Estudo dos Sistemas de Forças Gerados pelas Alças Ortodônticas para Fechamento de Espaços[1]

Study of Force Systems produced by Orthodontic Loops for Space Closure

Roberto Hideo SHIMIZU*
Tatsuko SAKIMA**
Ary dos SANTOS-PINTO***
Isabela Almeida SHIMIZU****

SHIMIZU, R.H.; SAKIMA, T.; SANTOS-PINTO, A. dos; SHIMIZU, I.A. Estudo dos sistemas de forças gerados pelas alças ortodônticas para fechamento de espaços. **J Bras Ortodon Ortop Facial**, Curitiba, v.7, n.41, p.371-387, set/out. 2002.

O presente estudo estabeleceu os sistemas de forças das alças Bull e T quando centralizadas no espaço interbraquetes. Avaliou-se ainda as alterações nos sistemas de forças de ambas as alças, variando-se as secções transversais dos fios ortodônticos e as intensidades de ativações e pré-ativações. Foram submetidas aos ensaios mecânicos 160 alças para fechamento de espaços, 80 alças Bull e 80 alças T, construídas com fios de aço inoxidável 18/8 da marca comercial UNITEK, utilizando-se quatro diferentes secções transversais, .017" x .025", .018" x .025", .019" x .025" e .021" x .025", e quatro diferentes intensidades de pré-ativações, 0º, 20º, 30º e 40º. O ensaio mecânico foi realizado utilizando-se um transdutor de momentos acoplado ao indicador digital para extensometria e adaptado à máquina universal de ensaio Instron. Com base nos resultados obtidos, foi possível concluir que a inserção das dobras de pré-ativações aumentou significativamente as magnitudes de forças geradas pelas alças Bull, o mesmo não ocorrendo para as alças T; as alças T geraram proporções Carga/Deflexão mais baixas que as alças Bull, conseqüentemente proporcionando magnitudes de forças mais constantes durante sua desativação; as alças T geraram altas proporções Momento/Força, desta forma proporcionando movimentos por inclinação descontrolada, por inclinação controlada, translação e movimento radicular, enquanto as alças Bull proporcionaram apenas movimento por inclinação descontrolada; avaliando os sistemas de forças gerados por ambas as alças, as alças T apresentaram resultados mais satisfatórios.

PALAVRAS-CHAVE: Ortodontia; Extração dentária; Fechamento de espaços em Ortodontia.

[1]Resumo da Tese de Doutorado apresentada ao Curso de Pós-Graduação em Odontologia – Área de concentração em Ortodontia/Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP

*Professor-adjunto da Disciplina de Ortodontia da Pontifícia Universidade Católica do Paraná e Universidade Tuiuti do Paraná; Rua Padre Anchieta, 1846/602/3/4 – CEP 80730-000, Curitiba, PR; e-mail: shimizu@rla01.pucpr.br
**Professor Titular do Departamento de Clínica Infantil/Faculdade de Odontologia de Araraquara – Universidade Estadual Paulista
***Professor Livre Docente do Departamento de Clínica Infantil/Faculdade de Odontologia de Araraquara – Universidade Estadual Paulista
****Mestre em Ortodontia/Pontifícia Universidade Católica do Paraná.

INTRODUÇÃO

No tratamento ortodôntico, o diagnóstico preciso e a conseqüente formulação correta do plano de tratamento apresentam elevado grau de dificuldade e complexidade.

Ao definir o plano de tratamento, uma porcentagem significativa de más-oclusões, tais como discrepâncias entre o tamanho dos dentes e dos maxilares e discrepâncias entre as bases ósseas, recai, normalmente, em uma terapêutica com exodontias (RICKETTS, 1976).

O fechamento dos espaços proporcionados pelas exodontias deve ser realizado de maneira planejada e adequada. Para tanto, conforme o planejamento ortodôntico, os dentes caninos serão parcial ou totalmente retraídos e, posteriormente, será realizado o fechamento dos espaços remanescentes por meio de um sistema de forças específico (BURSTONE, 1966; BURSTONE, 1982; BURSTONE, 1994). Os referidos espaços poderão ser fechados, predominantemente, retraindo-se o segmento anterior, protraindo-se o segmento posterior ou combinando-se ambos os movimentos (BURSTONE, 1982; STAGGERS & GERMANE, 1991; HOENIGL *et al.*, 1995; KUHLBERG & BURSTONE, 1997).

Os mecanismos de retração dos caninos e/ou incisivos geram, nos segmentos posteriores, uma força com a mesma intensidade no sentido contrário, podendo provocar a mesialização dos mesmos, ou seja, a perda de ancoragem. Para STOREY & SMITH (1952), BEGG (1956), STRANG (1957) e STEINER (1960), o controle da ancoragem está relacionado com a quantidade de força gerada pelo sistema de forças durante o mecanismo de retração.

Para se obter o máximo de eficiência clínica na execução do plano de tratamento, segundo BURSTONE (1994), é preciso que se aplique os conhecimentos da evolução científica dos últimos anos, mormente no que se refere à aplicação da biofísica nos aparelhos ortodônticos. Assim, de uma maneira geral, os conceitos da física aplicados à engenharia mecânica podem proporcionar, fundamentalmente, três características ao dispositivo ortodôntico: 1) permitir o desenvolvimento e o aperfeiçoamento de um desenho específico para os dispositivos ortodônticos; 2) o estudo da biofísica do movimento do dente, que possibilite quantificar os sistemas de forças aplicados aos dentes e, assim, levar ao entendimento de suas respostas clínicas e histológicas e 3) produzir melhores resultados nos tratamentos, minimizando os efeitos colaterais indesejáveis decorrentes da falta de conhecimentos sobre física, conhecimentos estes necessários para determinados ajustes do aparelho. Para o autor, dois problemas principais estão relacionados com o movimento dentário: o primeiro é o tipo de sistema de forças requerido para produzir um centro de rotação desejado e o segundo, as magnitudes das forças que são consideradas ótimas para o movimento do dente.

Devido ao elevado índice de más-oclusões que exige uma terapêutica ortodôntica com exodontias, o mecanismo de fechamento dos espaços remanescentes, especialmente no que concerne ao seu sistema de forças, tem sido exaustivamente estudado.

A alça Bull, apesar de ser muito estudada e utilizada para o fechamento dos espaços (WEINSTEIN, 1967; HIXON *et al.*, 1969; LINO, 1973; SCELZA NETO *et al.*, 1985; ALBUQUERQUE, 1987; TOTTI & SATO, 1992), apresenta, ainda, algumas limitações em sua utilização em virtude de algumas características de seu sistema de forças gerado – alta proporção Carga/Deflexão e baixa proporção Momento/Força. Entretanto, quando bem indicada, demonstra-se eficiente. Por outro lado, como a alça T utiliza maior quantidade de fio para a sua construção, sobretudo cervicalmente, há uma diminuição significativa da proporção Carga/Deflexão com conseqüente aumento significativo da proporção Momento/Força, mesmo que se utilize fios de aço inoxidável 18/8, o que, teoricamente, a tornaria mais eficaz (BURSTONE & KOENIG, 1976). No entanto, não há trabalhos que apresentem sistemas de forças necessários para o desempenho adequado da alça Bull e tampouco da alça T quando construídas com aço inoxidável.

Objetiva-se assim, com este trabalho, estabelecer e comparar os sistemas de forças das alças T e Bull, ambas construídas com fio de aço inoxidável de diferentes secções transversais e quando inseridas diferentes intensidades de pré-ativações.

PROPOSIÇÃO

1 - Estabelecer os sistemas de forças gerados pelas alças Bull e T, construídas com fios de aço inoxidável 18/8 e centralizadas no espaço interbraquetes.

2 - Avaliar se a introdução de determinadas alterações nos sistemas de forças das alças Bull e T, relacionadas às variações das secções transversais dos fios ortodônticos,e da

quantidade das pré-ativações e das ativações, satisfaz os requisitos necessários para todos os tipos de movimentos dentários.

3 - Verificar se existem diferenças significativas nos sistemas de forças, bem como se alguma das alças proporciona um sistema de forças mais apropriado.

MATERIAL E MÉTODOS

Material

A amostra utilizada para o presente estudo constituiu-se de 160 alças ortodônticas para fechamento de espaços. Os corpos-de-prova foram construídos por um único operador devidamente calibrado. Utilizou-se fios de aço inoxidável 18/8, da marca comercial UNITEK (3M UNITEK Dental Products Monrovia, CA-USA), com quatro diferentes secções transversais, .017" x .025"; .018" x .025"; .019" x .025" e .021" x .025".

Os corpos-de-prova foram divididos em dois grupos: o grupo 1 foi constituído por oitenta alças verticais, construídas conforme configuração preconizada por TWEED, em 1966, mais largas nas proximidades do ápice e fechadas na base, assemelhando-se à forma de lágrima ou gota, que denominar-se-á de alça Bull. Estas alças foram divididas novamente em quatro subgrupos, em número de vinte para cada secção transversal, ou seja, .017" x .025"; .018" x .025"; .019" x .025" e .021" x .025". Foram construídas com sete milímetros de altura e três milímetros de diâmetro externo, as pernas verticais se tocando, ambas as extremidades, alfa e beta com 11,0mm cada, e mais quatro milímetros para cada uma das extremidades para fixá-las aos aparelhos de ensaio mecânico (Figura 1).

Foram inseridas quatro diferentes intensidades totais de pré-ativações: 0º; 20º; 30º e 40º. Para uma pré-ativação total de 20º foram inseridas pré-ativações de 10º nas dobras 1 e 3; para uma pré-ativação total de 30º foram inseridas pré-ativações de 15º nas dobras supra citadas e, finalmente, foram inseridas pré-ativações de 20º nas dobras 1 e 3 para uma pré-ativação total de 40º (Figura 2).

O grupo 2 foi constituído por oitenta alças ortodônticas construídas com a configuração na forma de "T", preconizada por BURSTONE & KOENIG, em 1976, que deveriam ser utilizadas quando centralizadas no espaço interbraquetes e subdivididas em quatro subgrupos, com vinte alças para cada secção transversal. As alças T foram construídas com sete milímetros de altura e dez milímetros de largura e, a exemplo das alças do grupo 1, com 11,0mm para cada uma das extremidades alfa e beta e mais quatro milímetros para fixação das mesmas (Figura 3).

As pré-ativações das alças T foram realizadas inserindo-se 10º nas dobras 1 e 2, proporcionando, assim, uma pré-ativação total de 20º; para a pré-ativação de 30º, foram inseridas pré-ativações de 10º nas dobras 1 e 2 e mais 5º nas dobras 5 e 6 e, para a pré-ativação de 40º, foram inseridos 10º nas dobras 1 e 2 e mais 10º nas dobras 5 e 6 (Figura 4).

Os corpos-de-prova não foram submetidos a tratamento térmico, uma vez que não apresentam diferenças estatisticamente significantes segundo LINO (1973).

