

## Trabalho original

ESTUDO COMPARATIVO DAS FORÇAS GERADAS  
POR ALÇAS ORTODÔNTICAS

COMPARATIVE STUDY OF FORCES DELIVERED BY ORTHODONTIC LOOPS

ELIANE CECILIO\*  
JÓRGE ARRÃO\*\*  
MARELENE MORELLI SERNA\*\*\*  
JESUALDO LUTZ ROSSI\*\*\*\*

## RESUMO

O objetivo desta pesquisa foi determinar as forças liberadas por arcos com alças produzidos industrialmente e, ainda, compará-los agrupando-os de forma a isolar uma única variável (geometria, liga metálica e fabricante). Foram utilizados 19 tipos diferentes de arcos, submetidos a testes de tração. Os resultados demonstraram diferenças estatísticas significativas entre todos os grupos comparados. A combinação destas variáveis pode determinar incrementos ou decréscimos nas forças liberadas, julgando-se útil fornecer ao ortodontista um guia de orientação para a escolha do arco adequado.

**Unitermos** - Alças ortodônticas de retração; Força de ativação; Aço inoxidável; Cromo-Cobalto; Titânio-Molibdênio.

## ABSTRACT

This research's objective was to determine forces delivered by arches with industrially manufactured loops and to compare them in groups, changing one variable at a time (geometry, metal alloy and manufacturer). Nineteen different types of arches were submitted to tension tests. Results showed significant statistical differences between groups compared. The combination of these variables may determine increases or decreases in forces delivered and can be a useful guide for orthodontists when choosing proper arches.

**Key Words** - Orthodontic retraction loops; Activation force; Stainless steel; Chromium-Cobalt; Titanium-Molybdenum.

Recebido em: ago/2006 - Aprovado em: dez/2007

\* Mestre e doutora em Odontologia pela Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

\*\* Professor livre-docente da Disciplina de Ortodontia do Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

\*\*\* Pesquisadora Id.Sz. do Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares - Ipen.

\*\*\*\* Pesquisador doutor do Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares - Ipen.

## INTRODUÇÃO E REVISÃO DA LITERATURA

Parte do avanço expressivo das Ciências Biológicas nos últimos anos deve-se à vasta aplicação das Ciências Físicas à Biologia. Sobretudo no campo da Ortodontia, a Física, a Matemática e a Engenharia podem trazer grandes contribuições no que diz respeito ao aperfeiçoamento da aparatologia e, principalmente, ampliando o conhecimento da biofísica do movimento dentário<sup>1</sup>.

Idealmente, os arcos ortodônticos deveriam ser capazes de mover os dentes por meio de forças leves e contínuas, as quais poderiam reduzir o potencial de hialinização, reabsorção e desconforto do paciente<sup>2</sup>.

Um ótimo sistema de força é importante para uma resposta biológica adequada do ligamento periodontal, e a escolha desta força está relacionada à área de superfície da raiz, diferindo, assim, para cada dente e para cada paciente, individualmente. Diante da dificuldade de mensurar tensão e deformação no interior dos tecidos, o conhecimento da área da superfície radicular e a quantificação das forças aplicadas nos dentes restam como parâmetros clínicos auxiliares<sup>3</sup>.

Antigamente, na prática clínica, as forças eram aplicadas conforme a destreza e o discernimento do ortodontista<sup>4</sup>; porém, para o uso correto dos aparelhos ortodônticos é necessário ter total conhecimento dos materiais com que são fabricados e das propriedades físicas e mecânicas desses materiais, pois estas sofrem alterações sob variadas condições<sup>5</sup>.

As propriedades mecânicas dos fios ortodônticos são geralmente determinadas por testes de tração, flexão e torção e, por serem tipos de solicitações diferentes, devem ser consideradas independentemente<sup>6</sup>. Usualmente, a escolha é feita em função do nome dos fabricantes e o maior grau de resiliência, sem o conhecimento de resultados de testes prévios para a comprovação de seu desempenho<sup>7</sup>. Vários fatores interferem na força liberada pelos arcos ortodônticos. A sua rigidez é determinada por dois fatores: o próprio fio (composição química, processo de conformação e tratamento térmico, sendo módulo de elasticidade uma propriedade inerente ao material) e o formato (geometria e seção transversal). Pequenas mudanças na espessura podem produzir grandes alterações na relação carga-deflexão e a incorporação de alças aos arcos diminui a taxa carga-deflexão<sup>8</sup>.

