

A Degradação da Força de Segmentos de Elásticos em Cadeia de Diferentes Tamanhos – Estudo Comparativo *In Vitro*¹

The Force Degradation of Segments of Elastic Chains of Different Sizes – an In Vitro Comparative Study

João Joaquim Ferreira Neto*
Márcia Tereza de Oliveira Caetano**

Ferreira Neto JJ, Caetano MT de O. A degradação da força de segmentos de elásticos em cadeia de diferentes tamanhos – estudo comparativo *in vitro*. J Bras Ortodon Ortop Facial 2004; 9(51):225-33.

Objetivou-se, com esta pesquisa, avaliar a influência do tamanho sobre a degradação da força de elásticos plásticos em cadeia. Para tanto, comparou-se a degradação de força de três grupos de elásticos em cadeia, de tamanhos diferentes (três elos, cinco elos e sete elos), quando distendidos para liberar uma força inicial próxima a 200gf, durante um período de quatro semanas. Os dados coletados foram submetidos a análises estatísticas, e os resultados do experimento mostraram que a taxa de relaxação de tensão dos segmentos de elásticos em cadeia de diferentes tamanhos estudados, quatro horas, 24 horas, uma e quatro semanas após a ativação, mostrou-se significativamente diferente. Nos primeiros três intervalos de medições, os segmentos de três elos apresentaram as menores taxas de relaxação de força, enquanto que os segmentos de sete elos apresentaram, ao final da quarta semana, um percentual médio de degradação de força inicial menor do que os segmentos de três e de cinco elos ($p < 0,05$); oito horas, duas e três semanas após a ativação, não foram observadas diferenças estatisticamente significativas entre os segmentos ($p > 0,05$).

PALAVRAS-CHAVE: Ortodontia; Materiais dentários; Tratamento.

INTRODUÇÃO

O fechamento de espaços é um procedimento frequentemente realizado em Ortodontia e pode ser realizado para sua obtenção por meio dos produtos elásticos, representados pelos elásticos em cadeias e módulos.

Uma movimentação eficiente poderia ser produzida com o uso de molas de NiTi. Contudo, os elásticos em cadeia são mais utilizados, em virtude de seu menor custo, sua facilidade de uso e possibilidade de opção de cores, aumentando sua aceitação pelos pacientes (Storie *et al.*, 1994).

Os produtos elastoméricos, entretanto, perdem força com o tempo, mesmo em ambiente seco, e suas propriedades são modificadas pela umidade e pela temperatura (Andreasen, Bishara, 1970), especialmente nas primeiras quatro horas após a ativação (Matta, Chevitarrese, 1997).

Entre os fatores que influenciam a degradação da força, têm sido citados a quantidade de distensão inicial, o tempo, o pré-estiramento, a realização de procedimentos de desinfecção e esterilização, a presença de pigmentos nos elásticos, a incorporação de fluoretos e fatores ambientais, como pH e temperatura do ambiente.

Atualmente, há no mercado uma grande variedade de conformações/configurações de elásticos, assim como estes auxiliares podem ser ligados aos acessórios ortodônticos de diferentes formas. Para se retrair um dente canino, por exemplo, pode-se ligar uma extremidade do elástico ao *bracket* do canino e a outra ao *bracket* do segundo pré-molar, enquanto a região posterior

¹Resumo de parte da Monografia apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade Federal Fluminense, para a obtenção do título de Especialista em Ortodontia e Ortopedia Facial.

*Especialista em Ortodontia e Ortopedia Facial – UFF; Av. Santa Rita de Cássia, 326, Farol – CEP 57021-600, Maceió, AL; e-mail: netojjf@hotmail.com

**Mestre em Ortodontia – UFRJ; Doutoranda em Ortodontia – UFRJ; Professora do Curso de Especialização em Ortodontia e Ortopedia Facial – UFF

está amarrada em conjunto (*tie-together*); sobrepassar alguns dentes, ligando-os ao acessório do primeiro ou do segundo molar, amarrando os dentes intermediários individualmente ou em conjunto, mas deixando uma maior quantidade de material elastomérico disponível, de modo a, talvez, propiciar uma menor taxa de relaxação de tensão.

A fim de simular estes procedimentos e verificar a existência de diferença entre a liberação de força pelos elásticos nestas três situações, realizou-se esta pesquisa. Nesta, avaliou-se, *in vitro*, a taxa de relaxação de tensão de três grupos de segmentos de elásticos em cadeia de tamanhos diferentes, de um mesmo fabricante, distendidos para desenvolver forças iniciais próximas a 200gf, uma hora, quatro horas, oito horas, 24 horas, uma semana, duas semanas, três semanas e quatro semanas após a ativação inicial.

MATERIAL E MÉTODO

Antes de serem testados, os elásticos em cadeia, *Closed Grey Memory Chain* (American Orthodontics, Sheboygan, Wisconsin, EUA, referência do catálogo nº 854-252) utilizados, foram mantidos em suas embalagens plásticas originais, como recomendado pelo fabricante, ao abrigo da luz e sob refrigeração (Stevenson, Kusy, 1994).

Para a realização do experimento, as cadeias plásticas foram cuidadosamente removidas dos carretéis, sem serem distendidas, e foram seccionados 21 segmentos de elásticos, dos quais sete continham cinco elos, sete continham sete elos e sete segmentos continham nove elos, conforme visto no Quadro 1.

