

Estudo laboratorial do tempo de fechamento das alças e do grau de inclinação do canino, durante o procedimento de retração, empregando mecânica de arco segmentado

Gilberto Kauling Bisol*, Roberto Rocha**

Resumo

Objetivo: avaliar o tempo de retração e o grau da inclinação sofrida pelo canino empregando três tipos de molas ortodônticas para retração – a alça em “T”, a alça em “L” e a alça em forma de gota. **Métodos:** foram utilizados três tipos de fio – aço inoxidável da marca comercial Morrelli, aço inoxidável da marca comercial 3M Unitek e liga de beta-titânio da marca comercial Ormco; todos de calibre 0,019” x 0,025”. A amostra resultante da combinação dos fatores mola e fio foi submetida à avaliação em modelo de tyodont específico para essa finalidade. **Resultados:** com relação ao tempo de fechamento das alças, verificou-se que um fechamento mais lento, e consequentemente com menor liberação de forças, foi obtido com o desenho de alça em “T” e, ainda, empregando-se a liga de beta-titânio para sua confecção. No que diz respeito à inclinação gerada pelas alças, as alças em forma de gota promoveram uma inclinação dentária maior do que as demais avaliadas. As alças em “T”, por outro lado, mantiveram-se relacionadas estatisticamente aos menores valores de inclinação. Porém, quando se empregou o fio de aço inoxidável da marca comercial 3M Unitek para sua confecção, os três tipos de alça não apresentaram diferença estatisticamente significante. **Conclusão:** independentemente do desenho de alça empregado, aquelas construídas com liga de beta-titânio mantiveram-se relacionadas estatisticamente aos menores valores de inclinação observados para o elemento dentário movimentado.

Palavras-chave: Ortodontia. Arco segmentado. Fechamento de espaço.

INTRODUÇÃO E REVISÃO DE LITERATURA

Durante o tratamento ortodôntico, se espera que uma força ótima, empregada para promover movimentação dentária, proporcione um resultado satisfatório num período de tempo razoável, com dano mínimo às estruturas adjacentes e com mínimo de incômodo para o paciente^{1,10,17,21,27,29}.

Parece haver uma amplitude ótima de variação nos valores de força, que produz uma quantidade máxima de movimentação do elemento dentário²⁷, sem que haja movimentação indesejável da unidade de ancoragem^{10,12,13,21}.

Vários dispositivos podem ser empregados para se obter a movimentação dentária^{2,3,6,12,18,22-25,27,28},

* Especialista em Ortodontia e Ortopedia Facial pela UFSC.

** Mestre em Ortodontia pela UFRJ. Doutor em Ortodontia pela UFRJ. Professor na faculdade de Odontologia da UFSC.

podendo-se optar por uma mecânica de deslizamento ao longo de arcos ortodônticos contínuos ou, ainda, por uma mecânica isenta de fricção, onde arcos segmentados com alças ortodônticas podem ser empregados^{10,28}. Contudo, em ambos os casos, não é possível eliminar os componentes rotacionais e de inclinação apresentados pelos dentes, devido ao fato de que os acessórios da aparelhagem ortodôntica são posicionados alguns milímetros para vestibular em relação ao eixo central dos elementos dentários e alguns milímetros para a oclusal em relação ao centro de resistência dos mesmos¹⁰.

Alguns conceitos físicos precisam ser revisados para que se possa entender a relação entre as forças e a movimentação dentária^{14,15,20,26}. Cada objeto ou corpo tem um ponto sobre o qual ele pode ser perfeitamente equilibrado, o qual é conhecido como centro de gravidade do objeto. Contudo, os dentes têm uma complicação adicional: estão restritos por estruturas periodontais que envolvem a raiz, mas não a coroa. Usa-se, então, outro ponto: o centro de resistência. É importante salientar que a posição do centro de resistência varia com o comprimento radicular e também com a altura do osso alveolar^{20,26}. Geralmente, o dente pode se mover de três maneiras: translação, ou movimento de corpo; rotação pura, onde o dente vai girar em torno do seu centro de resistência; e translação e rotação combinados^{13,14,20,26}.

O momento de força é definido como a magnitude da força multiplicada pela distância perpendicular à linha de ação dessa força ao centro de resistência do dente^{14,15,20,26}. Se a linha de ação de uma força aplicada não passa pelo centro de resistência do elemento dentário, a força vai produzir alguma rotação nesse dente. Esse potencial de rotação chama-se momento. Para que as forças atuem diretamente sobre o centro de resistência do dente, o ortodontista cria um binário de forças, no dispositivo colado ao dente, que vai contrapor o momento produzido pela força que vai atuar sobre o elemento dentário²⁶. A movimentação dentária

é determinada pela razão entre o momento do binário (M) utilizado para controlar a posição da raiz e a força (F) usada na coroa para mover um dente. Quanto mais pesada for essa força, maior deverá ser o momento do binário (no acessório) necessário para se manter a rotação desejada²⁰. Em uma relação M/F de 5/1, ocorre uma inclinação não-controlada; numa relação M/F de 8/1, ocorre uma inclinação controlada; numa relação M/F de 10/1, ocorre translação; numa relação M/F de 12/1, ocorre movimento radicular^{8,13,20,26,28}.

Vários autores discutiram as propriedades desejáveis nos dispositivos empregados na movimentação dentária^{2,8,9,17}. Dentre os relacionados, estão:

1. Deve gerar níveis de força apropriados, uma relação carga/deflexão baixa^{2,16,20,23,25} e uma relação M/F alta, para alcançar a movimentação dentária desejada. Para que se consiga aumento do nível de momento produzido, dobrar o tipo Gable, ou dobrar anti-inclinação, podem ser incorporadas aos dispositivos^{7,8,17,24,28}. Isso reflete num aumento da relação M/F; momentos diferenciais podem ainda ser gerados, alterando-se o posicionamento dos dispositivos^{3,12,28}.

