

**UNIVERSIDADE FEDERAL FLUMINENSE
CENTRO DE CIÊNCIAS MÉDICAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
CURSO DE ESPECIALIZAÇÃO EM ORTODONTIA E ORTOPEDIA FACIAL**

João Joaquim Ferreira Neto – C.D.

**A influência do tamanho e do pré-estiramento sobre a
degradação da força de elásticos em cadeia.**

Monografia apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade Federal Fluminense, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Especialista em Ortodontia.

**Niterói
2001**

F383 Ferreira Neto, João Joaquim

A influência do tamanho e do pré-estiramento sobre a degradação da força de elásticos em cadeia / João Joaquim Ferreira Neto; Orientadora: Prof. Márcia Tereza de Oliveira Caetano. – Niterói, 2001.

94f.;il.

Inclui gráficos e tabelas

Monografia (Especialização em Ortodontia e Ortopedia Facial) – Universidade Federal Fluminense, 2001.

Bibliografia: f. 90-94.

1. Ortodontia. 2. Elásticos em cadeia. 3. Pré-estiramento. I. Caetano, Márcia Tereza de Oliveira, [Orien.]. II. Título.

CDD 617.643

João Joaquim Ferreira Neto – C. D.

**A influência do tamanho e do pré-estiramento sobre a
degradação da força de elásticos em cadeia.**

Orientadora: Prof^a. Márcia Tereza de Oliveira Caetano

Aprovada em dezembro de 2001, por:

COMISSÃO EXAMINADORA

Prof. Oswaldo de Vasconcellos Vilella – Mestre – UFF

Prof^a Andréa Fonseca Jardim da Motta – Mestre - UFF

Prof. José Nelson Mucha – Doutor - UFF

Niterói

2001

Dedico este trabalho,

À minha família, pelo amor, apoio e incentivo,
imprescindíveis para que eu pudesse me
dedicar integralmente a este curso.

Especialmente a:

meus pais, Ivancildo (em memória) e Lucila,
meus irmãos, Ivan e Luciana, e à tia Marili.

AGRADECIMENTOS

Ao coordenador do Curso de Especialização em Ortodontia da UFF, Prof. Dr. **José Nelson Mucha**, pela liderança, por todos os ensinamentos, pelas lições, pelo constante incentivo e confiança depositada e, em particular, pela oportunidade dada em um momento difícil.

À Profa. **Márcia Tereza de Oliveira Caetano**, pela orientação precisa deste trabalho e pelos valiosos conhecimentos transmitidos durante o curso, que levarei comigo sempre.

Aos professores do Curso de Especialização em Ortodontia e Ortopedia Facial da UFF, Drs. **Oswaldo de Vasconcellos Vilella**, **Andréa Fonseca Jardim da Motta**, **Márcio Barroso Salomão** e **Adriana de Alcântara Cury-Saramago**, pelos conhecimentos transmitidos e pela amizade conquistada.

Aos professores da disciplina de Ortodontia Preventiva da UFAL, Drs. **Felício Melo de Albuquerque**, **Edgard Norões Rodrigues da Matta** e **Jovenildo Wanderley Santos**, pela iniciação na Ortodontia, orientação, amizade e, sobretudo, pela generosidade. Agradecimento especial ao Dr. **Edgard** por ceder o *jig* utilizado nesta pesquisa.

Ao Dr. **Anthony Menezes Leahy** e à Dra. **Ilse Zenker Dall'Ígna**, pela generosidade.

A **Adriana**, por quem tenho um sentimento especial, pelo companheirismo, cumplicidade e apoio constantes.

À amiga **Mônica**, seu esposo **Mauro** e ao levado **Pedro**, pela acolhida familiar. Se não os tivesse conhecido, não sei se faria o curso de modo mais ou menos produtivo, se seria melhor ortodontista; mas, sinceramente, os dias aqui foram bem mais agradáveis e menos solitários por causa de vocês.

Aos amigos **Celso**, **Constance** e **Gustavo**, pela oportunidade de convívio, pela amizade e por tornarem estes dois anos e meio mais agradáveis. Pela companhia constante nos finais de semana, e pelo bom coração em pele de lobo, meu amigo **Celso** também merece um segundo abraço.

Aos amigos da segunda turma, **Clarice, Elaine, Miguel, Slamad, Stefano e Tarcila**, nossos anfitriões no início do curso.

Aos recém-chegados alunos da quarta turma, **Brunna, Carlos, Eduardo, Flávia, Luciana e Valéria**, pela renovação de ânimo e disposição agora no último semestre de curso .

Ao Prof. **Licínio E. Silva**, chefe do departamento de Estatística do Instituto de Matemática da UFF, responsável por todo o tratamento estatístico deste trabalho, por sua dedicação.

A **Sérgio Guimarães Nogueira**, funcionário do Departamento de Biofísica da UFRJ, responsável pela estrutura de acrílico onde foram efetuadas as medições, pelo esmero com que trabalha e pela atenção dedicada.

À empresa **Profile Dental**, distribuidora dos produtos *American Orthodontics* no Brasil, por gentilmente ceder as amostras de elásticos utilizados neste trabalho.

A todos que, direta ou indiretamente, contribuíram para a realização deste trabalho.

“Um velho calção de banho,
O dia pra vadiar.
Um mar que não tem tamanho,
E um arco-íris no ar.

...

Sentir preguiça no corpo
E numa esteira de vime
Beber uma água de coco, é bom.

...

Depois sentir o arrepio
Do vento que a noite traz,
E o diz-que-diz-que macio
Que brota dos coqueirais.

E nos espaços serenos,
Sem ontem nem amanhã,
Dormir nos braços morenos
Da lua de Itapuã, é bom“.

Tarde em Itapuã
Toquinho - Vinícius de Moraes

RESUMO

Objetivou-se, com esta pesquisa, avaliar a influência do tamanho e da realização de pré-estiramento sobre a degradação da força de elásticos plásticos em cadeia. Para tanto, o experimento foi dividido em duas etapas. Na primeira etapa, foi comparada a degradação de força em 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. Na segunda etapa, foram comparadas as taxas de relaxação de tensão de três grupos de elásticos de tamanhos idênticos, durante duas semanas: grupo não submetido a pré-estiramento; grupo teste pré-estirado mantendo-se os segmentos distendidos a distâncias fixas por 60 segundos; grupo teste pré-estirado induzindo-se os segmentos a *creep*, em seqüências rápidas de deformação/relaxação por 15 segundos, a distâncias pré-definidas. Os dados coletados foram submetidos a análises estatísticas e os resultados da primeira etapa 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 ($p > 0,05$). A degradação da força dos segmentos de elásticos não pré-estirados e pré-estirados avaliados na segunda etapa do experimento mostrou-se estatisticamente diferente, uma hora, 24 horas, uma e duas semanas. Nos dois primeiros intervalos de medições, os segmentos induzidos a *creep* apresentaram as menores taxas de degradação de força, enquanto os segmentos não pré-estirados apresentaram um percentual médio significativamente menor que os segmentos pré-estirados ao final da primeira e segunda semanas ($p < 0,05$); quatro horas e oito horas após a ativação inicial não foram observadas diferenças estatisticamente significantes ($p > 0,05$).

ABSTRACT

The purpose of the author, with this research was to evaluate the influence of length and prestretching upon the force degradation of elastic chains. To achieve it, the experiment was divided into two parts. In the first one, the force degradation rates in three groups of elastic chains of different lengths (three modules, five modules and seven modules) was compared, when these modules were stretched to deliver an initial force close to 200gmf, for a period of four weeks. In the second part, the force degradation rates of three groups of elastic chains of identical lengths were compared, for two weeks: group not prestretched; test group prestretched keeping the segments stretched to fixed distances for 60 seconds; test group prestretched inducing the segments to creep, with quick sequences of deformation/relaxation for 15 seconds, to predefined distances. The data collected were submitted to statistical analysis, and the results of the first part of the experiment showed that the stress relaxation rate of the segments of different lengths studied four hours, 24 hours, one and four weeks after activation 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 ($p > 0,05$). The force degradation of the elastic segments not prestretched and prestretched studied one hour, 24 hours, one and two weeks revealed statistically different. At the first the first two measurement times, the segments induced to creep showed the least stress relaxation rates, but the segments not prestretched kept a lower mean percentage of force degradation than the prestretched segments, at the end of the first and second weeks ($p < 0,05$); four hours and eight hours after activation, statistically significant differences were not observed ($p > 0,05$).