Para todos os segmentos de elásticos, somente os elos centrais foram ativados, deixando-se um elo extra em cada extremidade, de modo a eliminar a possibilidade de dano acidental à cadeia, durante o corte e remoção do carretel, que poderia atingir a estrutura dos elos que seriam distendidos, tornando-a frágil, com possibilidades de fratura, sem que fosse identificado visualmente tal dano (Matta, Chevitarese, 1997). Em seguida, as cadeias elásticas foram colocadas no *jig* e distendidas lentamente, até atingirem a ativação desejada, próxima a 200gf, considerada ótima para a retração de caninos (Storey, Smith, 1952; Reitan, 1957; Sleichter, 1971; Boester, Johnston, 1974).

O *jig* (Figura 1) foi especialmente confeccionado em acrílico, com o objetivo de manter os elásticos ativados durante o experimento e permitir a mensuração das forças liberadas, sendo composto de três partes interligadas: uma placa-base apresentando duas perfurações laterais, para fixação, através de parafusos, à estrutura de acrílico (Figura 2) em que foram realizadas as medições das forças, e duas bases menores, uma fixa e outra móvel, sendo a base fixa ligada à placa-base através de dois parafusos verticais.

A base fixa liga-se à móvel, em cada uma das extremidades, através de dois parafusos horizontais, os quais têm também a função de fazer movimentos de aproximação e distanciamento da base móvel em relação à fixa.

A base móvel apresenta 21 ganchos fixos, confeccionados em fio de aço inoxidável 0,036 polegada, dispostos de forma horizontal, que servem para fixação de uma das extremidades da cadeia elástica a ser testada. A base fixa, por outro lado, apresenta 21 sulcos revestidos de Teflon®, que transfixam toda a base, contendo segmentos de fio de aço inoxidável 0,021" x 0,025" – de tamanhos variados, para cada grupo de elásticos – com ganchos nas suas extremidades interna e externa, sendo que o gancho interno tem função de fixar a outra extremidade da cadeia elástica, enquanto o externo serve para encaixar o braço sensível do dinamômetro (Dentaurum 040-711-00, Pforzheim, Alemanha), que aferiu a força liberada pelo elástico. Nestes próprios segmentos de fio retangular, *stops* foram confeccionados, com a função de informar, visualmente, a força liberada pelos segmentos de elásticos.

O dinamômetro também foi encaixado à estrutura, em uma caixa de acrílico menor (Figura 3), à qual foi adaptado um sistema com engrenagens (Figura 4), que permitiram os movimentos do instrumento, tanto no sentido vertical, aproximando-se ou distanciando-se do *jig* sem que houvesse interferência direta do operador no dinamômetro, como o movimento lateral, para a medição de todos os elásticos e anteroposterior, para compensar o movimento do braço do dinamômetro, durante a leitura da força.

No momento da medição da força liberada pelo elástico, o braço sensível do dinamômetro era encaixado ao gancho externo da base fixa e movimentado no sentido de afastar-se do gancho (Figura 3). O instante em que o *stop* se afastava da base era aquele em que a força suportada pelo dinamômetro representava a força liberada pelo elástico.

As medições das forças liberadas pelos elásticos foram realizadas nos intervalos de tempo: inicial, uma hora, quatro horas, oito horas, 24 horas, uma semana, duas semanas, três semanas e quatro semanas após a ativação dos elásticos. Logo depois de cada medição, o *jig*, com os elásticos, foi colocado em um recipiente contendo saliva artificial (Santos *et al.*, 1994) e mantido em estufa bacteriológica (Quimis Q-316B, Diadema, São Paulo) com temperatura controlada de 37°C ± 0,5°C. O nível da saliva artificial existente no recipiente foi verificado diariamente, para que os elásticos estivessem sempre cobertos por esta solução.

Para a realização das medidas, o *jig* foi colocado na estrutura de acrílico, onde o dinamômetro já estava preparado para a mensuração das forças, de modo a evitar que os elásticos permanecessem fora do ambiente, com temperatura controlada por um longo espaço

de tempo.

A distância entre os ganchos das bases fixa e móvel foi diminuída em 0,5mm por semana, de modo a simular o movimento dentário ortodôntico de retração de um canino (Hershey, Reynolds, 1975; Boester, Johnston, 1974; Sleichter, 1971). Para facilitar a execução desta tarefa, a distância entre as bases fixa e móvel do *jig* foi estabelecida em 26,5mm, inicialmente. Desta forma, a distância entre as bases, ao final da primeira semana, foi diminuída para 26mm

e assim sucessivamente, até se chegar a uma distância de 24,5mm entre as bases fixa e móvel do *jig*.

A avaliação da degradação de força foi obtida calculando-se a magnitude de força perdida ao longo do tempo e o seu percentual em relação à força inicial, em cada intervalo de tempo e para cada amostra testada.

TRATAMENTO ESTATÍSTICO

O tratamento estatístico foi realizado comparando-se as médias aritméticas dos valores de força liberada pelos elásticos, bem como dos percentuais de força relativos ao inicial, para verificar a existência de

QUADRO 1: Distribuição dos grupos de elásticos avaliados na primeira etapa do experimento.