Em Ortodontia, um dos recursos para o fechamento de espaços após exodontias é a utilização de arcos de retração com alças. Muitos estudos procuram elucidar os sistemas de forças gerados por diferentes tipos de alças confeccionadas

com diferentes fios<sup>9,10, 11,12,13</sup>. Contudo, como estes arcos são confeccionados manualmente, a adoção dos parâmetros biomecânicos fornecidos é duvidosa devido à dificuldade de reprodução exata.

Desta forma, procurou-se, com o presente estudo, avaliar experimentalmente e comparar as forças liberadas por diferentes tipos de arcos com alças, disponíveis no mercado, que apresentam variações na forma e número de alças, espessura dos fios, ligas metálicas e fabricantes diferentes. Sendo os arcos produzidos industrialmente, é possível fornecer ao ortodontista informações mais fidedignas e reprodutíveis de forma a auxiliá-lo na seleção adequada do arco.

## MATERIAL E MÉTODOS

Foram utilizados, nesta pesquisa, 19 tipos de arcos com alças produzidos com fios de seção retangular com variações de geometria (espessura, número e forma das alças), tipos de liga e fabricantes conforme Quadro 1.

As amostras foram submetidas a testes de tração utilizando-se uma máquina para ensaios universais com uma célula de carga de 50 kgf que permite registrar forças com precisão de 5 gf.

Foram elaborados gráficos das curvas médias de carga versus deformação de cada grupo estudado. A partir das curvas médias obtidas, foi elaborada uma tabela que apresenta as cargas e respectivos desvios-padrões correspondentes a cada 0,5 mm de deformação (Tabela 1).

Para realizar as comparações das características de interesse (geometria, fabricante ou material), primeiramente, testou-se a normalidade de distribuição dos dados por meio do teste de Kolmogorov-Smirnov e constatou-se que os valores de carga (força) não possuem distribuição normal. Logo, os grupos estudados foram comparados utilizando-se testes não paramétricos.

Para realizar comparações entre dois grupos, foram empregados testes de Wilcoxon pareado e, para realizar comparações entre mais de dois grupos, foi utilizado o teste de Friedman. Posteriormente, foram utilizadas comparações múltiplas não paramétricas apropriadas para o tipo de teste. Para todos os testes foi utilizado o nível de significância de 1%.

## RESULTADOS

A Tabela 1 apresenta as forças médias liberadas (kgf) e os respectivos desvios-padrões (DP) correspondentes a cada 0,5 mm de deformação. A ocorrência de desvios-padrões bastante pequenos para as cargas de todos os arcos estudados

QUADRO 1 - CLASSIFICAÇÃO DA AMOSTRA UTILIZADA NESTA PESQUISA

| Grupo | Espessura     | Forma       | Nº de Alças | Material | Fabricante       |
|-------|---------------|-------------|-------------|----------|------------------|
| G1    | .016" x .022" | Chave       | 2           | Aço Inox | A Company        |
| G2    | .016" x .022" | Chave       | 2           | Aço Inox | Ortho Organizers |
| G3    | .017" x .025" | Chave       | 2           | Aço Inox | Ortho Organizers |
| G4    | .019" x .025" | Chave       | 2           | Aço Inox | Ortho Organizers |
| G5    | .016" x .022" | T1          | 2           | Aço Inox | Ortho Organizers |
| G6    | .017" x .025" | T2          | 2           | Aço Inox | Ortho Organizers |
| G7    | .016" x .025" | T1          | 2           | Aço Inox | Ortho Organizers |
| G8    | .017" x .025" | Bucla Chave | 4           | Aço Inox | Ortho Organizers |
| G9    | .016" x .025" | Bucla Chave | 4           | Aço Inox | G4C              |
| G10   | .016" x .025" | Bucla Chave | 4           | Aço Inox | A Company        |
| G11   | .021" x .025" | Bucla Chave | 4           | Aço Inox | A Company        |
| G12   | .021" x .025" | Bucla Chave | 4           | Aço Inox | G4C              |
| G13   | .016" x .025" | Bucla Chave | 4           | Elgiloy  | A Company        |
| G14   | .020" x .025" | "Versatil"  | 4           | Aço Inox | G4C              |
| G15   | .017" x .025" | Gato        | 2           | TMA      | Ormos            |
| G16   | .017" x .025" | T3          | 2           | TMA      | Ormos            |
| G17   | .016" x .025" | T3          | 2           | TMA      | Ormos            |
| G18   | .017" x .025" | Cogumelo    | 2           | TMA      | Ortho Organizers |
| G19   | .016" x .025" | Cogumelo    | 2           | TMA      | Ortho Organizers |