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	11
2	REVISÃO DE LITERATURA	14
2.1	CONSIDERAÇÕES GERAIS SOBRE ELASTÔMEROS	14
2.2	MAGNITUDE DA FORÇA ORTODÔNTICA – FORÇA ÓTIMA OU IDEAL	22
2.3	DEGRADAÇÃO DA FORÇA DOS ELÁSTICOS PLÁSTICOS	30
2.4	FATORES QUE INFLUENCIAM NA DEGRADAÇÃO	32
2.4.1	Quantidade de distensão	32
2.4.2	Tempo (relaxação do stress)	35
2.4.3	Fatores ambientais	36
2.4.4	Pré-estiramento	42
3	PROPOSIÇÃO	45
4	MATERIAL E MÉTODO	47
4.1	TRATAMENTO ESTATÍSTICO	54
5	RESULTADOS	57
5.1	COMPARAÇÃO ENTRE SEGMENTOS DE ELÁSTICOS DE DIFERENTES TAMANHOS	57
5.2	COMPARAÇÃO ENTRE SEGMENTOS DE ELÁSTICOS NÃO PRÉ-ESTIRADOS E PRÉ-ESTIRADO	66
6	DISCUSSÃO	71
6.1	COMPARAÇÃO ENTRE SEGMENTOS DE ELÁSTICOS DE	

		10
	DIFERENTES TAMANHOS	72
6.2	COMPARAÇÃO ENTRE SEGMENTOS DE ELÁSTICOS NÃO PRÉ-ESTIRADOS E PRÉ-ESTIRADOS	83
7	CONCLUSÕES	88
	REFERÊNCIAS	90

1 INTRODUÇÃO

O tratamento ortodôntico baseia-se no princípio de que uma pressão prolongada aplicada seja um dente seja capaz de promover movimento dentário à medida que ocorra remodelação óssea ao redor do mesmo. Durante os tratamentos ortodônticos, esta pressão normalmente é exercida por aparelhos ortodônticos, os quais são sistemas que armazenam e liberam forças contra os dentes, músculos ou ossos.

Profissionais como Tweed e Strang, a partir da década de 40, discordando da filosofia “não extracionista” de Angle, passaram a incluir exodontias no tratamento de seus pacientes. O fechamento de espaços ganhou importância na ortodontia e, em consequência desse fato, tornou-se necessário desenvolver mecanismos apropriados para fechar os espaços remanescentes das extrações, após a correção do apinhamento (MENDES; BÁGGIO; BOLOGNESE, 1992).

Os mecanismos de fechamento de espaços em uso corrente incluem molas incorporadas ou confeccionadas nos próprios arcos, molas de níquel-titânio (NiTi), e produtos elastoméricos, como elásticos em cadeias e módulos.

A mola ortodôntica ideal deveria ter capacidade de liberar forças constantes durante o limite de sua ativação, não significando que os níveis de força

devessem permanecer os mesmos durante um certo tipo de movimento dentário, mas que modificações abruptas na magnitude da força fossem evitadas (BURSTONE; BALDWIN; LAWLESS, 1961). Além disto, um sistema ideal de liberação de forças deveria preencher os seguintes requisitos: a) fornecer ótimas forças, capazes de movimentar dentes e conseguir o efeito desejado; b) ser confortável e higiênico; c) requerer mínima manipulação do ortodontista e diminuir o tempo de atendimento; d) requerer mínima cooperação do paciente; e e) ser econômico (SONIS et al., 1986).

Uma movimentação mais 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; REGENNITTER; VON FRAUNHOFER, 1994).

Entretanto, os produtos elastoméricos 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; CHEVITARESE, 1997).

Para compensar esta degradação de força, ou relaxação de tensão, e aumentar a efetividade dos elásticos como mecanismo para movimentar dentes, alguns procedimentos são sugeridos, entre eles o seu pré-estiramento. A real efetividade do pré-estiramento é discutida e até negada em algumas pesquisas, assim como varia a metodologia preconizada pelos autores para a sua realização.

A falta de respostas conclusivas sobre a maneira de compensar as limitações de um material tão amplamente utilizado em ortodontia, levanta uma outra questão

relacionada à retração de dentes caninos, após a extração dos primeiros pré-molares: Existe diferença, quanto à degradação de força, ao se utilizar tamanhos diferentes de segmentos da cadeia elástica, ou seja, em se fixar sua extremidade distal aos segundos molares, primeiros molares ou segundos pré-molares?

Em virtude da discordância da literatura consultada e de escassas publicações sobre o tema, justifica-se a realização deste estudo, tendo-se por objetivo investigar se elásticos em cadeia de diferentes tamanhos têm comportamentos iguais e se o seu pré-estiramento influencia, significativamente, a degradação de força sofrida.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 CONSIDERAÇÕES GERAIS SOBRE ELASTÔMEROS

A utilização de elásticos sintéticos em ortodontia iniciou-se ao final da década de 60 do século XX (BATY; STORIE; VON FRAUNHOFER, 1994), com o lançamento, pela Unitek Corporation (Monrovia, Califórnia, EUA), dos Alastik's. Desde então, surgiram outras marcas, bem como a utilização destes materiais cresceu na prática ortodôntica, para fechamento e consolidação de espaços, correção de giroversões, como ligadura para *brackets*, entre outras aplicações (WONG, 1976). A sua facilidade de colocação, aliada à mínima cooperação requerida do paciente parece, também, ser determinante na escolha dos elásticos em cadeia, além do baixo custo (SONIS et al, 1986).

O termo mais apropriado para denominar estes materiais, segundo Baty e colaboradores (1994), é elastômero, o qual abrange os materiais que, após uma deformação significativa, rapidamente retornam às suas dimensões iniciais passivas.

O primeiro elastômero conhecido foi a borracha natural, e trata-se de um polímero de hidrocarbonetos com unidades de isopreno (cis-1,4-poliisopreno) produzido por

muitas plantas tropicais e algumas de clima temperado (BATY et al, 1994; MacGREGOR, 1987). Em escala comercial, a maior fonte de borracha é uma árvore originária do Brasil, *Hevea brasiliensis*, atualmente cultivada em várias regiões do mundo. A borracha é obtida da árvore na forma de látex, uma suspensão de partículas de polímero em uma solução aquosa levemente viscosa (MacGREGOR, 1987). Deste líquido, a borracha sólida pode ser obtida ao retirar-se a água ou por precipitação com ácidos (TRELOAR, 1958).

À temperatura ambiente, acredita-se que as moléculas da borracha assumem uma conformação enovelada aleatoriamente; mas, sob estiramento, estas moléculas tornam-se parcialmente alinhadas entre si. Com a remoção da força de estiramento, as moléculas de borracha retornam às suas formas enoveladas, e a amostra volta ao seu comprimento anterior (MacGREGOR, 1987).

A borracha crua, entretanto, tem uso limitado, devido à sua resistência elástica relativamente baixa (300 lbs/pol^2), solubilidade em alguns solventes de hidrocarbonos e viscoelasticidade; a borracha natural crua não retornará ao seu comprimento inicial passivo após a liberação da tensão, se esta for mantida por algum tempo. Isto ocorre porque algumas moléculas deslizam umas sobre as outras sob tensão, e não retornam às suas posições originais quando a tensão é removida (MacGREGOR, 1987).

As propriedades da borracha crua podem ser melhoradas por um processo chamado vulcanização – descoberto por Charles Goodyear em 1839 (BATY et al, 1994), durante o qual a borracha é aquecida com enxofre. O resultado deste tratamento é a formação de ligações cruzadas de mono (-S-) e dissulfetos (-S-S-) entre as moléculas da borracha. A vulcanização diminui a solubilidade da

borracha e sua viscoelasticidade. Assim, as moléculas de borracha podem desenovelar-se com o estiramento, mas são menos suscetíveis ao deslizamento das moléculas, pela presença das ligações cruzadas, e a amostra de borracha pode recuperar seu comprimento inicial quando a tensão cessa (MacGREGOR, 1987).