Grupo	Nº de amostras	Nº de elos	Elos utilizados	Forma de estiramento	Força liberada inicialmente
Três elos	7	5	3	Lenta	Próxima a 200gf
Cinco elos	7	7	5	Lenta	Próxima a 200gf
Sete elos	7	9	7	Lenta	Próxima a 200gf

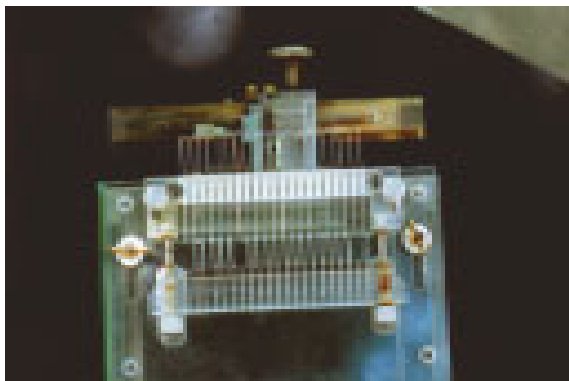


FIGURA 1: Fotografia do *jig* utilizado para manter os segmentos de elásticos distendidos durante o experimento.

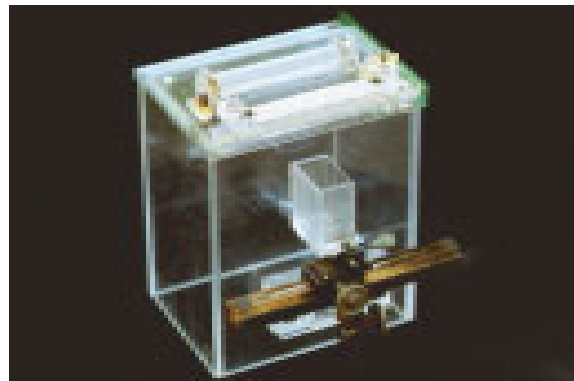


FIGURA 2: Fotografia da estrutura de acrílico em que foram realizadas as medições da força liberada pelos elásticos.

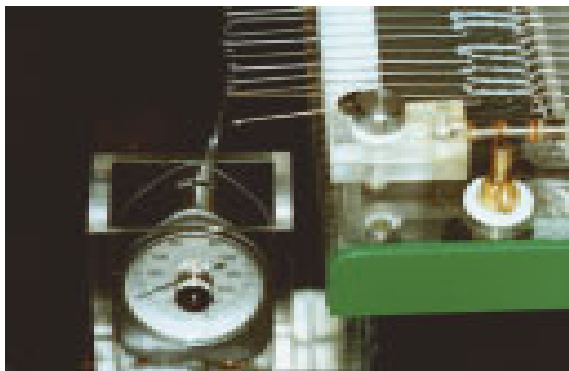


FIGURA 3: Exemplo de como foi realizada a medição da

diferenças estatisticamente significantes:

- entre os grupos, para cada um dos intervalos de tempo, separadamente;
- dentro de cada grupo, considerando as diferenças de força de um momento para outro.

Testes de Shapiro-Wilk, ao nível de 5% de significância, foram realizados para verificar a condição de normalidade dos dados coletados. Quando os dados foram considerados normais, utilizou-se o teste para-

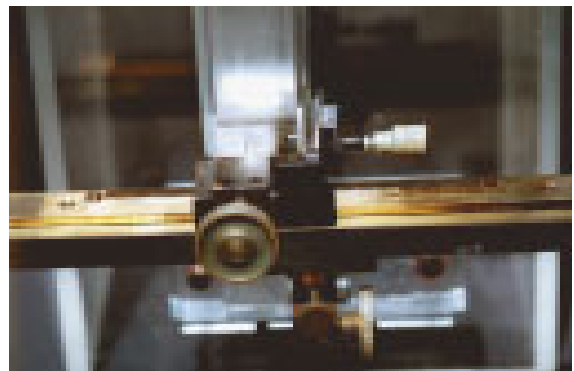


FIGURA 4: Fotografia aproximada do sistema de engrenagens utilizado para movimentar o dinamômetro.

métrico Análise de Variância, adotando o nível de 5% de significância, para identificar possíveis diferenças entre os três grupos. O teste de igualdade de variância utilizado foi o de Levene. As diferenças entre os grupos foram analisadas através do teste de Tukey, quando as variâncias foram iguais, ou pelo teste T3 de Dunnett, quando as variâncias foram diferentes, ambas ao nível

de 5% de significância (Spiegel, 1993).

Para os grupos que não satisfizeram a condição de normalidade, aplicou-se o teste não-paramétrico de Kruskal-Wallis, também com um intervalo de confiança de 95%, seguido do teste de Mann-Whitney, para determinar as diferenças entre os grupos (Spiegel, 1993).

O teste não-paramétrico de Friedman também foi utilizado para testar a igualdade de distribuição entre os vários momentos, para cada tratamento. Para a identificação de diferenças entre os grupos, foi utilizado o teste de Wilcoxon (Spiegel, 1993).

RESULTADOS

Os valores obtidos com o experimento foram organizados e apresentados em tabelas, nas quais foram expostas as médias, as medianas, os desvios-padrão, os valores mínimos e máximos.

