragem, aumento do tempo de tratamento, verticalização excessiva dos incisivos, aumento da sobremordida ou reabsorção radicular externa<sup>1,4,11,23,27</sup>.

Os dois principais métodos de fechamento de espaços em Ortodontia são a mecânica com atrito, que se vale de cadeias elastoméricas ou molas espirais que levam o dente a deslizar sobre um segmento de fio, e a mecânica sem atrito, que utiliza alças que sofrem deformação elástica quando ativadas e, devido à memória elástica do metal que tende a trazer a mola ao seu formato inicial, aproximam os segmentos dentários. As propriedades dessas alças são dependentes de vários fatores, tais como o desenho da mola, espessura e secção transversa do fio, propriedades da liga metálica usada e distância interbráquetes<sup>5,21</sup>. Esses fatores em conjunto vão determinar o tipo de movimento, a quantidade e direção da força liberada<sup>4,5,10</sup>.

Devido ao grande número de modelos de alças de retração existentes, uma das tarefas mais difíceis para o ortodontista no tocante ao fechamento de espaços é selecionar o mecanismo ideal para cada caso, uma vez que devem ser respeitadas as respostas biológicas e características anatômicas de cada paciente. Não basta, porém, a seleção precisa da alça para obter sucesso no fechamento dos espaços. É vital que seja feito um correto manuseio do mecanismo selecionado para que se consiga obter o máximo de suas propriedades em benefício do tratamento<sup>10,26</sup>. O conhecimento das propriedades físicas da liga metálica utilizada<sup>17</sup>, bem como do comportamento mecânico de um dispositivo ortodôntico é importante para permitir sua correta construção e uso, e aumentar sua eficiência na obtenção de bons resultados clínicos<sup>8</sup>.

A alça em T é recomendada para a retração dos dentes anteriores por possuir uma relação momento/força (M/F) necessária para obtenção de movimentos de translação, permitindo melhor controle de ancoragem através de momentos diferenciais<sup>29</sup>. Por ter maior acréscimo de fio na região apical, quando comparada com outras alças verticais, apresenta vantagens tais como menor relação força/deflexão (F/D) e relação M/F mais alta. Tais vantagens podem ser potencializadas quando usados os fios de TMA, que possuem menor

dureza<sup>17</sup>, ao invés de aço inoxidável<sup>6</sup>.

Este trabalho tem como objetivo verificar a ocorrência de variações significativas na relação carga/deflexão entre as alças em T confeccionadas com diferentes fios e alturas, comparando-as com dados da literatura, além de fornecer parâmetros que auxiliam o profissional na seleção e manuseio de um mecanismo ideal para fechamento de espaços, avaliando alguns aspectos mecânicos que podem ser decisivos para o sucesso do movimento dentário desejado.

## Material e métodos

O experimento foi realizado com ensaios de tração de alças ortodônticas em T confeccionadas em fios .019"x.025" nas ligas de aço inoxidável e titânio-molibdênio (beta-titânio) (*American Orthodontics Inc.*, Sheboygan, WI, USA)

As alças foram confeccionadas por um único operador, sobre papel milimetrado, com alturas de 7 e 9 milímetros e dimensão horizontal de 10 milímetros em todos os grupos (Figuras 1 e 2). A amostra foi dividida em quatro grupos, conforme apresentado a seguir:

Grupo 1 - Alças de fio de aço inoxidável .019"x.025" com altura de 7 mm;

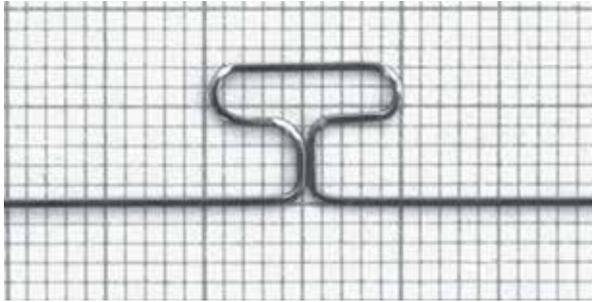
Grupo 2 - Alças de fio de aço inoxidável .019"x.025" com altura de 9 mm;

