Desempenho mecânico de alças em gota com e sem helicóide utilizadas para o fechamento de espaços em Ortodontia

Mechanical performance of tear-drop loops and tear-drop loops with helix used for space closure in Orthodontics

Guilherme Thiesen*
Marcus Vinícius Neiva Nunes do Rego**
Luciane Macedo de Menezes***
Roberto Hideo Shimizu****

RESUMO

Este estudo analisou os sistemas de força produzidos por alças de fechamento em gota e em gota com helicóide de aço inoxidável, sendo incorporadas variações na intensidade de dobras de pré-ativação (0° e 40°) e na secção transversal do fio utilizado para a construção destas alças (.017"x.025" e .019"x.025"). Para isto, foram submetidas ao ensaio mecânico 40 alças para fechamento de espaços, sendo estas centralizadas em um espaço de 21mm. As magnitudes de força horizontal, proporção momento/força e relação carga/deflexão produzidas pelos corpos de prova foram quantificadas utilizando-se um transdutor de momentos acoplado ao indicador digital para extensiometria e adaptado à uma máquina universal de ensaios Instron. As alças foram submetidas à uma ativação total de 3,0 milímetros, sendo registrados os valores a cada 1,0 milímetro de ativação. No tratamento estatístico dos dados obtidos, foi realizada a Análise de Variância, sendo esta complementada pelo Teste de Comparações Múltiplas de Tukey, considerando o nível de significância de 5%. Os resultados demonstraram que a inserção de dobras de pré-ativação nas alças ocasionou um aumento nas magnitudes de proporção momento/força, relação carga/deflexão e força horizontal. O aumento da secção transversal do fio ortodôntico utilizado para a confecção da alça de fechamento promoveu a geração de maiores magnitudes da força horizontal e relação carga/deflexão, propiciando pequeno efeito na proporção momento/força gerada pelas alças. Avaliando os sistemas de força produzidos pelas alças em gota e em gota com helicóides, ou seja, a magnitude de força horizontal, relação carga/deflexão e proporção momento/força, pôde-se constatar que as alças testadas liberaram níveis de força elevados o suficiente para promover a movimentação dentária, porém magnitudes insuficientes de proporção momento/força para controlar satisfatoriamente o movimento dentário durante o fechamento de espaços.

PALAVRAS-CHAVE

Fechamento de espaço ortodôntico. Biomecânica. Ortodontia

INTRODUÇÃO

Uma das aplicações mais comuns da utilização da mecânica de fechamento de espaços seria nos casos onde é realizada a extração de elementos dentários. O dilema "extração" versus "não extração" é um dos primeiros e ao mesmo tempo um dos mais longos pontos de controvérsia na história da Ortodontia. Inicialmente, Edward H. Angle acreditava ser impossível a obtenção da harmonia oclusal e beleza facial através da realização de extrações dentárias, considerando tais procedimentos como verdadeiras mutilações provocadas nos pacientes (ANGLE, 1907). Como conseqüência, Angle era firmemente contra a remoção de unidades dentárias para propósitos terapêuticos, e acreditava que a manutenção da integridade do arco constituía um requisito básico para o sucesso do tratamento ortodôntico. Ao mesmo tempo em que Angle difundia sua teoria não extracionista, certos profissionais da época, dentre estes Case (1964), questionavam tais conceitos considerando estes não condizentes com a prática ortodôntica. Segundo eles, certos casos apresentavam uma notável discrepância entre a estrutura óssea de suporte e a massa dentária existente, e assim necessitavam da extração de alguns dentes (BERNSTEIN, 1992a, 1992b; CASE, 1905, 1964). Outros autores, como por exemplo Tweed (1944), insatisfeitos com a instabilidade dos resultados obtidos nos seus tratamentos, vieram posteriormente a reforçar esta teoria e passaram a tratar certos casos com extrações. Atualmente, existe uma tendência na Ortodontia em aceitar a extração de alguns dentes permanentes, como um recurso na solução de determinados problemas, desde que corretamente indicada.

Dentre os dentes mais comumente selecionados para extração com finalidade ortodôntica, os pré-molares ocupam lugar de destaque (GOTTLIEB; NELSON; VOGELS, 1986, 1996; PROFFIT, 1994; ONG; WOODS, 2001). Estrategicamente localizados entre os segmentos anterior e posterior, a extração desses dentes permite eliminar tanto a existência de apinhamentos dentários (discrepância de modelo negativa) como também relações interincisais indesejáveis (discrepância cefalométrica negativa). Assim, um vez que tenha sido tomada a decisão sobre a extração desses elementos dentários, o ortodontista deve planejar como proceder ao fechamento dos espaços residuais que não foram utilizados para a correção do apinhamento.

Ao longo dos anos, vários mecanismos foram elaborados para o fechamento de espaços em Ortodontia. Entre os diversos dispositivos descritos na literatura, encontra-se uma vasta gama de alças que, incorporadas a arcos contínuos ou segmentados, podem ser utilizadas para a movi-

* Mestre em Ortodontia e Ortopedia Facial pela Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul – PUCRS.
**Mestre em Ortodontia e Ortopedia Facial pela PUCRS. Professor de Ortodontia da NOVAFAPI.
*** Mestre e Doutora em Ortodontia pela UFRJ. Professora de Ortodontia da PUCRS e ABO/RS.
**** Mestre e Doutor em Ortodontia pela UNESP-Araraquara. Professor de Ortodontia da PUCPR e Universidade Tuiuti-PR.

mentação dentária. Novos conhecimentos de biomecânica tornaram possível um grande aprimoramento na configuração das alças de fechamento de espaços, simplificando a mecânica e melhorando as respostas teciduais durante a mecanoterapia (BURSTONE, 1982; BURSTONE; KOENING, 1976; SHIMIZU et al., 2002; THIESEN et al., 2001).

REVISÃO DA LITERATURA

A mecânica de retração, apesar de ser utilizada em praticamente todos as técnicas ortodônticas, apresenta uma variação muito grande no que diz respeito à maneira como é executada pelos diferentes profissionais. Dentre os vários dispositivos utilizados na Ortodontia para o fechamento de espaços intra-arco, as alças ortodônticas ocupam lugar de destaque, sendo estas constituídas basicamente por uma base, duas hastes e uma parte conectora, que pode ser uma simples secção curva ou um helicóide (MENDES; BÁGGIO; BOLOGNESE, 1992; PROFFIT, 2002; STAGGERS; GERMANE, 1991).

Evidências recentes sugerem a utilização de alças ortodônticas capazes de liberar forças leves e o mais uniformes possíveis, produzindo uma pressão tal no ligamento periodontal que promova atividades celular e bioquímica máximas durante a movimentação ortodôntica (KUROL; OWMAN-MOLL; LUNDGREN, 1995; OWMAN-MOLL; KUROL; LUNDGREN, 1996; REITAN, 1957; SAMUELS; RUDGE; MAIR, 1998). Sendo assim, procura-se reproduzir configurações de alças de fechamento que se adaptem a esses requisitos (BURSTONE; BALDWIN; LAWNESS, 1961; THIESEN et al., 2001).

Uma quantidade adicional de fio incorporada na confecção da alça é de grande importância para a aplicação de forças leves, sendo que quanto maior a quantidade de fio incorporada, menor será a magnitude de força horizontal liberada. Assim, a força gerada por qualquer alça pode ser reduzida através da incorporação de um ou mais helicóides na sua porção apical, variando de acordo com o tamanho da alça e do helicóide, ocorrendo com isso um aumento da capacidade de ativação da alça (HALDERSON; JOHNS; MOYERS, 1953).

Quanto à espessura do fio, um pequeno aumento ou diminuição pode resultar em alterações significativas da quantidade de força horizontal liberada. As alças confeccionadas com fios de menor secção transversal acarretam a liberação de menores magnitudes de força do que aquelas confeccionadas com fios de maior secção transversal (LANE; NIKOLAI, 1980; SHIMIZU et al., 2002).