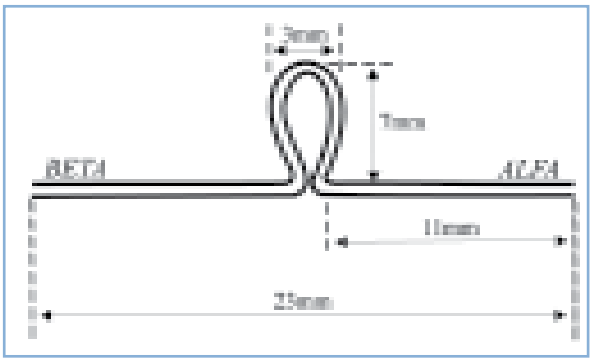

FIGURA 1: *Configuração da alça Bull com suas respectivas dimensões.*

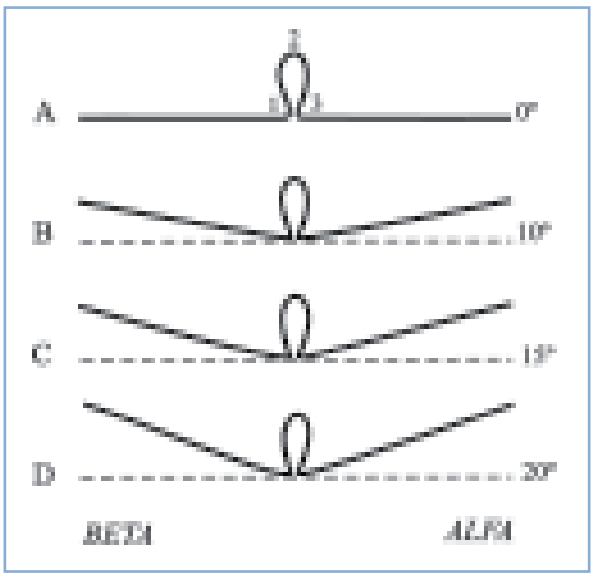

FIGURA 2: *Dobras de pré-ativações inseridas na alça Bull.*

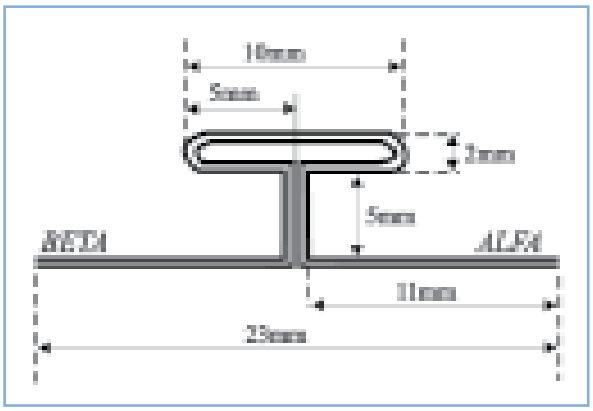

FIGURA 3: *Configuração e dimensões dos diversos segmentos das alças T.*

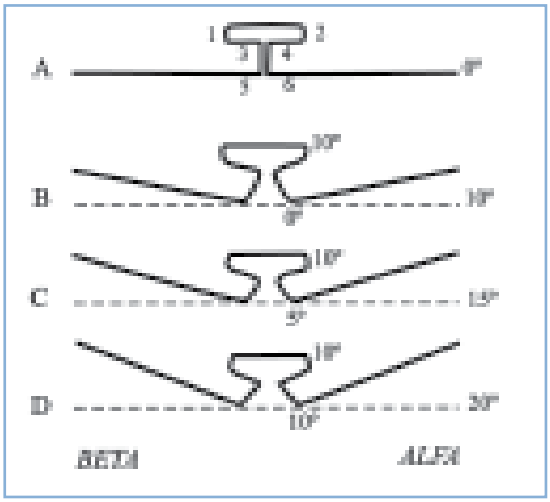

FIGURA 4: *Dobras de pré-ativações inseridas na alça T.*

Método

Os experimentos deste trabalho foram realizados no Departamento de Engenharia de Materiais da USP – São Carlos. Para a realização deste ensaio mecânico foram utilizados uma máquina universal de ensaio da marca comercial Instron, modelo TTDML; um transdutor de momentos e um indicador digital para extensometria, modelo TMDE, ambos da Transdutec (Transdutec - Ind. e Com. de Transdutores Ltda, São Paulo - SP); um relógio comparador Mitutoyo (Mitutoyo Corporation, Tóquio-Japão) com curso de 10mm e precisão de medida de 0,01mm.

- **Sistema de ensaio**

A máquina universal de ensaio Instron (Figura 5) realiza ensaios de tração e compressão. Assim, a força necessária para provocar a ativação foi obtida por meio de uma célula de carga com capacidade máxima de 50Kgf, com fundo de escala de 2Kgf. Entretanto, utilizando-se este equipamento com estas características, não seria possível mensurar simultaneamente a magnitude momento.

Portanto, para que fosse possível a mensuração simultânea do momento gerado pela alça durante sua deformação, foi necessária a adaptação de um transdutor de momentos devidamente calibrado (Figura 6) à máquina de ensaio Instron. Transdutor é um dispositivo que transforma grandezas mecânicas em impulsos elétricos. Este sensor teve a finalidade de medir a quantidade de momento torsor durante o carregamento da alça.

Acoplado ao transdutor de momentos, o indicador digital para extensometria realizou a conversão das grandezas mecânicas para dígitos, possibilitando, assim, a mensuração e o registro automático dos momentos gerados (Figura 7). Para tanto, o indicador digital foi ajustado para 5V de excitação e sensibilidade de 0,5mV/V.

- **Ensaio mecânico**

No ensaio mecânico propriamente dito, a

FIGURA 5: *Máquina universal de ensaio Instron.*

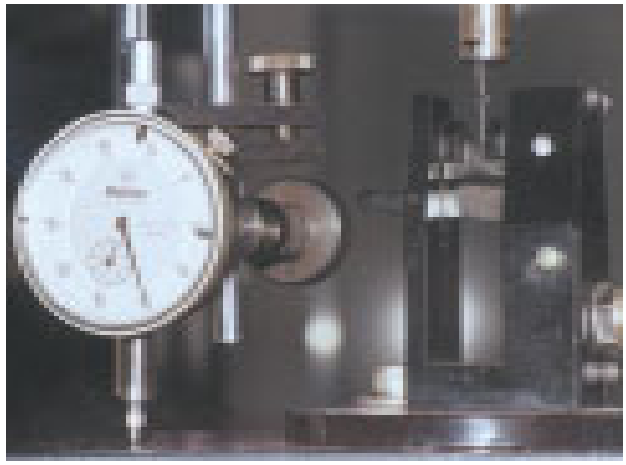

FIGURA 6: *Transdutor de momentos.*

FIGURA 7: *Indicador digital para extensometria.*

alça foi posicionada, simetricamente, em um espaço de 23mm, entre o dispositivo de fixação e o transdutor de momentos, disposição esta que simula o espaço interbraquetes do primeiro molar ao canino (Figura 8).

As alças foram submetidas a uma ativação total de 5,0mm. A máquina de ensaio foi ajustada para uma velocidade do travessão de 0,1cm/min e para uma velocidade do papel de 5cm/min. A cada 0,5mm de deformação da alça interrompia-se o ensaio e registrava-se a quantidade de força e de momento torsor. Conseqüentemente, obteve-se, também, as proporções Momento/Força e Carga/Deflexão para cada 0,5mm de deformação.

- **Controle do erro**

Para cada subgrupo da alça T e da alça Bull

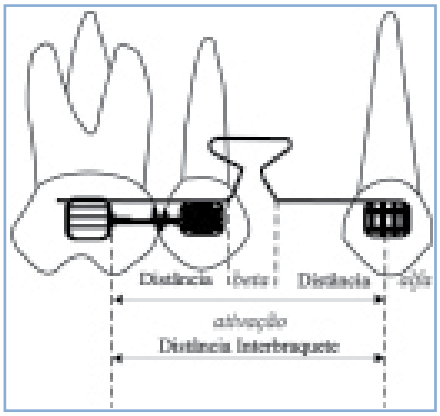

FIGURA 8: *Representação gráfica mostrando a alça T ativada e posicionada no espaço interbra-quete entre primeiro molar e canino superior.*

(mesma secção transversal e pré-ativação), foram submetidas cinco alças aos ensaios mecânicos. Todos realizados pelo mesmo operador, auxiliado sempre pelo mesmo técnico do laboratório de ensaios destrutivos. Foi realizada a média das cinco mensurações obtidas dos ensaios.

- **Planejamento estatístico**

O estudo dos efeitos que os fatores Alças (Bull e T), Fio (.017” x .025”; .018” x .025”; .019” x .025” e .021” x .025”), Pré ativação (0 grau; 20 graus; 30 graus e 40 graus) e Ativação (0,0mm; 0,5mm; 1,0mm; 1,5mm; 2,0mm; 2,5mm; 3,0mm; 3,5mm; 4,0mm; 4,5mm e 5,0mm), bem como das possíveis interações entre esses fatores, que propiciaram, sobre cada uma das variáveis dependentes Força horizontal (Fh), Momento (M), proporção Momento/Força (M/F) e proporção Carga/Deflexão (C/D), a realização a partir do modelo de análise de variância paramétrico a quatro critérios fixos.

O nível de significância considerado foi de 0,05 e a regra de decisão adotada para rejeitar ou não a hipótese de igualdade de comportamento entre as alças, com base nos intervalos de confiança a 0,95, seria definida quando dois ou mais intervalos possuíssem pontos em comum, quando as respectivas médias populacionais fossem consideradas estatisticamente iguais entre si ou quando dois ou mais intervalos não possuíssem pontos em comum e as respectivas médias populacionais fossem consideradas estatisticamente diferentes entre si. Adotou-se também, como testes adicionais para detectar onde ocorreriam as diferenças significantes entre os níveis de pré-ativação ou de ativação em cada tipo de mola, os testes específicos para conjuntos de médias iguais, notados por letras latinas maiúsculas. A regra de decisão foi estabelecida quando duas ou mais médias pertencessem ao mesmo conjunto, sendo estatisticamente iguais entre si; em caso contrário, seriam estatisticamente diferentes entre si.

RESULTADO

As médias para Força horizontal (Fh), Momento (M), proporção Momento/Força (M/F) e proporção Carga/Deflexão (C/D), geradas pela alça Bull modificada, construída com fio de aço inoxidável .017” x .025”, .018” x .025”, .019” x .025” e .021” x .025”, serão apresentadas na Tabela 1 e nos Gráficos 1 a 4.

Para a alça T, construída com fio de aço inoxidável .017” x .025”, .018” x .025”, .019” x .025” e .021” x .025”, as médias para Força horizontal (Fh), Momento (M), proporção Momento/Força (M/F) e proporção Carga/Deflexão (C/D) serão apresentadas na Tabela 2 e nos Gráficos 5 a 8.