A degradação da força foi considerada como magnitude de força remanescente em relação à força inicial. Para padronizar os dados e facilitar a comparação entre os grupos, as perdas foram também determinadas como percentuais da força inicial.

A Tabela 1 apresenta os resultados das médias das forças liberadas pelo grupo de segmentos três elos, seguido dos desvios-padrão, medianas, valores mínimos e valores máximos.

Na Tabela 2, estão apresentados os resultados das médias das forças liberadas pelo grupo de segmentos cinco elos, seguido dos desvios-padrão, medianas, valores mínimos e valores máximos.

A Tabela 3 ilustra os resultados das médias das forças liberadas pelo grupo de segmentos sete elos, seguido dos desvios-padrão, medianas, valores mínimos e valores máximos.

A Tabela 4 agrupa os valores percentuais da força liberada em relação à força inicial, para os três grupos, durante todo o experimento.

DISCUSSÃO

O aparelho ortodôntico ideal deveria ter a capacidade de liberar forças relativamente constantes durante o limite de sua ativação (Burstone *et al.*, 1961), de maneira que a desativação, por degradação do material ou por diminuição da força decorrente da movimentação dentária, não levasse a modificações abruptas na mag-

TABELA 1: Valores médios, medianas, desvios-padrão, mínimos e máximos da força liberada pelos segmentos de elásticos de três elos, em gramas-força.

Momento	Média	Mediana	Desvio-padrão	Mínimo	Máximo
Inicial	208,57	210,00	7,07	190,00	225,00
1 hora	194,29	200,00	17,68	160,00	210,00
4 horas	175,00	170,00	7,07	160,00	190,00
8 horas	168,57	170,00	7,07	150,00	190,00
24 horas	147,86	140,00	3,54	135,00	165,00
1 semana	132,86	135,00	6,99	120,00	140,00
2 semanas	117,86	115,00	9,06	110,00	135,00
3 semanas	94,29	95,00	6,73	85,00	105,00
4 semanas	69,29	70,00	6,07	60,00	75,00

TABELA 2: Valores médios, medianas, desvios-padrão, mínimos e máximos da força liberada pelos segmentos de elásticos de cinco elos, em gramas-força.

Momento	Média	Mediana	Desvio-padrão	Mínimo	Máximo
Inicial	206,43	205,00	17,68	195,00	240,00
1 hora	176,43	170,00	17,68	155,00	205,00
4 horas	152,86	145,00	14,96	140,00	180,00
8 horas	154,29	155,00	9,32	140,00	170,00
24 horas	135,00	135,00	8,16	125,00	150,00
1 semana	123,57	120,00	6,90	115,00	135,00
2 semanas	107,86	110,00	6,36	100,00	115,00
3 semanas	83,57	85,00	2,44	80,00	85,00
4 semanas	64,29	65,00	1,89	60,00	65,00

TABELA 3: Valores médios, medianas, desvios-padrão, mínimos e máximos da força liberada pelos segmentos de elásticos de sete elos, em gramas-força.

Momento	Média	Mediana	Desvio-padrão	Mínimo	Máximo
Inicial	225,71	235,00	17,42	200,00	240,00
1 hora	194,29	200,00	11,34	180,00	210,00
4 horas	180,71	180,00	8,38	170,00	190,00
8 horas	164,29	160,00	14,84	140,00	180,00
24 horas	155,71	160,00	11,70	140,00	170,00
1 semana	135,00	140,00	6,45	125,00	140,00
2 semanas	122,14	120,00	7,56	110,00	135,00
3 semanas	100,00	100,00	5,00	90,00	105,00
4 semanas	89,29	90,00	1,89	85,00	90,00

Momento	Grupos		
	Três elos	Cinco elos	Sete elos
Inicial	100,00%	100,00%	100,00%
1 hora	93,12%	85,32%	86,25%
4 horas	84,00%	73,99%	80,31%
8 horas	80,78%	74,75%	72,81%
24 horas	70,87%	65,43%	69,10%
1 semana	63,78%	59,89%	59,94%
2 semanas	56,62%	52,26%	54,23%
3 semanas	45,34%	40,54%	44,55%
4 semanas	33,25%	31,17%	39,76%

TABELA 4: Valores percentuais médios em relação à força inicial, para cada grupo, durante todo o experimento.

nitude de força.

Através da literatura compilada e dos resultados encontrados neste estudo (Tabelas 1, 2, 3 e 4), percebe-se que os elásticos plásticos em cadeia não satisfazem plenamente esta premissa, pois, nas primeiras horas, sua força diminui rapidamente. Em grande parte das pesquisas realizadas com estes materiais, objetivou-se encontrar formas de diminuir esta taxa de relaxação de tensão, para que nem a força liberada seja diminuída tão rapidamente, nem os efeitos da movimentação dentária sejam tão dramáticos sobre suas propriedades mecânicas, fornecendo ao Clínico meios de utilizar estes produtos de forma mais racional.

Em função de variáveis inerentes aos produtos, das diversas marcas comerciais existentes, cujas composições não se tem acesso, e da ampla gama de métodos utilizados pelos vários autores, não há ainda respostas conclusivas sobre como estes materiais perdem tensão com o tempo.