A elasticidade da borracha é, em muitos aspectos, um fenômeno único, envolvendo propriedades marcadamente diferentes daquelas de sólidos, líquidos ou gases de baixo peso molecular. As propriedades dos elastômeros típicos são definidas pelos seguintes requisitos: alongar-se rapidamente e consideravelmente sob tensão, alcançando altas taxas de alongamento (500-1000 %) com pouco enfraquecimento, ou seja, pequena perda de energia sob a forma de calor; apresentar alta elasticidade e módulo (rigidez) quando totalmente distendidos; retrair-se rapidamente, mostrando os fenômenos de estalo e recuo; recuperar todo o seu comprimento original com a remoção da força, exibindo os fenômenos de resiliência e baixa deformação permanente (BILLMEYER, 1984).

Para que apresentem estas propriedades, os elastômeros em uso corrente deveriam: ser um polímero de alto peso molecular; estar acima de sua temperatura de transição vítrea, para obter uma alta mobilidade local dos segmentos; ser amorfo em seu estado estável (não deformado), pela mesma razão, e conter uma rede de ligações cruzadas, para restringir a mobilidade total das cadeias (BILLMEYER, 1984).

Os elásticos sintéticos ortodônticos são polímeros amorfos (MANO; MENDES, 1999) feitos, provavelmente, de material poliuretano (HUGET; PATRICK; NUNEZ, 1990), pois sua exata composição é sigilosa (YOUNG; SANDRIK, 1979).

Borracha poliuretana é um termo genérico dado aos polímeros elásticos que contêm a ligação uretana. Entretanto, os poliuretanos não são polímeros diretos do uretano, mas derivados de um processo de reações de poliéteres ou poliésteres com um di-isocianeto (WONG, 1976; YOUNG; SANDRIK, 1979; SEYMOUR, 1987).

A reação uretana, descoberta por C. A. Wurtz em 1848, e melhorada por Otto Bayer e colaboradores, em 1937, deu origem a uma nova classe de materiais de alta performance, dos quais os poliuretanos são destacados. Baseados em uma reação de poliadição simples, estes provaram ser polímeros bastante versáteis (SEYMOUR, 1987).

Também chamados de TPU – *thermoplastic polyurethanes* ou, simplesmente, poliuretanos termoplásticos, tais polímeros devem suas características únicas a uma estrutura de domínios, que é conseguida pelos sistemas de fases separadas destes polímeros segmentados. Um dos segmentos, o segmento rígido, é formado pela adição de extensor de cadeia, por exemplo, um butanodiol, ao diisocianato (MDI). O outro segmento é o segmento flexível, e consiste de longas cadeias flexíveis de poliéster ou poliéter, os quais unem dois segmentos rígidos (Figura 01, página 17) (MECKEL; GOYERT; WIEDER, 1987).

Usualmente, os segmentos flexíveis formam uma matriz elastomérica, responsável pelas propriedades elásticas reversíveis dos poliuretanos termoplásticos, com os segmentos rígidos agindo como pontos de ligação multifuncionais, funcionando ao mesmo tempo como ligações cruzadas físicas e carga de reforço (*reinforcing fillers*) (MECKEL; GOYERT; WIEDER, 1987; BACKUS et al, 1988).

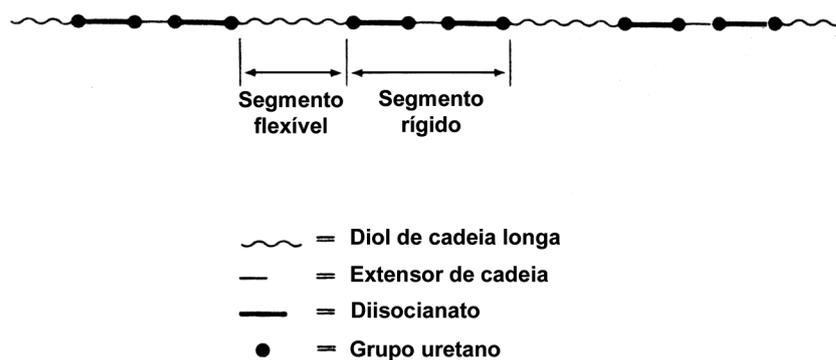


Figura 01: Representação gráfica da estrutura de domínios de um poliuretano (Adaptado de: MECKEL; GOYERT; WIEDER, 1987).

Elásticos poliuretanos utilizados como ligaduras elásticas apresentaram maior resistência à abrasão e força do que a borracha natural; entretanto, eles tendem a se deformar permanentemente após longos períodos na cavidade oral e, freqüentemente, perdem suas propriedades elásticas (WONG, 1976).

Na avaliação das propriedades de um polímero, é necessário considerar o escoamento (fluidez) da massa, que envolve força e deformação ao longo do tempo, a uma dada temperatura. Assim, são exigidos alguns conhecimentos de caráter reológico (MANO; MENDES, 1999).

Reologia é a ciência da deformação e escoamento da matéria. Está envolvida com a resposta dos materiais a forças mecânicas, a qual pode ser escoamento irreversível, deformação elástica reversível, ou uma combinação de ambos (SCHOFF, 1988). A deformação é o deslocamento relativo de pontos de um corpo, e pode ser dividida em dois tipos: fluência ou escoamento (*flow*) e elasticidade. O escoamento é a deformação irreversível: quando a força (tração) é removida, o material não retorna à sua configuração original. Isto significa que o trabalho foi convertido em calor. Elasticidade é a deformação reversível; o corpo deformado volta à sua forma original, e o trabalho aplicado é recuperável.

Materiais viscoelásticos, por outro lado, mostram escoamento e elasticidade (SCHOFF, 1988).

A elasticidade é uma característica encontrada em todos os materiais sob deformação, seja por tração ou por compressão. É um fenômeno complexo e deve ser abordado sob vários aspectos. A elasticidade depende da natureza química, da temperatura e da velocidade de deformação. O termo elasticidade é ambíguo, e tem significados variáveis, conforme se aplique a materiais macios (borrachosos) ou a materiais duros – rígidos. Isto é particularmente evidenciado quando se considera a diferença entre os módulos de elasticidade (módulo de Young) da borracha natural vulcanizada, tipo goma pura, que é de $0,2 \text{ kgf/mm}^2$, e do aço, que é de 20.000 kgf/mm^2 – uma variação de 100.000 vezes (MANO; MENDES, 1999).

A deformação dos materiais apresenta aspectos curiosos, decorrentes do seu caráter ser predominantemente elástico ou plástico, ou misto. A deformação elástica, que é reversível, pode se apresentar sob duas formas diferentes: a deformação elástica em faixa estreita e a deformação elástica em faixa larga. A deformação plástica é irreversível (MANO; MENDES, 1999).

A deformação elástica em faixa estreita (cerca de 0,1%) é reversível e está presente em materiais com alto módulo de elasticidade. Envolve o afastamento ou a aproximação entre os átomos, além da deformação dos ângulos das ligações químicas. Um exemplo típico é o aço. A deformação elástica é uma alteração não-permanente, que pode ser assimilada ao comportamento de uma mola de aço quando submetida à tração; após a retirada instantânea da força, a deformação é totalmente recuperada. Este tipo de deformação obedece à Lei de Hooke, isto é, a

deformação é proporcional à força aplicada. Na região elástica, a curva de tração-deformação se apresenta como uma linha reta, cuja inclinação, isto é, seu coeficiente angular, é o módulo de elasticidade ou módulo de Young do material. Esse tipo de elasticidade é apenas ligeiramente afetado pela temperatura. Nos polímeros, esse tipo de deformação é mais evidente quando estes materiais são altamente cristalinos, ou estão abaixo da temperatura de transição vítrea (T_g) ou ainda, quando estão reticulados (BILLMEYER, 1984; MANO; MENDES, 1999).