TABELA 1: *Médias para Força horizontal (Fh), Momento (M), proporção Momento/Força (M/F) e proporção Carga/ Deflexão (C/D) geradas pela alça Bull modificada segundo interação ativação x pré-ativação e secção transversal do fio*

		—— .017” x .025” ——				—— .018” x .025” ——				—— .019” x .025” ——				—— .021” x .025” ——			
Ativ.	**Pré-ativ.**	**Fh**	**M**	**M/F**	**C/D**	**Fh**	**M**	**M/F**	**C/D**	**Fh**	**M**	**M/F**	**C/D**	**Fh**	**M**	**M/F**	**C/D**
0	0	0,0	0,0	—-	0,0	0,0	0,0	—-	0,0	0,0	0,0	—-	0,0	0,0	0,0	—-	0,0
	20	0,0	689,8	—-	0,0	0,0	723,0	—-	0,0	0,0	570,0	—-	0,0	0,0	447,0	—-	0,0
	30	0,0	1286,0	—-	0,0	0,0	888,0	—-	0,0	0,0	872,0	—-	0,0	0,0	1722,0	—-	0,0
	40	0,0	1509,0	—-	0,0	0,0	1136,0	—-	0,0	0,0	1074,0	—-	0,0	0,0	1647,0	—-	0,0
0,5	0	232,0	256,6	1,1	464,0	196,0	198,0	1,0	392,0	211,0	242,0	1,2	422,0	298,0	375,0	1,3	596,0
	20	324,0	870,2	2,7	648,0	403,0	855,0	2,1	806,0	428,0	779,0	1,9	856,0	495,0	664,6	1,3	990,0
	30	432,0	1398,6	3,3	864,0	433,0	1019,0	2,4	866,0	549,0	1047,0	1,9	1098,0	694,0	1346,0	2,0	1388,0
	40	564,0	1554,0	2,8	1672,0	1128,0	578,0	1160,0	2,0	1156,0	596,0	1172,0	2,0	1192,0	836,0	1866,0	2,2
1	0	419,0	489,4	1,2	419,0	384,0	369,0	1,0	384,0	423,0	426,0	1,0	423,0	585,0	789,0	1,4	585,0
	20	527,0	1024,0	2,0	527,0	622,0	1022,6	1,7	622,0	684,0	955,0	1,4	684,0	814,0	1023,0	1,3	814,0
	30	646,0	1505,2	2,3	646,0	654,0	1165,0	1,8	654,0	797,0	1193,0	1,5	797,0	1036,0	1540,0	1,5	1036,0
	40	778,0	1632,0	2,1	1146,0	778,0	808,0	1202,0	1,5	808,0	849,0	1304,2	1,6	849,0	1146,0	2040,0	1,8
1,5	0	593,0	687,8	1,2	395,3	561,0	605,0	1,1	374,0	608,0	717,2	1,2	405,3	827,0	1150,0	1,4	551,3
	20	707,0	1140,8	1,6	471,3	797,0	1153,6	1,5	531,3	871,0	1098,0	1,3	580,7	1077,0	1287,4	1,2	718,0
	30	812,0	1598,8	2,0	541,3	828,0	1259,0	1,5	552,0	978,0	1271,0	1,3	652,0	1287,0	1664,4	1,3	858,0
	40	955,0	1701,2	1,8	636,7	1002,0	1236,0	1,2	668,0	1043,0	1398,0	1,4	695,3	1370,0	2176,0	1,6	913,3
2	0	740,0	857,4	1,2	370,0	712,0	799,0	1,1	356,0	774,0	979,0	1,3	387,0	1042,0	1461,0	1,4	521,0
	20	862,0	1226,8	1,4	431,0	938,0	1255,0	1,4	469,0	1036,0	1210,2	1,2	518,0	1293,0	1484,0	1,2	646,5
	30	946,0	1663,0	1,8	473,0	971,0	1345,0	1,4	485,5	1134,0	1364,0	1,2	567,0	1466,0	1756,0	1,2	733,0
	40	1100,0	1747,0	1,6	550,0	1130,0	1265,0	1,1	565,0	1197,0	1463,0	1,2	598,5	1557,0	2284,0	1,5	778,5
2,5	0	868	983	1,1	347,2	839	936	1,1	335,6	894	1290	1, 5	357,6	1228	1716,4	1,4	491,2
	20	993	1304,8	1,3	397,2	1055	1348	1,3	422	1165	1300	1,1	466	1467	1634,8	1,1	586,8
	30	1058	1713,4	1,6	423,2	1088	1407	1,3	435,2	1257	1435	1,2	502,8	1660	2060,8	1,2	664
	40	1202	1778,2	1,5	480,8	1219	1285,2	1,1	487,6	1316	1514	1,2	526,4	1695	2368	1,4	678
3,0	0	986	1113,4	1,1	328,67	950	1091	1,2	316,67	1036	1480	1,4	345,33	1401	1933	1,4	467

TABELA 2: *Médias para a Força horizontal (Fh), Momento (M), proporção Momento/Força (M/F) e proporção Carga/ Deflexão (C/D) geradas pela alça T, segundo a interação ativação x pré-ativação e secção tansversal do fio utilizado.*

		.017" x .025"				.018" x .025"				.019" x .025"				.021" x .025"			
Ativ.	**Pré-ativ.**	**Fh**	**M**	**M/F**	**C/D**	**Fh**	**M**	**M/F**	**C/D**	**Fh**	**M**	**M/F**	**C/D**	**Fh**	**M**	**M/F**	**C/D**
0	0	0,0	0,0	—-	0,0	0,0	0,0	—-	0,0	0,0	0,0	—-	0,0	0,0	0,0	—-	0,0
	20	0,0	598,2	—-	0,0	0,0	168,6	—-	0,0	0,0	522,0	—-	0,0	0,0	491,0	—-	0,0
	30	0,0	874,0	—-	0,0	0,0	245,6	—-	0,0	0,0	1068,0	—-	0,0	0,0	1085,0	—-	0,0
	40	0,0	1196,8	—-	0,0	0,0	510,0	—-	0,0	0,0	988,0	—-	0,0	0,0	1796,0	—-	0,0
0,5	0	107,0	254,0	2,4	214,0	121,0	169,0	1,4	242,0	111,0	247,0	2,2	222,0	180,0	340,0	1,9	360,0
	20	81,0	854,2	10,5	162,0	95,0	421,8	4,5	190,0	96,0	845,0	8,8	192,0	150,0	862,0	5,8	300,0
	30	77,0	1086,4	14,2	154,0	100,0	460,6	4,6	200,0	103,0	1338,4	13,1	206,0	151,0	1483,8	9,8	302,0
	40	89,0	1419,4	16,0	178,0	109,0	734,0	6,7	218,0	120,0	1275,0	10,6	240,0	172,0	2175,0	12,7	344,0
1	0	186,0	541,8	2,9	186,0	233,0	423,0	1,8	233,0	212,0	567,8	2,7	212,0	335,0	690,4	2,1	335,0
	20	168,0	1079,0	6,4	168,0	198,0	689,2	3,5	198,0	199,0	1146,0	5,8	199,0	308,0	1228,0	4,0	308,0
	30	160,0	1279,0	8,1	160,0	206,0	642,6	3,1	206,0	218,0	1588,0	7,3	218,0	307,0	1836,4	6,0	307,0
	40	178,0	1617,6	9,1	178,0	225,0	980,0	4,4	225,0	240,0	1509,0	6,3	240,0	343,0	2504,0	7,3	343,0
1,5	0	267,0	740,4	2,8	178,0	346,0	702,0	2,0	230,7	317,0	886,0	2,8	211,3	495,0	1086,8	2,2	330,0
	20	254,0	1271,6	5,0	169,3	297,0	927,0	3,1	198,0	304,0	1398,0	4,6	202,7	468,0	1553,0	3,3	312,0
	30	243,0	1450,6	6,1	162,0	310,0	814,0	2,6	206,7	328,0	1789,0	5,5	218,7	462,0	2135,0	4,6	308,0
	40	268,0	1787,4	6,7	178,7	335,0	1188,2	3,6	223,3	358,0	1700,0	4,8	238,7	510,0	2738,0	5,4	340,0
2	0	348,0	947,4	2,7	174,0	456,0	963,0	2,1	228,0	423,0	1156,4	2,7	211,5	661,0	1433,0	2,2	330,5
	20	339,0	1453,6	4,3	169,5	398,0	1137,2	2,9	199,0	407,0	1618,0	4,0	203,5	628,0	1841,0	2,9	314,0
	30	318,0	1600,4	5,1	159,0	412,0	946,2	2,3	206,0	439,0	1973,0	4,5	219,5	618,0	2405,0	3,9	309,0
	40	350,0	1924,8	5,5	175,0	445,0	1355,4	3,1	222,5	475,0	1850,0	3,9	237,5	670,0	2877,0	4,3	335,0
2,5	0	434,0	1117,2	2,6	173,6	556,0	1185,0	2,1	222,4	523,0	1418,0	2,7	209,2	818,0	1743,2	2,1	327,2
	20	424,0	1605,2	3,8	169,6	495,0	1348,4	2,7	198,0	509,0	1822,0	3,6	203,6	785,0	2051,2	2,6	314,0
	30	399,0	1735,4	4,4	159,6	508,0	1069,6	2,1	203,2	550,0	2114,0	3,9	220,0	768,0	2618,0	3,4	307,2
	40	436,0	2039,6	4,7	174,4	547,0	1495,4	2,7	218,8	587,0	1990,0	3,4	234,8	822,0	3045,0	3,7	328,8
3	0	513,0	1303,4	2,5	171,0	654,0	1382,0	2,1	218,0	642,0	1634,0	2,6	214,0	971,0	2056,8	2,1	323,7
	20	506,0	1748,6	3,5	168,7	591,0	1471,0	2,5	197,0	611,0	1991,0	3,3	203,7	942,0	2248,6	2,4	314,0
	30	479,0	1846,4	3,9	159,7	602,0	1177,4	2,0	200,7	654,0	2228,2	3,4	218,0	915,0	2835,0	3,1	305,0
	40	518,0	2125,0	4,1	172,7	645,0	1601,8	2,5	215,0	695,0	2107,0	3,0	231,7	968,0	3172,0	3,3	322,7
3,5	0	589,0	1454,4	2,5	168,3	746,2	1541,0	2,1	213,2	735,0	1840,2	2,5	210,0	1112,0	2274,0	2,1	317,7
	20	587,0	1868,2	3,2	167,7	682,0	1608,8	2,4	194,9	709,0	2130,0	3,0	202,6	1090,0	2416,0	2,2	311,4
	30	555,0	1949,0	3,6	158,6	694,0	1275,2	1,8	198,3	757,0	2342,0	3,1	216,3	1062,0	3013,0	2,8	303,4
	40	596,0	2207,0	3,7	170,3	734,0	1692,6	2,3	209,7	796,0	2188,0	2,8	227,4	1106,0	3262,0	3,0	316,0
4	0	660,0	1585,0	2,4	165,0	830,0	1674,0	2,0	207,5	826,0	2073,0	2,5	206,5	1247,0	2486,0	2,0	311,8
	20	665,0	1978,2	3,0	166,3	771,0	1718,0	2,2	192,8	804,0	2258,0	2,8	201,0	1231,0	2540,0	2,1	307,8
	30	631,0	2041,6	3,3	157,8	779,0	1365,4	1,8	194,8	855,0	2425,0	2,9	213,8	1186,0	3140,0	2,6	296,5
	40	670,0	2257,2	3,4	167,5	815,0	1754,0	2,2	203,8	894,0	2260,0	2,5	223,5	1231,0	3350,0	2,7	307,8
4,5	0	725,0	1705,6	2,4	161,1	912,0	1716,0	1,9	202,7	904,0	2198,0	2,5	200,9	1364,0	2670,0	2,0	303,1
	20	739,0	2061,0	2,8	164,2	851,0	1805,0	2,1	189,1	891,0	2357,0	2,7	198,0	1362,0	2648,0	2,0	302,7
	30	701,0	2094,4	3,0	155,8	859,0	1454,0	1,7	190,9	947,0	2490,0	2,6	210,4	1306,0	3246,0	2,5	290,2
	40	754,0	2296,0	3,1	167,6	897,0	1810,4	2,0	199,3	984,0	2308,0	2,4	218,7	1350,0	3418,0	2,5	300,0
5	0	782,0	1808,4	2,3	156,4	984,0	1904,0	1,9	196,8	977,0	2301,0	2,4	195,4	1472,0	2840,0	1,9	294,4
	20	810,0	2127,6	2,6	162,0	931,0	1885,6	2,0	186,2	979,0	2444,0	2,5	195,8	1482,0	2729,0	1,8	296,4
	30	768,0	2145,2	2,8	153,6	933,0	1509,2	1,6	186,6	1030,0	2537,0	2,5	206,0	1426,0	3322,0	2,3	285,2

