

Trabalho original

FORÇAS LIBERADAS POR ALÇAS ORTODÔNTICAS DISPONÍVEIS NO MERCADO

*FORCES DELIVERED BY ORTHODONTIC
LOOPS AVAILABLE IN THE MARKET*

ELIAS C. CECCHI*
JOSÉ ABRÃO**
MARILENE MORELLI SERRA***
JESUALDO LUIZ ROSS****

RESUMO

O presente estudo procurou avaliar as forças liberadas por arcos com alças (disponíveis no mercado), com variações de geometria (espessura, número e forma das alças), liga metálica e fabricante; e, determinar a quantidade de ativação onde ocorre o limite de proporcionalidade. Foram utilizados 19 tipos de arcos, submetidos a testes de tração e registradas as forças continuamente até uma deformação das alças de 4 mm. Os resultados revelaram variações importantes nas forças. Os limites de proporcionalidade ocorreram na sua maioria acima de 1,5 mm de ativação, podendo em arcos mais flexíveis ocorrer acima de 4,0 mm.

Unitermos - Alças ortodônticas de retração; Força de ativação; Limite de proporcionalidade.

ABSTRACT

The present study tried to evaluate the forces delivered by arches with loops (available in the market) with variations in geometry (thickness, number and shape of loops), metal alloy and manufacturer; determining, afterwards, the activation level for the proportional limit. Nineteen different types of arches were submitted to tension tests and forces were continuously measured up to 4 mm level of loop deformation. Results revealed important variations in forces. Proportional limits occurred, mostly, over 1.5 mm, although they might occur over 4.0 mm for more flexible arches.

Key Words - Orthodontic retraction loops; Activation force; Proportional limit.

Recbido em ago/2006 - Aprovado em mar/2008

* Médico e dentista em Ortodontia pela Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

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

*** Pesquisadora ALN do Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares - Ipen.

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

INTRODUÇÃO E REVISÃO DA LITERATURA

O sucesso da terapia ortodôntica depende de um ótimo sistema de força para uma resposta biológica adequada durante o movimento dentário; porém, opiniões diferentes podem ser encontradas na literatura sobre o nível de força que resulte em condições mecânicas ótimas dentro do ligamento periodontal e estruturas de suporte¹.

Do ponto de vista biológico existem opiniões diferentes entre os pesquisadores quanto à força ótima que promova movimento dentário sem danos. A literatura pertinente apresenta uma grande quantidade de estudos, enfatizando que a busca por valores quantitativos para força ótima é impraticável, pois esta se encontra na dependência da variação individual, tipo de força aplicada, tipo de movimento e superfície radicular dos dentes. No entanto, o consenso geral leva no denominador comum de que forças pesadas são prejudiciais^{2,3,17-19,21,25}.

Clinicamente, força ótima é a que produz rápido movimento dentário, sem o desconforto do paciente ou dano posterior aos tecidos de suporte (perda do osso alveolar e reabsorção radicular). Histologicamente, força ótima é a que produz um nível de pressão no ligamento periodontal que basicamente mantém a vitalidade do tecido e inicia a resposta máxima celular (oposição e reabsorção). A compreensão das propriedades mecânicas e físicas dos aparelhos e dos sistemas de forças aplicados aos dentes permite ao ortodontista melhor entender as respostas clínicas e histológicas que ocorrem e conseqüentemente otimizar a qualidade do tratamento².

Anteriormente ao advento das ligas de níquel-titânio, várias formas de alça eram comumente usadas para aumentar a flexibilidade e reduzir os níveis de força, particularmente nas fases iniciais do tratamento. Com a introdução de outros materiais na confecção dos fios ortodônticos, o uso de alças foi reduzido principalmente para prevenir danos à mucosa causados pelos braços das alças²⁶.

No tratamento das máis-oclusões, muitas vezes, se impõe a necessidade de extrações dentárias para cumprir as metas do tratamento ortodôntico em busca da oclusão normal. A mecânica de retração para fechamento de espaços após exodontias pode ser executada de duas maneiras distintas: mecânica com atrito ou mecânica de deslizamento e mecânica sem atrito ou mecânica de fechamento com alças. A presença do atrito limita o movimento dos dentes. Os fios de cromo-cobalto, beta-titânio^{3, 11} e níquel-titânio produzem mais atrito que os fios de aço inoxidável, assim como os fios retangulares e mais espessos produzem mais atrito do que os menos espessos. Na

meccânica sem atrito a retração é conseguida com o uso de alças que parece ter maior aceitação, pois permite movimento dentário mais controlado^{10,14}.