Com este trabalho, objetivou-se comparar as taxas de relaxação de tensão de segmentos de elásticos em cadeia ortodônticos de um único fabricante de três diferentes tamanhos, mantidos em ambiente oral simulado, com saliva artificial a 37°C, de modo a simular sua ligação do acessório ortodôntico de um canino ao

de um segundo pré-molar, ou ao primeiro ou segundo molares permanentes. Esta seleção foi realizada a partir da hipótese experimental de que uma cadeia maior perderia menos força do que uma de menor tamanho, quando fossem distendidas para desenvolver a mesma força inicial.

Os elásticos plásticos utilizados nesta pesquisa para os ensaios de tensão foram escolhidos por apresentarem os melhores resultados, segundo estudos realizados anteriormente (Matta, Chevitarrese, 1997; 1998). Estes elásticos apresentavam uma mesma configuração, do tipo fechada, sem espaço entre os elos.

O valor inicial, em torno de 200gf, foi selecionado por estar dentro de uma faixa considerada adequada para o movimento ortodôntico de retração de um canino para o espaço da extração de primeiro pré-molar, de acordo com os resultados de Storey e Smith (1952), Reitan (1957), Sleichter (1971) e Boester e Johnston (1974). A seleção adequada das forças a serem aplicadas para a movimentação dentária ortodôntica é essencial para a realização de um bom tratamento, devendo-se procurar manter a integridade do suprimento sanguíneo capilar do ligamento, para promover o máximo de

reabsorções ósseas do tipo frontal, bem como evitar as áreas de hialinização ao redor do osso alveolar do lado de pressão, como sugerido por Gianelly (1969). Deste modo, também podem ser evitados maiores desconfortos para os pacientes, tais como sensibilidade e dor, muito embora a relação entre magnitude de força aplicada e dor não seja muito clara (Boester, Johnston, 1974). Evita-se também o desagradável e irreversível efeito atribuído à aplicação de forças excessivas, que são as reabsorções radiculares (Reitan, 1974).

Buscou-se padronizar a força inicial liberada pelos elásticos (Tabelas 1, 2 e 3); entretanto, sua variação pode ser observada pelos valores dos desvios-padrão, provavelmente devidos à aleatoriedade das conformações espaciais assumidas pelas macromoléculas de polímeros dos segmentos de elásticos utilizados no experimento (Billmeyer, 1984). Esta variabilidade também foi percebida por Andreasen, Bishara (1970).

A utilização de dinamômetro, na prática clínica, conforme sugerido por Hershey, Reynolds (1975) e Baty *et al.* (1994), parece mesmo necessária, para que se tenha certeza da força inicial liberada por estes materiais. A análise estatística demonstrou haver diferença significativa entre os grupos de segmentos de cinco e sete elos, sendo a força inicial dos segmentos de cinco elos significativamente menor do que a dos segmentos de sete elos ($p < 0,05$).

Nas medições seguintes à inicial, a taxa de relaxação de tensão dos vários grupos variou consideravelmente, entre os grupos, dentro dos grupos e em momentos diferentes.

Na primeira hora, os grupos apresentaram um percentual de tensão remanescente que variou entre 85% e 93%, aproximadamente, da força inicial, com a menor perda referente aos segmentos com três elos, e a maior observada nos segmentos de cinco elos. Em gramas, estes valores variaram entre 194gf e 176gf, ainda considerados adequados para a movimentação dentária ortodôntica, e não foi observada diferença entre estas magnitudes de força em nível estatisticamente significativo ($p > 0,05$).

Quatro horas após o início do experimento, as cadeias apresentavam valores médios entre 153gf e 180gf, aproximadamente, o que correspondeu a percentuais de 74% a 84% da força inicial, aproximando-se os valores. De acordo com os testes estatísticos, a média da tensão no segmento de cinco elos foi menor ($p < 0,05$) do que a tensão média nos segmentos de três elos e nos segmentos de sete elos, ao passo que estes dois últimos não apresentaram diferenças entre suas medidas ($p > 0,05$).

Oito horas decorridas desde o início do experimento, as cadeias apresentavam magnitudes médias de força entre 154gf e 168gf, aproximadamente, o que correspondeu a 73% e a 81% da força inicial (valores aproximados). Neste momento, as magnitudes de força

liberadas pelos elásticos não apresentavam diferenças estatisticamente significantes entre os diversos segmentos avaliados ($p > 0,05$).

A partir de estudos realizados desde o seu lançamento, foi observado que os elásticos plásticos perdem grande quantidade da força durante o primeiro dia decorrido de sua ativação, da ordem de 50% a 60% da força inicialmente liberada (Andreasen, Bishara, 1970; Wong, 1976; Ash, Nikolai, 1978). Neste estudo, aproximadamente um terço da força inicial foi dissipada neste mesmo período, sugerindo diferenças entre os produtos das diversas marcas. O grupo de três elos manteve um percentual da força inicial maior que o de cinco elos ($p < 0,05$), de 70,87% contra 65,43%, e o grupo de sete elos não apresentou diferença quando comparado aos outros dois grupos, devido à variação (desvio-padrão de 3,99%) do percentual de força em torno da média, de 69,10%.