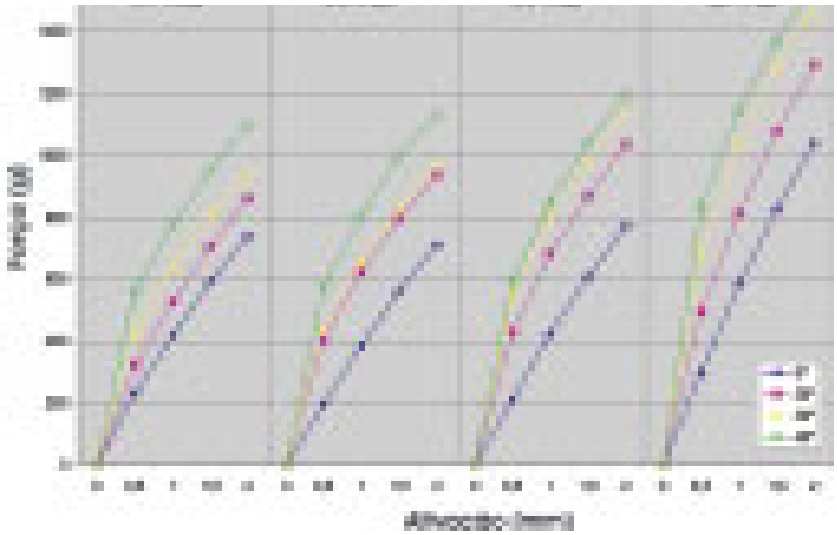

GRÁFICO 1: *Médias das Forças horizontais geradas pelas alças Bull construídas com fios de aço inoxidável .017"x.025", .018"x.025", .019"x.025" e .021"x.025", quando pré-ativadas 0, 20, 30 e 40 graus, segundo a interação ativação x pré-ativação.*

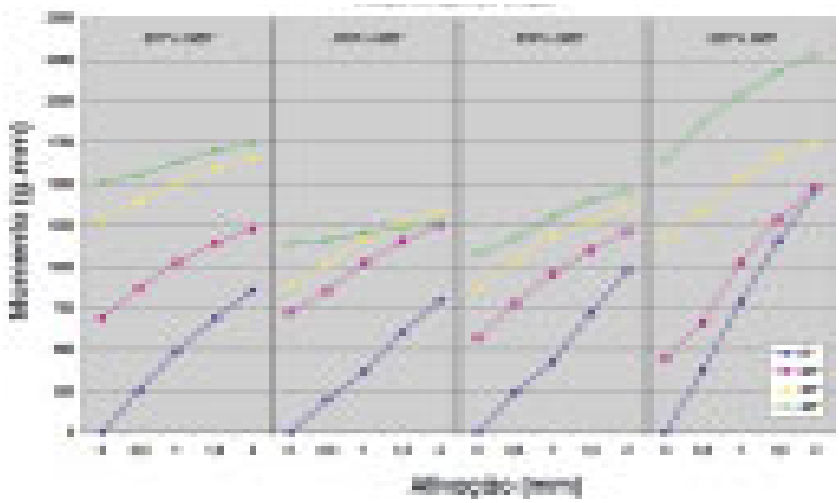

GRÁFICO 2: *Médias dos Momentos gerados pelas alças Bull construídas com fios de aço inoxidável .017"x.025", .018"x.025", .019"x.025" e .021"x.025", quando pré-ativadas 0, 20, 30 e 40 graus, segundo a interação ativação x pré-ativação.*

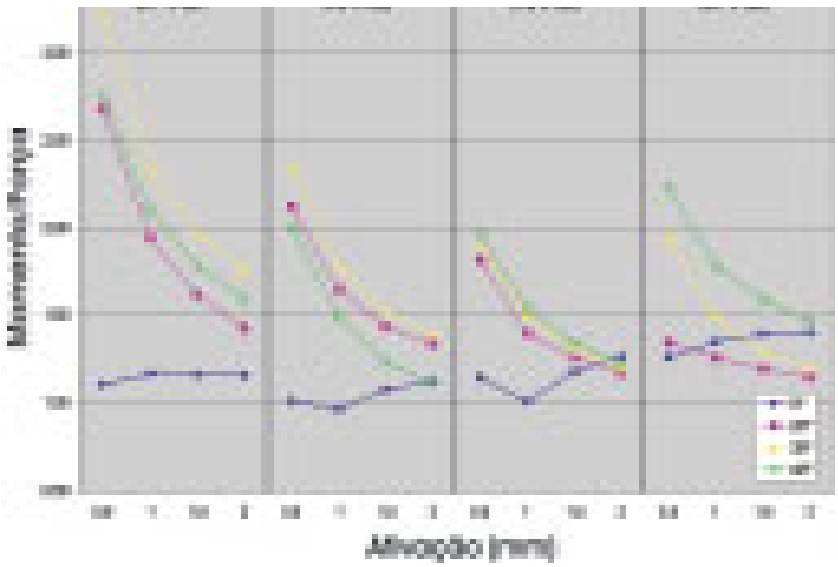

GRÁFICO 3: *Médias das proporções Momento/Força geradas pelas alças Bull construídas com fios de aço inox .017"x.025", .018"x.025", .019"x.025" e .021"x.025", quando pré-ativadas 0, 20, 30 e 40 graus, segundo a interação ativação x pré-ativação.*

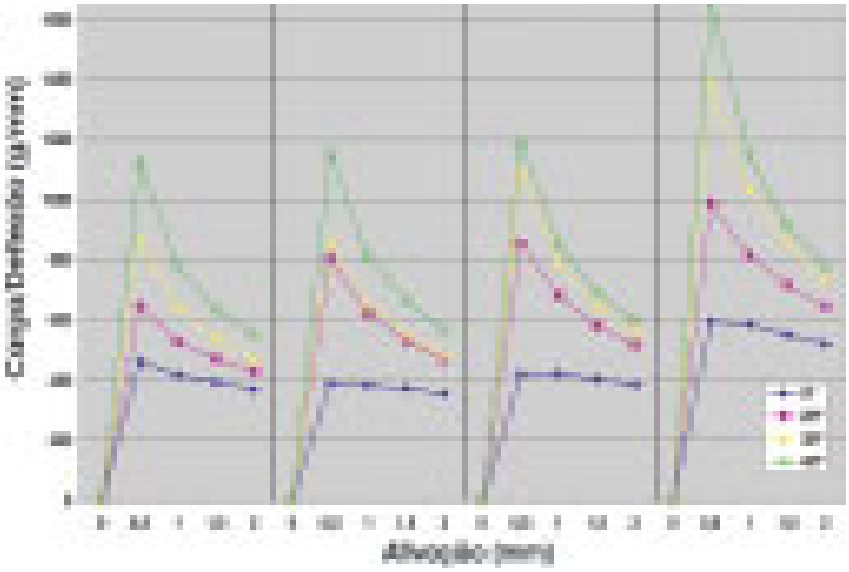

GRÁFICO 4: *Médias das proporções Carga/Deflexão geradas pelas alças Bull construidas com fios de aço inox .017"x.025", .018"x.025", .019"x.025" e .021"x.025", quando pré-ativadas 0, 20, 30 e 40 graus, segundo a interação ativação x pré-ativação.*

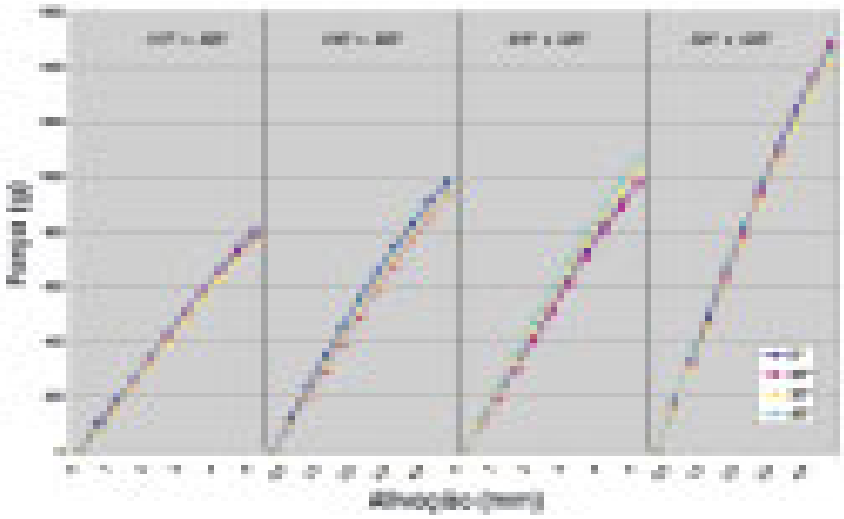

GRÁFICO 5: *Médias das Forças horizontais geradas pelas alças T com fios de aço inoxidável .017"x.025", .018"x.025", .019"x.025" e .021"x.025", quando pré-ativadas 0, 20, 30 e 40 graus, segundo a interação ativação x pré-ativação.*