A deformação elástica em faixa larga (até cerca de 1.000%) também é reversível, porém ocorre com baixo módulo. Depende da configuração molecular do material. Diferente do comportamento das micromoléculas, os polímeros possuem longas cadeias, que favorecem o embarçamento. Pela aplicação de forças de tração pequenas, ocorre inicialmente o desembarçamento das macromoléculas, que passam, então, realmente a reagir à ação da força. Nessa fase, em função da geometria dos segmentos repetidos da cadeia polimérica, a deformação pode ser totalmente recuperada. Um exemplo típico é a borracha natural vulcanizada, isto é, ligeiramente reticulada (MANO; MENDES, 1999).

A deformação elástica em faixa estreita é um componente de deformação de qualquer material polimérico, embora esteja freqüentemente mascarada pelo efeito da deformação elástica em faixa larga (MANO; MENDES, 1999).

A influência do tempo é particularmente importante na deformação elástica em faixa larga e na subsequente recuperação do material, não sendo ações simultâneas. Assim, depende do tempo: são ações defasadas. Essa defasagem provoca a histerese, isto é, a perda de energia durante um dado ciclo de deformação, causada pelo escoamento das moléculas, seguida de recuperação.

O calor gerado numa sucessão de ciclos de deformação e recuperação, devido à conversão da energia de histerese em energia térmica, pode ser medido através do aumento de temperatura no corpo de prova (MANO; MENDES, 1999).

A deformação plástica, não-elástica, ou viscosa é a deformação permanente e irrecuperável, que ocorre após a aplicação de uma força sobre um material, e depende do tempo decorrido. É acompanhada pelo deslocamento permanente dos átomos das moléculas, e ocorre por deslizamento das cadeias, quando uma força é aplicada a um polímero não-reticulado. Deformação lenta sob carga (*creep*), escoamento ao próprio peso (*cold flow*) e relaxação de tensão (*stress relaxation*) são fenômenos associados ao comportamento reológico, isto é, a fase viscosa do polímero sofre deformação irrecuperável, em ausência de fase elástica (MANO; MENDES, 1999).

De um modo geral, todas as substâncias apresentando um alto grau de elasticidade contêm estruturas de cadeia longa. A força restauradora que leva ao comportamento elástico resulta diretamente da diminuição da entropia associada com a distorção de uma cadeia macromolecular de sua conformação mais provável. Duas propriedades adicionais são impostas pela condição que deve haver liberdade de movimento molecular suficiente, para permitir que a distorção ocorra rapidamente: primeiro, o polímero deve estar, em sua temperatura de uso, acima da temperatura de transição vítrea e, segundo, deve ser amorfo, pelo menos no estado não deformado (BILLMEYER, 1984).

Em contraste com a alta mobilidade local dos segmentos de cadeias implicados por estes requisitos, a mobilidade grosseira das cadeias nos elastômeros deve ser baixa. Os movimentos das cadeias umas sobre as outras devem ser

restringidos, de tal sorte que o material possa recuperar sua forma original, uma vez que a tensão seja removida. Esta restrição da mobilidade grosseira é usualmente obtida pela introdução de uma rede de ligações cruzadas primárias ao material, já que não pode ser conseguida através de ligações secundárias; estas devem ser mantidas ao mínimo, para permitir a mobilidade local dos segmentos. As ligações cruzadas, contudo, devem ser relativamente poucas e bem separadas, para que o estiramento a grandes extensões possa acontecer sem ruptura das ligações primárias (BILLMEYER, 1984).

2.2 MAGNITUDE DA FORÇA ORTODÔNTICA – FORÇA ÓTIMA OU IDEAL

O movimento dentário ortodôntico é um fenômeno do ligamento periodontal, no qual, quando uma força prolongada é aplicada sobre uma coroa dentária, ocorrerá reabsorção do lado de pressão e formação óssea do lado de tensão (PROFFIT, 1995). A ortodontia, portanto, se baseia no fato de que há concomitantes reabsorção e deposição de osso (STOREY; SMITH, 1952).

Na prática ortodôntica, os elásticos sintéticos são usados para exercer forças sobre os dentes, na direção em que devem ser movimentados. Existe um limite mínimo de força suportado pelo ligamento periodontal, sem que haja movimento dentário, pois, entre outras funções, está a manutenção dos dentes em suas posições (PROFFIT, 1995). A partir deste limite, ocorre movimento dentário até um nível de força ótima, em torno do qual um dente se movimenta mais rapidamente (HIXON et al., 1969).

Para movimentar os dentes com sucesso, sem causar danos aos tecidos, é necessário conhecer as reações que podem ser esperadas no osso e no ligamento periodontal, quando diferentes pressões são aplicadas. Em particular, deve ser conhecida a magnitude da força a ser aplicada para dar a taxa ótima de movimento dentário sem causar prejuízos. A correção da maloclusão, para chegar ao melhor resultado com o menor inconveniente para o paciente, depende deste conhecimento (STOREY; SMITH, 1952).

A força ortodôntica teoricamente considerada ótima para qualquer movimento dentário é aquela que dá início à máxima resposta do tecido, sem dor ou reabsorção radicular, e mantém a saúde dos ligamentos periodontais (MOYERS, 1991). A força requerida para alcançar o movimento dentário fisiológico é alvo de alguma controvérsia, mas é geralmente aceito que forças leves e contínuas sejam ótimas (BATY et al, 1994b).

Para fins didáticos, as forças utilizadas em ortodontia são divididas em leves e pesadas (PROFFIT, 1995). Uma sequência inicial de eventos que ocorrem após a aplicação de qualquer nível de força inclui deflexão do osso da crista alveolar, escoamento de líquido do ligamento periodontal e sua compressão, nesta ordem. A aplicação de forças leves provoca uma compressão do ligamento periodontal sem, contudo, obliterar completamente a luz dos vasos sanguíneos; ou seja, a irrigação se mantém. Deste modo, ao longo de algumas horas, iniciar-se-iam reações celulares que, ao final de dois dias, aproximadamente, produziriam movimento dentário (PROFFIT, 1995).

Quando são impostas forças ditas pesadas para movimentação dentária ortodôntica, ocorre, após os eventos iniciais comuns, uma total compressão dos

vasos, bloqueando o suprimento sanguíneo do ligamento, e provocando uma necrose asséptica (hialinização) do osso adjacente ao ligamento. Para que haja movimento, deve-se restabelecer novamente a irrigação, e o movimento é retardado até que este osso seja removido, o que leva em torno de 14 a 20 dias (PROFFIT, 1995).

Burstone (1996) diferenciou o movimento dentário em três fases: inicial, de estagnação e secundária. A fase inicial caracteriza-se por um período de movimentação dentária muito rápida e, geralmente, de curta duração (poucos dias). A rapidez do deslocamento dentário, logo após a aplicação da força ortodôntica, sugere que a movimentação dentária neste período é decorrente do deslocamento do dente para o espaço correspondente ao ligamento periodontal. Logo após este período, praticamente não ocorre movimento dentário ou este é muito discreto, sendo provavelmente caracterizado como período de hialinização – estagnação – e observado nas áreas de máxima pressão. Em seguida ao período de estagnação, vem a fase de pós-estagnação ou secundária, que ocorre quando a quantidade do movimento dentário aumenta gradual ou repentinamente.

Na fase secundária, o deslocamento dentário só ocorrerá após a remoção de toda a área hialinizada, sendo o grau de movimento dentário gradualmente aumentado (BURSTONE, 1962).

Durante a movimentação ortodôntica de um ou mais dentes, é importante que se estabeleça a magnitude da força necessária para a obtenção do efeito desejado. O problema está em determiná-la, uma vez que a medição das forças empregadas não é suficientemente precisa, para indicar a sua magnitude em nível celular (MENDES; BÁGGIO; BOLOGNESE, 1992).

Um dos primeiros estudos a este respeito sugere que a força ideal (força ótima) para a movimentação ortodôntica de um dente não deve ser maior que a pressão capilar, ou seja, de 20 a 26 gf/cm² (SCHWARZ, 1932), para preservar o aporte vascular. Forças muito acima deste patamar provocam a chamada reabsorção solapante, enquanto se deseja que haja o máximo de áreas com reabsorção do tipo frontal (PROFFIT, 1995).

A variação individual, o tipo de força aplicada e os princípios mecânicos envolvidos parecem ser os principais fatores a influenciar os valores das forças empregadas no tratamento ortodôntico (REITAN, 1957).