2. Deve ser capaz de se submeter a uma razoável amplitude de ativação/desativação liberando forças e momentos relativamente constantes.

3. Deve ser pequeno o suficiente para se adaptar confortavelmente no espaço intrabucal disponível.

Pode-se, ainda, alterar as propriedades dos dispositivos com modificações na espessura, forma, quantidade de fio utilizado na sua confecção, quantidade de ativação, pelo tratamento térmico e módulo de elasticidade do fio¹⁷.

Com a intenção de atingir esses objetivos, vários dispositivos têm sido apresentados na literatura, com diferentes conformações^{3,7,12,16,18,23,24,25,28,30}, capazes de obter diferentes resultados, que podem estar ligados a fatores relevantes do tratamento ortodôntico, como por exemplo o tempo necessário para a realização da movimentação dentária, bem como o efeito de inclinação sobre o elemento

dentário. Outro fator a ser levado em consideração é o tipo de fio empregado, com o qual será construído o dispositivo ortodôntico. Há vários tipos de fios disponíveis no mercado^{3,8,9,11,12,16,18,19,29,30}, que, por sua vez, possuem diferentes características e propriedades mecânicas.

Este trabalho teve como objetivo avaliar a velocidade de retração e o grau da inclinação sofrida pelo elemento dentário movimentado empregando três tipos distintos de molas ortodônticas para retração: a alça em “T”, a alça em “L” e a alça em forma de gota. Para confecção dessas molas foram empregados diferentes materiais: fios de aço inoxidável, sendo avaliadas duas marcas comerciais, e fio de beta-titânio (TMA).

MATERIAL E MÉTODOS

No presente estudo, três tipos de alças – a alça em “T”, a alça em “L” e a alça em forma de gota –, conformadas em fios de aço inoxidável das marcas comerciais Morelli e 3M Unitek e em fio de beta-

titânio (TMA) da marca comercial Ormco, foram avaliadas.

Para permitir a execução do experimento, foi feita uma montagem parcial de typodont simulando uma hemiarcada inferior direita. O modelo criado simulou a exodontia do elemento 44 (Fig. 1). Os elementos 47, 46 e 45 estavam fixados em gesso e representaram a ancoragem posterior (Fig. 2). Os elementos 47, 46 e 45, além do 43, receberam braquetes com *slot* 0,022” x 0,030” padrão Edgewise. O elemento 43 recebeu um segmento vertical de fio, soldado ortogonalmente ao *slot* para servir de referência na leitura da inclinação sofrida por esse dente, durante a movimentação proposta (Fig. 3).

Três tipos de alças foram conformados com cada um dos diferentes fios (todos com dimensão 0,019” x 0,025”), totalizando nove diferentes grupos avaliados (Tab. 1). Para auxiliar na confecção dos segmentos de arco com as alças, lançou-se mão de uma carta, onde se desenhou a forma

TABELA 1 - Descrição dos grupos que compuseram a amostra.

GRUPO	DESENHO DA ALÇA	TIPO DE FIO	MARCA COMERCIAL
A	em “T”	aço inoxidável	Morelli
B	em forma de gota	aço inoxidável	Morelli
C	em “L”	aço inoxidável	Morelli
D	em “T”	beta-titânio (TMA)	Ormco
E	em forma de gota	beta-titânio (TMA)	Ormco
F	em “L”	beta-titânio (TMA)	Ormco
G	em “T”	aço inoxidável	3M Unitek
H	em forma de gota	aço inoxidável	3M Unitek
I	em “L”	aço inoxidável	3M Unitek



FIGURA 1 - Modelo de typodont empregado na avaliação: simulação da exodontia do 44 (montagem da hemiarcada inferior direita).



FIGURA 2 - Unidade de ancoragem estabilizada com gesso (revestido com esmalte incolor).



FIGURA 3 - Dentes metálicos com os respectivos acessórios posicionados.

do segmento de arco, e de um *template* com o desenho das alças (Fig. 4, 5). Foram construídas 15 amostras para cada grupo, totalizando 135 segmentos de arco avaliados (Fig. 6).

Cada um dos segmentos de arco foi então testado, conforme a sequência abaixo:

1. O segmento de arco era amarrado ao conjunto com amarrinho 0,010" de aço inoxidável (Fig. 7).

2. Essa condição era registrada com uma tomada fotográfica (T1). Para que se pudesse estabilizar o manequim nesse momento, o mesmo era posicionado num suporte com travas. Padronizou-se, então, a distância entre a borda anterior do suporte e a porção mais anterior da lente da câmera fotográfica: 12,4mm, de modo que essas duas estruturas estivessem paralelas entre si, sob uma vista superior (Fig. 8). A abertura da máquina foi ajustada para "32" e a velocidade para "90". Padronizou-se, também, o enquadramento das tomadas, com o auxílio de duas guias demarcadas na base do articulador.

3. A mola era ativada por meio de um *tie-back*, promovendo a movimentação do seu segmento distal naquela direção. A mola era aberta até que se conseguisse uma abertura equivalente a 2mm, aferida com o auxílio de um compasso de pontas secas (Fig. 9, 10).

4. O articulador era, então, submerso num recipiente com água aquecida, padronizada para 50°C, a fim de permitir a desativação da mola.

5. Iniciada a submersão, o cronômetro (zerado nesse momento) era iniciado. Por meio de inspeção visual, registrou-se o tempo, em segundos, necessário para a desativação plena da mola.