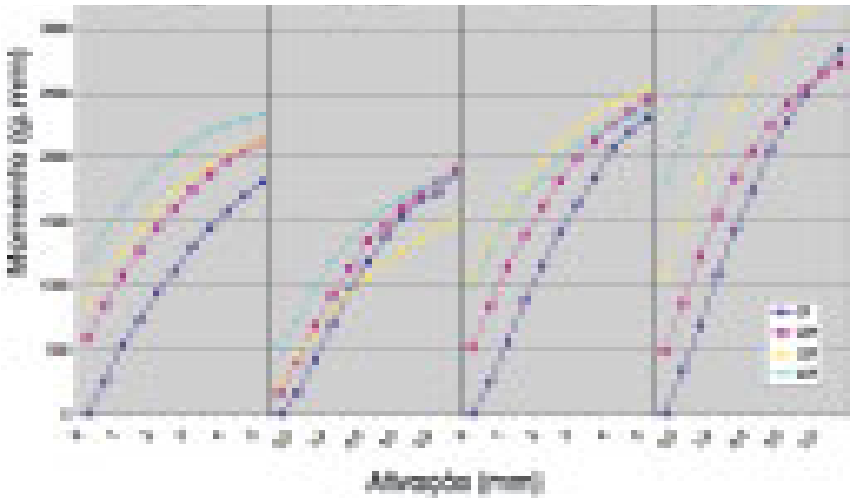

GRÁFICO 6: *Médias dos Momentos gerados pelas alças T com fios de aço inoxidável .017"x.025", .018"x.025", .019"x.025" e .021"x.025", quando pré-ativadas de 0, 20, 30 e 40 graus, segundo a interação ativação x pré-ativação.*

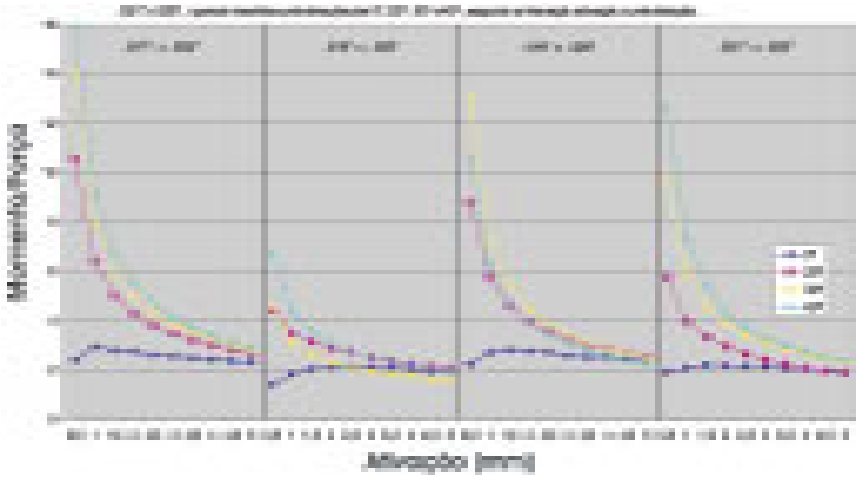

GRÁFICO 7: *Médias das proporções Momento/Força geradas pelas alças T com fios de aço inoxidável .017"x.025", .018"x.025", .019"x.025" e .021"x.025", quando pré-ativadas de 0, 20, 30 e 40 graus, segundo a interação ativação x pré-ativação.*

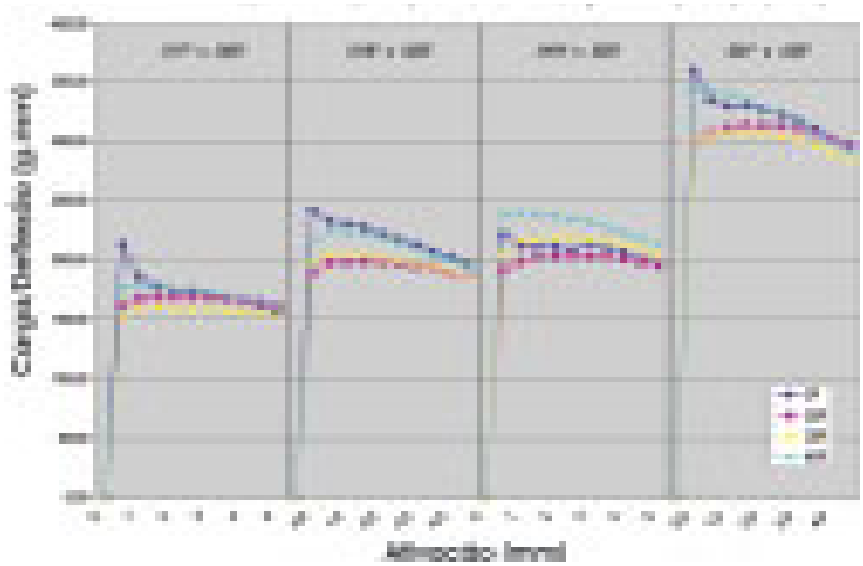

GRÁFICO 8: *Médias das proporções Carga/Deflexão geradas pelas alças T contruídas com fios de aço inoxidável .017"x.025", .018"x.025", .019"x.025" e .021"x.025", quando pré-ativadas de 0, 20, 30 e 40 graus, segundo a interação ativação x pré-ativação.*

DISCUSSÃO

A escolha do mecanismo para o fechamento de espaços requer um profundo conhecimento das características apresentadas pelos dispositivos utilizados para obtenção de todos os objetivos desta fase do tratamento a serem alcançados: máxima movimentação dentária associada ao controle total da ancoragem; controle das inclinações dentárias; e controle das forças verticais e rotacionais, conservando-se a integridade dos tecidos radiculares e circunjacentes.

Os mecanismos de retração são divididos em duas categorias, os que têm e os que não têm fricção (FARRANT & ORTH, 1977; STAGGERS & GERMANE, 1991; SHIMIZU, 1995). Nos mecanismos sem fricção, são utilizadas alças incorporadas a arcos, seccionados ou não, com diferentes configurações, tipos de ligas, secções transversais e pré-ativações (BULL, 1951; BURSTONE, 1962; BURSTONE, 1966; WEINSTEIN, 1967; HIXON *et al.*, 1969; CHACONAS, 1974; BURSTONE & KOENIG, 1976; RICKETTS, 1976; TAYER, 1981; BURSTONE, 1982; GJESSING, 1985; FAULKNER *et al.*, 1991; GJESSING, 1992; TOTTI & SATO, 1992).

A alteração no posicionamento das pré-ativações no sentido ântero-posterior poderá introduzir forças verticais nos sistemas de forças destas alças (BURSTONE, 1982). Por outro lado, a centralização da alça pré-ativada proporcionará momentos iguais e opostos e magnitudes de forças verticais insignificantes, pois isto corresponde ao princípio da dobra em "V" simétrico (BURSTONE & KOENIG, 1988; FAULKNER *et al.*, 1989; NANDA & KUHLBERG, 1997).

O desempenho mecânico gerado pelas alças durante o fechamento dos espaços remanescentes das exodontias está diretamente relacionado com a sua configuração, pois esta característica proporcionará um sistema de forças específico, o que tem incentivado muitos pesquisadores a estudar variações nas configurações das alças (BURSTONE, 1966; BURSTONE & KOENIG, 1976; BURSTONE, 1982; GJESSING, 1985; FAULKNER *et al.*, 1989; GJESSING, 1992). Assim, a construção e a utilização das alças de retração exigirão conhecimentos dos princípios da física, especialmente daqueles que dizem respeito às proporções Momento/Força e Carga/Deflexão (BURSTONE, 1966; NANDA & DIAZ, 1981).

A proporção Momento/Força é uma importante característica do dispositivo de fechamento de espaços, pois é ela que determina o centro de rotação e, portanto, a maneira pela qual o dente se movimentará (BURSTONE & KOENIG,1976; SMITH & BURSTONE, 1984; MELSEN *et al.*, 1990). Consiste na relação entre as quantidades de momento e de força aplicada ao dente, considerando o centro de resistência, determinando, desta forma, o centro de rotação. Portanto, a aplicação de uma força simples no braquete produzirá um movimento de inclinação descontrolada, fazendo com que o centro de rotação fique em uma posição ligeiramente apical em relação ao centro de resistência, provocando uma inclinação da coroa na mesma direção da Força aplicada ao braquete e uma inclinação da raiz em direção oposta. Associando-se uma determinada quantidade de Momento à magnitude de força, o centro de rotação se deslocará para o ápice radicular e ocorrerá o movimento de inclinação controlada, quando a coroa se inclinará na mesma direção da Força e o ápice permanecerá no mesmo lugar. Aumentando a quantidade de Momento e, conseqüentemente, a proporção M/F, o centro de rotação se deslocará apicalmente para o infinito e provocará o movimento de translação. Aumentando ainda mais esta proporção M/F, o centro de rotação se deslocará para incisal, produzindo o movimento radicular. E persistindo o aumento desta proporção, o movimento radicular será de grande amplitude, com a coroa se deslocando em direção oposta à da força aplicada.

Segundo BURSTONE & PRYPUTNIEWICS (1980), para ocorrer um movimento de inclinação controlada, seria necessária uma alça com características tais que produzisse uma proporção M/F de 7,1/1. Para o movimento de translação e movimento radicular, seriam necessárias proporções de 9,9/1 e 11,4/1, respectivamente. Em contrapartida, SMITH & BURSTONE (1984) preconizaram uma proporção M/F de 8/1 para o movimento de inclinação controlada; de 10/1 para a translação e para o movimento radicular de 12/1. Já TANNE *et al.* (1988) recomendaram que as proporções M/F para inclinação controlada, translação e movimento radicular fossem de 6,52, 8,30 e 9,53, respectivamente.

A proporção C/D é a quantidade de força necessária para produzir uma determinada ativação em um dispositivo ortodôntico. Quanto mais próxima de zero, mais leves e constantes serão as forças liberadas por tais dispositivos (BURSTONE, 1966). Devido à sua relevância na Ortodontia, tem sido estudada por outros autores, dentre eles BURSTONE & KOENIG (1976), BURSTONE (1982) e GJESSING (1985). Para BURSTONE *et al.* (1961), alças com baixa proporção C/D liberariam forças mais constantes durante a sua desativação, já que existiria uma menor variação da força para cada milímetro de ativação.

A literatura não apresenta os sistemas de forças completos para as alças Bull e T, ou seja, as magnitudes das forças e dos momentos das proporções M/F e C/D, quando submetidas às diferentes intensidades de pré-ativações e ativações, bem como às diferentes secções transversais. BURSTONE (1982) analisou o sistema de forças gerado pela alça T quando construída com fio beta-titânio. No entanto, quando construída com fio de aço inoxidável, não se verificou, pela literatura pertinente, qual o sistema de forças gerado para a mesma, embora o seu uso tenha sido recomendado por autores como BURSTONE & KOENIG (1976), TAYER (1981) e MARCOTTE (1990).

A eficácia do movimento dentário está diretamente relacionada à quantidade de força utilizada. Assim, muitos pesquisadores recomendaram a utilização de forças leves, dentre eles STOREY & SMITH (1952), REITAN (1957) BURSTONE (1962), e QUINN & YOSHIKAWA (1985). Outros autores recomendaram que fossem utilizadas forças leves e, quando possível, contínuas (OPPENHEIN, 1944; BEGG, 1956; BURSTONE, 1966).