De acordo com Gjessing (1992), uma alça de fechamento deve ser caracterizada através de alguns outros fatores, além da magnitude de força horizontal produzida: 1) localização dos pontos de aplicação da força, 2) constância dessa força horizontal (relação carga/deflexão), e 3) magnitude e direção dos momentos e proporções momento/força produzidas nas unidades anterior (alfa) e posterior (beta). A proporção momento/força é a relação entre a quantidade de momento e de força aplicada ao dente, considerando o centro de resistência e determinando, dessa forma, o centro de rotação. Trata-se de uma das mais importantes características do dispositivo de fechamento de espaços, pois determina o centro de rotação e, portanto, a maneira como o dente se movimentará.

Assim, dispositivos ortodônticos para o fechamento otimizado dos espaços têm sido desenvolvidos, no intuito de aplicar níveis de força compatíveis com um padrão de movimentação dentária o mais fisiológico possível, e com o controle pleno do movimento em toda a sua extensão. Para a obtenção desse controle dentário e radicular, torna-se necessária a geração de um momento pela alça de fechamento, uma vez que uma simples força aplicada na coroa de um dente promoveria um movimento de inclinação descontrolada do mesmo. Isso porque o seu centro de resistência se encontra localizado aproximadamente na terça parte do comprimento da raiz a partir da crista óssea alveolar, e assim torna-se difícil a aplicação de forças ortodônticas diretamente nesse local (KUSY; TULLOCH, 1986).

Deste modo, Manhartsberger, Morton e Burstone (1989) e Smith e Burstone (1984) preconizaram valores médios de proporção momento/força para a obtenção dos diferentes tipos de movimentos dentários. Quando uma força fosse aplicada ao braquete, sem o emprego de uma magnitude suficiente de momento, o centro de rotação estaria levemente apical em relação ao centro de resistência, e o movimento resultante seria a inclinação descontrolada. Com uma proporção momento/força de aproximadamente 8mm, o centro de rotação estaria no ápice e o movimento seria de inclinação controlada. Já para uma proporção momento/força de aproximadamente 10mm, o movimento seria de translação, e para uma relação momento força de aproximadamente 12mm, o centro de rotação estaria na cúspide, determinando um movimento radicular. Magnitudes maiores que 12mm proporcionam movimento radicular, com o centro de rotação deslocando-se em direção cada vez mais oclusal de acordo com o aumento da proporção momento/força.

Outro aspecto bastante enfatizado é o fato da alça ideal para fechamento de espaços ter a capacidade de liberar forças o mais constantes possível, do começo ao final de sua ativação. Desse modo, a aplicação de forças contínuas na Ortodontia só é alcançada com a utilização de alças que apresentem pequena taxa de diminuição da força aplicada, ou seja, uma baixa relação carga/deflexão. Uma relação carga/deflexão baixa é importante numa alça, uma vez que isso possibilita ao ortodontista a aplicação de níveis de forças mais leves, constantes e controlados (BURSTONE, 1982; BURSTONE; BALDWIN; LAWNESS, 1961).

Destarte, um sistema de forças bastante complexo é necessário para o controle dentário durante o fechamento ortodôntico de espaços. A geração desse sistema biomecânico é realizada de maneira mais integral, precisa, previsível e facilitada através da utilização de alças pré-calibradas. Assim, o objetivo deste estudo foi verificar o efeito de algumas variáveis, como secção transversal do fio ortodôntico e incorporação de pré-ativações, nos sistemas de força produzidos pelas alças em gota e em gota com helicóide confeccionadas com fio de aço inoxidável.

MATERIAIS E MÉTODOS

A amostra utilizada para o presente estudo constituiu-se de 40 alças ortodônticas para fechamento de espaços. Os corpos de prova foram construídos por um único operador. Utilizaram-se fios de aço inoxidável da marca comercial UNITEK (3M Unitek Dental Products, Monrovia, CA - USA) com duas diferentes secções transversais, .017"x .025" e .019"x .025".

Os corpos de prova foram divididos em dois grupos (Figura 1). O grupo 1 (G1) foi constituído por vinte alças em gota. As alças deste grupo foram divididas em dois subgrupos, em número de dez para cada secção transversal. Essas alças de fechamento foram construídas com oito milímetros de altura e quatro milímetros de diâmetro externo, com as hastes verticais se tocando na base (Figura 1). Foram ainda inseridas duas diferentes intensidades totais de pré-ativação: 0° e 40°.

O grupo 2 (G2) foi constituído por vinte alças em gota com a adição de um helicóide apical na sua confecção. Estas alças de fechamento foram também construídas com oito milímetros de altura e

quatro milímetros de diâmetro do helicóide, com as hastes verticais se tocando na base (Figura 1). Do mesmo modo que o grupo 1, foram inseridas duas intensidades totais de pré-ativação: 0° e 40°.

As duas extremidades livres, anterior e posterior, chamadas de alfa e beta, apresentavam respectivamente 15,5mm e 13,5mm, sendo as mesmas fixadas ao dispositivo da célula de carga e ao transdutor de momentos. Na extremidade alfa foi realizada ainda uma dobra em ângulo reto com dois milímetros de extensão, no intuito de funcionar como um anteparo quando da sua inserção no braquete, acoplado ao dispositivo de fixação da célula de carga. Assim, evitou-se um possível deslizamento do fio no interior da canaleta do acessório, com conseqüente erro na leitura do sistema de forças gerado durante o carregamento dos corpos de prova. Após o correto posicionamento dos corpos de prova na máquina de ensaio mecânico, tanto a extremidade alfa como a extremidade beta apresentaram 10,5mm de comprimento, proporcionando um posicionamento simétrico das alças num espaço de 21mm durante o ensaio mecânico.

Todas as dobras de pré-ativação foram inseridas de tal modo que o longo eixo vertical de cada alça formasse angulações iguais com suas hastes horizontais mesial e distal. Conforme recomendado por Braun e Garcia (2002) e Halazonetis (1998), as dobras de pré-ativação das alças de todos os grupos foram realizadas de maneira distribuída no seu sentido oclusoapical, a fim de promover um aumento na geração de momento sem interferência marcante na magnitude de força horizontal liberada. Para uma pré-ativação total de 40° das alças em gota e em gota com helicóides, foi realizada primeiramente uma pré-ativação de 20° na posição 2 e posteriormente foram inseridas ativações de 10° nas posições 1 e 3 (Figura 2).

A fim de estandardizar ao máximo a forma e dimensões durante a confecção dos corpos de prova de um mesmo subgrupo, bem como para assegurar que as dobras de pré-ativação possuíssem as angulações desejadas, permitindo assim uma uniformização da amostra, foram confeccionados gabaritos em papel milimetrado (Figura 3A) e em silicona de adição de consistência pesada da marca comercial Express (3M Dental Products, St. Paul, MN - USA) (Figura 3B) para a padronização da construção das alças em gota e gota com helicóides, bem como para a inserção de suas respectivas dobras de pré-ativações.

Para a realização deste ensaio mecânico foram utilizadas: uma máquina universal de ensaios da marca comercial Instron (Figura 4) - modelo TTDML (Instron Inc., Canton, MA, USA.), um transdutor de momentos (Figura 5) e um indicador digital para extensiometria (Figura 6) - modelo TMDE, ambos da Transdutec (Transdutec Ltda., São Paulo, Brasil) e um relógio comparador Mitutoyo (Figura 7) (Mitutoyo Corporation, Tokyo, Japan) com curso de 10mm e acuracidade de medida de 0,01mm, para maior precisão da quantidade de ativação.

Acoplado ao transdutor de momentos devidamente calibrado, o indicador digital para extensiometria realizou a conversão das grandezas mecânicas para dígitos, possibilitando assim a mensuração e o registro automático dos momentos gerados. Para tanto, o indicador digital foi ajustado para 5V de excitação e sensibilidade de 5 mV/V.