TABELA 1 - FORÇAS MÉDIAS (KG) LÍBERADAS EM FUNÇÃO DA QUANTIDADE DE ATIVAÇÃO

| Grupos | Ativação (mm) |             |                |                |             |             |             |             |
|--------|---------------|-------------|----------------|----------------|-------------|-------------|-------------|-------------|
|        | 0,5           | 1,0         | 1,5            | 2,0            | 2,5         | 3,0         | 3,5         | 4,0         |
| G1     | 0,21 ± 0,01   | 0,43 ± 0,02 | 0,55 ± 0,03    | 0,84 ± 0,03    | 0,99 ± 0,03 | 1,11 ± 0,03 | 1,21 ± 0,02 | 1,29 ± 0,02 |
| G2     | 0,19 ± 0,01   | 0,38 ± 0,01 | 0,57 ± 0,02    | 0,76 ± 0,02    | 0,90 ± 0,01 | 1,02 ± 0,01 | 1,12 ± 0,01 | 1,19 ± 0,01 |
| G3     | 0,27 ± 0,03   | 0,54 ± 0,04 | 0,81 ± 0,03    | 1,05 ± 0,03    | 1,25 ± 0,03 | 1,41 ± 0,03 | 1,54 ± 0,02 | 1,56 ± 0,02 |
| G4     | 0,40 ± 0,04   | 0,78 ± 0,04 | 1,11 ± 0,04    | 1,30 ± 0,04    | 1,61 ± 0,03 | 1,79 ± 0,03 | 1,95 ± 0,03 | 2,00 ± 0,03 |
| G5     | 0,10 ± 0,02   | 0,18 ± 0,02 | 0,27 ± 0,02    | 0,36 ± 0,02    | 0,44 ± 0,02 | 0,51 ± 0,02 | 0,57 ± 0,02 | 0,63 ± 0,02 |
| G6     | 0,16 ± 0,01   | 0,33 ± 0,00 | 0,51 ± 0,01    | 0,59 ± 0,01    | 0,87 ± 0,02 | 1,04 ± 0,04 | 1,16 ± 0,05 | 1,31 ± 0,05 |
| G7     | 0,16 ± 0,01   | 0,32 ± 0,01 | 0,49 ± 0,01    | 0,55 ± 0,02    | 0,80 ± 0,02 | 0,93 ± 0,02 | 1,06 ± 0,02 | 1,17 ± 0,02 |
| G8     | 0,17 ± 0,01   | 0,31 ± 0,01 | 0,46 ± 0,01    | 0,50 ± 0,01    | 0,74 ± 0,01 | 0,87 ± 0,01 | 0,99 ± 0,01 | 1,11 ± 0,01 |
| G9     | 0,20 ± 0,01   | 0,40 ± 0,01 | 0,50 ± 0,02    | 0,80 ± 0,03    | 0,98 ± 0,03 | 1,14 ± 0,04 | 1,29 ± 0,04 | 1,42 ± 0,04 |
| G10    | 0,28 ± 0,06   | 0,49 ± 0,06 | 0,69 ± 0,05    | 0,89 ± 0,04    | 1,07 ± 0,04 | 1,22 ± 0,03 | 1,36 ± 0,02 | 1,47 ± 0,02 |
| G11    | 0,26 ± 0,03   | 0,53 ± 0,05 | 0,79 ± 0,06    | 1,05 ± 0,06    | 1,28 ± 0,05 | 1,46 ± 0,04 | 1,67 ± 0,04 | 1,53 ± 0,03 |
| G12    | 0,27 ± 0,04   | 0,55 ± 0,03 | 0,83 ± 0,03    | 1,08 ± 0,03    | 1,30 ± 0,02 | 1,51 ± 0,02 | 1,69 ± 0,02 | 1,84 ± 0,02 |
| G13    | 0,3 ± 0,03    | 0,56 ± 0,03 | 0,75 ± 0,03    | 0,90 ± 0,03    | 1,04 ± 0,04 | 1,15 ± 0,03 | 1,25 ± 0,02 | 1,33 ± 0,02 |
| G14    | 0,23 ± 0,03   | 0,45 ± 0,03 | 0,58 ± 0,02    | 0,90 ± 0,02    | 1,11 ± 0,01 | 1,30 ± 0,02 | 1,47 ± 0,02 | 1,52 ± 0,03 |
| G15    | 0,12 ± 0,02   | 0,25 ± 0,03 | 0,37 ± 0,03    | 0,49 ± 0,03    | 0,63 ± 0,02 | 0,69 ± 0,02 | 0,77 ± 0,03 | 0,84 ± 0,03 |
| G16    | 0,07 ± 0,01   | 0,13 ± 0,01 | 0,20 ± 0,01    | 0,26 ± 0,01    | 0,33 ± 0,02 | 0,40 ± 0,02 | 0,47 ± 0,02 | 0,54 ± 0,02 |
| G17    | 0,07 ± 0,00   | 0,15 ± 0,00 | 0,23 ± 2,76E-4 | 0,31 ± 2,76E-4 | 0,40 ± 0,00 | 0,48 ± 0,01 | 0,57 ± 0,01 | 0,66 ± 0,01 |
| G18    | 0,08 ± 0,01   | 0,16 ± 0,01 | 0,24 ± 0,01    | 0,31 ± 0,01    | 0,38 ± 0,01 | 0,45 ± 0,01 | 0,51 ± 0,01 | 0,57 ± 0,01 |
| G19    | 0,12 ± 0,02   | 0,21 ± 0,03 | 0,31 ± 0,03    | 0,42 ± 0,03    | 0,51 ± 0,03 | 0,61 ± 0,03 | 0,69 ± 0,03 | 0,77 ± 0,02 |