Uma comparação destes resultados com os de outros estudos nem sempre foi possível, pelo fato de não se saber a exata composição destes materiais, mantida em sigilo pelos fabricantes. Apenas no estudo de Stevenson e Kusy (1994), há referência aos fornecedores dos elastômeros poliuretanos comercializados pela Ormco (SDS Ormco, Glendora, Califórnia, EUA), testados pelos autores citados. Outras limitações são advindas das diferenças entre as configurações das diferentes cadeias elastoméricas já testadas, como a distância entre os elos, e coloração, sem deixar de mencionar as diferentes metodologias empregadas em estudos anteriores.

Matta, Chevitarrese (1997) relataram uma degradação de força média de 34% para elásticos do tipo Memory Chain, no mesmo período e nas mesmas condições testadas (saliva artificial e pH neutro), que foi superior à obtida no presente experimento. Esta diferença pode ser devida à configuração dos elásticos: Matta, Chevitarrese (1997) testaram elásticos de passo curto, com pequena distância entre os módulos, enquanto que os aqui testados não a apresentam (foram avaliados elásticos sem espaço entre os elos). Estes resultados contrariam os achados de De Genova *et al.* (1985), e Baty *et al.* (1994a), para os quais os elásticos “fechados” (sem espaço entre os elos) parecem reter um percentual maior da força ao longo do tempo.

Na primeira semana após a ativação, os segmentos de elásticos apresentavam percentuais de tensão entre 60% e 64% da força inicial, com o segmento de três elos, mantendo um percentual médio da força inicial maior ($p < 0,05$) do que os grupos contendo cinco e sete elos.

Deve ser notado que, a partir da segunda semana, para as condições em que o experimento foi realizado, no qual uma taxa de fechamento de espaço de 0,5mm por semana foi imposta, as forças absolutas remanescentes, medidas em gramas, parecem não mais estar

dentro da faixa considerada ótima para o movimento dentário ortodôntico (Storey, Smith, 1952; Reitan, 1957; Sleichter, 1971; Boester, Johnston, 1974). Entretanto, mesmo que mais lentamente, ainda é possível movimentar dentes com esta força, de acordo com os resultados de Boester, Johnston (1974). Do ponto de vista do significado estatístico, não foram notadas diferenças entre os percentuais de degradação de força na segunda e terceira semanas de testes de todos os grupos ($p > 0,05$).

Em termos percentuais, ao final de quatro semanas, as cadeias dos três grupos apresentavam médias entre 31% e 39,76% da força inicial. Estes valores diferem daqueles encontrados por estudo anterior semelhante, segundo o qual era de se esperar 25% da força inicial, após quatro semanas de ativação, com a mesma taxa de fechamento de espaço proposta, independente da força inicial aplicada (Hershey, Reynolds, 1975). O maior percentual de força remanescente ($p < 0,05$), de 39,76%, foi apresentado pelos segmentos de sete elos, seguido dos de três elos, com 33,25% e, com menor percentual, os segmentos com cinco elos, que mantiveram 31,17% da força inicialmente liberada.

Esta diferença, significativa sob a ótica estatística ($p < 0,05$), é passível de interpretação clínica. Para Stevenson, Kusy, de 1994, extrapolar resultados de experimentos laboratoriais para situações clínicas é mais viável quando as diferenças entre as variáveis estudadas ultrapassam 10%. Neste estudo, ao final das quatro semanas de duração do primeiro experimento, a diferença entre o grupo de segmentos de maior degradação (cinco elos) e o que apresentou menor degradação (sete elos) foi de aproximadamente 8%, insuficiente para estabelecer que há diferença na força liberada por estes produtos, quando utilizados na prática ortodôntica diária. Se for considerado também o aspecto

econômico, o primeiro grupo, com segmentos de três elos, parece ser mais adequado para a utilização durante o movimento de retração de caninos, por consumir menos material de um produto de custo relativamente elevado, especialmente se comparado aos similares da indústria nacional.

Apesar de uma queda considerável na magnitude da força ter ocorrido (Gráfico 1), e de resultados de experimentos prévios mostrarem que alguns produtos mantêm uma alta percentagem da força inicial, acredita-se que tais resultados, assim como no estudo de Josell *et al.* (1997), sejam conseqüências da manutenção das cadeias a uma distância fixa, fazendo com que a diminuição reflita apenas a relaxação de tensão sofrida pelo material, e não o quanto o movimento dentário, embora simulado, contribui para este fenômeno.

Conforme citado por Howard, Nikolai (1979), a queda na magnitude de força com o tempo, a partir do nível inicial, é a superposição de dois componentes: o deslocamento relativo das unidades dentárias, e a própria relaxação ou degradação do elemento do aparelho. Portanto, parece plenamente justificada a diminuição do espaço entre os ganchos do *jig*, de forma a simular o efeito da movimentação dentária sobre a diminuição da força dos elásticos.