As forças liberadas pelas alças de fechamento de espaços dependem de vários fatores tais como, a espessura do fio, dimensões, forma e número de alças e liga utilizada e quantidade de ativação^{1,7,10,11,13,21-22,24,28}. Atualmente existe uma grande disponibilidade de arcos com alças industrializados fornecidos por diversos fabricantes. Uma vez que a força liberada varia entre os diferentes tipos de arcos, conseqüentemente a intensidade de ativação também pode variar de acordo com a quantidade de força desejada para movimentar os dentes^{10,11,12}. É importante, portanto, conhecer até que ponto as alças podem ser ativadas sem ultrapassar seu regime elástico, preservando assim suas propriedades.

O presente estudo procurou avaliar, experimentalmente, as forças liberadas por alguns tipos mais utilizados de arcos com alças, produzidos com fios de seção retangular com variações de geometria (espessura, número e forma das alças), liga metálica e fabricante, impondo-lhes diferentes ativações. Intentou-se também determinar a quantidade de deformação e correspondentes cargas onde ocorre o limite de proporcionalidade (onde a deformação deixa de ser proporcional à carga). Desta forma, buscou-se dar subsídios para auxiliar o ortodontista na escolha do arco mais apropriado às demandas do tratamento.

MATERIAL E MÉTODOS

Para o presente estudo foram utilizados 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 o Quadro 1. A forma das alças são apresentadas no Quadro 2.

Os arcos pre-fabricados foram seccionados na marca da linha média e cada hemiarco foi retificado para permitir sua fixação no porta-amostra. A seguir foi cortado um pequeno segmento da extremidade final do arco para que cada corpo de prova tivesse um comprimento de aproximadamente 55 mm. Desta forma, após a fixação do fio, era possível obter uma distância padronizada de 27 mm entre as garras que prendem a amostra.

Foram testadas quatro amostras de cada tipo de arco. O critério de definição do tamanho da amostra fundamentou-se no fato de que, sendo o material estudado produzido industrialmente, sob controle de qualidade, e tendo apresentado

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	.016"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"	Dupla Chave	4	Aço Inox	Ortho Organizers
G9	.016"X.025"	Dupla Chave	4	Aço Inox	GAC
G10	.016"X.025"	Dupla Chave	4	Aço Inox	A Company
G11	.021"X.025"	Dupla Chave	4	Aço Inox	A Company
G12	.021"X.025"	Dupla Chave	4	Aço Inox	GAC
G13	.016"X.025"	Dupla Chave	4	Elgiloy	A Company
G14	.020"X.025"	"Versatil"	4	Aço Inox	GAC
G15	.017"X.025"	Gata	2	TMA	Ortoco
G16	.017"X.025"	T3	2	TMA	Ortoco
G17	.016"X.025"	T3	2	TMA	Ortoco
G18	.017"X.025"	Cogumelo	2	TMA	Ortho Organizers
G19	.016"X.025"	Cogumelo	2	TMA	Ortho Organizers

QUADRO 2 – FORMAS DAS ALÇAS QUE COMPÕEM A AMOSTRA

Forma das alças	
Chave	
Dupla chave	
T1	
T2	
T3	
"Versátil"	
Cogumelo	

em testes anteriores⁵ um coeficiente de variação baixo para o módulo de elasticidade, o número de ensaios mostrou-se estatisticamente suficiente.

As amostras foram submetidas a ensaios 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.

Os fios com uma alça sofreram deformação de 4 mm a uma velocidade de ensaio de 0,5 mm/min, enquanto os fios com duas alças sofreram deformação de 8 mm a uma velocidade de ensaio de 1,0 mm/min.

Com os pares de valores força/deformação registrados nos ensaios de tração e com o auxílio de uma planilha de cálculo foram elaborados gráficos representativos da força em função da deformação para cada tipo de alça.