comprova a homogeneidade de comportamento dos fios em decorrência da produção industrial.

A Tabela 2 apresenta os resultados dos testes comparativos propostos entre os grupos avaliados isolando-se apenas uma característica de variação. Para a comparação entre dois grupos (amostras pareadas) foi utilizado o teste não paramétrico de Wilcoxon. O teste de Friedman (equivalente não paramétrico da Anova) foi utilizado para a comparação de três grupos. O valor Z é a estatística do teste para se chegar ao valor de p. Os resultados demonstram que todas as comparações realizadas mostraram-se estatisticamente significativas ( $p < 0,001$ ). Os grupos marcados por asteriscos foram os que apresentaram maior valor de carga nas comparações entre dois grupos.

A Tabela 3 apresenta os resultados das comparações múltiplas não paramétricas entre os grupos 2, 3 e 4 avaliados, dois a dois. A estatística mostra que a carga média é significativamente diferente entre os três grupos ( $p < 0,001$ ) sendo o grupo 2 o de menor carga e o grupo 4 o de maior carga.

**TABELA 2 - TESTES ESTATÍSTICOS PARA COMPARAÇÃO DOS GRUPOS ESTUDADOS**

| Grupos       | Valor Z | P       | Variação    |
|--------------|---------|---------|-------------|
| G1* x G2     | 18,22   | <0,001  | Fabricante  |
| G9 x G10*    | 15,05   | <0,001  | Fabricante  |
| G11 x G12*   | 20,73   | <0,001  | Fabricante  |
| G2* x G5     | 16,12   | <0,001  | Forma       |
| G3* x G6     | 2,81    | <0,001  | Forma       |
| G15* x G16   | 20,63   | <0,001  | Forma       |
| G5 x G7*     | 8,71    | <0,001  | Espessura   |
| G9 x G12*    | 20,78   | <0,001  | Espessura   |
| G10 x G11*   | 20,74   | <0,001  | Espessura   |
| G16 x G17*   | 20,35   | <0,001  | Espessura   |
| G18 x G19*   | 20,61   | <0,001  | Espessura   |
| G3* x G8     | 20,81   | <0,001  | Nº de alças |
| G10* x G13   | 3,82    | <0,001  | Material    |
| G2 x G3 x G4 | 1152,00 | <0,001* | Espessura   |

\* Grupo com maior carga.

† Teste de Friedman baseado na estatística qui-quadrado com 2 graus de liberdade.

**TABELA 3 - COMPARAÇÕES MÚLTIPLAS ENTRE OS GRUPOS 2, 3 E 4**

| Grupos   | Valor Z | P      |
|----------|---------|--------|
| G2 x G3* | 16,09   | <0,001 |
| G3 x G4* | 16,99   | <0,001 |
| G2 x G4* | 33,57   | <0,001 |

\* Grupo com maior carga.