PROFFIT & FIELDS (1995) afirmaram que dificilmente se conseguiria, na prática ortodôntica, um dispositivo que liberasse uma força contínua independente da quantidade de

movimento dentário resultante da aplicação daquela força. Para os autores, a magnitude da força diminuía após o dente ter apresentado alguma movimentação, mesmo que se utilizasse a melhor configuração da alça. Assim, ao correlacionarem a duração da força com o seu ritmo de desativação, classificaram-na em contínua, intermitente e interrompida. Relacionaram, ainda, a magnitude da força e a velocidade de seu declínio à medida que o dente se movimentava. Exemplificaram também que, se uma força leve e contínua fosse aplicada a um dente, este se movimentaria por reabsorção óssea direta, o que estaria perfeitamente embasado pela literatura ortodôntica (SANDSTEDT, 1932; BEGG, 1956; REITAN, 1969). Porém, se a força fosse pesada e contínua, o movimento dentário decorrente seria lento até que a reabsorção solapante ocorresse, provocando uma alteração rápida de posição. Por ser contínua, deverá pressionar novamente os tecidos, não permitindo a reparação do ligamento periodontal. Nova reabsorção solapante deverá ocorrer e assim sucessivamente. Portanto, uma força considerada pesada e contínua poderá ser muito destrutiva, tanto para as estruturas periodontais como para o próprio dente, conforme afirmaram OPPENHEIN (1944), QUINN & YOSHIKAWA (1985), entre outros.

Ao se utilizar forças que diminuem rapidamente para zero após uma pequena movimentação dentária, deve-se considerar que, se a força inicial for relativamente suave, o dente se deslocará para o espaço após a reabsorção óssea direta e permanecerá nesta posição até que o aparelho seja reativado; se a força for suficientemente pesada para produzir reabsorção solapante, o dente se movimentará quando o processo se completar e permanecerá nesta posição até a próxima ativação, possibilitando um período de regeneração e reparo do ligamento periodontal antes que a força seja aplicada novamente. Portanto, as forças pesadas e contínuas devem ser evitadas, e as pesadas e intermitentes, muito embora não sejam ideais, são clinicamente aceitáveis.

A utilização de forças pesadas gera um sistema de forças que retardaria a movimentação dos dentes anteriores e favoreceria a protração dos dentes posteriores (MENDES *et al.* 1992). Entretanto, na correção de determinadas más-oclusões, este movimento é indesejado, motivando alguns autores (STEINER, 1960; PAULSON *et al.*, 1970; FREEMAN, 1973; NANDA & KUHLBERG, 1997) a estudar metodologias alternativas para minimizar este efeito.

Assim, se não houver necessidade da utilização de grandes magnitudes de força, e havendo a possibilidade da utilização de dispositivos ortodônticos que gerem somente a magnitude necessária, estarão sendo realizados tratamentos de maneira mais racional. Assim, SHIMIZU (1995), ao estudar, a partir de trabalhos consultados, os mecanismos de fechamento de espaços em Ortodontia, especificamente no que se refere às magnitudes de forças necessárias para movimentação dos dentes ou grupos de dentes, concluiu que a magnitude de força aproximada para as retrações dos caninos superiores seria de 150g; para os inferiores, de 120g; para os incisivos superiores, de 300g e para os incisivos inferiores, 240g e, finalmente, 600g para a retração em massa dos incisivos e caninos superiores e 480g para a retração em massa dos incisivos e caninos inferiores.

Assim, com relação às magnitudes da Força horizontal (Fh), demonstradas nas Tabelas 1 e 2 e ilustradas nos Gráficos 1 e 5, e às proporções Carga/Deflexão (C/D), demonstradas nas Tabelas 1 e 2 e ilustradas nos Gráficos 4 e 8, geradas pelas alças Bull e T construídas com fio de aço inoxidável .017" x .025", pode-se considerar que para uma ativação de 1,0mm, as alças T construídas com esta secção transversal de fio ortodôntico geraram magnitudes de força que variaram de 168g a 186g quando pré-ativadas de 0º a 40º. Estas magnitudes de força seriam ideais para a retração do canino superior, uma vez que seriam necessárias magnitudes de forças variando de 150g a 200g (STOREY & SMITH, 1952; REITAN, 1957; RICKETTS, 1976; QUINN & YOSHIKAWA, 1985; SHIMIZU, 1995). Já as alças Bull, quando ativadas 1,0mm, geraram 419g, 527g, 646g e 778g com pré-ativações de 0º, 20º, 30º e 40º, respectivamente. Portanto, estas magnitudes de força (geradas pelas alças Bull) ultrapassam aquelas preconizadas para a retração dos caninos ou dos incisivos (120g a 300g), sendo melhor recomendadas, conforme a intensidade de pré-ativação, para retração em massa dos incisivos e caninos inferiores (480g) e também para retração em massa dos incisivos e caninos superiores (600g).

As alças Bull geraram uma proporção C/D de 419g/mm a 778g/mm, enquanto as alças T proporcionaram de 186g/mm a 178g/mm, conferindo magnitudes de força mais constantes para este último tipo de alça.

As alças T com ativações de 1,5mm e mesmas

intensidades de pré-ativações geraram magnitudes de força variando de 243g a 268g, compatíveis com as magnitudes necessárias para retração dos incisivos superiores ou inferiores. Já as alças Bull, com a mesma quantidade de ativação, liberaram magnitudes que variaram de 593g a 955g. Estas magnitudes de força ultrapassam os valores preconizados para retração dos caninos superiores ou inferiores, isoladamente, dos incisivos superiores ou inferiores e, também, para retração em massa dos caninos e incisivos inferiores. Considerando que a maior magnitude de força necessária durante a fase de fechamento de espaços (retração em massa de caninos e incisivos superiores) é de aproximadamente 600g, esta alça poderá ser utilizada com esta intensidade de ativação desde que não inseridas grandes magnitudes de pré-ativações. As alças Bull com ativações superiores a 2,0mm geraram magnitudes de força exageradas, além de se apresentarem passíveis de deformações permanentes.

Ativações de 2,0mm da alça T geraram magnitudes de força variando de 318g a 350g, magnitudes apropriadas para retração de incisivos superiores, bem como retração em massa dos incisivos e caninos inferiores. Magnitudes de força de 399g a 436g foram geradas quando as alças T foram ativadas 2,5mm, valores estes semelhantes àqueles liberados pelas alças Bull quando ativadas 1,0mm, porém com uma proporção C/D para a alça T significantemente menor (aproximadamente 172g/mm), ou seja, uma diminuição menor da magnitude de força para cada milímetro de desativação.

Se utilizada a alça T construída com o fio .017" x .025" para retração em massa dos incisivos e caninos superiores, esta deveria ser ativada de 3,0mm a 4,0mm, pois geraria magnitudes de força adequadas, variando de 479g a 670g. Provavelmente, a alça deva ser reativada após uma movimentação dentária de 1,0mm ou 2,0mm, para manter o sistema de forças apropriado.

Uma consideração de extrema importância deve ser feita quanto às pré-ativações. Como se pode verificar, a inserção de pré-ativações nas alças T não influenciou de maneira significativa nas magnitudes de força geradas. Este fato se deve fundamentalmente ao local da inserção das mesmas, pois as pernas da alça são afastadas quando pré-ativadas (Figura 4) e, no momento da inserção de suas extremidades alfa e beta nos *slots* dos braquetes, não há a compressão das mesmas, não ocorrendo, portanto, acúmulo de forças. Esta é uma característica única desta alça, uma vez que, necessitando de maior quantidade de momento, aumenta-se a quantidade de pré-ativação sem, no entanto, aumentar significantemente a magnitude da força. Estes aumentos nas intensidades das pré-ativações podem ser realizados desde que as alças estejam centralizadas no espaço interbraquetes, tendo em vista tratar-se de um fio de alta rigidez e que, portanto, poderá gerar forças verticais excessivas e indesejáveis quando descentralizadas (BURSTONE & KOENIG, 1988; KUHLBERG & BURSTONE, 1997).

Por um outro lado, as pré-ativações na alça Bull são realizadas em sua base (Figura 2) e, ao inserir-se suas extremidades nos *slots* dos braquetes, há a compressão de suas pernas, conseqüentemente gerando um acúmulo de Força horizontal mesmo antes de sua ativação. Portanto, de uma maneira geral, a inserção de pré-ativações nas alças Bull aumentou as magnitudes de Forças horizontais.

Em relação às magnitudes dos Momentos (M), demonstradas nas Tabelas 1 e 2 e nos Gráficos 2 e 6, e às proporções Momento/Força (M/F), ilustradas nas Tabelas 1 e 2 e nos Gráficos 3 e 7, geradas pelas alças Bull e T construídas com fio de aço inoxidável .017" x .025", pode-se verificar que, quando ativadas 0,5mm e pré-ativadas 0º e 20º, ambas as alças proporcionaram magnitudes de momento estatisticamente iguais, 256,6g.mm e 870,2g.mm para a alça Bull e 254g.mm e 854g.mm para a alça T. Para pré-ativações de 30º e 40º, as alças Bull proporcionaram magnitudes de momento estatisticamente maiores (1398,6g.mm e 1554g.mm) do que as magnitudes proporcionadas pelas alças T (1086,4g.mm e 1419,4g.mm). No entanto, devido às magnitudes maiores de força necessárias para ativação das alças Bull, quando comparadas com as magnitudes necessárias para ativação das alças T, as proporções M/F para as alças Bull foram estatisticamente menores para todas as intensidades de pré-ativações, 0º (1,1), 20º (2,7), 30º (3,3) e 40º (2,8), do que as proporcionadas pelas alças T, que foram respectivamente 2,4, 10,5, 14,2 e 16,0.

Portanto, quando ativada 0,5mm, a alça T proporciona movimento de inclinação descontrolada e, quando não pré-ativada, provoca ainda movimento de translação com 20º de pré-ativação e movimento radicular com pré-ativações de 30º e 40º, enquanto a alça Bull proporciona somente movimento de inclinação descontrolada, uma vez que sua proporção

M/F não ultrapassa 3,3g/mm (BURSTONE & KOENIG, 1976; BURSTONE & PRYPUTNIEWICS, 1980; SMITH & BURSTONE,1984; TANNE *et al.*, 1988).

De uma maneira geral, as diferentes intensidades de pré-ativações proporcionaram aumentos estatisticamente significativos nas proporções M/F para as alças Bull, quando ativadas até 2,0mm, e para as alças T, quando ativadas até 2,5mm.

Com relação às magnitudes da força horizontal (Fh), demonstradas nas Tabelas 1 e 2 e ilustradas nos Gráficos 1 e 5, e às proporções Carga/Deflexão (C/D), demonstradas nas Tabelas 1 e 2 e ilustradas nos Gráficos 4 e 8, geradas pelas alças Bull e T construídas com fio de aço inoxidável .018" x .025", pode-se considerar que as alças Bull e T, nestas condições, apresentaram magnitudes de Força ligeiramente maiores que aquelas construídas com fio de aço inoxidável .017" x.025" (Tabelas 1 e 2).