A partir das curvas médias obtidas para cada grupo estudado, foram selecionadas as cargas correspondentes a cada 0,5 mm de deformação (até 4 mm).

Para determinar o intervalo onde ocorre o limite de proporcionalidade foram feitos ajustes de retas ao gráfico das médias de tensão/deformação para cada grupo estudado, determinando-se inicialmente dois coeficientes angulares para cada curva. O ponto de interseção entre as retas define o limite de proporcionalidade (LP) das alças estudadas, sendo registradas a quantidade de deformação e a carga correspondente, onde o limite de proporcionalidade é ultrapassado. Neste trabalho, foi definido o limite de proporcionalidade como sendo o

TABELA 1 - FORÇAS MÉDIAS (KGF) LIBERADAS EM FUNÇÃO DA QUANTIDADE DE ATIVAÇÃO

Grupo	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	0,65±0,03	0,84±0,03	0,99±0,03	1,11±0,03	1,21±0,02	1,29±0,02
G2	0,79±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	1,78±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	1,66±0,02
G4	0,40±0,04	0,78±0,04	1,11±0,04	1,39±0,04	1,61±0,03	1,79±0,03	1,95±0,03	2,09±0,03
G5	0,70±0,02	0,18±0,02	0,27±0,02	0,30±0,02	0,44±0,02	0,51±0,02	0,57±0,02	0,63±0,02
G6	0,76±0,01	0,33±0,00	0,51±0,01	0,69±0,01	0,67±0,02	1,04±0,04	1,19±0,05	1,31±0,05
G7	0,76±0,01	0,32±0,01	0,49±0,01	0,65±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	0,60±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	0,60±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±0,06	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	1,49±0,04	1,67±0,04	1,83±0,03
G12	0,27±0,04	0,55±0,03	0,83±0,03	1,06±0,03	1,30±0,02	1,51±0,02	1,69±0,02	1,84±0,02
G13	0,35±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	0,68±0,02	0,90±0,02	1,11±0,01	1,30±0,02	1,47±0,02	1,62±0,03
G15	0,12±0,02	0,25±0,03	0,37±0,03	0,49±0,03	0,60±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±7,74E-4	0,31±7,74E-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	0,51±0,03	0,66±0,03	0,77±0,02

TABELA 2 - DESLOCAMENTOS E CARGAS REFERENTES AO LIMITE DE PROPORCIONALIDADE

Grupo	Deslocamento (mm)	Carga (kgf)
G1	2,02	0,85
G2	2,16	0,81
G3	1,99	1,07
G4	1,83	1,37
G5	--	0,73
G6	3,13	1,09
G7	2,38	0,77
G8	--	1,11
G9	1,91	0,76
G10	1,94	0,85
G11	2,21	0,85
G12	2,01	1,10
G13	1,80	0,85
G14	2,31	1,05
G15	2,51	0,59
G16	--	0,54
G17	--	0,65
G18	--	0,57
G19	--	0,76

-- acima de 4 mm

limite no qual a deformação do arco deixa de ser proporcional à carga aplicada, ressalvando-se que em alguns casos a curva deformação x carga, foi aproximada por uma reta.

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, comprova a homogeneidade de comportamento dos fios em decorrência da produção industrial e confirma a não necessidade de um maior número de ensaios.

A Tabela 2 foi obtida a partir dos ajustes de reta e apresenta os deslocamentos e respectivas cargas onde ocorre o limite de proporcionalidade.

DISCUSSÃO

Na prática clínica o movimento dos dentes nunca ocorre por influência de uma força simples. Na realidade, a movimentação dentária é determinada por diversas forças naturais ou intencionais, atuando de forma diferente. É quase impossível

PARA A RETRAÇÃO DO SEGMENTO ANTERIOR SÃO EMPREGADAS ALÇAS DISPOSTAS BILATERALMENTE NO ARCO, O QUE SUPÕE QUE AS MAGNITUDES DE FORÇAS RECOMENDADAS DEVERIAM SER DIVIDAS POR DOIS PARA A ESCOLHA DO ARCO ADEQUADO E QUANTIDADE DE ATIVAÇÃO.

representar matematicamente todos os complicados sistemas de forças que agem sobre os dentes, porém é de suma importância conhecer as forças que são empregadas por meio dos aparelhos ortodônticos⁶. Quando o enfoque é a fase de fechamento dos espaços das extrações, com a utilização de alças de retração, é preciso conhecer diversos outros fatores, como as características da liga utilizada, as dimensões da seção transversal do fio, a geometria das alças, a força liberada, além de avaliar os componentes biológicos e individuais onde esses fatores vão atuar.