Grupo 3 - Alças de fio de TMA .019"x.025" com altura de 7 mm;

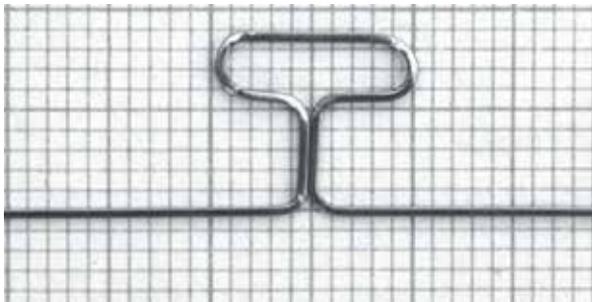
Grupo 4 - Alças de fio de TMA .019"x.025" com altura de 9 mm.

Os testes foram realizados em uma máquina para ensaios de tração EMIC modelo DL500MF com uma célula de carga TRD 16 com capacidade máxima de 1000g e utilizando o *software Tesc* versão 1.08 (Emic Equipamentos e Sistemas de Ensaio Ltda, São José dos Pinhais, PR, Brasil). Para a realização do experimento, as alças foram presas por suas extremidades à máquina de tração (Figura 3), e ativação feita de zero a três milímetros, com uma velocidade constante de cinco milímetros por minuto, de forma que as dimensões da mola não se alterassem depois de terminadas, garantindo que não houvesse deformação além do limite elástico das molas.

Os valores resultantes das ativações foram fornecidos pela máquina de ensaio em forma de gráficos lineares. Esses gráficos foram digitalizados, respeitando sua escala inicial, e em seguida, foi realizada a leitura dos valores, com auxílio do *software Corel Draw* versão 9.337 (*Corel Corporations*, Ottawa, Canadá).



**Figura 1** – Alça com 7 mm.



**Figura 2** – Alça com 9 mm.



**Figura 3** – Alça sendo ativada no ensaio de tração.

Os resultados dos ensaios referentes às ativações de 1, 1,5, 2, 2,5 e 3 milímetros foram submetidos aos testes de Kruskal-Wallis para avaliação individual dos grupos, e de *Mann-Whitney* para comparação entre os pares de grupos em cada uma das ativações, utilizando o *software* estatístico SPSS 10 (*National Opinion Research Center, Universidade de Chicago, Chicago, USA*).

## Resultados

Nas Tabelas 1 a 4 estão descritos os resultados das forças obtidas com as variações de fio, altura da alça e quantidade de ativação. O Gráfico 1 mostra o comportamento das forças médias produzidas pelas alças durante suas ativações. Foi detectada uma diferença

estatisticamente significante entre os quatro grupos estudados e a quantidade de ativação, expressa pelo p-valor igual a zero, com um nível de significância de 5%. Para avaliar como se comporta esta diferença entre os grupos, foram realizadas múltiplas comparações entre pares de grupos. Para isto, em cada par de grupos, foi realizado o teste de Mann-Whitney. Nesta fase foi necessário controlar o efeito que as múltiplas comparações exercem sobre o nível de significância de 5%, adotado inicialmente para testar os quatro grupos sem distinção de pares. Tal controle foi feito dividindo-se o nível de significância inicial, de 0,05, pelo número de pares de grupos analisados nesta fase, que totalizavam seis pares. Tal controle forneceu o nível de significância de 0,008 para cada um dos pares de grupos analisados.

**Tabela 1** – Ativações alças de aço 7mm.

CP	Fio	Altura (mm)	Força (g)				
			1,0 mm	1,5 mm	2,0 mm	2,5 mm	3,0 mm
1	Aço	7	157,73	247,4	346,19	445,56	536,41
2	Aço	7	151,54	242,67	347,51	456,48	561,32
3	Aço	7	167,06	265,42	369,67	478,05	572,88
4	Aço	7	178,66	278,87	389,92	495,35	594,3
5	Aço	7	188,46	294,57	405,01	512,21	607,63
6	Aço	7	196,71	298,4	403,83	505,73	604,68
7	Aço	7	192,97	296,64	396,18	497,49	591,14
8	Aço	7	182,59	290,38	402,88	508,9	616,68
9	Aço	7	177,07	273,67	371,44	466,86	558,74
10	Aço	7	160,58	251,87	346,7	442,71	542,25