6. O articulador era novamente posicionado no suporte para que um novo registro fotográfico fosse obtido (T2).

7. Para que o procedimento pudesse ser repetido com fidelidade para cada um dos segmentos de arco, era necessário que o canino assumisse repetidamente a mesma posição inicial. Isso foi conseguido com um segmento de arco ideal 0,0215"

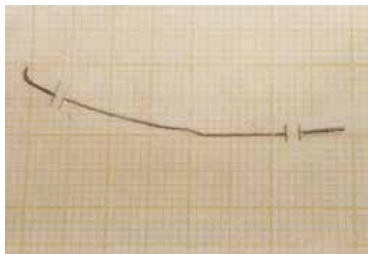


FIGURA 4 - Carta empregada para confecção dos segmentos de arco.

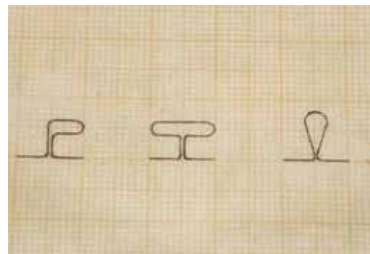


FIGURA 5 - *Template* empregado para confecção das alças.

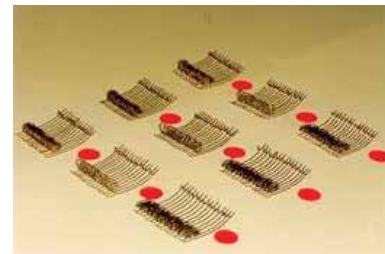


FIGURA 6 - Amostra utilizada neste trabalho (totalizando 135 arcos).



FIGURA 7 - Arco sendo amarrado ao conjunto com amarrinho de aço.

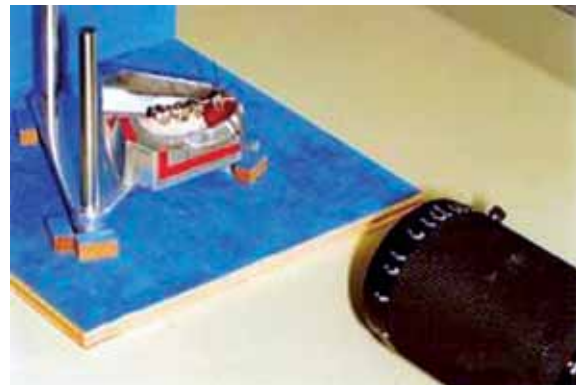


FIGURA 8 - Ilustração do conjunto no momento da tomada fotográfica.



FIGURA 9 - Ativação da alça por meio de um *tie-back* com amarrilho duplo na alça ômega do arco. A quantidade de ativação foi controlada com o emprego de um compasso de pontas secas.

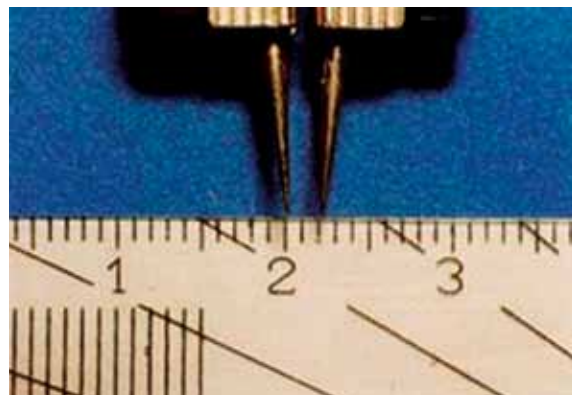


FIGURA 10 - Medição da quantidade de ativação com compasso de pontas secas e régua milimetrada: 2mm de ativação.

x 0,0275", usado como guia de reposicionamento do canino após a avaliação de cada arco.

8. O conjunto era mergulhado em recipiente com água resfriada e estava pronto para avaliar um novo arco.

De modo a evitar que as possíveis alterações das características da cera, depois de sucessivas avaliações, pudessem interferir na fidelidade dos resultados, a avaliação foi realizada da seguinte maneira: as nove combinações foram divididas em três grupos, separados pelo tipo de fio empregado. A cera foi trocada para cada tipo de fio e alterou-se, também, a ordem do tipo de alça avaliada, obedecendo à sequência descrita na tabela 2.

Em posse dos registros fotográficos das duas condições apresentadas pelo conjunto, a inicial (T1) e a final (T2), posicionou-se uma folha de papel vegetal sobre essas fotografias, onde foi traçado o longo eixo do canino, estendendo-se esse traço até que tocasse na faixa guia demarcada na base do articulador, da qual traçou-se a margem superior. Mediu-se, então, o ângulo formado entre os dois traços, na condição inicial (T1) e na condição final (T2), de todos os arcos avaliados. Pôde-se calcular a diferença entre esses dois valores, obtendo-se a variação angular apresentada pelo canino com o fechamento da alça. Outra variante registrada foi o tempo necessário para a desativação da alça.

TABELA 2 - Ordem de avaliação dos dispositivos.

	1° TIPO DE ALÇA AVALIADO	2° TIPO DE ALÇA AVALIADO	3° TIPO DE ALÇA AVALIADO
Alças compostas por fio Morelli (cera "virgem")	"T"	"L"	"Gota"
Alças compostas por fio Ormco (1ª troca de cera)	"L"	"Gota"	"T"
Alças compostas por fios 3M Unitek (2ª troca de cera)	"Gota"	"T"	"L"

Os resultados foram registrados em fichas individuais para coleta de dados e, finalmente, submetidos à análise estatística, empregando-se comparações com base em testes não-paramétricos (Kruskal-Wallis). Procurou-se testar a diferença entre o desenho da alça (independentemente do tipo de fio) nos três grupos, a diferença entre o tipo de fio (independentemente do desenho da alça) nos três grupos e, finalmente, a interação entre o tipo de alça e o tipo de fio, nos nove grupos.