Quando uma força ortodôntica é aplicada, normalmente leva algum tempo, até que as células do lado de tensão comecem a se multiplicar e, finalmente, alcancem um estágio de proliferação favorável a maiores mudanças tissulares. O tempo requerido para atingir este patamar é dependente de vários fatores, incluindo a idade do paciente. Durante este estágio transitório, inicial do movimento dentário, é útil aplicar forças leves (REITAN, 1957).

Em pacientes jovens, estas alterações começam a ocorrer em torno de um a dois dias após a aplicação das forças, enquanto que, nos adultos, estas modificações somente são iniciadas após uma semana desde a ativação da aparelhagem (REITAN, 1957).

A razão especial para a aplicação de forças leves durante o estágio inicial do movimento dentário é a tendência de formação de áreas acelulares, hialinizadas. A hialinização dos feixes de fibras periodontais no lado de pressão ocorre mais freqüentemente durante o estágio inicial do que depois. Isto é parcialmente causado pela densidade da lâmina dura, ao longo da qual áreas de hialinização

podem ser formadas. A tendência para tal formação diminui, tão logo quanto esta lâmina de osso compacto seja removida por reabsorção. Para um movimento contínuo de um dente, é aconselhável aplicar forças iniciais tão leves quanto 25gf em adultos, e em torno de 40gf para os pacientes jovens. Após este estágio inicial, para a manutenção do movimento de inclinação, a força poderá ser aumentada em algum grau. (REITAN, 1957).

Até o início da década de 50 do século XX, poucos trabalhos foram realizados neste sentido, com as forças utilizadas na prática ortodôntica variando entre praticamente nenhuma força até valores que causavam dor e mobilidade dentária (STOREY; SMITH, 1952), de acordo com a habilidade e a percepção do ortodontista (REITAN, 1957).

Storey e Smith (1952) elaboraram um experimento para tentar relacionar a movimentação dentária de caninos e molares, de acordo com a força aplicada, em direção ao espaço de extração de primeiros pré-molares. Eles utilizaram molas pesadas e leves para aplicar forças entre 400-600gf e 175-300gf, respectivamente. Com as molas pesadas, praticamente apenas os molares se movimentaram, enquanto que os caninos funcionaram como unidade de ancoragem. O movimento dos caninos somente se iniciou quando a força diminuiu para valores entre 200-300gf. Com as molas leves, somente os caninos sofreram movimentação, sem movimento apreciável dos molares. A conclusão dos autores foi de que a força ótima para movimentar caninos para distal situava-se entre 150-200gf.

A partir deste conceito, Begg (1956, 1967) formulou sua teoria de força diferencial: a quantidade de força necessária para movimentar os dentes se faz

em razão direta com a superfície de raiz dentária unida ao osso, pelo ligamento periodontal. Storey e Smith (1952) afirmaram que a forma de conduzir os caninos e primeiro molar permanente está de acordo com esta teoria, porque a relação da área de contato da raiz com o osso nos caninos e molares é, aproximadamente, de três para oito (3:8).

Na técnica de arcos leves, aproveita-se a idéia de que, para movimentar os dentes anteriores, os quais têm raízes pequenas, o arco de fio relativamente leve, atuando de forma contínua, forças elásticas e *brackets* que permitem a inclinação produzem movimentos mais rápidos com menor alteração dos tecidos de suporte e com menores incômodos para os pacientes. Ao mesmo tempo, estas forças leves efetuam movimentos mesiais muito pequenos dos molares de ancoragem, com raízes maiores, abolindo-se a utilização de ancoragem extra-oral (BEGG, 1956,1967).

Reitan, após uma série de experimentos e observações, sugere, para os estágios iniciais de um movimento contínuo de um único dente, a aplicação de forças entre 25-40gf. Durante os estágios finais desta movimentação, a quantidade de força aplicada irá variar em função do comprimento radicular. Para caninos superiores, pode ser necessário aplicar de 150gf a 250gf e, ocasionalmente, um pouco mais, para o fechamento final; entre 100gf e 200gf para caninos inferiores e algo menos para pré-molares será necessário. O autor ainda ressalta que, nos movimentos de inclinação, como a área de osso alveolar sofrendo pressão ortodôntica é pequena, as forças devem, também, ser reduzidas, para diminuir as áreas de hialinização. Para movimentos de translação, pode-se aplicar mais força, pois

toda uma face radicular faz pressão sobre uma área igual de osso alveolar (REITAN, 1957).

Hixon e colaboradores (1969) procuraram testar a teoria da força diferencial; entretanto, viram-se limitados pela inabilidade de produzir movimento dentário puramente de translação, sem componentes de inclinação ou rotação. No experimento, a retração foi realizada através da ativação de molas “h” confeccionadas com segmentos de fios de 0,014” a 0,030”, soldadas a arcos 0,0215” x 0,025” adaptados passivamente aos *brackets*. Para cada um dos oito pacientes, uma força contínua de 300gf foi aplicada aos caninos inferiores e superiores direitos. Forças contínuas entre 64gf e 1.515gf foram aplicadas ao lado esquerdo de cinco pacientes. Para os três restantes, permitiu-se que a força aplicada durante a ativação inicial fosse dissipada. Em resumo, os autores concluíram que: não houve dados que suportassem a teoria de força ótima aplicada para a retração de caninos, para um período clinicamente útil de tempo; a lógica derivativa desta teoria, a força diferencial, não pôde ser substanciada no estudo. Além do mais, parece que forças maiores por unidade de área radicular (3 ou 4 gf/mm²) aumentam a taxa de resposta biológica.

Sleichter (1971) comparou o efeito de forças relativamente leves com pesadas, no fechamento de espaço no local de extrações, usando arcos segmentados e alças de fechamento. Molas foram confeccionadas com fio de aço, a mola leve de 0,015”, e a pesada, 0,021” x 0,025”, liberando forças iniciais entre 150-200gf e 1200-1500gf, respectivamente. Os resultados indicaram que um fechamento de espaço de 0,5 mm/semana pode ser antecipado, quando forças de 150-1200gf são usadas. Em vista disto, a conclusão foi que parece ser desnecessário usar

uma força de 1200gf, quando 150gf é tão efetiva quanto. Ainda assim, o controle proporcionado por fios pesados torna o seu uso necessário para muitos propósitos.

Boester e Johnston (1974) avaliaram clinicamente a taxa de movimento dentário em quatro diferentes níveis de força. Quatro semanas após a extração de primeiros pré-molares, em cada quadrante foram adaptadas molas de retração 0,016" x 0,016" disponíveis comercialmente. Em cada paciente, quatro diferentes valores de força – duas, cinco, oito e onze onças – foram aplicados a quadrantes selecionados aleatoriamente. Cada aparelho foi ativado semanalmente, em cujo tempo medidas diretas foram obtidas. Modelos de estudo e cefalogramas foram, também, obtidos no início e ao final do experimento. Os resultados do estudo sugeriram que: o nível de força de 2 onças produziu significativamente menos movimento dentário que 5, 8 e 11 onças; não houve diferença entre o fechamento obtido com 5, 8 e 11 onças – todas produziram a mesma quantidade de fechamento de espaço; não houve evidência que suportasse o conceito de força diferencial assim como atualmente constituído – a perda de ancoragem foi independente da força empregada.

Os módulos elastoméricos podem ser distendidos para desenvolver forças leves, mas o grau de alongamento requerido para fornecer uma força compatível com o movimento dito fisiológico ainda não foi completamente esclarecido (BATY et al, 1994b).

2.3 DEGRADAÇÃO DA FORÇA DOS ELÁSTICOS PLÁSTICOS

Uma grande desvantagem da utilização de elásticos plásticos é a sua incapacidade de manter a tensão com o tempo. Este fenômeno, conhecido como relaxação da força, tem sido bastante explorado pela literatura ortodôntica desde o lançamento dos primeiros produtos desta linha, no final dos anos 60 do século XX (BATY et al, 1994b).