Foi utilizado também um dispositivo para fixar uma das extremidades da alça à célula de carga da máquina de ensaios, conseguindo, simultaneamente eliminar a mobilidade transversal característica da célula de carga. Adaptado à ponta deste dispositivo foi anexado um braquete com canaleta .022"x.028" (Dyna-lock, 3M Unitek), para a inserção da extremidade livre da alça.

No ensaio mecânico propriamente dito (Figura 8), a alça foi posicionada simetricamente em um espaço de 21mm – entre o dispositivo de fixação e o transdutor de momentos – disposição esta que simula o espaço interbraquetes do primeiro molar ao canino. A disposição centralizada da alça na distância interbraquetes promove a geração de forças horizontais e momentos iguais em ambas as extremidades da alças (BURSTONE; KOENING, 1974, 1976, 1988; FAULKNER et al., 1989; KUHLBERG; BURSTONE, 1997). Os corpos de prova foram submetidos a uma ativação total de 3,0 milímetros, sendo que a cada 1,0 milímetro de ativação da alça, interrompia-se o ensaio e registrava-se a quantidade de força e de momento tensor. Assim, puderam ser determinadas as magnitudes de força horizontal, proporção momento/força e relação carga/deflexão geradas durante o carregamento das alças ortodônticas.

Todos estes valores foram então compilados e encaminhados para análise estatística. Foi realizada a Análise de Variância, considerando o nível de significância de 5%, a qual indicou para quais fatores ou interações as diferenças entre as médias foram diferentes, sendo esta complementada pelo Teste de Comparações Múltiplas de Tukey, também ao nível de significância de 5%, indicando qual média se diferiu da outra. Para isso, foi utilizado o software SAS para Windows V8 (Statistical Analysis System).

RESULTADOS

***Tabela 1** – Médias e desvios-padrão para a **força horizontal** (Fh), em gramas, gerada pelas **alças em gota**, segundo a interação secção transversal e pré-ativação, durante sua ativação de 0mm a 3mm.*

Ativação (mm)	Secção Transversal	Dobra de Pré-Ativação				Total	
		0 Grau		40 Graus			
		Média	D.P.	Média	D.P.	Média	D.P.
0	.017"x.025"	0,00	0,00	14,00	4,18	7,00	7,89
	.019" x.025"	0,00	0,00	15,00	6,12	7,50	8,90
	Total	0,00^{B}	0,00	14,50^{A}	4,97	7,25	8,19
1	.017" x.025"	236,00	33,62	306,00	26,08	271,00^{b}	46,54
	.019" x.025"	302,00	40,25	422,00	38,99	362,00^{a}	73,45
	Total	269,00^{B}	49,32	364,00^{A}	68,67	316,50	75,90
2	.017" x.025"	452,00^{C}	47,64	581,00^{B}	22,47	516,50	76,52
	.019" x.025"	596,00^{B}	45,61	832,00^{A}	37,01	714,00	130,40
	Total	524,00	87,71	706,50	135,40	615,25	145,24
3	.017" x.025"	622,00^{C}	49,07	822,00^{B}	19,24	722,00	111,11
	.019" x.025"	837,00^{B}	33,84	1176,00^{A}	18,17	1006,50	180,49
	Total	729,50	120,08	999,00	187,41	864,25	206,35

Para cada ativação, médias seguidas de letras distintas diferem significativamente através da Análise de Variância (letras minúsculas e maiúsculas são utilizadas para comparações independentes), complementada pelo Teste de Comparações Múltiplas de Tukey, ao nível de significância de 5%.

***Tabela 2** – Médias e desvios-padrão para a **força horizontal** (Fh), em gramas, gerada pelas **alças em gota com helicóide**, segundo a interação secção transversal e pré-ativação, durante sua ativação de 0mm a 3mm.*

Ativação (mm)	Secção Transversal	Dobra de Pré-Ativação				Total	
		0 Grau		40 Graus			
		Média	D.P.	Média	D.P.	Média	D.P.
0	.017"x.025"	0,00	0,00	16,00	6,52	8,00	9,49
	.019" x.025"	0,00	0,00	17,00	4,47	8,50	9,44
	Total	0,00^{B}	0,00	16,50^{A}	5,30	8,25	9,22
1	.017" x.025"	155,00	13,23	203,00	26,83	179,00^{b}	32,21
	.019" x.025"	212,00	16,81	272,00	17,89	242,00^{a}	35,61
	Total	183,50^{B}	33,25	237,50^{A}	42,25	210,50	46,22
2	.017" x.025"	326,00	16,36	396,00	36,47	361,00^{b}	45,51
	.019" x.025"	446,00	25,10	535,00	34,28	490,50^{a}	54,80
	Total	386,00^{B}	66,32	465,50^{A}	80,50	425,75	82,56
3	.017" x.025"	502,00	21,97	595,00	43,01	548,50^{b}	58,64
	.019" x.025"	660,00	39,37	802,00	44,38	731,00^{a}	84,65
	Total	581,00^{B}	88,53	698,50^{A}	116,62	639,75	117,42

Para cada ativação, médias seguidas de letras distintas diferem significativamente através da Análise de Variância (letras minúsculas e maiúsculas são utilizadas para comparações independentes), complementada pelo Teste de Comparações Múltiplas de Tukey, ao nível de significância de 5%.

***Tabela 3** – Médias e desvios-padrão para a **proporção momento-força** (M/F), em milímetros, gerada pelas **alças em gota**, segundo a interação secção transversal e pré-ativação, durante sua ativação de 0mm a 3mm.*

Ativação (mm)	Secção Transversal	Dobra de Pré-Ativação				Total	
		0 Grau		40 Graus			
		Média	D.P.	Média	D.P.	Média	D.P.
0	.017"x.025"	0,00	0,00	107,13	30,15	53,57	59,93
	.019" x.025"	0,00	0,00	128,68	56,30	64,34	77,51
	Total	0,00^{B}	0,00	117,91^{A}	44,06	58,95	67,66
1	.017" x.025"	1,42	0,07	5,29	0,43	3,35	2,06
	.019" x.025"	1,31	0,16	4,79	0,66	3,05	1,89
	Total	1,36^{B}	0,13	5,04^{A}	0,59	3,20	1,93
2	.017" x.025"	1,58	0,15	3,00	0,17	2,29	0,76
	.019" x.025"	1,64	0,25	2,74	0,26	2,19	0,63
	Total	1,61^{B}	0,20	2,87^{A}	0,25	2,24	0,68
3	.017" x.025"	1,62	0,17	2,22	0,13	1,92	0,35
	.019" x.025"	1,67	0,22	2,06	0,13	1,86	0,27
	Total	1,64^{B}	0,19	2,14^{A}	0,15	1,89	0,30

Para cada ativação, médias seguidas de letras distintas diferem significativamente através da Análise de Variância (letras minúsculas e maiúsculas são utilizadas para comparações independentes), complementada pelo Teste de Comparações Múltiplas de Tukey, ao nível de significância de 5%.

DISCUSSÃO

A movimentação dentária induzida durante o fechamento ortodôntico de espaços requer a aplicação de magnitudes de força horizontal o mais fisiológicas possíveis, aliado a quantidades de momento necessárias para um adequado controle do movimento radicular. Assim, as características biomecânicas dos dispositivos empregados para esse fim têm sido exaustivamente estudadas ao longo dos anos, procurando com isso promover uma otimização não só da mecanoterapia, mas também produzindo uma rápida taxa de movimento do dente sem o desconforto do paciente ou dano posterior nos tecidos de suporte dentário.

Neste intuito, Jarabak e Fizzell (1975), Reitan (1957), Ricketts (1976) e Shimizu (1995) relataram que a magnitude de força média aproximada para a retração dos caninos inferiores seria cerca de 120g, e 150g para os caninos superiores; para os incisivos inferiores, 240g e para os incisivos superiores, aproximadamente 300g; finalmente, 480g para a retração em bloco dos incisivos e caninos inferiores e 600g para a retração em bloco dos incisivos e caninos superiores. Assim, pode constatar-se que níveis de força bastante leves são necessários para a movimentação dos dentes anteriores, minimizando com isso os custos biológicos da mecanoterapia. Deve ser salientado que, durante a retração do segmento anterior, sempre são empregadas alças dispostas bilateralmente no arco, e assim, as magnitudes de força horizontal obtidas através do teste mecânico devem ser multiplicados por dois para avaliar sua compatibilidade com as magnitudes de força ótima anteriormente preconizadas.