**Tabela 2** – Ativações alças de aço 9 mm.

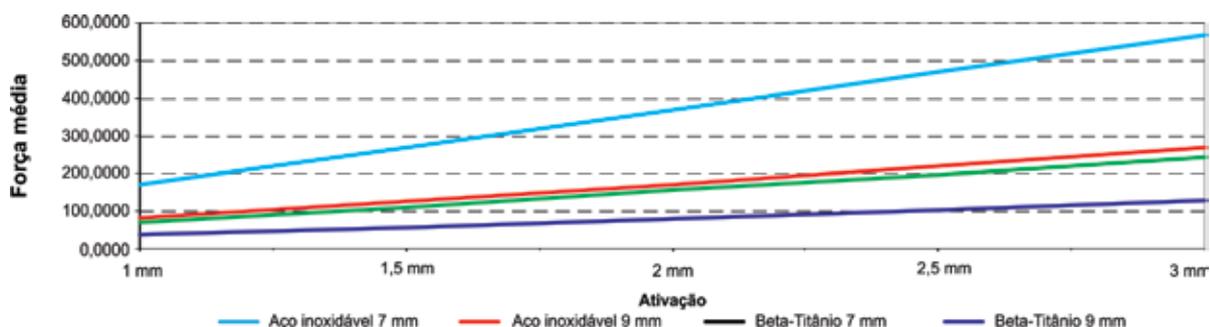
CP	Fio	Altura (mm)	Força (g)				
			1,0 mm	1,5 mm	2,0 mm	2,5 mm	3,0 mm
11	Aço	9	72,61	112,08	152,72	194,76	242,09
12	Aço	9	83,82	127,92	172,6	218,17	266,98
13	Aço	9	72,61	112,71	151,48	189,96	232,28
14	Aço	9	78,43	121,35	166,63	209,85	257,18
15	Aço	9	81,41	123,88	170,05	217,4	267,57
16	Aço	9	83,22	126,15	173,31	222,83	275,88
17	Aço	9	84,58	131,62	178,37	228,64	281,06
18	Aço	9	85,08	132,12	180,34	227,08	276,08
19	Aço	9	72,07	109,76	152,76	195,76	243,47
20	Aço	9	86,72	135,23	186,98	241,95	301,34

**Tabela 3** – Ativações alças de TMA 7 mm.

CP	Fio	Altura (mm)	Força (g)				
			1,0 mm	1,5 mm	2,0 mm	2,5 mm	3,0 mm
21	TMA	7	44,59	79,96	122,4	164,84	204,93
22	TMA	7	91,75	133,01	178,99	227,33	265,06
23	TMA	7	70,52	112,97	160,13	201,39	246,2
24	TMA	7	78,15	124,13	173,64	207,84	259,71
25	TMA	7	68,71	111,16	153,6	190,15	237,31
26	TMA	7	61,64	100,55	144,17	178,36	220,8
27	TMA	7	59,28	98,19	141,81	187,79	232,6
28	TMA	7	72,25	114,7	159,5	198,4	254,56
29	TMA	7	53,39	89,94	131,2	177,18	218,45
30	TMA	7	88,76	140,63	187,79	234,95	285,65

**Tabela 4** – Ativações alças de TMA 9 mm.

CP	Fio	Altura (mm)	Força (g)				
			1,0 mm	1,5 mm	2,0 mm	2,5 mm	3,0 mm
31	TMA	9	29,26	48,12	68,17	89,93	111,79
32	TMA	9	33,98	55,77	78,15	99,94	125,27
33	TMA	9	34,49	55,71	78,11	102,87	128,2
34	TMA	9	33,88	55,1	77,5	103,44	128,2
35	TMA	9	59,82	77,5	108,15	134,09	158,85
36	TMA	9	33,88	53,92	77,5	99,9	127,02
37	TMA	9	30,34	46,85	68,07	90,47	114,05
38	TMA	9	36,24	57,46	81,04	105,8	135,27
39	TMA	9	45,67	69,25	95,19	124,66	152,96
40	TMA	9	29,16	45,67	65,71	84,56	105,76