## DISCUSSÃO

Diante da difícil tarefa que é o domínio da biomecânica, considerando-se os infindáveis fatores e variáveis que interferem tanto do ponto de vista físico quanto biológico e, com o avanço dos materiais e variedades de alças disponíveis no mercado, buscou-se com esta pesquisa trazer ao ortodontista dados objetivos e mensuráveis para norteá-lo na escolha do arco mais adequado para a fase de fechamento dos espaços. Intendeu-se, desta forma, quantificar a força que é liberada por diferentes tipos de alças, impondo-lhes diferentes ativações e, a seguir, compará-las quanto às variações de espessura, material, forma, fabricante e número de alças.

Uma análise detalhada das Tabelas 1, 2 e 3, com base nas amostras submetidas aos testes expostas no Quadro 1, torna possível, com o respaldo da literatura pertinente, tecer algumas considerações.

Comparando-se os grupos 1 e 2; 9 e 10; 11 e 12 verifica-se que, embora apresentem a mesma liga (aço inoxidável), a mesma espessura, a mesma forma e número de alças, as forças mostraram-se diferentes em função da variação do fabricante. É importante ressaltar que os fabricantes não fornecem a composição e nem o processamento mecanotérmico das ligas utilizadas em arcos, o que pode sugerir que algumas variações no teor da liga e no processo de produção do aço sejam responsáveis pelas diferenças encontradas. As propriedades dos fios de aço podem ser alteradas por diferenças químicas e variações na quantidade de "trabalho a frio" e de tratamento térmico durante a sua produção, o que induz mudanças na rede cristalina<sup>27,28</sup>.

A comparação entre os grupos 2 e 5; 3 e 6; 15 e 16, que apresentaram a mesma espessura, material, número de alças e fabricante, mostra a influência da forma das alças no comportamento mecânico dos arcos<sup>14</sup>. As alças em forma de T mostraram maior flexibilidade que as alças em forma de gota e em forma de chave. Por sua vez, as alças em forma de chave liberaram forças maiores. A forma de T tem sido apontada na literatura como o melhor formato quando se deseja redução na rigidez e aumento de flexibilidade<sup>19,23,25,29</sup>. Considerando que a forma e dimensões das alças interferem no seu comportamento mecânico<sup>31-35</sup>, suscitou-se, a princípio, que o aumento na flexibilidade fosse devido às dimensões das alças uma vez que as alturas são similares variando somente o diâmetro: 3 mm, 4 mm e 6 mm a 6,5 mm, respectivamente, para as alças em gota, em chave e em T. Porém, os resultados encontrados mostram que, mesmo com diâmetro menor, a forma de gota

exibe forças expressivamente menores que a forma de chave, evidenciando também a influência da forma.

A rigidez de um fio é consequência da espessura e do material, assim, pequenas mudanças na sua espessura podem produzir alterações significantes na relação carga-deflexão<sup>25,16,6</sup>. Quando comparados os grupos 2, 3 e 4; 5 e 7; 9 e 12; 10 e 11; 16 e 17; 18 e 19, que representam arcos de mesmo material, forma e número de alças e fabricante, foi possível verificar a concordância com as afirmações científicas<sup>25,16,6</sup>. Todas as comparações mostraram que o aumento na espessura produz um aumento na força liberada, aumento este maior ou menor dependendo da liga.

Analisando a variação no número de alças por intermédio dos grupos 3 e 8 representativos de arcos de mesma liga (aço inoxidável), forma, fabricante e espessura, foi possível notar um decréscimo importante na força para os arcos de dupla chave. Isso confirma o princípio básico da biomecânica de que, quanto maior o comprimento do fio, maior a sua flexibilidade.

A avaliação quanto à variação do material só foi possível para os arcos dupla chave que apresentam as versões em Elgiloy e aço inoxidável. Os arcos de beta-titânio são encontrados no mercado, mais comumente, nas formas de T e cogumelo. Porém, foi possível verificar, de forma geral, que o material (liga metálica) foi a variável que apresentou maior influência sobre a força<sup>25</sup>. Comparando-se os grupos 10 e 13, que apresentam arcos de forma e número de alças, fabricante e espessura similar, constatou-se importante diferença na liberação de força. Até 2 mm de deformação, o Elgiloy apresenta liberação de força maior que o aço; acima de 2 mm, o aço inoxidável exibe forças maiores. Embora a literatura pertinente atribua características de rigidez semelhantes entre o aço inoxidável e o cromo-cobalto<sup>11,9</sup>, este último tem apresentado, quando testado, valores de módulo de elasticidade maiores, coerentes com a liberação de forças mais elevadas (na faixa de parâmetros clínicos de ativação) apresentadas neste estudo<sup>1,57</sup>.