Observa-se nas Tabelas 1 e 2 que as alças em gota e gota com helicóide confeccionadas com fio de aço inoxidável não propiciam a geração de níveis de força horizontal favoráveis para a movimentação dos dentes anteriores quando ativadas numa amplitude maior que 1mm.

De maneira geral, as alças em gota com helicóide produziram menores magnitudes de força horizontal, quando comparadas às alças em gota (Gráficos 1 e 2). Isso ocorre em virtude da maior quantidade de fio incorporada na construção da alça, conferindo assim a possibilidade da aplicação de níveis de força horizontal mais leves e um maior limite de elasticidade durante a ativação da alça.

Dentre as variáveis analisadas neste estudo, aquela que apresentou uma maior influência na magnitude de força horizontal produzida pelas alças foi o fator secção transversal, sendo que a secção

***Tabela 4** – Médias e desvios-padrão para a **proporção momento-força** (M/F), em milímetros, gerada pelas **alças em gota com helicóide**, segundo a interação secção transversal e pré-ativação, durante sua ativação de 0mm a 3mm.*

Ativação (mm)	Secção Transversal	Dobra de Pré-Ativação				Total	
		0 Grau		40 Graus			
		Média	D.P.	Média	D.P.	Média	D.P.
0	.017"x.025"	0,00	0,00	84,50	42,39	42,25	52,75
	.019" x.025"	0,00	0,00	102,10	34,44	51,05	58,50
	Total	$0,00^{B}$	0,00	$93,30^{A}$	37,57	46,65	54,40
1	.017" x.025"	2,32	0,18	7,43	1,16	4,88	2,80
	.019" x.025"	3,05	0,48	7,56	0,99	5,31	2,48
	Total	$2,69^{B}$	0,51	$7,50^{A}$	1,02	5,09	2,59
2	.017" x.025"	2,35	0,24	4,33	0,52	3,34	1,11
	.019" x.025"	2,74	0,32	4,34	0,50	3,54	0,93
	Total	$2,54^{B}$	0,33	$4,33^{A}$	0,48	3,44	1,00
3	.017" x.025"	2,15	0,12	3,17	0,33	2,66	0,59
	.019" x.025"	2,55	0,26	3,18	0,37	2,87	0,45
	Total	$2,35^{B}$	0,28	$3,17^{A}$	0,33	2,76	0,52

Para cada ativação, médias seguidas de letras distintas diferem significativamente através da Análise de Variância (letras minúsculas, maiúsculas e gregas são utilizadas para comparações independentes), complementada pelo Teste de Comparações Múltiplas de Tukey, ao nível de significância de 5%.

***Tabela 5** – Médias e desvios-padrão para **a relação carga/deflexão** (C/D), em gramas/milímetros, gerada pelas **alças em gota**, segundo a interação secção transversal e pré-ativação, durante sua ativação de 0mm a 3mm.*

Ativação (mm)	Secção Transversal	Dobra de Pré-Ativação				Total	
		0 Grau		40 Graus			
		Média	D.P.	Média	D.P.	Média	D.P.
1	.017" x.025"	236,00	33,62	306,00	26,08	$271,00^{b}$	46,54
	.019" x.025"	302,00	40,25	422,00	38,99	$362,00^{a}$	73,45
	Total	$269,00^{B}$	49,32	$364,00^{A}$	68,67	316,50	75,90
2	.017" x.025"	$226,00^{C}$	23,82	$290,50^{B}$	11,24	258,25	38,26
	.019" x.025"	$298,00^{B}$	22,80	$416,00^{A}$	18,51	357,00	65,20
	Total	262,00	43,86	353,25	67,70	307,63	72,62
3	.017" x.025"	$207,33^{C}$	16,36	$274,00^{B}$	6,41	240,67	37,04
	.019" x.025"	$279,00^{B}$	11,28	$392,00^{A}$	6,06	335,50	60,16
	Total	243,17	40,03	333,00	62,47	288,08	68,78

Para cada ativação, médias seguidas de letras distintas diferem significativamente através da Análise de Variância (letras minúsculas e maiúsculas são utilizadas para comparações independentes), complementada pelo Teste de Comparações Múltiplas de Tukey, ao nível de significância de 5%.

.017"x.025" promoveu uma redução de cerca de 26,5% quando comparada à secção .019"x.025".

Quanto ao fator pré-ativação, este demonstrou uma menor influência na magnitude de força liberada pelas alças. A realização de dobras de pré-ativação, de maneira geral, proporcionou um aumento da magnitude da força horizontal liberada pelas alças, conforme relatado também por Chen, Markham e Katona (2000), Raboud et al. (1997) e Shimizu et al. (2002). Tal resultado pode ser explicado devido à dificuldade de obtenção de um estado de ativação neutra, pois as alças pré-ativadas, após serem inseridas nos braquetes dos dentes de suporte, podem apresentar certas deformações inerentes à realização das dobras de pré-ativação (como por exemplo, o intercruzamento de suas hastes verticais e o encurtamento da distância interbraquetes), e assim propiciarem o surgimento de forças residuais prévias à sua ativação (BURSTONE; KOENING, 1976).

Vale lembrar que pequenas magnitudes de força horizontal que venham a ser produzidas durante a inserção das dobras de pré-ativação devem ser desconsideradas, desde que essas sejam pouco relevantes na obtenção dos sistemas de forças desejados. Isto porque a realização de pré-ativações nas alças constitui um método eficaz de promover melhorias na geração dos sistemas de força, aumentando os níveis de proporção momento/força produzidos pelas alças.

Segundo Smith e Burstone (1984), a proporção momento/força é a relação entre a quantidade de momento e de força aplicada ao dente, considerando o centro de resistência e determinando, dessa forma, o centro de rotação (inclinação descontrolada, M/F<8; inclinação controlada, M/F=8; translação, M/F=10; correção radicular, M/F≥12).

Através da análise dos resultados apresentados nas Tabelas 3 e 4, constata-se que na ativação das alças em gota e em gota com helicóide, as magnitudes de proporção momento/força geradas permitiriam apenas movimento por inclinação descontrolada (Gráficos 3 e 4).

Dentre as variáveis analisadas, o fator pré-ativação apresentou uma maior influência na proporção momento/força produzida pelas alças, sendo que as alças pré-ativadas em 40° produziram magnitudes de momento significantemente maiores que as alças sem dobras de pré-ativação. Quanto ao fator secção transversal, este apresentou uma influência quase que insignificante no que se refere à magnitude de proporção momento/força pro-

Tabela 6 *– Médias e desvios-padrão para* ***a relação carga/deflexão*** *(C/D), em gramas/milímetros, gerada pelas* ***alças em gota com helicóide*** *segundo a interação secção transversal e pré-ativação, durante sua ativação de 0mm a 3mm.*

Ativação (mm)	Secção Transversal	Dobra de Pré-Ativação				Total	
		0 Grau		40 Graus			
		Média	D.P.	Média	D.P.	Média	D.P.
1	.017" x.025"	155,00	13,23	203,00	26,83	179,00	32,21
	.019" x.025"	212,00	16,81	272,00	17,89	242,00	35,61
	Total	183,50^{B}	33,25	237,50^{A}	42,25	210,50	46,22
2	.017" x.025"	163,00	8,18	198,00	18,23	180,50	22,75
	.019" x.025"	223,00	12,55	267,50	17,14	245,25	27,40
	Total	193,00^{B}	33,16	232,75^{A}	40,25	212,88	41,28
3	.017" x.025"	167,33	7,32	198,33	14,34	182,83	19,55
	.019" x.025"	220,00	13,12	267,33	14,79	243,67	28,22
	Total	193,67^{B}	29,51	232,83^{A}	38,87	213,25	39,14

Para cada ativação, médias seguidas de letras distintas diferem significativamente através da Análise de Variância (letras minúsculas e maiúsculas são utilizadas para comparações independentes), complementada pelo Teste de Comparações Múltiplas de Tukey, ao nível de significância de 5%.

duzida pelas alças ortodônticas para fechamento de espaços. Isso se deve ao fato que, ao mesmo tempo em que o aumento da espessura do fio utilizado para a confecção da alça aumenta a quantidade de momento gerado, ocorre um acréscimo quase que proporcional da magnitude de força horizontal liberada.