RESULTADOS E DISCUSSÃO

Para facilitar a análise e discussão dos resultados, optou-se por dividi-lo em dois tópicos, de acordo com as duas variantes abordadas: tempo de

fechamento das alças e grau de inclinação sofrida pelo dente. Dentro de cada tópico, foram avaliados: os efeitos dos diferentes tipos de fios (independentemente do desenho da alça), os efeitos dos diferentes tipos de alça (independentemente do tipo de fio) e os efeitos da interação entre o tipo de alça e o tipo de fio, sobre a variante em questão. Quando constatada a interação, realizou-se um desdobramento da análise, buscando investigar se o efeito observado ocorreu devido à alça, ao fio, ou a ambos.

Tempo de fechamento das alças

O tempo observado para fechamento das alças foi registrado em segundos. Buscando orientar a discussão desse tópico para qual dispositivo exerceu uma força maior ou menor sobre o dente movimentado, levou-se em conta que um menor tempo para fechamento das alças está relacionado a uma maior força liberada por essas alças e que, por outro lado, um maior tempo está relacionado a uma força menor. Burstone³ comentou que a força ótima para a movimentação dentária é aquela capaz de produzir um movimento rápido com o mínimo de desconforto e dano aos tecidos, empregando forças contínuas e leves. Hixon et al.¹⁰ mencionaram que a rápida movimentação dentária proveniente da utilização de forças leves parece resultado do movimento de inclinação que produz grande pressão na crista alveolar.

Os registros obtidos no presente trabalho foram submetidos à análise estatística. De todos os segmentos de arco avaliados, dois segmentos apresentaram valores para essa variante que fugiram do padrão apresentado pelo grupo onde se encontravam, caracterizando-se como *outliers*. Para que não houvesse comprometimento do resultado final da análise, optou-se por omitir esses valores. Trata-se da amostra 14 do grupo H e da amostra 01 do grupo F. Omitidos esses valores, foi dado, então, sequência à análise de interação entre o tipo de alça e o tipo de fio para a variável “tempo de fechamento das alças”. A interação não se mostrou

estatisticamente significativa; porém, o tipo de fio e o tipo de alça, independentemente, foram significativos.

Relação do tipo de alça com a variante “tempo de fechamento das alças”

De acordo com os valores do gráfico 1, observou-se que as alças em forma de “T” demoraram mais para realizar a movimentação dentária, exercendo, portanto, menor força sobre o canino que as demais alças. Apesar das alças em forma de “L” exercerem menos força do que as alças em forma de gota, a diferença entre elas foi considerada estatisticamente insignificante.

O bom desempenho das alças em forma de “T” já havia sido defendido por Burstone e Koenig⁵. De acordo com os autores, essa alça utiliza grande quantidade de fio para sua construção, sobretudo cervicalmente. Essa configuração de alça com grande quantidade de fio disposto horizontalmente na cervical, mesmo construída com fio de aço inoxidável, propicia uma diminuição significativa da proporção carga/deflexão. Isso também foi observado mais recentemente por Shimizu et al.²³ Os autores concluíram que as alças em “T” são capazes de gerar proporções carga/deflexão relativamente baixas, proporcionando, conseqüentemente, magnitudes de força mais constantes durante sua desativação. Souza et al.²⁵ também ofereceram subsídios ao ortodontista para o emprego de alças em “T”, assim como vários autores fizeram anteriormente^{3,28}.

Relação do tipo de fio com a variante “tempo de fechamento das alças”

Em 1979, Goldberg e Burstone⁹ apresentaram ao mercado a liga de beta-titânio, considerando-a o mais novo material a ser introduzido na profissão ortodôntica. Desde então, essa passou a ser uma opção para o ortodontista, com características que a destacavam das demais ligas, tais como: capacidade de aplicação de forças leves, uma desativação mais constante da força ao longo do

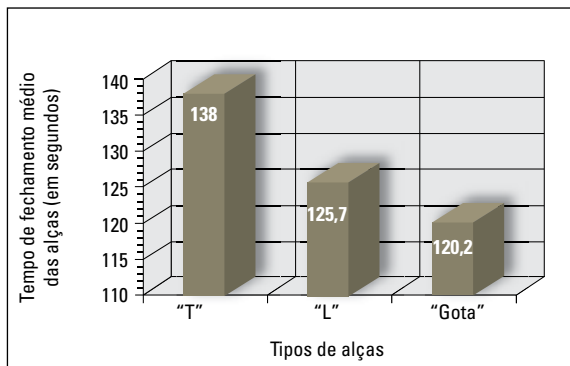


GRÁFICO 1 - Tempo médio transcorrido (em segundos – no eixo das coordenadas) para que houvesse a desativação das alças construídas com diferentes desenhos (no eixo das abscissas).

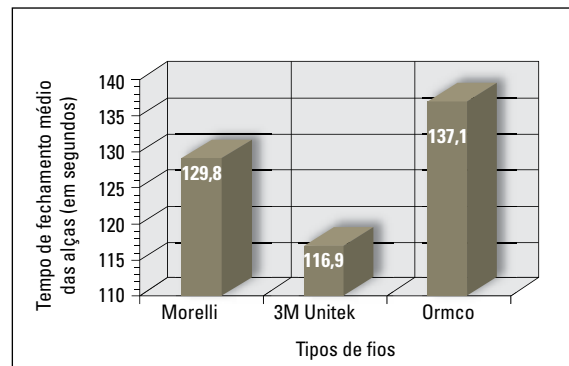


GRÁFICO 2 - Tempo médio transcorrido (em segundos – no eixo das coordenadas) para que houvesse desativação das alças de diferentes marcas comerciais (3M Unitek e Morelli: aço inoxidável; Ormco: beta-titânio – no eixo das abscissas).

tempo, maior precisão na aplicação de uma força e a capacidade de poder aplicar ativações maiores, associada a um maior “tempo de trabalho” do dispositivo. Em 1980, voltaram a defender a importância dessa liga por ter um grande potencial dentro da Ortodontia⁴. O principal motivo é que, em um dispositivo ortodôntico, a máxima flexão elástica aumenta com a relação força acumulada/módulo de elasticidade do material. E as ligas de beta-titânio possuem um dos valores mais altos para essa relação (cerca de 1,8 vezes maior do que aquela mostrada pelo aço inoxidável), enquanto mantêm, ainda, boa formabilidade.