**Gráfico 1** – Forças médias em função das ativações em todos os grupos.

## Discussão

Apesar de uma grande controvérsia no que diz respeito à força ideal a ser usada para retração dos dentes anteriores, existe um consenso na indicação da aplicação de forças leves e constantes<sup>3,20</sup> devido aos problemas que o uso de forças excessivas poderia trazer para o controle do caso. Esta grande divergência de valores sugeridos se deve à grande complexidade na tentativa de determinação de uma força ótima para tal movimentação. Inúmeros estudos foram realizados neste sentido, especialmente entre os anos de 1950 e 1980, mas, devido aos muitos fatores de grande variação entre os indivíduos nos testes, sejam humanos ou animais, que influenciariam na determinação desta força ótima, não conseguiram atingir um consenso sobre esses valores. A partir da década de 80, a maioria dos estudos se concentrou nas questões histológicas e na resposta celular do periodonto, mais do que na magnitude de forças utilizadas<sup>24</sup>. Por esses motivos, neste estudo foram utilizados como parâmetros de comparação os valores médios encontrados na literatura disponível, embora se saiba que esses valores não são conclusivos.

Alguns autores afirmam que a força ideal liberada por uma alça para retração de incisivos seria entre 250 e 350 gramas nos dentes superiores e entre 200 e 280 gramas nos dentes inferiores<sup>12,13,14,15,16,22,25,28</sup>, considerando estudos que se basearam na superfície radicular como fator determinante para a reação tecidual<sup>5,7,11,12,13,23,28</sup>.

Os resultados para valores médios de relação carga/deflexão em cada grupo foram de 182,36 g/mm (grupo 1), 85,46 g/mm (grupo 2), 75,97 g/mm (grupo 3) e 39,72 g/mm (grupo 4). Baseado nesses valores, observou-se que as alças do grupo 1 estariam dentro dos limites de força recomendados apenas para ativações menores ou iguais a 1 mm, visto sua alta relação F/D. No grupo 2 foi observada uma queda significativa na relação F/D, o que tornou sua faixa de ativação ideal entre 1,5 e 2 mm. As alças do grupo 3 apresentaram relação F/D próxima à do grupo 2, com ativações de 1,5 e 2 mm situadas seguramente dentro dos valores recomendados pela literatura. A de 2,5 mm, embora esteja ligeiramente acima dos valores máximos, poderia ser utilizada cautelosamente, se considerarmos o desvio padrão de 22,12 g na determinação da força ideal. O grupo 4, com relação F/D mais baixa, só atinge os níveis preconizados com ativações de 2,5 e 3 mm.

É importante salientar que, em um arco de retração, temos alças confeccionadas bilateralmente ao longo da curvatura do arco, e a força de retração que efetivamente atua nos incisivos é uma soma vetorial das componentes distais das forças geradas no ponto onde se situa a alça<sup>19</sup> e não simplesmente uma soma

direta dos valores absolutos aqui descritos. Esta resultante posterior, dependendo da direção da força produzida durante a ativação, pode ser significativamente influenciada pela decomposição da força gerada pela ativação da alça. Para a determinação exata da influência da posição da alça em relação à curvatura do arco no valor final da força resultante distal, novos estudos devem ser desenvolvidos.