Além das características já salientadas, a taxa de dissipação de força horizontal promovida pela alça ao longo de sua desativação, a qual é chamada de relação carga/deflexão, constitui um aspecto de grande interesse para a avaliação das propriedades biomecânicas das alças de fechamento. Alças com alta relação carga/deflexão geram níveis de força horizontal excessivos, dissipando sua força de maneira bastante rápida e dificultando o estabelecimento de magnitudes de força desejadas.

Pode assim ser observado nas Tabelas 5 e 6 que, de maneira geral, as alças em gota com helicóide produziram menores magnitudes de relação carga/deflexão quando comparadas às alças em gota.

Da mesma maneira que ocorreu com a força horizontal gerada pelas alças, a variável que apresentou uma maior influência na relação carga/deflexão produzida pelos corpos de prova foi o fator secção transversal, seguido pelo fator pré-ativação. Notou-se que a relação carga/deflexão comportou-se de maneira relativamente constante, demonstrando uma tendência a diminuir a medida que se aumentava a ativação das alças de fechamento (Gráficos 5 e 6).

Ao analisar isoladamente a presença de helicóides na configuração das alças de fechamento testadas no presente estudo, foi observada uma redução na geração das magnitudes de força horizontal em aproximadamente 26%. Com a redução nas magnitudes de força horizontal pela incorporação de helicóides no desenho das alças de fechamento ocorreu, concomitantemente, a redução nos níveis de relação carga/deflexão, praticamente nos mesmos patamares. No que se refere à proporção momento/força, a adição de helicóides no desenho da alça ocasionou um discreto aumento nas magnitudes geradas.

Os resultados deste estudo demonstraram que as alças em gota e em gota com helicóides confeccionadas com fio de aço inoxidável produzem níveis de força elevados o suficiente promover a movimentação dentária, quando comparados aos níveis de força ótima preconizados na literatura. No entanto, devido a sua baixa proporção momento/força, o movimento dentário resultante seria de inclinação descontrolada, não proporcionando valores suficientes para promover inclinação controlada, translação ou correção radicular. Para aumentar a magnitude de momento gerado, dobras de pré-ativação podem ser inseridas, porém a intensidade das dobras realizada neste estudo se mostrou insuficiente para aumentar de modo satisfatório a proporção momento/força. O aumento da intensidade destas dobras pode vir a promover sua deformação permanente, quando corretamente fixada aos acessórios ortodônticos ou ainda aumentar de maneira significativa a força horizontal liberada pelas alças ortodônticas de aço inoxidável, inviabilizando com isso a sua utilização.

O ensaio mecânico foi realizado para ambos os grupos com uma ativação máxima de 3mm, uma vez que estas alças, quando confeccionadas com fio de aço inoxidável, não devem ser submetidas à grandes amplitudes de ativação, a fim de evitar a ocorrência de deformações permanentes nos corpos de prova que viessem a comprometer sua avaliação biomecânica. Deve-se salientar que essa investigação foi laboratorial, e, portanto, torna-se recomendável a sua continuidade, com a realização de pesquisas clínicas que confirmem os resultados obtidos neste trabalho, visto que as alças em gota constituem um dos dispositivos ortodônticos mais utilizados clinicamente na mecânica de fechamento de espaços.

CONCLUSÕES

1. O aumento da secção transversal do fio ortodôntico utilizado para a confecção da alça de fechamento promoveu um aumento na magnitude da força horizontal e na relação carga/deflexão produzida pelas alças, propiciando pequeno efeito na proporção momento/força gerada;

2. A inserção de dobras de pré-ativação nas alças ocasionou um aumento nos valores de proporção momento/força, força horizontal e relação carga/deflexão gerados pelas alças.

3. De maneira geral, as menores magnitudes de força horizontal e relação carga/deflexão foram produzidas pelas alças em gota com helicóide. As alças em gota e em gota com helicóide testadas produziram baixas magnitudes de proporções momento/força quando ativadas, tanto na presença como na ausência de dobras de pré-ativação.

ABSTRACT

The present study evaluated the force systems produced by tear-drop loops and tear-drop loops with helix, with employment of different transverse sections (0.017"x0.025" and 0.019"x0.025") and different gable bend intensities (0° and 40°). For that purpose, 40 loops for space closure were submitted to mechanical testing, which were centralized in a space of 21mm. The magnitudes of the horizontal force, load/deflection ratio and moment

were quantified with a moment transducer connected to a digital indicator for extensometry adapted to an Instron universal testing machine. The loops were submitted to a total activation of 3.0 millimeters, with the values quantified in each 1.0 millimeter of distention. In the statistical analysis of the data achieved, it was employed the Variance Analysis and the Tukey Test for Multiple Comparisons, at a significance level of 5%. The results indicated that the insertion of gable bends in the closure loops resulted in increased magnitudes of moment/force ratio, horizontal force and load/deflection ratio. The increase in the transverse section of the wire used for confection of the closure loop resulted in higher values of horizontal force and load/deflection ratio, with little effect in the moment/force ratio. Analyzing the force systems generated by the tear-drop loop and tear-drop loop with helix, that means the horizontal force, load/deflection ratio and moment/force ratio, it was verified that tested loops produced values of horizontal force adequate to realize tooth movement, but inadequate moment/force ratio to control root movement during space closure.

KEYWORDS

Orthodontic space closure. Biomechanics. Orthodontics

REFERÊNCIAS

ANGLE, E.H. **Malocclusion of the Teeth**. 7th edition. Philadelphia: SS White Manufecturing, 1907. 479p.

BERNSTEIN, L. Edward H. Angle versus Calvin S. Case: Extraction versus Nonextraction. Part I. **Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.**, Saint Louis, v.102, no. 5, p.464-470, Nov. 1992 (a).

BERNSTEIN, L. Edward H. Angle versus Calvin S. Case: Extraction versus Nonextraction. Part II. **Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.**, Saint Louis, v.102, no. 6, p.546-551, Dec. 1992 (b).

BRAUN, S.; GARCIA, J.L. The Gable Bend Revisited. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, Saint Louis, v. 122, no. 5, p. 523-527, Nov. 2002.

BURSTONE, C.J. The Segmented Arch Approach to Space Closure. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, Saint Louis, v. 82, no. 5, p. 361-378, Nov. 1982.

BURSTONE, C.J.; BALDWIN, J.J.; LAWNESS, D.T. The Application of Continuous Force to Orthodontics. **Angle Orthod.**, Chicago, v. 31, no. 1, p. 1-14, Jan. 1961.

BURSTONE, C.J.; KOENIG, H.A. Force Systems from an Ideal Arch. **Am J. Orthod.**, Saint Louis, v. 65, no. 3, p. 270-289, Mar. 1974.

BURSTONE, C.J.; KOENIG, H.A. Optimizing Anterior and Canine Retraction. **Am J. Orthod.**, Saint Louis, v. 70, no. 1, p. 1-19, July. 1976.

BURSTONE, C.J.; KOENIG, H.A. Creative Wire Bending – the Force System from Step and V Bends. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, Saint Louis, v. 93, no. 1, p.59-67, Jan. 1988.

CASE, C.S. The Advisability of Extracting Teeth in the Correction of Irregularities. **Dental Cosmos**, Philadelphia, v. 67, no. 2, p. 127-156, Feb. 1905.

CASE, C.S. The Question of Extraction in Orthodontics. **Am. J. Orthod**. Saint Louis, v.50, no. 9, p.660-691, Sept. 1964.