Todas as diferenças apontadas foram confirmadas pelos testes estatísticos, ou seja, todos os grupos comparados apresentaram diferenças estatisticamente significantes, demonstrando que efetivamente todas as variáveis presentes - material, espessura, forma e número de alças e fabricante - promovem alterações na força liberada. É interessante observar que, embora tenha sido escolhido o nível de significância de 1%, as diferenças apresentadas mostraram-se significativas no nível de 0,1% (Tabelas 2 e 3).

Infelizmente, todas as pesquisas disponíveis utilizam alças confeccionadas manualmente, com formas, materiais e dimensões diferentes, o que inviabiliza qualquer tipo de comparação com o presente estudo. No entanto, como a finalidade maior desta pesquisa é trazer para o ortodontista um guia prático para a clínica diária, onde normalmente se utiliza arcos pré-fabricados, algumas considerações clínicas devem ser mencionadas.

## CONSIDERAÇÕES CLÍNICAS

Sendo os arcos disponíveis no mercado configurados para a retração em massa de todo o segmento anterior (incisivos centrais, laterais e caninos), as considerações que se seguem foram baseadas nas forças necessárias para a movimentação destes dentes segundo Jarabak, Fizzell (460 g a 690 g para os dentes superiores e 370 g a 540 g para os inferiores) e Shimizu (600 g para os dentes superiores e 480 g para os inferiores)<sup>6,27</sup>.

Para a retração do segmento anterior, são empregadas alças dispostas bilateralmente no arco, o que supõe que as magnitudes de forças ótimas recomendadas deveriam ser divididas por dois para a escolha do arco adequado e quantidade de ativação.

O Quadro 2 apresenta os arcos estudados por ordem crescente de quantidade de força média (g) liberada até 2 mm de ativação. Para cada arco foi colocada em destaque a força que se enquadra dentro dos parâmetros sugeridos pelos autores acima citados e a quantidade de ativação necessária para liberá-las. Os destaques em lilás correspondem às forças para movimentação dos dentes superiores, em laranja forças para movimentação dos dentes inferiores e em verde, para os dentes superiores e inferiores.

É interessante observar que muitos arcos liberam forças adequadas com 0,5 mm de ativação e que, para estes mesmos arcos, 1 mm de ativação promoveria forças indesejáveis. Por outro lado, como já referido, ligas de beta-titânio podem requerer até 2,0 mm de ativação para alcançar forças compatíveis. Em virtude da necessidade de precisão para o procedimento clínico, sugere-se a utilização de calibradores de espessura, pois um pequeno erro na ativação poderia alterar o comportamento da alça.

Os arcos de espessura .019" x .025" dupla chave de Elgiloy da A Company e uma chave de aço da Ortho Organizers demandam cuidados para sua utilização devido à liberação excessiva de força, acima dos padrões fisiológicos.