A importância atribuída à liga de beta-titânio pelos autores pôde ser confirmada no presente trabalho. De acordo com os valores do gráfico 2, os dispositivos construídos com aço inoxidável promoveram a movimentação dentária mais rapidamente do que aqueles construídos com liga de beta-titânio, conforme o que já havia sido exposto por Stagers e Germane²⁸, em 1991, quando afirmaram que a relação carga/deflexão pode ser alterada pela mudança na composição do fio. Uma alça feita com baixo módulo de elasticidade, como o TMA, por exemplo, tem uma relação carga/deflexão menor do que uma alça feita com fio de aço inoxidável. Isso também já havia sido afirmado por Boshart et al.² quando observaram que houve alteração na rigidez de molas do tipo

coil, mudando-se o material de composição das mesmas. Menghi, Planert e Melsen¹⁸ também já haviam comparado os sistemas de força liberados por dispositivos constituídos por ligas de beta-titânio e aço inoxidável, chegando a uma conclusão semelhante à encontrada no presente estudo: os primeiros liberaram 40% da força liberada pelas mesmas alças construídas com aço inoxidável. As alças construídas com liga de beta-titânio são preferíveis, em comparação às constituídas por aço inoxidável, devido à sua maior amplitude de ativação e liberação de forças mais constantes.

Pôde-se concluir, a partir dos resultados apresentados neste trabalho, que os dispositivos construídos com liga de beta-titânio exerceram menos força sobre o canino do que os demais. Esse é um dado de extrema importância clínica. Manhartsberger, Morton e Burstone¹⁶ comentaram que, em pacientes adultos, é comum a terapia com extrações, o que se complica pela perda óssea. Nesses casos, os autores sugerem o emprego de ligas de beta-titânio para confecção das alças, por reduzirem a magnitude das forças aplicadas aos dentes e produzirem uma relação carga/deflexão mais baixa (permitindo a confecção de um arco com menor rigidez). Outro fator a ser considerado com o uso do fio menos rígido, segundo os autores, é a possibilidade de aumento da quantidade de ativação da alça. Burstone³ ressaltou, ainda, a maior

facilidade no momento da confecção de alças para fechamento de espaços empregando-se a liga de beta-titânio, por permitir uma simplificação no desenho das alças e possuir uma baixa relação carga/deflexão. Isso quer dizer que pode liberar níveis ótimos de força, que vão sendo dissipados aos poucos, com grandes quantidades de ativações. A importância clínica desse fato é que, com grandes ativações, um erro de 1mm durante a ativação não se torna tão significativo quanto esse mesmo 1mm ativado em um dispositivo mais rígido.

A falta de relação estatística entre os arcos construídos com aço inoxidável, porém, não ficou bem clara e pode requerer uma investigação mais profunda sobre as proporções da liga empregada pelos fabricantes no processo de manufatura metálica. Apesar dessa limitação, ainda assim os arcos construídos com as ligas de beta-titânio exerceram menos força sobre o elemento dentário movimentado, o que pôde confirmar as afirmações de Kapila et al.¹¹ Também nesse trabalho, os fios de beta-titânio, disponíveis comercialmente como TMA, apresentaram um módulo de elasticidade menor que o do aço inoxidável e do cromo-cobalto, e cerca de duas vezes maior que o apresentado pelos fios de níquel-titânio. Esse pode, portanto, ser defletido mais do que o fio de aço, sem deformação permanente (cerca de duas vezes mais) e tem uma formabilidade maior do que a do níquel-titânio, o que permite que alças possam ser incorporadas ao fio. Sua única desvantagem, segundo os autores, é o alto nível de fricção que apresenta em contato com o braquete.

Contudo, é conveniente ressaltar, nesse ponto do trabalho, que uma relação carga/deflexão baixa não é necessariamente vantajosa para a movimentação dentária em todas as etapas do tratamento ortodôntico. Segundo Yang, Kim e Kim³⁰, enquanto recomenda-se a baixa rigidez do fio de níquel-titânio nos estágios iniciais do tratamento, fios de beta-titânio com rigidez mais moderada são recomendados nos estágios intermediários, enquanto arcos de alta rigidez são mais úteis para os

estágios finais. Portanto, não se pretende, com os resultados aqui apresentados, omitir a relevância do emprego de ligas com relação carga/deflexão mais alta, como a apresentada pelo aço inoxidável, por exemplo, no decorrer da terapia ortodôntica.

Grau de inclinação do canino

A variação na inclinação do canino após sua movimentação pode ser atribuída ao fato de que o ponto de aplicação de forças (braquete) está situado distante do centro de resistência desse elemento no sentido cérvico-oclusal, o que gera um momento no dente a ser movimentado, inclinándolo.

Apesar de não fazer parte da presente discussão, também é conveniente destacar que o ponto de aplicação de forças dos dispositivos avaliados sobre dente em questão também dista do seu centro de resistência no sentido vestibulolingual, o que é responsável pela tendência de rotação do dente durante a movimentação.