Desta forma, com 1mm de ativação, a alça Bull gerou 384g quando não pré-ativada (0º). No entanto, com pré-ativações de 20º, 30º e 40º, as magnitudes de força aumentaram consideravelmente (622g, 654g e 808g). Portanto, a alça Bull, quando construída com um fio de aço inoxidável e apresentando esta secção transversal, poderá ser utilizada para retração dos incisivos superiores desde que não pré-ativada e, também, para a retração em massa dos incisivos e caninos superiores quando pré-ativada.

Quando ativadas 1,5mm e pré-ativadas de 0º a 40º, as alças Bull liberaram magnitudes de força variando de 561g a 1002g, portanto estas alças podem ser ativadas e utilizadas para retração em massa dos incisivos e caninos superiores desde que não pré-ativadas. Ativações acima de 1,5mm geraram magnitudes de força excessivas, conforme pode ser verificado na Tabela 1.

Assim, verifica-se que, para a alça Bull gerar uma força abaixo de 200g (compatível com a retração de caninos), não se pode ativa-la além de 0,5mm nem inserir quaisquer intensidades de pré-ativação. No que se refere às magnitudes de Força geradas, esta alça estaria indicada para a retração em massa dos caninos e incisivos superiores ou inferiores, ativando-se, no máximo, 1,5mm, uma vez que normalmente há a necessidade de se inserir pré-ativações para o controle vertical e de inclinação axial durante a retração (BURSTONE & KOENIG, 1976; BURSTONE, 1982; GJESSING, 1985; MENDES *et al.*, 1992; SHIMIZU, 1995).

Por outro lado, as alças T geraram magnitudes de força variando de 198g a 233g para uma ativação de 1,0mm, magnitudes favoráveis para retração dos caninos e dos incisivos inferiores. Já uma ativação de 1,5mm gerou forças de 297g a 346g, magnitudes propícias para retração dos incisivos superiores. Com 2,0mm de ativação, geraram magnitudes de força de 398g a 456g, que são favoráveis para a retração em massa dos incisivos e caninos inferiores. Para ativações de 2,5 e 3,0mm, geraram magnitudes de força que variaram de 495g a 654g, as quais, por sua vez, são favoráveis para retração em massa de incisivos e caninos superiores ou inferiores. Ativações superiores a 3,0mm geraram magnitudes de força muito elevadas e, portanto, não apropriadas para o fechamento de espaços.

Em relação às magnitudes dos Momentos (M), demonstradas nas Tabelas 1 e 2 e nos Gráficos 2 e 6, e às proporções Momento/Força (M/F), ilustradas nas Tabelas 1 e 2 e nos Gráficos 3 e 7, geradas pelas alças Bull e T construídas com fio de aço inoxidável .018" x .025", pode-se verificar que:

Quando ativadas 0,0mm ou 0,5mm, as alças Bull e T proporcionaram magnitudes de Momentos estatisticamente iguais e que variaram de zero a 1.160g.mm. As proporções M/F geradas pelas alças Bull e T para 0,5mm de ativação e pré-ativações de 0º a 40º foram de 1,0 a 2,4 e de 1,4 a 6,7, respectivamente. Portanto, as alças Bull proporcionam somente movimento por inclinação descontrolada e as alças T, segundo TANNE *et al.* (1988), proporcionam inclusive movimento por inclinação controlada. Para outros autores, estas proporções M/F seriam capazes de produzir somente o movimento por inclinação descontrolada (BURSTONE & PRYPUTNIEWICS, 1980; SMITH & BURSTONE, 1984).

As proporções M/F, geradas pela alça Bull, foram estatisticamente menores do que as geradas pela alça T para quaisquer intensidades de ativações e pré-ativações. As maiores proporções M/F, geradas pelas referidas alças, foram respectivamente de 2,4 e 6,7.

Os resultados deste trabalho apontam um baixo desempenho, especialmente no que se refere às magnitudes de força horizontal, de momentos e proporções M/F e C/D para as alças T construídas com o fio de aço inoxidável .018" x .025" e ativadas até aproximadamente 2,0mm, quando comparadas àquelas construídas com o

fio de aço inoxidável .017" x .025". Curiosamente, esta é a secção transversal recomendada por MARCOTTE (1990), para construção da alça quando utilizado o aço inoxidável.

Com relação às magnitudes da Força horizontal (Fh), demonstradas nas Tabelas 1 e 2 e ilustradas nos Gráficos 1 e 5, e às proporções Carga/Deflexão (C/D), demonstradas nas Tabelas 1 e 2 e ilustradas nos Gráficos 4 e 8, geradas pelas alças Bull e T construídas com fio de aço inoxidável .019" x .025", pode-se considerar que a alça Bull com 1,0mm de ativação e sem pré-ativação gerou uma magnitude de força de 423g, suficiente para retração em massa dos incisivos e caninos inferiores. Por outro lado, pré-ativações de 20º, 30º e 40º, mantendo-se a mesma intensidade de ativação, proporcionaram magnitudes de força de 684g, 797g e 849g, respectivamente, compatíveis para retração em massa dos incisivos e caninos superiores. Estas magnitudes de força foram semelhantes àquelas encontradas por Scelza NETO *et al.* (1985), quando obtiveram, para 1,0mm de ativação da alça Bull, aproximadamente 800g de força.

Por sua vez, as alças T, quando ativadas 1,0mm e pré-ativadas de 0º a 40º, geraram magnitudes de força estatisticamente iguais e de aproximadamente 217g, praticamente as mesmas magnitudes geradas pela alça Bull quando ativada 0,5mm e sem pré-ativação. No entanto, utilizando-se a alça Bull, será fechado 0,5mm do espaço remanescente da exodontia contra 1,0mm quando se utiliza a alça T, com a vantagem de uma dissipação mais constante da magnitude de força utilizando-se esta última, uma vez que a proporção C/D, para a alça T, foi de 217g/mm e, para a alça Bull, de 422g/mm.

Autores recomendam, para as alças Bull construídas com fios .019" x .025", .021" x .025" ou .0215" x .025", ativações máximas de 1,25mm a 1,5mm, visto que ativações superiores gerariam forças excessivas e poderiam deformá-las permanentemente (BULL, 1951; TWEED, 1966; HIXON *et al.*, 1969; SCELZA NETO *et al.*, 1985).

Segundo PROFFIT & FIELDS (1995), desde que sejam ativadas dentro de seus limites elásticos, as alças Bull e T podem ser utilizadas mesmo que excedam os valores de força ideais para retração de cada dente ou grupo de dentes, devendo, no entanto, ser respeitados os intervalos de tempo necessários para a reorganização dos tecidos circunjacentes, bem como a quantidade de ativação.

Para as magnitudes de Momento (M), demonstradas nas Tabelas 1 e 2 e Gráficos 2 e 6, e da proporção Momento/Força (M/F), ilustradas nas Tabelas 1 e 2 e Gráficos 3 e 7, geradas pelas alças Bull e T construídas com fio de aço inoxidável .019" x .025", pode-se fazer as seguintes considerações: a opção de utilização da alça Bull ou da alça T, especificamente para esta secção transversal, deve ser baseada principalmente nos diferentes sistemas de forças gerados (Tabelas 1 e 2). Por exemplo, as alças Bull, quando ativadas 1,0mm e pré-ativadas 40º, geraram uma Força horizontal de 849g, um Momento de 1.304,2g.mm, proporção M/F de 1,6 (movimento por inclinação descontrolada) e proporção C/D de 849g/mm. Já as alças T, quando ativadas e pré-ativadas nas mesmas intensidades, geraram uma Força horizontal de 240g, um Momento de 1.700g.mm, uma proporção M/F de 6,3 (movimento por inclinação controlada) e proporção C/D de 240g/mm (proporcionando uma magnitude de Força mais constante que aquela gerada pela alça Bull). Após 0,5mm de desativação, a alça Bull apresentou uma magnitude de Força horizontal de 596g, um Momento de 1.172g.mm, uma proporção M/F de 2 (movimento por inclinação descontrolada) e uma proporção C/D de 1.192g/mm, enquanto a alça T, para a mesma quantidade de desativação, apresentou uma Força horizontal de 120g, um Momento de 1.275g.mm, uma proporção M/F de 10,6 (movimento de translação) e uma proporção C/D de 240g/mm (mantendo uma força mais constante do que a gerada pela alça Bull).

Com relação às magnitudes da Força horizontal (Fh), demonstradas nas Tabelas 1 e 2 e ilustradas nos Gráficos 1 e 5, e às proporções Carga/Deflexão (C/D), demonstradas nas Tabelas 1 e 2 e ilustradas nos Gráficos 4 e 8, geradas pelas alças Bull e T construídas com fio de aço inoxidável .021" x .025", pode-se considerar que as alças Bull construídas com esta secção transversal apresentaram-se muito rígidas e, conseqüentemente, geraram elevadas magnitudes de Força horizontal. Entretanto, é uma secção transversal muito estudada e/ou recomendada pela literatura para construção destas alças (HIXON *et al.*, 1969; ALBUQUERQUE, 1987; TOTTI & SATO, 1992). Assim, estas alças, com ativações de 1,0mm, geraram magnitudes de força de 585g, 814g, 1.036g e 1.146g quando inseridas pré-ativações de 0º, 20º, 30º e 40º, respectivamente. Quando não pré-ativadas, geraram magnitudes favoráveis

para retração em massa dos incisivos e caninos superiores; porém, quando inseridas quaisquer intensidades de pré-ativações, geraram magnitudes acima daquelas preconizadas para o fechamento de espaços. Com o intuito de diminuir a magnitude de força gerada, TOTTI & SATO (1992) recomendaram a construção desta alça com 9,0mm de altura por 3,0mm de diâmetro em sua curvatura, gerando, desta forma, 411g de força horizontal para 1,0mm de ativação.

Ativações acima de 1,5mm geram forças que variam de 1.042g a 2.274g. Portanto, parece sensato afirmar que as alças Bull, quando construídas com fio .021" x .025", com a configuração utilizada neste trabalho, deveriam ser ativadas no máximo 1,0mm e, preferencialmente, sem a inserção de grandes quantidades de pré-ativações. Se houver necessidade de inserção de pré-ativações durante sua utilização, poder-se-ia deixar as pernas da alça ligeiramente abertas em sua base, minimizando, assim, o acúmulo de forças ao inserir as extremidades da alça nos *slots* dos braquetes.

Em relação às alças T, com uma ativação de 1,0mm, foram geradas de 307g a 343g de força para pré-ativações de 0º a 40º. Estas magnitudes são favoráveis para retração de incisivos superiores.

As magnitudes de força favoráveis para retração em massa de incisivos e caninos inferiores foram geradas com ativações de 1,5mm (462g a 510g). E com 2,0mm de ativação, geraram-se forças propícias para retração em massa dos incisivos e caninos superiores (618g a 670g). Ativações acima de 2,0mm proporcionaram magnitudes de força excessivas.