QUADRO 2 - GUIA DE ORIENTAÇÃO PARA A ESCOLHA DO ARCO DE RETRAÇÃO

| Espessura     | Forma   | Material | Fabricante       | Ativação (mm) |     |      |      |
|---------------|---|----------|------------------|---------------|-----|------|------|
|               |   |          |                  | 0,5           | 1,0 | 1,5  | 2,0  |
| .017" x .025" |    | TMA      | Omco             | 70            | 130 | 200  | 260  |
| .019" x .025" |    | TMA      | Omco             | 70            | 150 | 220  | 310  |
| .017" x .025" |    | TMA      | Ortho Organizers | 80            | 160 | 240  | 320  |
| .016" x .022" |    | Aço      | Ortho Organizers | 100           | 180 | 270  | 360  |
| .019" x .025" |    | TMA      | Ortho Organizers | 120           | 210 | 310  | 420  |
| .017" x .025" |    | TMA      | Omco             | 120           | 250 | 370  | 490  |
| .017" x .025" |    | Aço      | Ortho Organizers | 170           | 310 | 460  | 600  |
| .016" x .025" |    | Aço      | Ortho Organizers | 160           | 320 | 490  | 650  |
| .017" x .025" |    | Aço      | Ortho Organizers | 160           | 330 | 510  | 650  |
| .016" x .022" |    | Aço      | Ortho Organizers | 160           | 380 | 570  | 730  |
| .019" x .025" |    | Aço      | GAC              | 200           | 400 | 600  | 800  |
| .016" x .022" |    | Aço      | A Company        | 210           | 430 | 650  | 840  |
| .020" x .025" |    | Aço      | GAC              | 230           | 450 | 680  | 900  |
| .019" x .025" |   | Aço      | A Company        | 280           | 490 | 690  | 890  |
| .021" x .025" |  | Aço      | A Company        | 260           | 530 | 730  | 1050 |
| .017" x .025" |  | Aço      | Ortho Organizers | 270           | 540 | 810  | 1050 |
| .021" x .025" |  | Aço      | GAC              | 270           | 550 | 830  | 1080 |
| .019" x .025" |  | Elgiloy  | A Company        | 350           | 560 | 750  | 900  |
| .019" x .025" |  | Aço      | Ortho Organizers | 400           | 780 | 1110 | 1390 |

Superiores Inferiores Superiores e inferiores

Quando houver necessidade de pré-ativações (efeito Cable) para controle de movimento radicular ou de extrusões dentárias, é importante que se considerem possíveis incrementos na força. Como tem sido relatado na literatura, para arcos confeccionados manualmente em aço inoxidável, este aumento parece maior para alças em gota quando comparadas às alças em forma de T<sup>23,28</sup>.

A quantidade de força liberada por um arco de retração sofre a influência do material (liga metálica), geometria das alças (forma, dimensões e número) e espessura do fio, o que ficou evidente nas pesquisas reportadas<sup>2,18,34,41,23,24,25,28</sup> e foram comprovadas neste estudo, em que também foi constatada a atuação do fator fabricante. As diferentes combinações dessas variáveis nos arcos dificultam a previsão dos resultados na

geração da força. Ou seja, embora a liga metálica exerça maior influência na força gerada, um arco de aço com espessura menor e uma alça T, por exemplo, pode liberar forças menores que um arco de titânio-molibdênio de maior espessura e alça em forma de gota. Seria bastante importante se os fabricantes se preocupassem com testes prévios, de forma a fornecer impresso em suas embalagens, informação de propriedades mecânicas importantes para o desempenho dos fios. O que ocorre atualmente é que a escolha é feita em função do renome dos fabricantes ou do tipo de material, sem o conhecimento de resultados de testes prévios para a comprovação de seu desempenho<sup>2</sup>. Esse desempenho fica ainda mais imprevisível quando os arcos são confeccionados manualmente, acrescentando-se aí componentes de falhas de simetrias e dimensões.

## CONCLUSÃO

A comparação entre os diversos tipos de arcos de retração, produzidos industrialmente, demonstraram diferenças significativas quanto à geração de força. A magnitude das forças liberadas pelas alças sofre a influência, em maior ou menor grau, de variáveis tais como geometria (espessura, número e forma das alças), material e fabricante. Daí a importância de fornecer ao ortodontista um guia de orientação clínica para a escolha do arco durante a fase de fechamento dos espaços.

**Agradecimentos:** À Orthomax, Orthoste, Funak e Orthoglia, representantes da GAC, A Company, Ormco e Ortho Organizers, respectivamente, pela doação dos fios testados.