Hixon et al.¹⁰ comentaram sobre a dificuldade de eliminar os componentes rotacionais e de inclinação apresentados pelo elemento a ser retraído, devido à distância do centro de resistência até o ponto de aplicação da força. No presente trabalho, o controle da variação na angulação do canino pôde ser atribuído à relação M/F dos dispositivos empregados. De acordo com Smith e Burstone²⁶, procura-se criar um binário de forças, no acessório colado ao dente, contrapondo o momento produzido pela força que atua sobre o elemento dentário. O tipo de movimento de um dente é determinado pela razão entre a magnitude do binário (M) e a força (F) aplicada no braquete. Kuhlberg e Priebe¹³ mencionaram que um valor pequeno nessa relação (cerca de 7/1) proporciona um movimento de inclinação controlada; uma relação de aproximadamente 10/1 é capaz de promover translação do dente; já um valor mais alto (cerca de 12/1) pode causar movimentação do ápice radicular, ao passo que a coroa desse elemento permanece estável.

Também no quesito “grau de inclinação do ca-

nino”, constatou-se a presença de um valor *outlier*: a amostra 15 do grupo F. Novamente, para que não houvesse comprometimento do resultado final da análise, optou-se pela omissão desse valor. Procedeu-se, então, à análise e concluiu-se que a interação entre o tipo de alça e o tipo de fio para a variável “grau de inclinação do dente canino” foi estatisticamente significativa. Nesse caso, partiu-se, portanto, para o desdobramento dos resultados.

Relação do tipo de alça com a variante “grau de inclinação do canino”

Em função do desdobramento, os tipos de alça aqui foram avaliados dentro de cada tipo de fio, isoladamente, conforme o gráfico 3.

Staggers e Germane²⁸ afirmaram que o desenho da mola de retração influencia na relação carga/deflexão. De uma forma geral, as alças em forma de gota promoveram uma inclinação maior do elemento dentário movimentado do que as demais avaliadas (Gráf. 3). As alças em forma de “T”, por outro lado, mantiveram-se, dentro de cada tipo de fio, relacionadas estatisticamente aos menores valores de variação na angulação apresentada pelo dente canino após sua retração. A exceção se deu para o terceiro tipo de fio avaliado, onde as alças não apresentaram diferença estatística.

A variação na angulação do canino pode ser atribuída à relação M/F dos dispositivos empregados, uma vez que uma magnitude de força maior, gerada pelas alças em forma de gota, proporciona uma baixa relação M/F. Sendo assim, pode-se esperar que as alças em forma de “T” sejam capazes de gerar magnitudes de força menores e, consequentemente, proporcionem uma relação M/F mais alta, inclinando menos o elemento dentário movimentado.

Burstone e Koenig⁵ sugeriram que, para aumentar a relação M/F de uma alça durante a ativação, deveria-se aumentar o comprimento da alça no sentido apical. Outra maneira seria o aumento da quantidade de fio no segmento terminal da alça, diminuindo, ainda, a relação carga/deflexão.

De acordo com os autores, isso pode ser conseguido utilizando-se a alça em “T”. Porém, de acordo com os resultados do presente trabalho, observou-se que mesmo uma alça em forma de “T” pareceu incapaz de impedir a inclinação do canino durante o movimento. Esse efeito indesejável pode ser diminuído através da incorporação de dobras compensatórias nessas alças (dobras tipo Gable), de modo a promover uma maior movimentação radicular. Manhartsberger, Morton e Burstone¹⁶ comentaram que a relação M/F de um dispositivo pode ser aumentada introduzindo-se angulações na alça.

Staggers e Germane²⁸ mostraram que, mesmo para um alça em “T”, é muito difícil conseguir uma relação M/F de 10/1, necessária para se conseguir movimento de translação, sem que se faça a incorporação de dobras tipo Gable. A incorporação desse tipo de dobras também foi sugerida por outros autores^{3,7,8,23,25}.

Seria interessante que, em um próximo estudo, que utilizasse um método semelhante ao empregado no presente trabalho, pudesse ser feita a inclusão de dobras tipo Gable nas alças testadas e, então, se avaliasse as vantagens trazidas pelas dobras compensatórias.

Relação do tipo de fio com a variante “grau de inclinação do canino”

Ainda investigando a influência dos diferentes recursos que o ortodontista tem ao seu dispor para a obtenção de um dispositivo que possa gerar uma relação M/F satisfatória, procurou-se avaliar a influência do tipo de liga empregada na confecção das alças sobre a inclinação apresentada pelo canino após sua retração. Também nesse quesito, em função do desdobramento dos resultados, os fios compostos por diferentes ligas metálicas foram avaliados isoladamente para cada tipo de alça que constituíram, conforme gráfico 4.

Observou-se que, de uma forma geral, as alças constituídas pela liga de beta-titânio mantiveram-se, nos três grupos, relacionadas estatisticamente

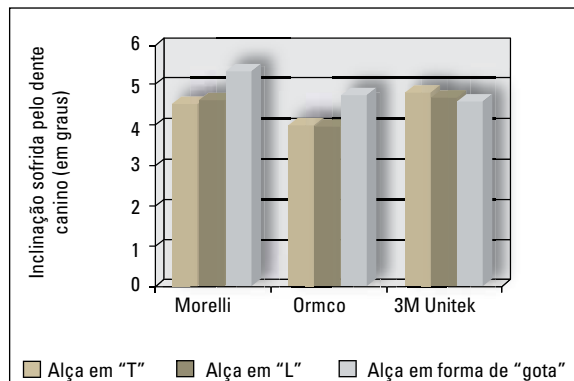


GRÁFICO 3 - Inclinação sofrida pelo canino, após retração (em graus – eixo das coordenadas) com alças construídas em diferentes desenhos, dentro de cada tipo de fio empregado (eixo das abscissas).