Os resultados de vários estudos indicam que a maior queda na força liberada pelos elásticos sintéticos, em torno de 20% da força inicial, ocorre nas primeiras horas após a sua ativação (ANDREASEN; BISHARA, 1970), enquanto o desejável é que a diminuição da força fosse gradual e constante (BURSTONE; BALDWIN; LAWLESS, 1961). A primeira hora (ANDREASEN; BISHARA, 1970), as quatro primeiras (MATTA; CHEVITARESE, 1997), ou as oito horas iniciais são citadas como períodos nos quais os elásticos mais perdem força. Sugere-se, inclusive, que os pacientes devem ser vistos com frequência, para troca dos elásticos e, assim, assegurar que a força permaneça adequada (SONIS et al., 1986).

Durante o tratamento ortodôntico, no momento de retrair caninos, por exemplo, a queda na magnitude de força com o tempo, a partir do nível inicial, é a superposição de dois componentes: aquele do deslocamento relativo das unidades dentárias com respeito à ancoragem, e a própria relaxação do elastômero (HOWARD; NIKOLAI, 1979).

O primeiro estudo realizado sobre estes produtos comparou elásticos plásticos (Alastik, Unitek Corp., Monrovia) a elásticos de látex de diferentes tamanhos, em água a 37° C e água à temperatura ambiente, respectivamente. A maior perda de

força, em percentagem, por unidade de tempo ocorreu durante a primeira hora. Os valores foram de $55,7 \pm 6,7\%$ para cadeias elásticas, comparados a $26,4 \pm 6,4\%$ para elásticos 3/4" e $28,3 \pm 4,5\%$ para elásticos 5/8". No primeiro dia, a degradação da força inicial foi de 75% para os elásticos plásticos e de 42% para elásticos de borracha. Após esta perda do primeiro dia, os percentuais de degradação de força remanescentes, para o período total de três semanas foram de $8,2 \pm 4,1\%$ para cadeias elásticas, $5,5 \pm 3,8\%$ para elástico 3/4" e $4,7 \pm 3,3\%$ para elásticos 5/8". Segundo os autores, isto significa que, após o primeiro dia, há uma força razoavelmente constante nos dois materiais durante o período de três semanas. Também quer dizer que, o quanto mais o material é deixado na boca, menor é a taxa de degradação da força (ANDREASEN; BISHARA, 1970).

Uma vantagem dos elásticos em cadeia, já observada neste estudo, é que o clínico sabe o tempo todo que a força está agindo sobre o dente, a despeito da sua degradação, pois estes são colocados nos *brackets*, e também servem como ligaduras, enquanto que, com os elásticos de borracha, é requerida a cooperação do paciente para que os elásticos permaneçam na boca. Para compensar as altas e rápidas taxas de diminuição da força, foi sugerido, ainda, aplicar elásticos que forneçam uma força inicial de quatro vezes a desejada para o dente, porque a sua diminuição no primeiro dia é de 75% (ANDREASEN; BISHARA, 1970).

2.4 FATORES QUE INFLUENCIAM NA DEGRADAÇÃO

2.4.1 Quantidade de distensão

Segundo Hershey e Reynolds (1975), a quantidade de distensão não interfere significativamente no padrão de degradação da força liberada pelos elásticos. Para determinar o efeito da força inicial sobre sua diminuição, módulos plásticos foram divididos em grupos estirados para liberar forças iniciais altas (média de 573gf) e leves (média de 284gf). Todos os módulos foram sujeitos a uma taxa de fechamento de espaço de 0,5 mm/semana. Embora os módulos alongados para forças maiores tenham retido menores valores percentuais da força inicial após 24 horas, a perda de força, a partir das 24 horas até quatro semanas foi maior com os módulos de força menor. Não houve diferença significativa nas curvas de diminuição dos dois grupos, indicando que sua percentagem de perda de força, pelo menos para os dois valores de força testados, foi idêntica (HERSHEY; REYNOLDS, 1975).

Um outro estudo concluiu que, pelo menos para as primeiras horas, há uma relação direta entre a severidade da relaxação e a magnitude da força inicial (ASH; NIKOLAI, 1978).

Huget e colaboradores (1990) concordam em parte com esta última afirmação, concluindo que há uma relação direta entre a distância do alongamento e duração do armazenamento em água, os quais afetaram o requerimento de força.

De Genova e colaboradores (1985) distenderam cadeias longas e curtas de três diferentes fabricantes a distâncias iguais e constantes, com as cadeias curtas desenvolvendo mais força, inicialmente. Os resultados indicaram que as cadeias curtas mantiveram um percentual da força inicial maior que as cadeias longas, ao final de 21 dias.

Rock, Wilson e Fisher (1985) avaliaram as dimensões e características de força/extensão de diversas marcas comerciais disponíveis de elásticos plásticos em cadeia. Seus resultados demonstraram que a relação entre força e extensão não foi linear, na faixa de extensão investigada, e houve dois pontos de transição definidos nas curvas. Observaram, também, que a rigidez dos espécimes diminuiu à medida que o número de elos foi aumentado, de valores entre 90-160gf/mm para os espécimes com dois elos, chegando a 60-110gf/mm para os espécimes de quatro elos.

Lu e colaboradores (1993) testaram cadeias de tamanhos idênticos (clear medium type energy chain, Rocky Mountain Orthodontics, Denver, Colorado, EUA) em três distâncias diferentes, de 30mm, 35mm e 40mm. As cadeias estiradas a uma distância maior desenvolveram uma força inicial maior, como esperado; porém, em termos percentuais, o grupo que sofreu menor distensão manteve um percentual da força inicial maior, decorridas seis semanas.

A ativação das cadeias não deveria ultrapassar o seu limite elástico. Além de aumentar a deformação plástica das cadeias poliméricas, forças pesadas são desenvolvidas (WONG, 1976; ROCK; WILSON; FISHER, 1985). A extensão dos elásticos a 100 % do seu comprimento inicial passivo geralmente produz forças bem acima de 300gf, superiores aos patamares considerados aceitáveis para o movimento dentário ortodôntico (SMITH; STOREY, 1952, REITAN, 1957; SLEICHTER, 1971; WONG, 1976; MATTA; CHEVITARESE, 1997), sendo sugerida uma ativação entre 50% e 70%, para evitar estes efeitos indesejáveis (ROCK et al, 1985).

Sugere-se, ainda, a distensão das cadeias elásticas de forma suave e lenta, para a sua aplicação clínica, pois foi demonstrado que, embora, cadeias distendidas rapidamente liberassem mais força inicialmente, em comparação com outras distendidas mais lentamente, estas últimas retiveram um percentual da força inicial mais alto por mais tempo (KOVATCH et al., 1976).

Uma desvantagem importante, também já observada desde os primeiros estudos, foi o grande desvio padrão presente nas leituras das forças liberadas pelos elásticos sintéticos (BISHARA; ANDREASEN, 1970) e confirmada posteriormente (DE GENOVA et al, 1985). Esta característica não permite uma previsão exata das forças liberadas pelos elásticos, pois a variação é alta, sendo necessária a utilização de dinamômetro, para confirmar a força aplicada aos dentes (BISHARA; ANDREASEN, 1970; HERSHEY; REYNOLDS, 1975).

Esta variação está presente também entre as diversas marcas comerciais disponíveis (DE GENOVA et al, 1985; JOSELL; LEISS; REKOW, 1997). Grupos de elásticos em cadeia dos tipos “aberto” e “fechado” de seis fabricantes diferentes foram distendidos para desenvolver uma força inicial de 300gf, e foi observada a relaxação da tensão, ao longo de quatro semanas. Para ambos tipos de todos os fabricantes, a maior perda de força ocorreu durante a primeira hora. Durante os próximos dois a quatro dias, as forças diminuíram a uma razão menor e, deste ponto em diante, permaneceu praticamente constante, até os 28 dias. A quantidade de força ao final do experimento, em percentagem da inicial, variou de 85% a 30%, dependendo do fabricante (JOSELL; LEISS; REKOW, 1997).