De um modo geral, a Tabela 1 revela, como esperado e largamente descrito na literatura, a diferença de comportamento entre as diferentes ligas utilizadas nos arcos. Os arcos de aço inoxidável e de Elgiloy apresentam forças mais elevadas, o que demonstra maior rigidez dos fios. Já os arcos de beta-titânio apresentam cargas mais suaves revelando fios mais flexíveis^{4,7,9,10,12}.

Uma avaliação mais detalhada revela diferenças de comportamento quando se compara ligas iguais ao que sugere a influência das outras variáveis presentes nos arcos^{2,3,4,7,8,11,13,14,16,17,21}.

O interesse pela determinação do intervalo de deformação, onde ocorre o limite de proporcionalidade, encontra respaldo no fato de que, na prática clínica, utiliza-se um padrão de ativação de 1 mm. A adoção deste padrão não é bem explicitada na literatura científica, supondo-se ter sido adotado da técnica de Edgewise, em que se utilizava as alças de aço inoxidável e preconizava-se uma ativação de um *abare*, moeda americana, com espessura aproximada de 1,25 mm. Estudos posteriores utilizando diferentes formas de alças, espessuras

e materiais, referem-se a ativações que chegam até a 4 mm para a retração de todos os dentes anteriores^{4,20,22}.

Se a intensidade de ativação pode variar de acordo com a quantidade de força desejada para movimentar os dentes, e esta força apresenta variações entre os diferentes tipos de arcos, é importante conhecer até que ponto as alças podem ser ativadas sem ultrapassar seu regime elástico, preservando assim suas propriedades. Para todas as alças pesquisadas o limite de proporcionalidade ocorreu acima de 1,5 mm de deformação, sendo que para aquelas que liberam menor força, este limite ocorreu acima de 4 mm (Tabela 2).

Infelizmente, todas as pesquisas disponíveis na literatura utilizam alças confeccionadas manualmente, com formas, materiais e dimensões diferentes, o que inviabiliza qualquer tipo de comparação com o presente estudo.

Do ponto de vista clínico é importante ressaltar que os arcos disponíveis no mercado foram configurados para a retração em massa de todo o segmento anterior (incisivos centrais, laterais e caninos). Alguns autores sugerem que as forças necessárias para a movimentação destes dentes são de 460 g a 690 g para os dentes superiores e de 370 g a 540 g para os inferiores⁴ ou de 600 g para os dentes superiores e 480 g para os inferiores²³.

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

CONCLUSÃO

A determinação das forças liberadas por alças ortodônticas de retração, produzidas industrialmente, oferece ao ortodontista uma orientação para sua eleição na aplicação clínica, uma vez que as diferentes características dos arcos interferem na magnitude desta força. Por outro lado, a avaliação do limite de proporcionalidade indica o cuidado na intensidade da ativação de forma a não ultrapassá-lo, o que pode acarretar alterações nas propriedades mecânicas dos arcos.