CHEN, J.; MARKHAM, D.L.; KATONA, T.R. Effects of T-Loop Geometry on its Forces and Moments. **Angle Orthod.**, Appleton, v. 70, no. 1, p. 48-51, Feb. 2000.

GJESSING, P. Controlled Retraction of Maxillary Incisors. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, Saint Louis, v. 101, no. 2, p. 120-131, Feb. 1992.

GOTTLIEB, E.L.; NELSON, A.H.; VOGELS D.S. JCO Study of Orthodontic Diagnosis and Treatment Procedures. Part I – Overall Results. **J. Clin. Orthod.**, Boulder, v. 20, no. 5, p. 612-625, Nov. 1986.

GOTTLIEB, E.L.; NELSON, A.H.; VOGELS D.S. JCO Study of Orthodontic Diagnosis and Treatment Procedures. Part II – Results and Trends. **J. Clin. Orthod.**, Boulder, v. 30, no. 5, p. 615-629, May 1996.

HALAZONETIS, D.J. Understandong Orthodontic Loop Preactivation. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, Saint Louis, v.113, no. 2, p. 237-241, Feb. 1998.

HALDERSON, H.; JOHNS, E.E.; MOYERS, R. The Selection of Forces for Tooth Movement. **Am. J. Orthod.**, Saint Louis, v. 39, no. 1, p. 25-35, Jan. 1953.

JARABAK, J.R.; FIZZEL, J.A. **Aparatologia del Arco de Canto com Alambres Delgados.** Buenos Aires: Mundi. 1975. 612 p.

KUHLBERG, A.; BURSTONE, C.J. T-Loop Position and Anchorage Control. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, Saint Louis, v. 112, no. 1, p. 12-18, July. 1997.

KUROL, J.; OWMAN-MOLL, P.; LUNDGREN, D. Time-Related Root Resorption After Application of a Controlled Continuous Orthodontic Force. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, Saint Louis, v. 110, no. 3, p. 303-310, Sept. 1996.

KUSY, R.P.; TULLOCH, J.F.C. Analysis of Moment/Force Ratios in the Mechanics of Tooth Movement. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, Saint Louis, v. 90, no. 2, p. 127-131. Aug. 1986.

LANE, D.F.; NIKOLAI, R.J. Effects on Stress Relief on the Mechanical Properties of Orthodontic Wire Loops. **Angle Orthod.**, Appleton, v. 50, no. 2, p. 139-145, Apr. 1980.

MANHARTSBERGER, C.; MORTON, J.Y.; BURSTONE, C.J. Space Closure in Adults Using the Segmented Arch Technique. **Angle Orthod.**, Appleton, v. 59, no. 3, p. 205-210, Fall 1989.

MENDES, A.M.; BÁGGIO, P.E.; BOLOGNESE, A.M. Fechamento de Espaços. **Rev. da SBO**, Rio de Janeiro, v. 2, n. 1, p. 11-19, jan/jun.1992.

ONG, H.B.; WOODS, M.G. An Occlusal and Cephalometric Analysis of Maxillary First and Second Premolar Extraction Effects. **Angle Orthod.**, Chicago, v. 71, no. 2, p. 90-102, Apr. 2001.

OWMAN-MOLL, P.; KUROL, J.; LUNDGREN, D. Continuous versus Interrupted Continuous Orthodontic Force Related to Early Tooth Movement and Root Resorption. **Angle Orthod.**, Appleton, v. 65, no. 6, p. 395-402, Nov/Dec.1995.

PROFFIT, W.R. Forty Year Review of Extraction Frequencies at a University Orthodontic Clinic. **Angle Orthod.**, Chicago, v. 64, no. 3, p. 407-414, Oct. 1994.

PROFFIT, W.R. **Ortodontia Contemporânea**. 3. ed. Rio de Janeiro: Ganabara Koogan. 2002. 677p.

RABOUD, D.W. et al. Three-Dimensional Effects in Retraction Appliance Design. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, Saint Louis, v. 112, no. 4, p. 378-392, Oct. 1997.

REITAN, K. Some Factors Determining the Evaluation of Forces in Orthodontics. **Am. J. Orthod. Oral Surg.**, Saint Louis, v. 43, no. 1, p. 32-45, Jan. 1957.

RICKETTS, R.M. Bioprogressive Therapy as an Answer to Orthodontic Needs. Part II. **Am. J. Orthod.**, Saint Louis, v. 70, no. 4, p. 359-397, Oct. 1976.

SAMUELS, R.H.A.; RUDGE, S.J.; MAIR, L.H. A Clinical Study of Space Closure with a Nickel-Titanium Closed Coil Spring and an Elastic Module. **Am. J. Orthod. Dentofacial Ortop.**, Saint Louis, v. 114, no. 1, p. 73-79, July. 1998.

SHIMIZU, R.H. et al. Comportamento Mecânico da Alça Bull Modificada Durante o Fechamento de Espaços em Ortodontia. **R. Dental Press Ortodon. Ortop. Facial**, Maringá, v. 7, n. 2, p. 13-24, mar/abr. 2002.

SHIMIZU, R.H. **Fechamento de Espaços após Exodontias de Primeiros Pré-Molares.** 1995. 99f. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araraquara.

SMITH, R.J.; BURSTONE, C.J. Mechanics of Tooth Movement. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, Saint Louis, v. 85, no. 4, p. 294-307, Apr. 1984.

STAGGERS, J.A.; GERMANE, N. Clinical Considerations in the Use of Retraction Mechanics. **J. Clin. Orthodontics**, Boulder, v.15, no. 8, p. 565-569, June. 1991.

THIESEN, G. et al. Avaliação das Forças Liberadas por Diferentes Tipos de Alças de Fechamento de Espaço Utilizadas em Ortodontia. **Ortodontia Gaúcha**, Porto Alegre, v. 5, n. 2, p. 86-91, jul/dez. 2001.

TWEED, C.H. Indications for the Extraction of Teeth in Orthodontic Procedure. **Am. J. Orthod. Oral Surg.**, St. Louis, v. 30, no. 3, p. 405-428, Mar. 1944.

Recebido: 13 de julho/2004
Aceito: 19 de novembro/2004

Endereço para correspondência:
Guilherme Thiesen
Av. Madre Benvenuta, no 1285,
Bairro Santa Mônica
CEP: 88035 - 000 Florianópolis - SC
Telefone: (0xx48) 234-9333
guilhermethiesen@yahoo.com.br

LISTA DE FIGURAS E GRÁFICOS

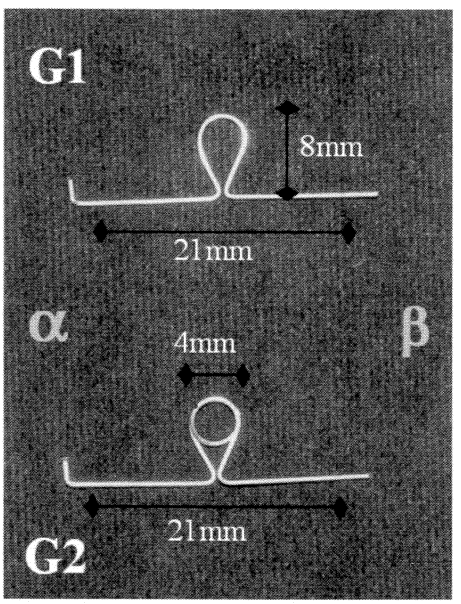

Figura 1: *Configuração das alças em gota (G1) e gota com helicóide (G2), com suas respectivas dimensões.*