2.4.2 Tempo (Relaxação do stress)

Se o alongamento de um polímero é interrompido, a força ou stress diminui com o tempo, à medida que o espécime aproxima-se do equilíbrio ou quase-equilíbrio sob a tensão imposta, constituindo o fenômeno de relaxação do *stress*. O fenômeno dos processos de relaxação pode ser visualizado em termos do efeito da movimentação térmica sobre a orientação das moléculas poliméricas. Quando um stress mecânico é aplicado a um polímero, introduzindo uma deformação às cadeias, a entropia do sistema diminui, enquanto conformações menos prováveis vão surgindo. A energia livre aumenta correspondentemente. Se a amostra é mantida no estado deformado, ocorre relaxação do *stress* como um resultado da movimentação térmica das cadeias, as deformações moleculares são obliteradas e o excesso de energia livre é dissipado como calor (BILLMEYER, 1984). Para que este fenômeno ocorra, é necessária a ruptura das ligações intermoleculares (HUGET; PATRICK; NUNEZ, 1990).

O padrão geral de relaxação para os elastômeros é bem conhecido: o gráfico força x tempo é não-linear, com a taxa de perda de força maior imediatamente após o estiramento e diminuindo, freqüentemente a um valor assintótico, dependendo do próprio material e/ou duração da ativação por um período de horas ou dias (HOWARD; NIKOLAI, 1979).

2.4.3 Fatores ambientais

Durante o período entre as consultas, os elásticos usados intraoralmente são, provavelmente, sujeitos a várias pequenas deformações adicionais à ativação ortodôntica, resultantes da mastigação e manutenção da higiene oral. Além do mais, a química das enzimas salivares e as variações de temperatura associadas à ingestão de alimentos quentes e frios também são possivelmente influentes (ASH; NIKOLAI, 1978).

A diminuição da força, após um longo período, como um mês, parece resultar de uma redução em extensão devida ao movimento dentário e degradação do material elastomérico, causado por esforço/estresse mecânico e exposição ao ambiente oral (ROCK; WILSON; FISHER, 1986).

Outras observações feitas ao se utilizar cadeias elastoméricas para fechar espaços são que, depois de um intervalo de três a quatro semanas, a cadeia parece estar consideravelmente alongada de forma permanente, e também parece restar pouca força nesta mesma cadeia, após este período de tempo. Além disto, os elásticos sintéticos parecem estar descoloridos, com a alteração na aparência variando em sombras de cores ao tempo da próxima consulta (ANDREASEN; BISHARA, 1970).

Os polímeros são relativamente pouco afetados por pequenas exposições à água, apesar de decomporem-se sob contato prolongado com água, ácidos diluídos e calor úmido (YOUNG; SANDRIK, 1979; HUGET; PATRICK; NUNEZ, 1990). A presença de ligações do tipo éter ou éster, contudo, aumenta a suscetibilidade de um ataque hidrolítico (HUGET; PATRICK; NUNEZ, 1990). Em resumo, quando moléculas de água quebram ligações secundárias ou covalentes de um material polimérico em estado relaxado, previamente tensionado ou sob tensão, a

consequência é a redução na força requerida para alcançar e manter uma extensão especificada (HUGET; PATRICK; NUNEZ, 1990).

Além do mais, estes materiais são bastante sensíveis aos efeitos de sistemas geradores de radicais livres, notadamente ozônio e luz ultravioleta, em que a exposição a radicais livres resulta em uma diminuição da flexibilidade e resistência à tensão do polímero. Para retardar estes efeitos, e prolongar a vida útil de prateleira, os fabricantes têm adicionado antioxidantes e antiozonizantes aos seus produtos elastoméricos (WONG, 1976; BILMEYER, 1984).

O pH também parece influenciar a degradação da força liberada por elastômeros. Segundo Ferriter e colaboradores (1990), as taxas de degradação de força de seis entre sete marcas de elásticos poliuretanos testados em soluções com pH de 4,95 e 7,26 foram notadamente similares, durante as quatro semanas de ativação. Depois da primeira semana, as taxas de relaxação na solução ácida diminuíram significativamente, enquanto a força continuou a diminuir mais rapidamente na solução básica.

Elásticos do tipo Unitek C1 cinza em pH 4,9 sofreram degradação de força menor que em pH 7,2, ao longo de três semanas de avaliação. Entre os mesmos elásticos em coloração cristal não houve diferença significativa (em nível de 5%). Na cor *pink*, os *Alastiks* C1 obtiveram melhor desempenho em pH básico. Os elásticos da marca *American Orthodontics* do tipo *Plastic Chain* nas cores cinza e cristal não apresentaram diferenças entre si quanto à avaliação em meios ácido ou básico, mas os elásticos de cor cinza retiveram um percentual maior da força inicial. Os elásticos do tipo *Memory Chain*, testados apenas na cor cinza – que

tiveram o melhor desempenho entre todos os elásticos testados, comportaram-se melhor em pH ácido ($p < 0,05$) (MATTA; CHEVITARESE, 1997).

À temperatura ambiente, os polímeros podem ser considerados amorfos, pois estão acima da temperatura de transição vítrea. Um aumento em temperatura acelera o movimento molecular e dos segmentos, tornando o sistema aparentemente mais equilibrado, e acelerando todos os tipos de processos viscoelásticos (BILLMEYER, 1984), tornando os polímeros borrachosos (YOUNG; SANDRIK, 1979) e, conseqüentemente, aumentando a deformação permanente (STEVENSON, KUSY, 1994; NATTRASS; IRELAND; SHERRIFF, 1998).

O aumento da temperatura parece ser o fator dominante isolado, no mecanismo responsável pela deterioração das propriedades mecânicas dos materiais elastoméricos (STEVENSON, KUSY, 1994; NATTRASS; IRELAND; SHERRIFF, 1998).

Cadeias elastoméricas de três fabricantes diferentes distendidas a uma distância constante e submetidas a termo-ciclagem (15 °C e 45 °C, durante 30 minutos, duas vezes por dia, com um intervalo de 30 segundos entre os ciclos) durante três semanas, retiveram um percentual de força residual maior, quando comparadas a grupos compostos por cadeias dos mesmos fabricantes, embora mantidas à temperatura constante de 37 °C (DE GENOVA et al, 1985).

Alguns alimentos e bebidas, como café, vinho tinto e chá, principalmente, podem alterar a coloração original dos elásticos (LEW, 1990; FADEL; JOST-BRINKMANN; MIETHKE, 1992), e a exposição das cadeias à saliva também provocou alterações na sua aparência (ANDREASEN; BISHARA, 1970). Este

manchamento parece ser causado pelo preenchimento de lacunas existentes na matriz de borracha, por fluidos e fragmentos bacterianos (WONG, 1976).

Conforme resultados de estudo, elásticos em cadeia tendem a ser mais resistentes a alterações de cor que ligaduras elásticas, e os produtos da marca *American Orthodontics* (Sheboygan, Winsconsin, EUA) mais resistentes que os da Ormco, A-Company e Rocky Mountain (FADEL; JOST-BRINKMANN; MIETHKE, 1992).

O lançamento no mercado de elásticos coloridos também adicionou mais um fator potencial de influência na diminuição de força destes materiais: a pigmentação. Algumas marcas apresentam produtos com diferentes curvas de diminuição de força entre cores diferentes, embora, para outras, esta diferença não seja significativa (BATY; VOLZ; VON FRAUNHOFER, 1994; RENICK, 2001).

O armazenamento destes materiais em soluções, como saliva artificial ou contendo fluoretos, também contribuiu para aumentar a relaxação da tensão das cadeias, ou seja, a força diminuiu mais rapidamente (VON FRAUNHOFER; COFFELT; ORBELL, 1992). Soluções desinfetantes/esterilizantes também provocaram alterações visíveis em suas colorações, porém sem efeitos deletérios significativos sobre suas propriedades mecânicas (JEFFRIES; VON FRAUNHOFER, 1991).