Foi encontrada diferença estatisticamente significativa entre todos os grupos, mostrando que estes, apesar de desempenharem funções lineares, têm comportamento bem distinto. Observando o gráfico da força em função das ativações (Gráfico 1), nota-se que as retas formadas pela função linear que caracteriza a lei de Hooke - que estabelece que toda mola tem a magnitude de sua força elástica determinada pela da deformação causada na ativação multiplicada pelo coeficiente elástico da mola<sup>19</sup> - têm inclinações diferentes. Essas inclinações são determinadas pelo coeficiente elástico da mola que, no caso, é a relação F/D. A reta com maior inclinação apresenta a maior relação carga/deflexão, enquanto que a mais horizontal indica uma relação F/D menor. Tais dados deixam clara a importância da determinação das dimensões da alça a ser utilizada. Se nos valeremos de alças muito rígidas, podemos estar aplicando inadvertidamente, uma força excessiva para retração. Um erro de 1 mm na ativação de uma alça em T em aço inoxidável, como as do grupo 1, causa uma diferença de 182,36g na força aplicada, enquanto que, se for em uma alça de 9 mm de altura, esta variação será de apenas 85,46g, o que torna a segunda uma alça mais segura para utilização clínica<sup>22</sup>. Os grupos com alças de TMA apresentaram relações F/D marcadamente mais baixos do que os grupos com fio de aço inoxidável. Tal observação reflete os efeitos das propriedades elásticas da liga de TMA que possuem um módulo de elasticidade mais baixo<sup>17</sup> em torno de 40% do aço inoxidável<sup>5,21</sup>.

Na análise dos pares de grupos, em todas as ativações, foi verificada uma semelhança maior entre o grupo com alças de aço inoxidável com 9 mm de altura e o grupo com alças de TMA com 7 mm de altura. Não há diferença estatisticamente significativa entre esses dois grupos para essas faixas de ativação, o que é facilmente compreendido quando analisamos o Gráfico 1. Ao considerarmos as linhas dos grupos 2 e 3, veremos que elas têm um comportamento muito semelhante entre si, mas distintos dos demais grupos, indicando relações carga/deflexão médias similares nos grupos 2 e 3 (85,46 e 75,97 g/mm, respectivamente), diferindo significativamente dos grupos 1 e 4 (182,36 e 39,72 g/mm, respectivamente).

O intervalo de ativação foi escolhido de acordo com parâmetros clínicos. Observa-se que mensurar uma ativação inferior a 1 mm é de grande dificuldade

no uso diário sem o uso de instrumentos precisos de medição. Já as ativações maiores que 3 mm, de modo geral são inviáveis uma vez que a distância interbráquetes, juntamente com os demais efeitos indesejáveis causados por fatores como o momento de força gerado e outras forças em sentidos inadequados, será fator limitante da magnitude de cada ativação. Isto traria como desvantagem, além do risco da liberação de forças em direções indesejadas, a redução do número de ativações possíveis, fazendo com que seja obrigatória a confecção de vários arcos durante a fase de retração dos dentes anteriores.

Em outro estudo<sup>2</sup>, ao variar em uma alça vertical a espessura do fio de aço inoxidável de 018"x.025" para .019"x.025", a força liberada aumentou em 30%, enquanto no fio .017"x.025" reduziu 15%. Ao aumentar a altura em 2 mm, a força reduziu 8%, ao passo que, reduzindo a altura em 2 mm, a força aumentou 102%. Ao reduzir a distância interbráquetes em 4 mm, houve aumento de 27% na força liberada. Tais dados indicam que o uso de alças mais rígidas significaria que mais força fosse liberada a cada milímetro de desativação, porém este não é o único ponto a ser avaliado na escolha da alça<sup>10</sup>. A relação momento/força, como foi visto antes, é um dos importantes fatores determinantes do tipo de movimento gerado pela alça, quando ativada, sendo o valor recomendado de 10:1<sup>4,22</sup>. Baseado nisso, o momento gerado é limitante da quantidade de fio utilizado a ser empregada na confecção de uma alça. Alguns desenhos de alça propostos, apesar de produzirem uma relação F/D alta, apresentam uma relação M/F muito baixa, de modo que não se conseguiria produzir o movimento de translação desejado na fase de retração<sup>9,22</sup>. Pode-se afirmar também que uma das grandes vantagens do uso de fios com maior módulo de elasticidade em relação ao uso de fios de aço inoxidável é a possibilidade de utilizar fios mais espessos na fase de retração anterior, sem alterar quantidade de força liberada pela mola, que auxilia no controle do torque anterior durante sua realização<sup>18</sup>.