CONCLUSÕES

Concluiu-se nesta pesquisa que:

A taxa de relaxação de tensão dos segmentos de elásticos em cadeia de diferentes tamanhos estudados quatro horas, 24 horas, uma e quatro semanas após a ativação mostrou-se significativamente diferente. Nos primeiros três intervalos de medições, os segmentos de três elos apresentaram as menores taxas de relaxação de força, enquanto que os segmentos de sete elos apresentaram, ao final da quarta semana, um percentual

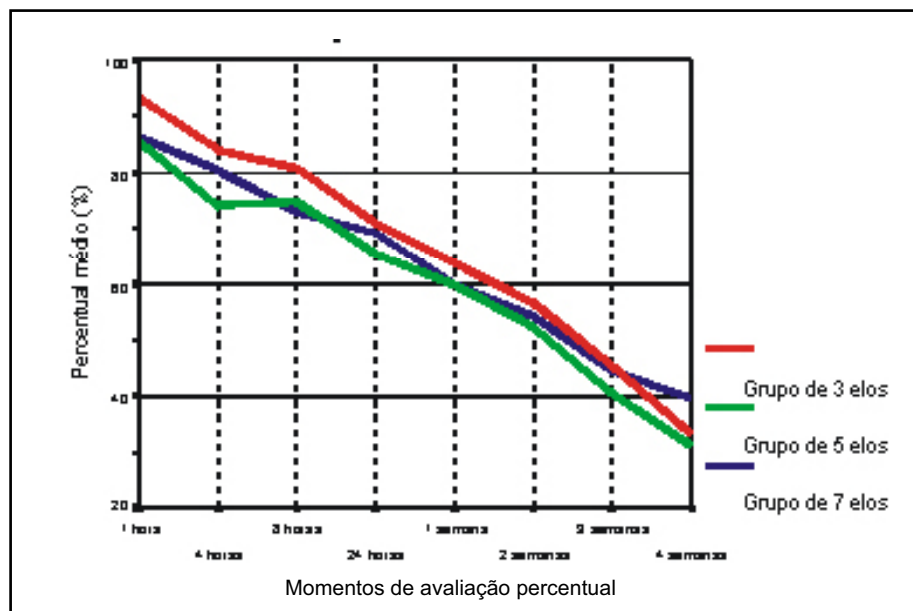


GRÁFICO 1: Representação gráfica das curvas de degradação da força inicial para os três grupos de segmentos de elásticos, ao longo do tempo, em percentagem da força inicial.

médio de degradação de força inicial menor do que os segmentos de três e de cinco elos ($p < 0,05$). Nos momentos oito horas, duas e três semanas, não foram observadas diferenças significativas estatisticamente entre os segmentos ($p > 0,05$). Estes resultados sugerem o uso de segmentos de elásticos menores em intervalos de reativação de uma a três semanas, conseqüentemente, com menor custo e, para intervalos maiores, a utilização de segmentos de elásticos maiores;

Novas pesquisas, utilizando uma gama maior de produtos, incluindo diversos fabricantes, são sugeridas, para mais conclusões a respeito destes materiais.

Ferreira Neto JJ, Caetano MT de O. The force degradation of segments of elastic chains of different sizes – an *in vitro* comparative study. J Bras Ortodon

analysis, and the results of at first part of the experiment showed that the stress relaxation rate of the segments of different lengths, studied at four hours, 24 hours, one week and four weeks after activation, were revealed significantly different. At the first three measurement times, the segments of three modules displayed the least force degradation rates, while the segments of seven modules presented, at the end of the fourth week, a mean percentage of force degradation, statistically lower than the segments of three and five modules ($p < 0,05$); eight hours, two and three weeks after activation, statistically significant differences were not observed among the segments ($p > 0,05$).

KEYWORDS: Orthodontics; Dental materials; Therapy.