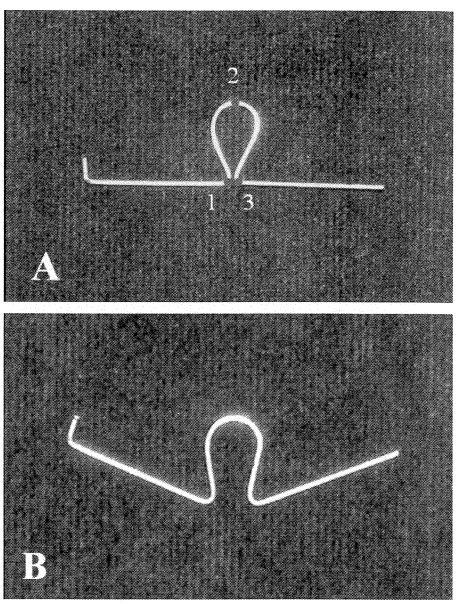

Figura 2: ***A) Locais para realização da pré-ativação das alças dos grupos G1 e G2. B) Alça pré-ativada em 40º.***

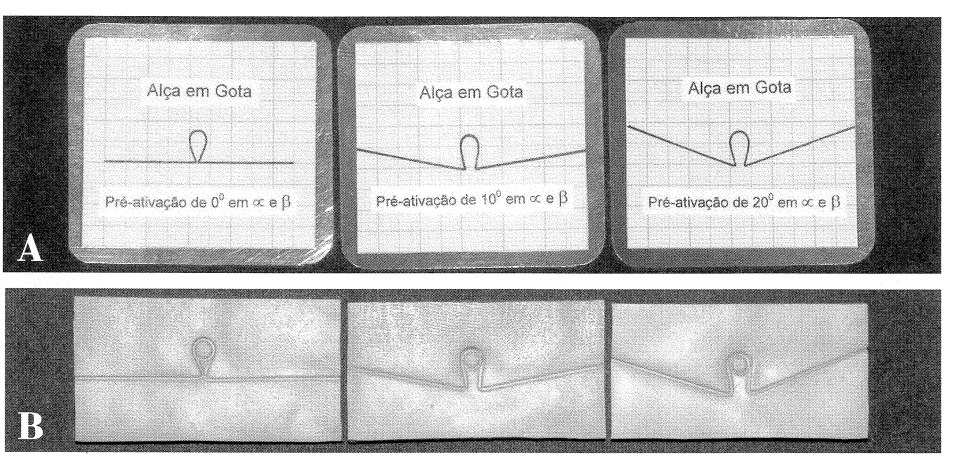

Figura 3*: Gabaritos em papel milimetrado (A) e em silicona de adição (B) para padronização da confecção e pré-ativação das alças em gota e gota com helicóides.*

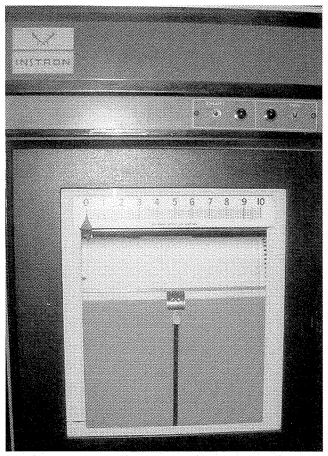

***Figura 4**: Máquina universal de ensaios Instron*

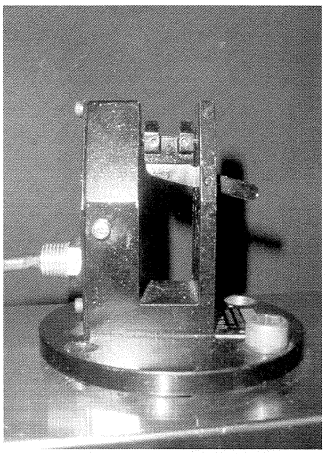

Figura 5**: **Transdutor de momentos.

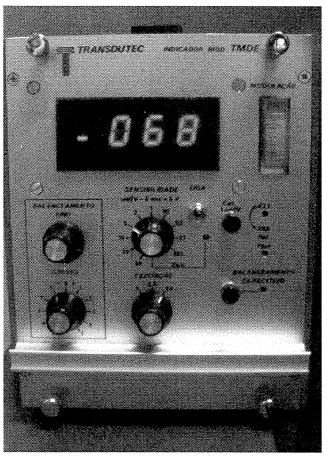

*Figura 6: **Indicador digital para extensiometria.***

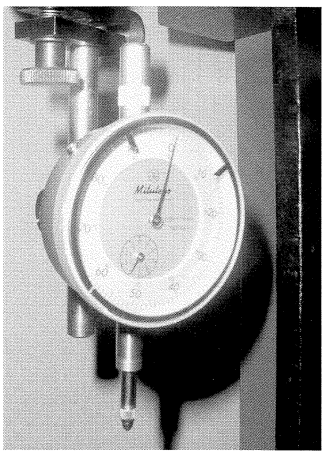

***Figura 7**: Relógio comparador Mitutoyo*

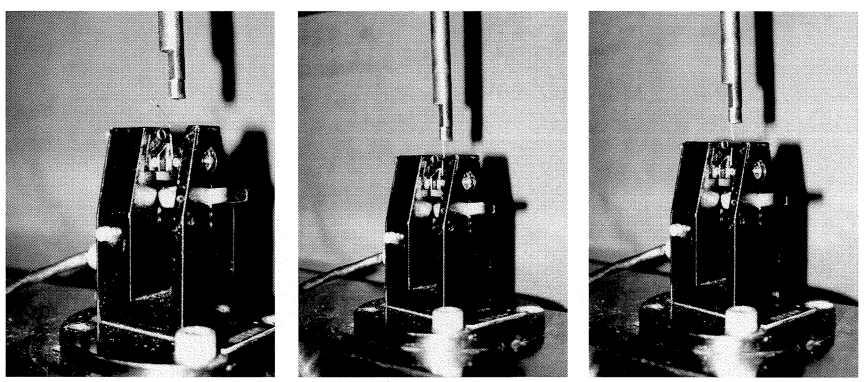

***Figura 8** - Ensaio mecânico dos corpos de prova: A) alça pré-ativada fixada no transdutor de momentos; B) alça pré-ativada após inserção na célula de carga, preparada para seu carregamento; C) alça durante sua ativação.*

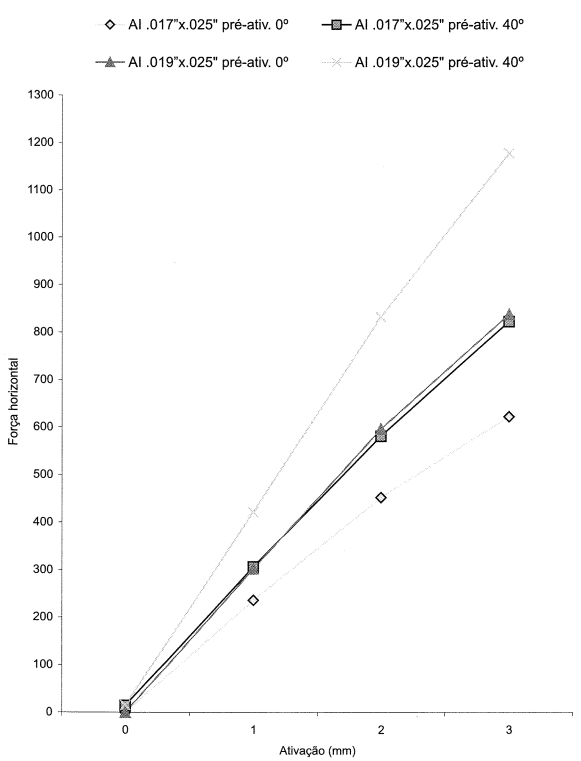

***Gráfico 1** – Médias das magnitudes de força horizontal (g) geradas pelas alças em gota de aço inoxidável (AI) segundo as interações entre secção transversal (.017"x.025" e .019"x.025") e pré-ativação (0° e 40°).*