Outra propriedade dos fios de TMA que auxilia

no controle de torque anterior é o alto atrito<sup>17</sup> entre o fio e o bráquete<sup>16,18</sup> que agiria como um fator inibidor do deslizamento do fio no *slot*, sugerindo uma potencialização do efeito de torque aplicado ao fio. Para quantificar este efeito, ou até mesmo comprovar sua significância clínica, estudos mais específicos para este fim devem ser desenvolvidos.

As médias encontradas para ativação de 1 mm das alças de aço inoxidável, uma das mais usadas clinicamente, foram de 171,42g e 81,11g para as alças com 7 e 9 mm de altura, respectivamente, significativamente mais altas em comparação com os valores obtidos nas alças de TMA, que foram de 68,90g e 36,67g para as alças de 7 e 9 mm de altura, respectivamente.

De forma geral, no que diz respeito à quantidade de força liberada, pode-se afirmar que a alça em T, desde que sejam respeitados os parâmetros, limitações e indicações para cada caso, permite uma utilização segura e satisfatória em casos onde seja necessário fazer retração dos dentes anteriores, de maneira controlada e dentro dos limites biológicos e biomecânicos adequados a uma consciente prática ortodôntica.

O Gráfico 2 ilustra os resultados obtidos a partir deste estudo, sendo as áreas verdes as faixas de ativação mais recomendadas para uso clínico em cada grupo de alças, as vermelhas são as não recomendadas (por força excessiva ou insuficiente) e a amarela, força limítrofe. Apesar de, com ativações de 1 mm, a força produzida pelas alças de aço com 7 mm de altura ficar dentro dos valores recomendados, sua relação carga/deflexão é muito alta, logo, pequenas variações na ativação geram grandes variações na força aplicada, tornando-a pouco segura para o uso clínico. A baixa relação carga/deflexão das alças de TMA com 9 mm de altura faz com que seja necessária uma ativação grande demais para obtenção da força recomendada, o que levaria à necessidade de muitas trocas de arco durante a retração devido ao restrito espaço interbráquetes. Tal fato torna seu uso pouco prático e mais dispendioso.

Ativação	Aço 7 mm	Aço 9 mm	TMA 7 mm	TMA 9 mm
1,0 mm		—	—	—
1,5 mm	+			—
2,0 mm	+			—
2,5 mm	+	+	+	
3,0 mm	+	+	+	

**Gráfico 2** – Segurança de uso clínico das ativações testadas para cada grupo de alças.

## Conclusão

A partir dos testes realizados neste estudo, concluiu-se que tanto a variação da liga metálica quanto da altura da alça produziram alterações significativas na relação carga/deflexão da alça estudada.

As alças de aço com 7 mm, por produzir forças excessivas, e as alças de TMA com 9 mm, por produzir forças leves demais, não são indicadas no uso clínico na retração anterior.

As alças de aço com 9 mm de altura e de TMA com 7 mm de altura foram as que melhor atenderam os parâmetros clínicos para uso na retração anterior, respeitando os níveis de força indicados na literatura nas quantidades de ativação testadas, com segurança para sua aplicação.