REFERÊNCIAS

- Andreasen GF, Bishara S.E. Comparison of Alastik chains involved with intra-arch molar-to-molar forces. *Angle Orthod* 1970; 40(3):151-8.
- Ash JL, Nikolai RJ. Relaxation of orthodontic elastomeric chains and modules *in vitro* and *in vivo*. *J Dent Res* 1978; 57(5-6):685-90.
- Baty DL, Storie DJ, Von Fraunhofer JA. Synthetic elastomeric chains: a literature review. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1994; 105(6):536-42.
- Baty DL, Volz JE, Von Fraunhofer JA. Force delivery properties of colored elastomeric modules. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1994; 106(1):40-6.
- Billmeyer FW. Textbook of polymer science. 3rd ed. Singapore: John Wiley and Sons; 1984. 577p.
- Bishara SE, Andreasen GF. A comparison of time related forces between plastic Alastiks and latex elastics. *Angle Orthod* 1970; 40(4):319-28.
- Boester CH, Johnston LE. A clinical investigation of the concepts of differential and optimal force in canine retraction. *Angle Orthod* 1974; 44(2):113-9.
- Brantley WA, Salander S, Myers CL, Winders RV. Effects of prestretching on force degradation characteristics of plastic modules. *Angle Orthod* 1979; 49(1):37-43.
- Brooks DG, Hershey HG. Effects of heat and time on stretched plastic orthodontic modules. *J Dent Res* 1976; 55:B152 (Special Issue B – Resumo IADR n. 363).
- Burstone CJ, Baldwin JJ, Lawless DT. The application of continuous forces to orthodontics. *Angle Orthod* 1961; 31(1):1-14.
- De Genova DC, McInnes-Ledoux P, Weinberg R, Shaye R. Force degradation of orthodontic elastomeric chains – A product comparison study. *Am J Orthod* 1985; 87(5):377-84.
- Fadel B, Jost-Brinkmann PG, Miethke RR. Discoloration of Alastiks and power chains by different foods and liquids. *Prakt Kieferorthop*; 6(4):279-86. In: *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1994; 105(6):615 (Resumo).
- Ferriter JP, Meyers CE, Lorton L. The effect of hydrogen ion concentration on the force-degradation rate of orthodontic polyurethane chain elastics. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1990; 98(5):404-10.
- Hershey HG, Reynolds WG. The plastic module as an orthodontic tooth-moving mechanism. *Am J Orthod* 1975; 67(5):554-62.
- Hugert EF, Patrick KS, Nunez LJ. Observations on the elastic behavior of a synthetic orthodontic elastomer. *J Dent Res* 1990; 69(2):496-501.
- Jeffries CL, Von Fraunhofer JA. The effects of 2% alkaline gluteraldehyde solution on the elastic properties of elastomeric chain. *Angle Orthod* 1991; 61(1):25-30.
- Josell SD, Leiss JB, Rekow ED. Force degradation in elastomeric chains. *Semin Orthod* 1997; 3(3):189-97.
- Joseph VP, Grobler SR, Rossouw PE. Fluoride release from orthodontic elastic chain. *J Clin Orthod* 1993; 27(2):101-5.
- Killiany DM, Duplessis J. Relaxation of elastomeric chains. *J Clin Orthod* 1985; 19(8):592-3.
- Kovatch JS, Lautenschlager EP, Apfel DA. Load-extension-time behavior of orthodontic elastics. *J Dent Res* 1976; 55(5):783-6.
- Lu TC, Wang WN, Tarng TH, Chen JW. Force decay of elastomeric chain – a serial study. Part II. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1993; 104(4):373-7.
- Matta ENR, Chevitarrese O. Avaliação laboratorial da força liberada por elásticos plásticos. *Rev SOB* 1997; 3(4):131-7.
- Matta ENR, Chevitarrese O. Deformação plástica de elásticos ortodônticos em cadeia: estudo *in vitro*. *Rev SOB* 1998; 3(5):188-92.
- Mayberry D, Allen R, Close J, Kinney DA. Effects of disinfection procedures on elastomeric ligatures. *J Clin Orthod* 1996; 30(1):49-51.
- Mendes AM, Baggio PE, Bolognese AM. Fechamento de espaços. *Rev SOB* 1992; 2(1):11-9.
- Natgrass C, Ireland AJ, Sherriff M. The effect of environmental factors on elastomeric chain and nickel titanium coil springs. *Eur J Orthod* 1998; 20(2):169-76.
- Reitan K. Some factors determining the evaluation of forces in orthodontics. *Am J Orthod* 1957; 43(1):32-45.
- Rock WP, Wilson HJ, Fisher SE. A laboratory investigation of orthodontic elastomeric chains. *Br J Orthod* 1985; 12(4):202-7.
- Rock WP, Wilson HJ, Fisher SE. Force reduction of orthodontic

Ortop Facial 2004; 9(51):225-33.

The purpose of the authors, with this research, was to evaluate the influence of length upon the force degradation of elastic chains. In this experiment, the force degradation rates in three groups of elastic chains of different lengths (three modules, five modules and seven modules) were compared, when these modules were stretched to deliver an initial force close to 200gmf, for a period of four weeks. The collected data were submitted to statistical

- elastomeric chains after one month in the mouth. *Br J Orthod* 1986; 13(3):147-50. In: *Am J Orthod* 1987; 92(1):79 (Resumo).
- Santos EP, Bacaltchue MYP, Rocha JF, Chiavegatto LFS, Gazin ZC. Saliva artificial: algumas considerações farmacotécnicas. *Rev Bras Farm* 1994; 75(1):6-7.
- Santos AM. Tissue changes incidental to orthodontic tooth movement. *Int J Orthod* 1932; 18:331-52 *Apud* Mendes AM, Baggio PE, Bolognese AM. Fechamento de espaços. *Rev SOB* 1992; 2(1):11-9.
- Sleighter CG. A clinical assessment of light and heavy forces in the closure of extraction spaces. *Angle Orthod* 1971; 41(1):66-75.
- Sonis AL, Plas E, Gianelly A. A comparison of elastomeric auxiliaries versus elastic thread on premolar extraction site closure: an *in vivo* study. *Am J Orthod* 1986; 89(1):73-8.
- Spiegel MR. Estatística. 3ª ed. São Paulo: Makron Books; 1993. 643p.
- Stevenson JS, Kusy RP. Force application and decay characteristics of untreated and treated polyurethane elastomeric chains. *Angle Orthod* 1994; 64(6):455-67.
- Storey E, Smith R. Force in orthodontics and its relation to tooth movement. *Aust J Dent* 1952; 56(2):11-8.
- Von Fraunhofer JA, Coffelt MT, Orbell GM. The effects of artificial saliva and topical fluoride treatments on the degradation of the elastic properties of orthodontic chains. *Angle Orthod* 1992; 62(4):265-74.
- Wong AK. Orthodontic elastic materials. *Angle Orthod* 1976; 46(2):196-205.
- Young J, Sandrik JL. The influence of preloading on stress relaxation of orthodontic elastic polymers. *Angle Orthod* 1979; 49(2):104-9.

Recebido para publicação em: 20/06/03

Enviado para análise em: 10/07/03

Aceito para publicação em: 25/07/03