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

Endereço para correspondência:
Eliane Cecílio
ecec@iogzcap.br

Referências

- Burstone CJ. Variable modulus orthodontics. *Am J Orthod* 1981;80(1):1-16.
- Burstone CJ. aplicação da bioengenharia na ortodontia clínica. In: Graber TM, Vincescoli J, RI. *Ortodontia - Princípios e técnicas atuais*. Sãoed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2002. p.228-57.
- Burstone CJ, Baldwin JJ, Lawless DT. The application of continuous forces to orthodontics. *Angle Orthod* 1961; 31(1):1-14.
- Burstone CJ, Goldberg AJ. Beta titanium: A new orthodontic alloy. *Am J Orthod* 1980;77(2):121-32.
- Cecilio F, Abdo J, Lima LFCP, Rossi, JI. Avaliação mecanodinâmica de ligas utilizadas em arcos ortodônticos de retração. *Ortodontia* 2005;38(1):25-33.
- Chen J, Marham DL, Kazama TR. effects of T-loop geometry on its forces and moments. *Angle Orthod* 2000;70(1):48-51.
- Drake SR, Wayne DM, Powers JM, Asgar K. Mechanical properties of orthodontic wires in tension, bending, and torsion. *Am J Dentofacial Orthop* 1982;8(3):206-9.
- Goldberg AJ, Burstone CJ. An evaluation of beta-titanium alloys for use in orthodontic appliances. *J Dent Res* 1979; 58(1-3):593-9.
- Jarabak JR, Fizzle JA. *Apertologia de) arco de casto com alambres delgados*. 2a ed. Trad. Federico Rusenmeyer. Buenos Aires: Mundt, 1975. p.377-379.
- Johann E, Lee RS. Relative stiffness of orthodontic wires. *J Clin Orthod* 1989;23(5):353-63.
- Kapila S, Sachdeva R. Mechanical properties and clinical applications of orthodontic wires. *Am J Dentofacial Orthop* 1989;96(2):100-9.
- Kusy Rp. A review of contemporary archwires: Their properties and characteristics. *Angle Orthod* 1997;67(3):197-207.
- Langlade M. *Terapêutica Ortodôntica*. 3a ed. Trad. Miguel N. Bercenga. São Paulo: Santos; 1995. p 1-78.
- Lino Ap. Avaliação de propriedades mecânicas de alça de retração ortodôntica em função do tratamento térmico e dimensões. *Ortodontia* 1973;6(1):15-23.
- Moyers RE. *Ortodontia*. 4a ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 1991. p.258-80.
- Odegaard L, 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):486-505.
- Reitan K. Some factors determining the evaluation of forces in orthodontics. *Am J Orthod* 1957;43(1):32-45.
- Ren Y, Malha JC, Koipers-Jagtman AM. Optimum force magnitude for orthodontic tooth movement: A systematic literature review. *Angle Orthod* 2003;73(1):86-92.
- Soelza Neto P, Mucha EN, Chevarrese O. Mola de fechamento de espaços em Ortodontia em forma de lâmina: desempenho em tração. *Rev Bras Odontol* 1985;42(6):22-9.
- Shimizu RH. Fechamento de espaços após exodontias de primeiros pré-molares [Dissertação de Mestrado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da Unesp; 1995.
- Shimizu RH, Sakima T, Pinto AS, Shimizu IA. Estudo das sistemas de forças geradas pelas alças ortodônticas para fechamento de espaços. *J Bras Ortodon Ortop Facial [A]*. 2002; 7(4):371-87.
- Shimizu RH, Sakima T, Pinto AS, Shimizu IA. Desempenho biomecânico de alça "F", construída com fio de aço inoxidável, durante o fechamento de espaços no tratamento ortodôntico. *Rev Dent Press Ortod Ortop Facial [B]*. 2002; 7(6):59-61.
- Smith R, Storey E. The importance of force in orthodontics. *Aust J Dent* 1952;56(6):291-304.
- Stappert JA, Germane N. Clinical considerations in the use of retraction mechanics. *J Clin Orthod* 1991; 25(6):364-69.
- Strater MM. Force control in clinical practice. *Am J Orthod* 1960;46(3):165-86.
- Thiesen G, Meneses LM, Cardoso MA, Ritter DE, Luck A. Avaliação das forças liberadas por diferentes tipos de alças de fechamento de espaço utilizadas em Ortodontia. *Ortodontia* 2001; 5(2):86-91.
- Thiesen G. Análise das sinuosas de forças produzidas por diferentes alças ortodônticas para fechamento de espaços. [Dissertação de Mestrado]. Porto Alegre: Faculdade de Odontologia PUCRS; 2003.
- Thiesen G, Rego MVNN, Meneses LM, Shimizu RH. Avaliação biomecânica de diferentes alças ortodônticas de fechamento de espaços confeccionadas com aço inoxidável. *Rev Assoc Paul Spec Ortod* 2006;3(2):77-92.