

AVALIAÇÃO MECÂNICA DE LIGAS USADAS EM FIOS PARA RETRAÇÃO ORTODÔNTICA

Eliane Cecilio⁽¹⁾, Jorge Abrão⁽¹⁾, Marilene Morelli Serna⁽²⁾, Jesualdo Luiz Rossi⁽²⁾
(1) Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo
(2) Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, IPEN – CNEN/SP
Av. Lineu Prestes, 2242 - Cidade Universitária, 05508-000, São Paulo SP, Brasil
jelrossi@ipen.br

RESUMO

O objetivo do trabalho foi determinar as forças liberadas por arcos com alças de retração ortodônticos, produzidos industrialmente e ainda compará-los agrupando-os de forma a isolar uma única variável (geometria, liga metálica e fabricante). Ensaio de tração foram utilizados para avaliar o alongamento de alças quando submetidas a cargas crescentes. Foram utilizados 19 tipos diferentes de arcos, submetidos a testes de tração. Foram analisadas e comparadas alças feitas de aço inoxidável (SS), liga beta-titânio (TMA) e cromo-cobalto (Elgiloy), com diferentes espessuras e produzidas por três diferentes fornecedores (Ormco, GAC, A Company e Ortho Organizers). 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.

Palavras-chave: alças ortodônticas de retração; força de ativação; aço inoxidável; cromo-cobalto; beta-titânio.

INTRODUÇÃO

Um dos recursos para o fechamento de espaços após exodontias é a utilização de arcos de retração com alças. Atualmente existe, no mercado, uma grande disponibilidade de arcos pré-fabricados, fornecidos por diversos fabricantes, que apresentam variações na forma e número de alças, espessura dos fios e ligas metálicas diferentes. O conhecimento das propriedades mecânicas e do sistema de força liberado por estes arcos é de extrema importância para que se obtenha uma resposta biológica adequada durante a movimentação dentária.

Parte do avanço expressivo das ciências biológicas nos últimos anos deve-se a 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 ampliar o conhecimento da biofísica do movimento dentário [1]. 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 [2]. 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 aos dentes restam como parâmetros clínicos auxiliares [3].

Antigamente, na prática clínica, as forças eram aplicadas conforme a destreza e o discernimento do ortodontista [4], 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 [5]. 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. As características dos fios determinadas pelos testes fornecem a base para a comparação entre eles. Usualmente a escolha é feita em função do renome dos fabricantes e o maior grau de resiliência, sem o conhecimento de resultados de testes prévios para a comprovação de seu desempenho [6]. 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 é 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 [7].

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 [8-20]. 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 reproduzíveis de forma a auxiliá-lo na seleção adequada do arco.

EXPERIMENTAL

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 Tab. 1. Os arcos pré-fabricados foram seccionados na marca da linha média e cada hemi-arco foi retificado para permitir sua fixação na máquina de ensaios. As amostras foram submetidas a testes de tração utilizando-se uma máquina para ensaios universais e uma célula de carga de 50 kgf que permite registrar forças com precisão de 5 gf.

Tabela 1 – Classificação das amostras segundo a geometria, forma, número de alças, material e fabricante.

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”	T ¹	2	Aço Inox	Ortho Organizers
G6	.017”X.025”	T ²	2	Aço Inox	Ortho Organizers
G7	.019”X.025”	T ¹	2	Aço Inox	Ortho Organizers
G8	.017”X.025”	Dupla Chave	4	Aço Inox	Ortho Organizers
G9	.019”X.025”	Dupla Chave	4	Aço Inox	GAC
G10	.019”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	.019”X.025”	Dupla Chave	4	Elgiloy	A Company
G14	.020”X.025”	“Versátil”	4	Aço Inox	GAC
G15	.017”X.025”	Gota	2	TMA	Ormco
G16	.017”X.025”	T ³	2	TMA	Ormco
G17	.019”X.025”	T ³	2	TMA	Ormco
G18	.017”X.025”	Cogumelo	2	TMA	Ortho Organizers
G19	.019”X.025”	Cogumelo	2	TMA	Ortho Organizers

Foram elaborados gráficos das curvas médias de carga x 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. 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 e 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 Tab. 2 apresenta as forças médias liberadas (kgf) e os respectivos desvios padrões (D.P.) correspondente 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.

A Tab. 3 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 de teste para se chegar ao valor de p. Os resultados demonstraram 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 Tab. 4 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. Forças médias (kgf) para diversas ativações de alças.

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	0,19±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	1,66±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	0,10±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	0,69±0,01	0,87±0,02	1,04±0,04	1,19±0,05	1,31±0,05
G7	0,16±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±0,05	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	1,49±0,04	1,67±0,04	1,83±0,03
G12	0,27±0,04	0,55±0,03	0,83±0,03	1,08±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±0,0007	0,31±0,0007	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

Tabela 3. Testes comparativos entre os grupos estudados.