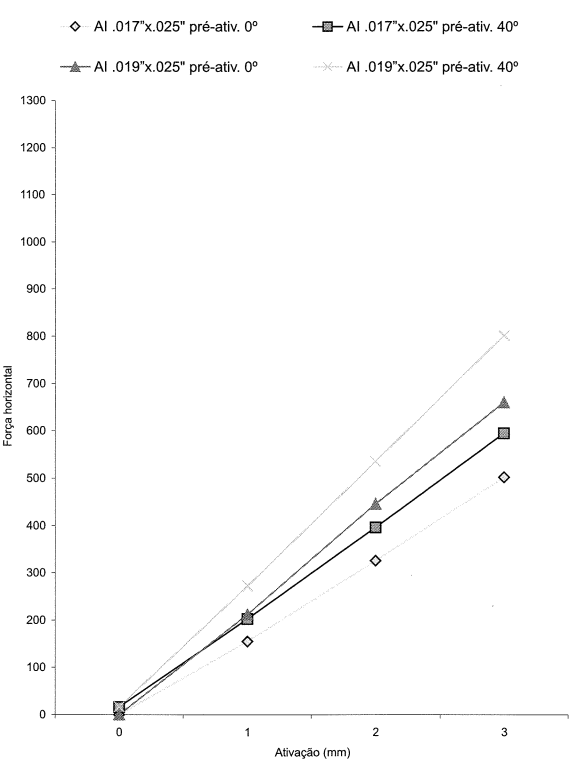

***Gráfico 2** – Médias das magnitudes de força horizontal (g) geradas pelas alças em gota com helicóide de aço inoxidável (AI) segundo as interações entre secção transversal (.017"x.025" e .019"x.025") e pré-ativação (0° e 40°).*

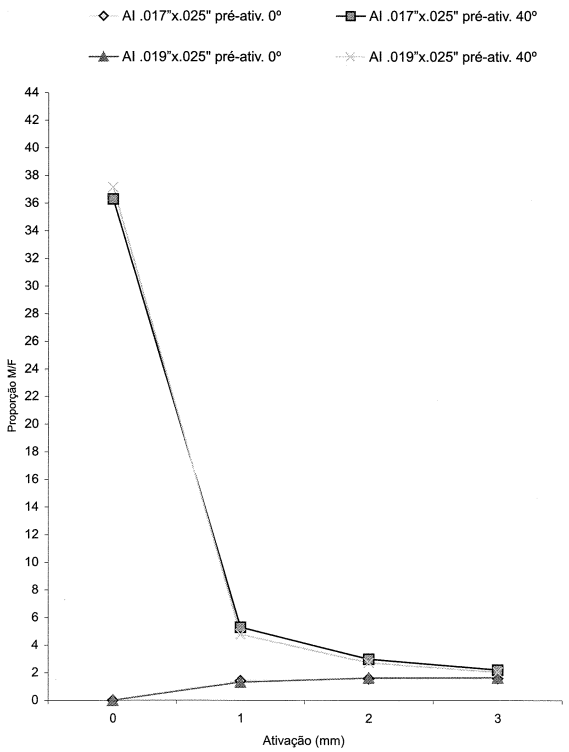

***Gráfico 3** – Médias das magnitudes de proporção momento/ força (mm) geradas pelas alças em gota de aço inoxidável (AI) segundo as interações entre secção transversal (.017"x.025" e .019"x.025") e pré-ativação (0° e 40°).*

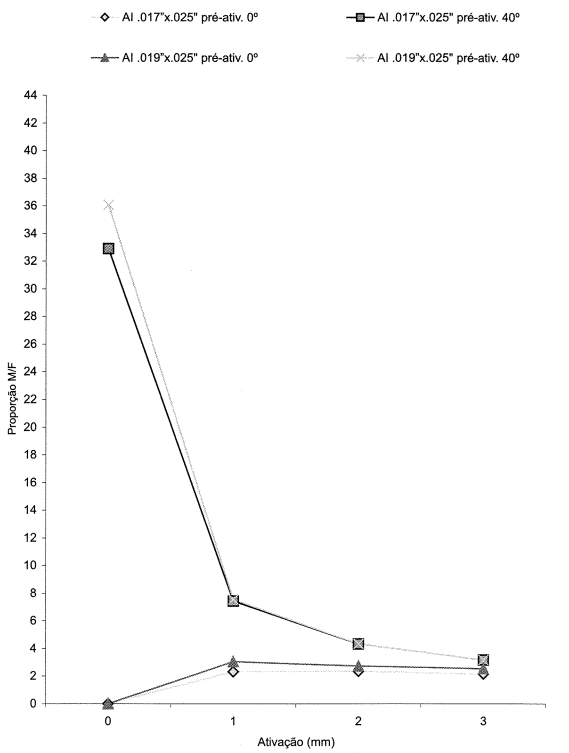

***Gráfico 4** – Médias das magnitudes de proporção momento/ força (mm) geradas pelas alças em gota com helicóide de aço inoxidável (AI) segundo as interações entre secção transversal (.017"x.025" e .019"x.025") e pré-ativação (0° e 40°).*

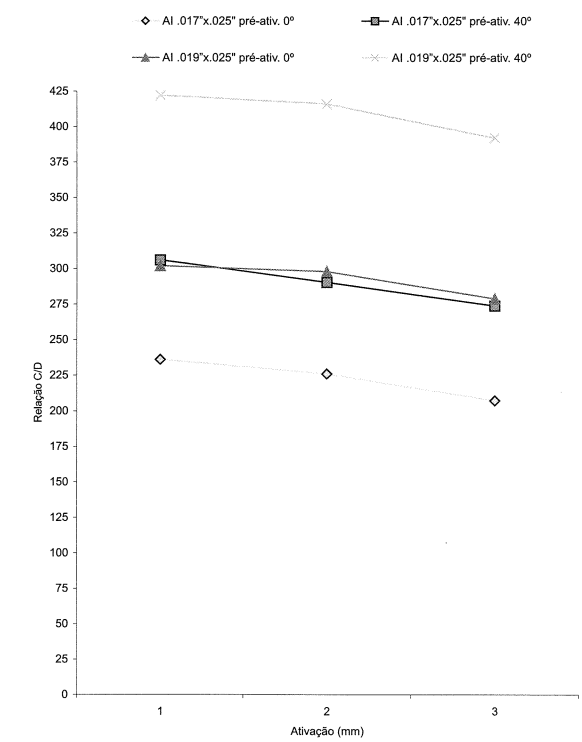

***Gráfico 5** – Médias das magnitudes de relação carga/ deflexão (g/mm) geradas pelas alças em gota de aço inoxidável (AI) segundo as interações entre secção transversal (.017"x.025" e .019"x.025") e pré-ativação (0° e 40°).*

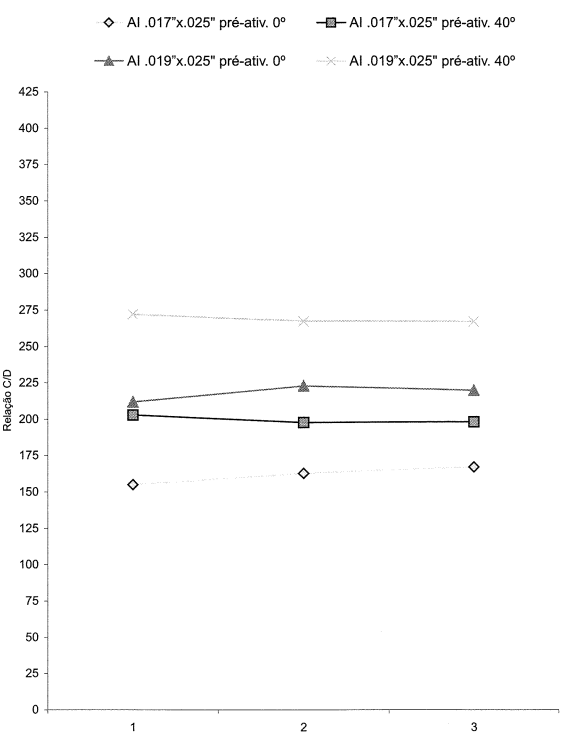

***Gráfico 6** – Médias das magnitudes de relação carga/deflexão (g/mm) geradas pelas alças em gota com helicóide de aço inoxidável (AI) segundo as interações entre secção transversal (.017"x.025" e .019"x.025") e pré-ativação (0° e 40°).*