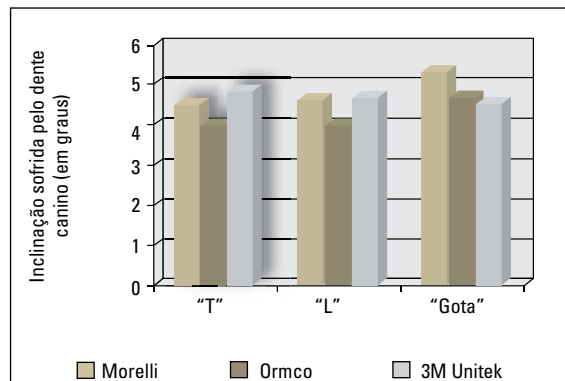


GRÁFICO 4 - Inclinação sofrida pelo canino, após retração (em graus – eixo das coordenadas) com alças de diferentes marcas comerciais (Ormco: beta-titânio; 3M Unitek e Morelli: aço inoxidável), dentro de cada desenho de alça (no eixo das abscissas).

aos menores valores de variação na angulação apresentada pelo canino após sua retração, em comparação às alças compostas por aço inoxidável avaliadas neste estudo.

Apesar de Staggars e Germane²⁸ terem afirmado que a relação M/F não é influenciada pela composição do fio utilizado, pode-se esperar que o emprego de fios mais resilientes na confecção das alças proporcione menores magnitudes de força. Segundo Shimizu et al.²³, dispositivos capazes de gerar proporções carga/deflexão relativamente baixas proporcionam, conseqüentemente, magnitudes de força mais constantes durante sua desativação; gerando altas proporções momento/fôrça (M/F), proporcionando, dessa forma, maior movimentação radicular.

A combinação de materiais com menores módulos de elasticidade e rigidez, associados a um desenho de alça que seja capaz de diminuir a relação carga/deflexão do conjunto, pode gerar dispositivos que promovam um fechamento mais lento da alça após sua ativação, ou seja, promovam a retração com forças mais leves e, portanto, biologicamente mais compatíveis. Sendo assim, menores magnitudes de força podem atuar na relação M/F aumentando seus valores e, conseqüentemente, diminuir os efeitos de inclinação gerados pelas forças de movimentação dentária, que, no caso, não

atuam diretamente sobre o centro de resistência dos elementos dentários submetidos ao tratamento ortodôntico.

Porém, o presente estudo mostrou que mesmo a combinação de um desenho de alça que promova uma relação carga/deflexão mais baixa com fios mais resilientes foi incapaz de isolar o efeito de inclinação sofrido pelo dente movimentado. É provável que, ainda assim, mais recursos devam ser empregados buscando esse objetivo, como, por exemplo, a incorporação de dobras compensatórias nesses dispositivos.

Um outro ponto importante a ser considerado para discussão nesse trabalho é que os altos valores de inclinação registrados ao final do procedimento de retração talvez se devam ao fato de que não se aguardou tempo suficiente para que os dispositivos avaliados pudessem liberar todo o seu potencial de movimentação radicular. Staggars e Germane²⁸ comentaram que, uma vez que a relação M/F aumenta à medida que a alça é desativada, a alça não deve ser reativada tão frequentemente. Segundo os autores, reativações frequentes não permitem que a alça alcance uma relação M/F alta o suficiente para promover movimento de translação do dente. Seria interessante que esse fato fosse levado em consideração, caso fosse realizada uma nova investigação dentro dessa linha.

CONCLUSÃO

Conforme os resultados obtidos nesse trabalho, pôde-se concluir que:

1. Tempo de fechamento das alças:

Não houve interação entre o tipo do fio e o tipo da alça para essa variante. Porém, independentemente, as diferenças foram significativas:

1.1. Tipo de alça: as alças em forma de "T" demoraram mais para desativar do que as demais.

1.2. Tipo de fio: as alças construídas com liga de beta-titânio demoraram mais para desativar do que as demais.

2. Grau de inclinação do canino:

Neste caso, observou-se interação entre o tipo da alça e o tipo do fio. Procedeu-se, então, ao desdobramento da análise:

2.1. Tipo de alça: as alças em forma de gota promoveram uma inclinação dentária maior do que as demais avaliadas. As alças em forma de "T", por outro lado, mantiveram-se relacionadas estatisticamente aos menores valores de inclinação. Porém, quando se empregou o fio de aço inoxidável da marca comercial 3M Unitek para confecção das alças, os três tipos não apresentaram diferença estatística para essa variante.

2.2. Tipo de fio: as alças constituídas de liga de beta-titânio mantiveram-se, independentemente do desenho de alça empregado, relacionadas estatisticamente aos menores valores de inclinação observados para o elemento dentário movimentado.

Portanto, a combinação de um material com menor módulo de elasticidade e rigidez (beta-titânio) associado a um desenho de alça que utilize maior quantidade de fio para sua confecção (em forma de "T") é capaz de formar um dispositivo que gere uma relação carga/deflexão relativamente mais baixa, proporcionando, conseqüentemente, magnitudes de força mais leves e constantes durante sua desativação, aumentando, dessa forma, a relação momento/força e proporcionando maior movimentação radicular.

Enviado em: agosto de 2008
Revisado e aceito: agosto de 2009

Laboratorial study of loops closure time and degree of cuspid's tipping, during the retraction phase, using segmented arch mechanics

Abstract

Objective: Evaluate the cuspid's retraction time and tipping effects, after submitting it to three different orthodontic retraction loops: the "T" loop, the "boot" loop, and the "tear drop" loop. **Methods:** It was used the following orthodontic wires: Morelli 0.019" x 0.025" stainless steel, 3M Unitek 0.019" x 0.025" stainless steel and Ormco 0.019" x 0.025" beta-titanium (TMA™). The resulting sample from the combination of these variables was submitted to a test developed on a typodont simulator used specifically for this purpose. **Results:** As the closure timing concerns, it was verified that a slower closure and therefore, a smaller releasing force system was achieved by the "T" loop design and still, by employing the beta-titanium alloy on its construction. As to the tipping effects generated by the retraction device, the "tear drop" loop caused greater tipping effects than the other loops evaluated. The "T" loop, on the other hand, showed itself statistically related to the lowest tipping numerical values. However, when the 3M Unitek stainless steel wire was used to produce the device, all of the types of loops evaluated were considered statistically similar. **Conclusion:** Regardless of the loop design, the ones built out of beta-titanium alloy kept them statistically related to the lowest tipping numerical values observed for the retracted dental element.