**Endereço para correspondência:**

**Eliane Cecílio**  
 ececilio@usp.br

## Referências

1. Asgharni MK, Brantley WA. Comparison of bending and tension tests for orthodontic wires. *Am J Orthod* 1986; 89(3):228-36.
2. Burstone CJ. Variable-modulus orthodontics. *Am J Orthod* 1981;80(1):1-16.
3. Burstone CJ. Aplicação da biengenharia na ortodontia clínica. In: Graber TM, Vanarsdall Jr. RL. *Ortodontia - Princípios e técnicas atuais*. 3ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2002. cap.4. p.228-57.
4. Burstone CJ, Baldwin JJ, Lawless DT. The application of continuous forces to orthodontics. *Angle Orthod* 1961; 31(1):1-14.
5. Burstone CJ, Goldberg AJ. Beta titanium: A new orthodontic alloy. *Am J Orthod* 1980;77(2):121-32.
6. Burstone CJ, Koenig HA. Optimizing anterior and canine retraction. *Am J Orthod* 1976;70(1):1-19.
7. Cecílio E, Abrão J, Lima LFCP, Rossi, JL. Avaliação mecanodinâmica de ligas utilizadas em arcos ortodônticos de retração. *Ortodontia* 2005;38(1):25-33.
8. Chen J, Markhara DL, Katana TR. Effects of T-loop geometry on its forces and moments. *Angle Orthod* 2008; 78(1):48-51.
9. Goldberg AJ, Vanderby Jr. R, Burstone CJ. Reduction in the modulus of elasticity in orthodontic wires. *J Dent Res* 1977;56(10):1227-31.
10. Jurbak JR, Fizzlel JA. *Aparatologia del arco de canino com alambres dobrados*. 2ª ed. Trad. Federico Rosenmeyer. Buenos Aires: Mundí; 1975. Cap. 7, p.277-379.
11. Kapila S, Sachdeva R. Mechanical properties and clinical applications of orthodontic wires. *Am J Dentofacial Orthop* 1989; 96(2):100-9.
12. Kohl RW. Metallurgy in orthodontics. *Angle Orthod* 1964; 34(1):37-52.
13. Kusy RP. A review of contemporary archwires: Their properties and characteristics. *Angle Orthod* 1997; 67(3):197-207.
14. Langlade M. *Respostas Ortodôntica*. 3ª ed. Trad. Miguel N. Benvença. São Paulo: Santos; 1993. p.1-78.
15. Lino AP. Avaliação de propriedades mecânicas da alça de retração ortodôntica em função do tratamento térmico e dimensões. *Ortodontia* 1973;6(1):15-23.
16. Odgaard 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(5):496-505.
17. Proffit WR, Fields HW. *Ortodontia Contemporânea*. 3ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2003.
18. Rahood DW, Faulkner MG, Lipsitt AW, Haberstock DL. Three dimensional effects in retraction appliance design. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1997; 112(4):378-92.
19. Reitan K. Some factors determining the evaluation of forces in orthodontics. *Am J Orthod* 1957;43(1):32-45.
20. Ren Y, Malha JC, Krijpers-Jagtman AM. Optimum force magnitude for orthodontic tooth movement: A systematic literature review. *Angle Orthod* 2003;73(1):86-92.
21. Scelza Neto P, Mucha JN, Chevitarese O. Mula de fechamento de espaços em Ortodontia em forma de ligamina: desempenho em tração. *Rev Bras Odontol* 1985;6(2):22-9.
22. Shimizu RH. *Fechamento de espaços após exodontia de primeiros pré-molares [Dissertação de Mestrado]*. Araraquara: Faculdade de Odontologia da Unesp; 1995.
23. Shimizu RIL, Sakima T, Pinto AS, Shimizu IA. Estado dos sistemas de forças gerados pelas alças ortodônticas para fechamento de espaços. *J Bras Ortodon Ortop Facial [A]* 2002;7(41):371-87.
24. 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 Ortod Ortop Facial [B]* 2002;7(6):49-61.
25. Souza RS, Pinto AS, Shimizu RH, Sakima MI, Gardini Jr. LG. Avaliação do sistema de forças gerado pela alça T de retração pré-ativada segundo o padrão Unesp-Araraquara. *Rev Dent Press Ortod Ortop Facial* 2003;8(5):113-22.
26. Thiesen G, Meneses LM, Cardoso MA, Ritter DE, Locks A. Avaliação das forças liberadas por diferentes tipos de alças de fechamento de espaço utilizadas em Ortodontia. *Ortod Goiânia* 2001;5(2):86-91.
27. Thiesen G. *Análise dos sistemas de forças produzidos por diferentes alças ortodônticas para fechamento de espaços. [Dissertação de Mestrado]*. Porto Alegre: Faculdade de Odontologia PUC/RS; 2003.
28. Thiesen G, Regu MVNN, Meneses LM, Shimizu RH. Avaliação biomecânica de diferentes alças ortodônticas de fechamento de espaços confeccionadas com aço inoxidável. *Rev Assoc Paul Espes Ortod* 2004;2(2):77-92.
29. Wang AL, Massou RI. Physical properties of orthodontic wires. *Aust Orthod J* 1975;4(2):53-61.