## Referências

- Begg P.R. Differential force in orthodontic treatment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1956 Jul; 42(7):481-510.
- Booth F.A. Optimum forces with orthodontic loops. Houston, 1971, MS Thesis, University of Texas Dental Branch. In: Proffit W.R. *Ortodontia contemporânea*, 4a edição, Rio de Janeiro: Guanabara Koogan:2008: 720 p.
- Burstone C.J. The mechanics of the segmented arch techniques. *Angle Orthod.* 1966 Apr; 36(2): 99-120.
- Burstone C.J. The segmented arch approach to space closure. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1982 Nov; 82(5) :361-78.
- Burstone C.J. Aplicação da bioengenharia na Ortodontia clínica. In: Graber T.M. *Ortodontia – princípios e técnicas atuais* 2a edição, Guanabara Koogan, p.213-243. Rio de Janeiro, 1996.
- Caldas S.G.F.R., Martins R.P., Galvão M.R., Vieira C.I.V., Martins L.P. Force system evaluation of symmetrical beta-titanium T-loop springs preactivated by curvature and concentrated bends *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2011 Aug; 140(2): e53-58.
- Clark R.A. Root surface area. Certificate Thesis University of Oregon Dental School, 1969 In: Langlade M. *Terapêutica Ortodôntica* 3a. ed. São Paulo:Livraria Santos Editora:1995: 844 p.
- Coimbra M.E.R., Penedo N.D., Gouvêa J.P., Elias C.N., Araújo M.T.S., Coelho P.G. Mechanical testing and finite element analysis of orthodontic teardrop loop. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008 Feb;133(2):188.e9-13.
- Faulkner M.G., Fuchshuber P., Habersock D.L., Mioduchowski A. A parametric study of the force/moment systems produced by T-loop retraction springs. *J. Biomechanics* 1989; 22,(6/7):637-47.
- Ferreira M.A. The wire material and cross section effect on double delta closing loops regarding load and spring rate magnitude: An in vitro study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1999 Mar; 115(3):275-82.
- Freeman D.C. Root surface area related to anchorage in Begg technique. Masters thesis University of Tennessee, Memphis, 1965 In: Langlade M. *Terapêutica Ortodôntica* 3a ed. São Paulo: Livraria Santos Editora:1995: 844 p.
- Gianelly A.A. Force-induced changes in the vascularity of the periodontal ligament. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1971 Jan; 55(1):5-11.
- Gianelly A.A., Goldman H.M. *Biologic basis for orthodontics*. Lea & Febinger, 117-204, Philadelphia, 1971.
- Hixon E.H., Atikian H., Callow G.E., McDonald H.W., Tacy R.J. Optimal force, differential force and anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1969 May;55(5):437-57.
- Hixon E.H., Aasen T.O., Clark R.A., Klosterman R., Miller S.S., Odom W.M. On force and tooth movement. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1970 May; 57(5):476-78.
- Jarabak J.R., Fizzel J.A. *Aparatologia del arco de canto con alambres delgados*. Buenos Aires: Mundi; 1975.612 p.
- Juvvadi S.R., Kailasam V., Padmanabhan S., Chitharanjan A.B. Physical, mechanical, and flexural properties of 3 orthodontic wires: An in-vitro study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2010 Nov; 138(5):620-30.
- Nishio C., Motta A.F.J., Elias C.N., Mucha J.N. In vitro evaluation of frictional forces between archwires and ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2004 Jan; 125(1):56-64.
- Oliveira E.J. *Biomecânica básica para ortodontistas*. Belo Horizonte: UFMG:2000:196 p.
- Oppenheim A. A possibility for physiologic orthodontic movement. *Am J Orthod Oral Surg.* 1944 Jun; 30(6):277-328.
- Phillips R.W. *Materiais dentários de Skinner* 9a edição. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan:1993: 486 p.
- Proffit W.R. *Ortodontia contemporânea*, 4a edição, Rio de Janeiro: Guanabara Koogan:2008: 720 p.
- Reitan K. Clinical and histological observation during and after orthodontic movement. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1957 Oct; 53(10):721-45.
- Ren Y., Maltha J.C., Kuijpers-Jagtman A.M. Optimum force magnitude for orthodontic tooth movement: a systematic literature review *Angle Orthod.* 2003 Feb; 73(1):86-92.
- Ricketts R.M. Bioprogressive therapy as an answer to orthodontic needs. Part II. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1976 Oct; 70(4):359-97.
- Rodrigues E.U., Maruo H., Guariza Filho O., Tanaka O., Carmargo E.S. Mechanical evaluation of space closure loops in Orthodontics. *Braz Oral Res.* 2010 Jan; 25(1):63-8.
- Thiesen G., Rego M.V.N.N., Menezes L.M., Shimitzu R.H. Using different T-loops configurations to obtain optimized force systems. *Rev Dent Press Ortodon Ortop Facial.* 2006 Sep-Oct; 11(5):57-77.
- Thurrow R.C. *Edgewise orthodontics* 3rd ed.: St Louis: Mosby:1972: 336 p.
- Viecelli R.F. Self-corrective T-loop design for differential space closure. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2006 Jan;129(1): 48-53.