Keywords: Orthodontics. Segmented arch. Orthodontic space closure.

REFERÊNCIAS

1. Boester CH, Johnston LE. A clinical investigation of the concepts of differential and optimal force in canine retraction. *Angle Orthod.* 1974 Apr;44(2):113-9.
2. Boshart BF, Currier GF, Nanda RS, Duncanson MG Jr. Load-deflection rate measurements of activated open and closed coil springs. *Angle Orthod.* 1990 Spring;60(1):27-32; discussion 33-4.
3. Burstone CJ. The segmented arch approach to space closure. *Am J Orthod.* 1982 Nov;82(5):361-78.
4. Burstone CJ, Goldberg AJ. Beta-titanium: a new orthodontic alloy. *Am J Orthod.* 1980 Feb;77(2):121-32.
5. Burstone CJ, Koenig HA. Optimizing anterior and canine retraction. *Am J Orthod.* 1976 Jul;70(1):1-19.
6. Chaconas SJ, Caupito AA, Miyashita K. Force distribution comparisons of various retraction archwires. *Angle Orthod.* 1989 Spring;59(1):25-30.
7. Chen J, Markham DL, Katona TR. Effects of T-loop geometry on its forces and moments. *Angle Orthod.* 2000 Feb;70(1):48-51.
8. Faulkner MG, Lipsett AW, el-Rayes K, Haberstock DL. On the use of vertical loops in retraction systems. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1991 Apr;99(4):328-36.
9. Goldberg J, Burstone CJ. An evaluation of beta-titanium alloys for use in orthodontic appliances. *J Dent Res.* 1979 Feb;58(2):593-99.
10. Hixon EH, Atikian H, Callow GE, McDonald HW, Tacy RJ. Optimal force, differential force, and anchorage. *Am J Orthod.* 1969 May;55(5):437-57.
11. Kapila S, Sachdeva R. Mechanical properties and clinical applications of orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1989 Aug;96(2):100-9.
12. Kuhlberg AJ, Burstone CJ. T-loop position and anchorage control. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1997 Jul;112(1):12-8.
13. Kuhlberg AJ, Priebe DN. Space closure and anchorage control. *Semin Orthod.* 2001 Mar;7(1):42-9.
14. Kusy RP, Tulloch JF. Analysis of moment/force ratios in the mechanics of tooth movement. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1986 Aug;90(2):127-31.
15. Lindauer SJ. The basics of orthodontic mechanics. *Semin Orthod.* 2001 Mar; 7(1):2-15.
16. Manhartsberger C, Morton JY, Burstone CJ. Space closure in adult patients using the segmented arch technique. *Angle Orthod.* 1989 Fall;59(3):205-10.
17. Mendes AM, Baggio PE, Bolognese AM. Fechamento de espaços. *Rev SBO.* 1992; 2(1):11-9.
18. Menghi C, Planert J, Melsen B. 3-D experimental identification of force systems from orthodontic loops activated for first order corrections. *Angle Orthod.* 1999 Feb;69(1):49-57.
19. Muraviev SE, Ospanova GB, Shlyakhova MY. Estimation of force produced by nickel-titanium superelastic archwires at large deflections. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2001 Jun;119(6):604-9.
20. Oliveira EJ. *Biomecânica básica para ortodontistas.* Belo Horizonte: Ed. UFMG; 2000.
21. Quinn RS, Yoshikawa DK. A reassessment of force magnitude in orthodontics. *Am J Orthod.* 1985 Sep;88(3):252-60.
22. Rosenstein SW, Jacobson BN. Class I extraction procedures and the edgewise mechanism. *Am J Orthod.* 1970 May;57(5):465-75.
23. Shimizu RH, Sakima T, Pinto AS, Shimizu IA. Desempenho biomecânico da alça em "T" construída com fio de aço-inoxidável, durante o fechamento de espaços no tratamento ortodôntico. *Rev Dental Press Ortod Ortop Facial.* 2002 nov/dez;7(6):49-61.
24. Siatkowski RE. Continuous arch wire closing loop design, optimization, and verification. Part II. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1997 Nov;112(5):487-95.
25. 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 – Araraquara. *Rev Dental Press Ortod Ortop Facial.* 2003 set/out;8(5):113-22.
26. Smith RJ, Burstone CJ. Mechanics of tooth movement. *Am J Orthod.* 1984 Apr;85(4):294-307.
27. Smith R, Storey E. The importance of force in Orthodontics. *Aust Dent J.* 1952 Dec;56(6):291-304.
28. Staggers JA, Germane N. Clinical considerations in the use of retraction mechanics. *J Clin Orthod.* 1991 Jun;25(6):364-9.
29. von Fraunhofer JA, Bonds PW, Johnson BE. Force generation by orthodontic coil springs. *Angle Orthod.* 1993 Summer;63(2):145-8.
30. Yang WS, Kim BH, Kim YH. A study of the regional load deflection rate of multiloop edgewise-arch wire. *Angle Orthod.* 2001 Apr;71(2):103-9.

Endereço para correspondência

Gilberto Kauling Bisol
Rua Francisco Goulart, 278, ap. 26.
CEP: 88.306-600 – Florianópolis/SC
E-mail: gibakb@terra.com.br