Em relação às magnitudes de Momento (M), demonstradas nas Tabelas 1 e 2 e nos Gráficos 2 e 6, e às proporções Momento/Força (M/F), ilustradas nas Tabelas 1 e 2 e nos Gráficos 3 e 7, pode-se verificar que, quando ativadas 0,5mm e pré-ativadas 0º, 20º, 30º e 40º, as alças Bull geraram magnitudes de Momento de 375g.mm, 664,6g.mm, 1.346g.mm e 1.866g.mm, porém, devido às elevadas magnitudes de força necessária para ativá-las, a proporção M/F variou de 1,3 a 2,2, suficiente somente para proporcionar movimento por inclinação descontrolada. Já as alças T, para as mesmas intensidades de pré-ativações e ativação, proporcionaram magnitudes de Momento de 340g.mm, 862g.mm, 1.483,8g.mm e 2.175g.mm e suas respectivas proporções M/F de 1,9, 5,8, 9,8 e 12,7, obtendo, desta forma, desde movimento por inclinação descontrolada até movimento radicular. Estas proporções M/F maiores para as alças T devem-se, fundamentalmente, às baixas magnitudes de força necessárias para ativá-las, uma vez que as magnitudes de Momento foram estatisticamente iguais para ambas as alças.

Com 1,0mm de ativação, as duas alças apresentaram magnitudes mais elevadas de Momento, porém as magnitudes de Força para ativá-las também aumentaram muito e, conseqüentemente, diminuíram as proporções M/F, como pode ser verificado nas Tabelas 1 e 2. Para as alças Bull, estas proporções variaram de 1,3 a 1,8 e, para as alças T, variaram de 2,1 a 7,3. Com ativações superiores a 1,0mm, nenhuma das alças foi capaz de proporcionar um movimento que não fosse por inclinação descontrolada.

CONSIDERAÇÕES FINAIS

- A inserção das dobras de pré-ativações aumentou significantemente as magnitudes de forças geradas pelas alças Bull, o mesmo não ocorrendo para as alças T.
- As alças T geraram proporções Carga/Deflexão mais baixas que as alças Bull, conseqüentemente proporcionando magnitudes de forças mais constantes durante sua desativação.
- As alças T geraram altas proporções Momento/Força, dessa forma proporcionando movimentos por inclinação descontrolada, por inclinação controlada, translação e movimento radicular, enquanto as alças Bull proporcionaram apenas movimento por inclinação descontrolada.
- Avaliando os sistemas de forças gerados por ambas as alças, ou seja, a magnitude de Força horizontal, de Momento, proporção Momento/Força e Carga/Deflexão, as alças T apresentaram resultados mais satisfatórios.

SHIMIZU, R.H.; SAKIMA, T.; SANTOS-PINTO, A. dos; SHIMIZU, I.A. Study of force systems produced by orthodontic loops for space closure. **J Bras Ortodon Ortop Facial**, Curitiba, v.7, n.41, p.371-387, set./out. 2002.

The purpose of this study was to evaluate the Bull and T loops force system when in the middle of the interbracket space, along with the alteration of force systems,varyine the transverse sections of orthodontic wire and the intensity of activation and preactivation. Eighty Bull loops and eighty T loops made with stainless steel wire 18/8 UNITEK, were evaluated through mechanics tests, for four different thickness: .017”x .018”, .018”x .025”, .019”x .025”, .021”x.025”; and four different preactivation: 0º, 20º, 30º and 40º. According to the results, it could be concluded that the preactivation increased the force magnitude of Bull loop, what does not happen to the T loop; the T loop produced lower C/D proportion than the Bull loop, so it presented more constant force magnitude during its deactivation; the T loop showed high M/F proportion, hence it generated movements by decontrolled inclination, controlled inclination, bodily and root movement, while the Bull loop presented only the decontrolled inclination movement. Results pointed out that the force system produced by the T loop, constructed with stainless steel wire, were more favorable then those produced by the Bull loop.

KEYWORDS: Orthodontics; Tooth extraction; Orthodontic space closure.

REFERÊNCIAS

ALBUQUERQUE, F.M. **Análise comparativa de alguns recursos no fechamento de espaços de extrações de primeiros pré-molares**. Rio de Janeiro, 1987. 43p. Dissertação (Mestrado em Ortodontia) – Faculdade de Odontologia, Universidade Federal do Rio de Janeiro.
BEGG, P.R. Differential force in orthodontic treatment. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v.42, p.481-510, 1956.
BULL, H.L. Obtaining facial balance in the treatment of class II, division 1. **Angle Orthod**, v.21, p.139-149, 1951.
BURSTONE, C.J. Rationale of the segmented arch. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v.48, p.805-823, 1962.
BURSTONE, C.J. The mechanics of the segmented arch techniques. **Angle Orthod**, v.36, p.99-120, 1966.
BURSTONE, C.J. The segmented arch approach to space closure. **Am J Orthod**, v.82, p.361-378, 1982.
BURSTONE, C.J. Application of bioengineering to clinical orthodontics. *In*: GRABER, T.M.; VANARSDALL JR., R.L. **Orthodontics current principles and techniques**. 2.ed. St.Louis:Mosby, 1994. 965p.
BURSTONE, C.J.; KOENIG, H.A. Optimizing anterior and canine retraction. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v.70, p.1-19, 1976.
BURSTONE, C.J.; KOENIG, H.A. Creative were bending – the force system from step and V bends. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v.93, p.59-67, 1988.
BURSTONE, C.J.; PRYPUTNIEWICS, R.J. Holographic determination of centers of rotation produced by orthodontic forces. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v.77, p.396-409, 1980.
BURSTONE, C.J.; BALDWIN, J.J.; LAWLESS, D.T. The application of continuous force to orthodontics. **Angle Orthod**, v.31, p.1-14, 1961.
CHACONAS, S.J.; CAPUTO, A.A.; HAYASHI, R.K. Effects of wire size, loop configuration, and gabling on canine-retraction springs. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v.65, p.58-66, 1974.
FARRANT, S.D.; ORTH, D. An evaluation of different methods of canine retraction. **Br J Orthod**, v.4, p.5-15, 1977.
FAULKNER, M.G. *et al.* A parametric study of the force/moment systems produced by T-Loop retraction springs. **J Biomech**, v.22, p.637-647, 1989.
FAULKNER, M.G. *et al.* On the use of vertical loops in retraction systems. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v.99, p.328-336, 1991.
FREEMAN, D.C. Root surface area related to anchorage in the Begg technique. *In*: LANGLADE, M. **Thérapeutique orthodontique**. Paris: Maloine, 1973. 475p.
GJESSING, P. Biomechanical design and clinical evaluation of a new canine-retraction spring. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v.87, p.353-362, 1985.
GJESSING, P. Controlled retraction of maxillary incisors. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v.101, p.120-131, 1992.
HIXON, E.H. *et al.* Optimal force, differential force, and anchorage. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v.55, p.437-457, 1969.
HOENIGL, K.D. *et al.* The centered T loop – a new way of preactivation. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v.108, p.149-153, 1995.
KUHLBERG, A. J.; BURSTONE, C.J. T - loop position and anchorage control. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v.112, p.12-18, 1997.
LINO, A.P. Avaliação de propriedades mecânicas da alça de retração ortodôntica em função do tratamento térmico e dimensões. **Ortodontia**, v.6, p.15-23, 1973.
MARCOTTE, M.R. **Biomechanics in orthodontics**. Burlington: B.C. Decker, 1990. 178p.
MELSEN, B.; FOTIS, V.; BURSTONE, C.J. Vertical force considerations in differential space closure. **J Clin Orthod**, v.24, p.678-683, 1990.
MENDES, A.M.; BÁGGIO, P.E.; BOLOGNESE, A.M. Fechamento de espaços. **Rev Soc Bras Ortod**, v.2, p.11-19, 1992.
NANDA, R.; DIAZ, M.A.T. Orthodontic space closure. **Dent Clin North Am**, v.25, p.95-107, 1981.
NANDA, R.; KUHLBERG, A. Biomechanical basis of extraction space closure. In: NANDA, R. **Biomechanical in clinical orthodontics**. Philadelphia: W.B. Saunders, 1997. p.156-187.
OPPENHEIN, A. A possibility for physiologic orthodontic movement. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v.30, p.277-354, 1944.
PAULSON, R.C.; SPEIDELT, T.M.; ISAACSON, R.J. A laminographic study of cuspid retraction versus molar anchorage loss. **Angle Orthod**., v.40, p.20-7, 1970.
PROFFIT, W.R.; FIELDS, H.W. **Ortodontia contemporânea**. 2.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1995. 595p.
QUINN, R.S.; YOSHIKAWA, K. A reassessment of force magnitude in orthodontics. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v.88, p.252-260, 1985.
REITAN, K. Some factors determining the evaluation of forces in orthodontics. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v.43, p.32-45, 1957.
REITAN, K. Biomechanical principles and reactions. *In*: GRABER, T.M. **Current orthodontic concepts and tecniques**. Philadelphia: Saunders, 1969. p.56-156.
RICKETTS, R.M. Bioprogressive therapy as an answer to orthodontic needs. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v.70, p.359-397, 1976.
SANDSTEDT, C. *In*: SCHWARZ, A.M. Tissue changes incidental to orthodontic tooth movement. **Int J Orthod**, v.18, p.331-352, 1932.
SCELZA NETO, P.; MUCHA, J.N.; CHEVITARESE, O. Mola de fechamento de espaços em ortodontia em forma de lágrima: desempenho em tração. **Rev Bras Odontol**, v.42, n.6, p.22-29, 1985.
SHIMIZU. R.H. **Fechamento de espaços após exodontias de primeiros pré-molares**. Araraquara, 1995, 99p. Dissertação (Mestrado em Ortodontia) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista.
SMITH, R.J.; BURSTONE, C.J. Mechanics of tooth movement. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v.85, p.294-307, 1984.
STAGGERS, J.A.; GERMANE, N. Clinical considerations in the use of retraction mechanics. **J Clin Orthod**, v.25, p.364-369, 1991.
STEINER, C. The use of cephalometrics as an aid to planning and assessing orthodontic treatment. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v.46, p.721-735, 1960.
STOREY, E.; SMITH, R. Force in orthodontics and its relation to tooth movement. **Aust J Dent**, v.56, p.11-18, 1952.
STRANG, R. **Tratado de ortodoncia**. 3.ed. Buenos Aires: Bibliográfica Argentina, 1957. 852p.
TANNE, K.; KOENIG, H.A.; BURSTONE, C.J. Moment to force ratios and the center of rotation. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v. 94, p.426-431, 1988.
TAYLOR, R.H. Modified “T” loop arch wire. **J Clin Orthod**, v.15, p.565-569, 1981.
TOTTI, J.I.S.; SATO, K. Estudo comparativo das propriedades mecânicas da alça de retração para dentes anteriores (tipo Bull modificada), utilizando fios de aço inoxidável de diferentes marcas e espessuras. **Ortodontia**, v.25, p.27-36, 1992.
TWEED, C.H. **Clinical orthodontics**. 3.ed. Saint Louis: Mosby, 1966.