Grupos	Valor Z	p	Variação
G1* x G2	18,219	<0,001	Fabricante
G9 x G10*	16,056	<0,001	Fabricante
G11 x G12*	20,727	<0,001	Fabricante
G2* x G5	16,122	<0,001	Forma
G3* x G6	2,810	<0,001	Forma
G15* x G16	20,626	<0,001	Forma
G5 x G7*	8,705	<0,001	Espessura
G9 x G12*	20,776	<0,001	Espessura
G10 x G11*	20,739	<0,001	Espessura
G16 x G17*	20,348	<0,001	Espessura
G18 x G19*	20,611	<0,001	Espessura
G3* x G8	20,811	<0,001	Nº de alças
G10* x G13	3,821	<0,001	Material
G2 x G3 x G4	1152,003	<0,001 [#]	Espessura

* Grupo com maior carga

[#] Teste de Friedman baseado na estatística qui-quadrado com 2 graus de liberdade

Tabela 4. Comparações múltiplas entre os grupos 2, 3 e 4.

Grupos	Valor Z	p
G2 x G3*	16,990	<0,001
G3 x G4*	16,990	<0,001
G2 x G4*	33,970	<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. Intentou-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 Tabs. 2, 3 e 4 com base nas amostras submetidas aos testes expostas no Tab. 2, 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. Essas diferenças podem alcançar níveis bastante discrepantes como no caso dos grupos 11 e 12. É importante ressaltar que os fabricantes não fornecem a composição e nem o processamento mecânico-térmico das ligas utilizadas em seus 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 [7,21-23].

A comparação entre os grupos 2 e 5; 3 e 6; 15 e 16, que apresentam a mesma espessura, material, número de alças e fabricante, mostra a influência da forma das alças no comportamento mecânico dos arcos [24]. 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 dureza rigidez e aumento de flexibilidade [12,15-20]. Considerando que a forma e dimensões das alças interferem no seu comportamento mecânico [10,12,24], suspeitou-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 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 menores que a forma de chave, evidenciando 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 [7,8,12,24]. 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. 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. Isto 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 [18]. 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 [2,25], 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 [21,26,27].

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% (Tabs. 3 e 4). 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 e Fizzell (460 a 690 gf para os dentes superiores e 370 a 540 gf para os inferiores) e Shimizu (600 gf para os dentes superiores e 480 gf para os inferiores) [28, 29].

A Tab. 5 apresenta os arcos estudados por ordem crescente de quantidade de força média (gf) liberada até 2 mm de ativação. 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. 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 salmão 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 promoveriam 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.

Tabela 5. Guia para a escolha do arco.

Espessura	Forma	Material	Fabricante	Ativação (mm)			
				0,5	1,0	1,5	2,0
.017"x .025"		TMA	Ormco	70	130	200	260
.019"x .025"		TMA	Ormco	70	150	230	310
.017"x .025"		TMA	Ortho Organizers	80	160	240	310
.016"x .022"		Aço	Ortho Organizers	100	180	270	360
.019"x .025"		TMA	Ortho Organizers	120	210	310	420
.017"x .025"		TMA	Ormco	120	250	370	490
.017"x .025"		Aço	Ortho Organizers	170	310	460	600
.019"x .025"		Aço	Ortho Organizers	160	320	490	650
.017"x .025"		Aço	Ortho Organizers	160	330	510	690
.016"x .022"		Aço	Ortho Organizers	190	380	570	760
.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	790	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

Os arcos de espessura .019"x.025" dupla chave de Elgiloy da A Company e uma chave de aço da Ortho Organizers, nas condições do presente trabalho, estão contra indicados devido a liberação excessiva de força, acima dos padrões fisiológicos.

Quando houver necessidade de pré-ativações (efeito Gable) para controle de movimento radicular ou de extrusões dentárias, é importante que se considere

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 [15,20].

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 [7,8,10,12,15,16,18-20,24] e foram comprovadas neste estudo, onde também foi constatada a atuação do fator fabricante. As diferentes combinações destas 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 informações 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 tipo de material, sem o conhecimento de resultados de testes prévios para a comprovação de seu desempenho [6]. 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 significantes 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, Orthoeste, Funak e Orthoghia, representantes da GAC, A Company, Ormco e Ortho Organizers, respectivamente, pela doação dos fios testados.

REFERÊNCIAS

- [1] Burstone CJ. Aplicação da bioengenharia na ortodontia clínica. In: Graber TM, Vanarsdall Jr. RL. Ortodontia - Princípios e técnicas atuais. 3ªed. Rio de Janeiro; Guanabara Koogan; 2002. cap. 4, p.228-257.
- [2] Kusy RP. A review of contemporary archwires: Their properties and characteristics. Angle Orthod 1997; 67(3):197-207.
- [3] Ren Y, Maltha JC, Kuijpers-Jagtman AM. Optimum force magnitude for orthodontic tooth movement: A systematic literature review. Angle Orthod 2003; 73(1):86-92.
- [4] Reitan K. Some factors determining the evaluation of forces in orthodontics. Am J Orthod 1957; 43(1):32-45.
- [5] Kohl RW. Metallurgy in orthodontics. Angle Orthod 1964; 34(1):37-52.
- [6] Ware AL, Masson RJ. Physical properties of orthodontic wires. Aust Orthod J 1975; 4(2):53-61.
- [7] Burstone CJ. Variable-modulus orthodontics. Am J Orthod 1981; 80(1):1-16.
- [8] Burstone CJ, Baldwin JJ, Lawless DT. The application of continuous forces to orthodontics. Angle Orthod 1961; 31(1):1-14.
- [9] Burstone CJ, Koenig HA. Optimizing anterior and canine retraction. Am J Orthod 1976; 70(1):1-19.
- [10] Chen J, Markham DL, Katona TR. Effects of T-loop geometry on its forces and moments. Angle Orthod 2000; 70(1):48-51.
- [11] Lino AP. Avaliação de propriedades mecânicas da alça de retração ortodôntica em função do tratamento térmico e dimensões. Ortodontia 1973; 6(1):15-23.
- [12] Odegaard J, Meling T, Meling E. The effects of loops on the torsional stiffnesses of rectangular wires: An in vitro study. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1996; 109(5):496-505.
- [13] Raboud DW, Faulkner, MG, Lipsett AW, Haberstock DL. Three-dimensional effects in retraction appliance design. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1997; 112(4):378-92.
- [14] Scelza Neto P, Mucha JN, Chevitarese O. Mola de fechamento de espaços em Ortodontia em forma de lágrima: desempenho em tração. Rev Bras Odontol 1985; 42(6):22-29.
- [15] Shimizu RH, Sakima T, Pinto AS, Shimizu IA. Estudo dos sistemas de forças gerados pelas alças ortodônticas para fechamento de espaços. J Bras Ortodon Ortop Facial 2002a; 7(41):371-87.
- [16] 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 2002b; 7(6):49-61.
- [17] Souza RS, Pinto AS, Shimizu RH, Sakima MT, Gandini Jr. LG. Avaliação do sistema de forças gerado pela alça T de retração pré-ativada segundo o padrão UNESP-Araquara. Rev Dent Press Ortod Ortop Facial 2003; 8(5):113-122.
- [18] Thiesen G, Menezes LM, Cardoso MA, Ritter DE, Locks A. Avaliação das forças liberadas por diferentes tipos de alças de fechamento de espaço utilizadas em Ortodontia. Ortod Gaúcha 2001; 5(2):86-91.
- [19] 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.
- [20] Thiesen G, Rego MVNN, Menezes LM, Shimizu RH. Avaliação biomecânica de diferentes alças ortodônticas de fechamento de espaços confeccionadas com aço inoxidável. Rev Assoc Paul Espec Ortod 2004; 2(2):77-92.
- [21] Cecilio E, Abrão J, Lima LF, Rossi, JL. Avaliação mecanodinâmica de ligas utilizadas em arcos ortodônticos de retração. Ortodontia 2005; 38(1):25-33.
- [22] Goldberg AJ, Vanderby Jr. R, Burstone CJ. Reduction in the modulus of elasticity in orthodontic wires. J Dent Res 1977; 56(10):1227-31.
- [23] Proffit WR, Fields HW. Ortodontia Contemporânea. 3ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2002.
- [24] Langlade M. Terapêutica Ortodôntica. 3ª ed. Trad. Miguel N. Benvenga. São Paulo: Santos; 1993. cap. 1, p. 1-78.
- [25] Kapila S, Sachdeva R. Mechanical properties and clinical applications of orthodontic wires. Am J Dentofacial Orthop 1989; 96(2):100-109.
- [26] Asgharnia MK, Brantley WA. Comparison of bending and tension testes for orthodontic wires. Am J Orthod 1986; 89(3):228-36.
- [27] Burstone CJ, Goldberg AJ. Beta titanium: A new orthodontic alloy. Am J Orthod 1980; 77(2):121-32.
- [28] Jarabak JR, Fizzell JA. Aparatologia del arco de canto com alambres delgados. 2ª ed. Trad. Federico Rosenmeyer. Buenos Aires: Mundi; 1975. Cap. 7; p.277-379.
- [29] Shimizu RH. Fechamento de espaços após exodontias de primeiros pré-molares [Dissertação de Mestrado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 1995.

MECHANICAL EVALUATION OF ALLOYS USED IN RETRACTION ORTHODONTIC WIRES

ABSTRACT

Mechanical tensile testing was used in order to better understanding of the mechanical properties of orthodontic wires used in retraction arches. The equipment allows the evaluation of the elongation of the arches' loops when the material is stretched. It was analysed and compared rectangular wires made of stainless steel (SS), beta-titanium alloy (TMA) and chromium-cobalt (Elgiloy), with different thickness, produced by three commercial suppliers (Ormco, GAC and A Company). The obtained data was compared using t Student test with a 5% level of significance. The results are discussed in terms of the relation applied force against arches elongation. Depending on the mechanical needs, each alloy can play an important role and assistance to the orthodontist in the different stages of the orthodontic treatment.

Keywords: orthodontic wires, elongation; stainless steel; chromium-cobalt; beta-titanium.