Os efeitos de procedimentos de desinfecção e esterilização foram avaliados, em termos da força inicial liberada por ligaduras elásticas de três marcas. Elásticos da Unitek (3M/Unitek Corp, Monrovia, Califórnia, EUA), Ormco (SDS Ormco Corp, Glendora, Califórnia, EUA) e Dentaurum (Dentaurum Inc., Newtown, Pensilvânia, EUA) foram utilizados. A desinfecção com Banicide e Lysol e esterilização por

autoclavação provocou uma leve degradação na força de cada marca de ligadura testada. Segundo os autores, as diferenças (reduções) na força para cada procedimento realizado não apresentaram variação maior que 8% para quase todas as marcas, e seriam insignificantes do ponto de vista clínico, haja vista a marcante degradação que ocorre nas primeiras 24 horas após a aplicação dos elásticos (MAYBERRY et al, 1996). Contudo, a autoclavação a 121°C gera encolhimento dos módulos, dificultando sua amarração, embora não deforme permanentemente como o calor seco (MAYBERRY et al, 1996).

Entretanto, a avaliação da citotoxicidade destes produtos após esterilização por autoclavação e imersão em glutaraldeído, por meio do teste de difusão em ágar, revelou que somente os produtos esterilizados por autoclavação apresentaram-se biocompatíveis, enquanto que citotóxicos, quando submetidos à esterilização com glutaraldeído (MOREIRA et al, 1998).

Produtos elastoméricos capazes de liberar fluoretos também foram introduzidos no mercado, sob a marca comercial de Fluor-I-Chain (Ortho Arch, Hoffman Estates, Illinois, EUA). Este produto realmente tem capacidade de liberar quantidades de fluoreto capazes de inibir a desmineralização (MATTICK et al, 2001); contudo, suas propriedades mecânicas foram consideradas inadequadas para sua utilização para a retração de caninos, por exemplo. Quando distendidos a 100% de seu comprimento original e desenvolvendo uma força inicial de 316gf, apenas 14% desta magnitude estava disponível após uma semana de ativação. Ao final de 21 dias, somente 1,2%, ou 20gf de força restavam. O pré-estiramento não beneficiou sua capacidade de liberar força (STORIE; REGENNITTER; VON FRAUNHOFER, 1994).

Joseph e colaboradores (1993) afirmaram que a quantidade de fluoretos liberada por estes produtos é muito baixa, ao longo de 31 dias, para inibir a desmineralização do esmalte dentário. A quantidade mínima necessária de fluoreto liberado considerada neste estudo foi de 0,025mg e, já a partir da primeira semana do experimento, a quantidade de fluoreto liberado pelas amostras estudadas era de 0,015mg.

Uma outra forma de se testar elásticos plásticos em cadeia é a avaliação de sua deformação permanente, ou deformação plástica. Segundo Bishara e Andreasen (1970), um efeito da deformação plástica é da diminuição da força liberada pelos elásticos.

Matta e Chevitaese (1998) também avaliaram a deformação plástica sofrida por elásticos em cadeia de três fabricantes diferentes, deformados a 100% do seu comprimento inicial por 21 dias, e encontraram uma deformação permanente mínima em torno de 54%, para o produto Memory Chain e máxima de 76%, para o produto Alastik (3M/Unitek, Monrovia, Califórnia, EUA) na cor *pink*.

2.4.4 Pré-estiramento

Para tentar diminuir a rápida perda de força após a ativação dos elásticos, têm sido propostos vários métodos. A primeira sugestão foi de estirar os elásticos para que forneçam uma força inicial quatro vezes maior que a desejada ao final do período, apresentando vários inconvenientes, como dor, maior tendência de hialinização, perda de ancoragem e, até, reabsorções radiculares (WONG, 1976).

Uma alternativa mais estudada é o pré-estiramento das cadeias antes de sua utilização no paciente. O argumento para a sua realização é que o pré-estiramento provocaria a rápida diminuição da força inicial, a qual ocorre logo após sua deformação inicial, antes da sua utilização clínica (WONG, 1976; STEVENSON; KUSY, 1994).

A literatura ilustra técnicas idealizadas por eles mesmos, para pré-estirar as cadeias, pois não há uma norma específica para os elásticos plásticos utilizados na prática ortodôntica. O efeito deste procedimento sobre a performance dos elásticos, contudo, variou muito, de acordo com a quantidade e duração de pré-estiramento, o comprimento do filamento intermódulos, e a marca do elástico (BRANTLEY et al, 1979; YOUNG; SANDRIK, 1979; VON FRAUNHOFER; COFFELT; ORBELL, 1992; STEVENSON; KUSY, 1994; STORIE; REGENNITTER; VON FRAUNHOFER, 1994).

Em um relato, elásticos pré-estirados antes de serem testados apresentaram uma percentagem de força inicial remanescente maior (50% em uma hora e 31% em quatro semanas) que o outro grupo teste (30% em uma hora e 20% em quatro semanas) e o grupo controle, os quais apresentaram resultados similares aos de estudos anteriores (BROOKS; HERSHEY, 1976).

O pré-estiramento de cadeias por 24 horas, em água destilada a 37° C, seguido de sua utilização imediata, foi descrito como uma técnica consistente para a obtenção de forças razoavelmente constantes, após comparação com outra técnica, de pré-estiramento por três semanas (BRANTLEY et al, 1979).

Young e Sandrik (1979) compararam o pré-estiramento de dois tipos de cadeias de um mesmo fabricante (Alastiks C2 e CK, Unitek Corp., Monrovia, Califórnia) a

várias distâncias, e seus resultados mostraram que o pré-estiramento não diminuiu a taxa de relaxação do *stress* para ambas as cadeias; somente para as cadeias do tipo CK foi observado um aumento no percentual de força remanescente.

Uma outra sugestão foi de pré-estirar os elásticos de 30% (WONG, 1976) a 50% do seu comprimento inicial passivo por um minuto, de modo a permitir que ocorra a rápida diminuição inicial da força antes de sua aplicação. Deste modo, a magnitude da carga aplicada seria apenas aquela desejada para o movimento dentário requerido, e o desconforto sentido pelo paciente, devido à força excessiva inicial, seria minimizado (STEVENSON; KUSY, 1994).

Entretanto, o pré-estiramento de elásticos a 100% do seu comprimento inicial por 10 segundos, não se mostrou uma alternativa efetiva, para compensar a rápida diminuição da força inicial (VON FRAUNHOFER; COFFELT; ORBELL, 1992).

O pré-estiramento também foi testado em termos da quantidade de deformação requerida para atingir uma determinada força. Os dados de um estudo mostram que não houve diferença, e o nível estabelecido foi de 10% – considerado clinicamente relevante, quando cadeias contendo fluoretos e elásticos convencionais foram pré-estirados a 50% do seu comprimento inicial por cinco segundos, antes do teste de deformação. Estes resultados, segundo os autores, diferiram de outros anteriores; contudo, podem, também, ser atribuídos a variações dentro de uma mesma marca (STORIE; REGENNITTER; VON FRAUNHOFER, 1994).

Em 2000, foi lançada uma linha de produtos elastoméricos com uma cobertura polimérica que promete diminuir a fricção associada à mecânica de deslizamento

durante o movimento de retração de caninos. Além do mais, a elasticidade destes novos produtos demonstrou ser superior à de produtos da mesma marca, porém sem esta cobertura (DEVANATHAN, 2000).

Aparentemente, produtos com uma temperatura de transição vítrea (T_g) mais baixa são mais flexíveis que similares com T_g mais alta. Também, após permanecerem na cavidade oral por quatro semanas, elásticos plásticos testados apresentavam uma segunda T_g , não presente em grupos semelhantes testados *in vitro*, sugerindo que haja algum fator modificador no ambiente oral (RENICK, 2001).

Entretanto, os resultados de experimento subsequente sugeriram que a temperatura de transição vítrea não pôde ser utilizada com confiança, para prever a força dos elásticos (EIMER, 2001).

3 PROPOSIÇÃO

Pretendeu-se avaliar comparativamente, *in vitro*:

3.1 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 de 200gf uma hora, quatro horas, oito horas 24 horas, uma semana, duas semanas, três semanas e quatro semanas após a ativação inicial;

3.1.1 o primeiro grupo foi composto por sete segmentos de elásticos em cadeia contendo cinco elos;

3.1.2 o segundo grupo foi composto por sete segmentos de elásticos em cadeia contendo sete elos;

3.1.3 o terceiro grupo foi composto por sete segmentos de elásticos em cadeia contendo nove elos;

3.2 a taxa de relaxação de tensão de três grupos de segmentos de elásticos em cadeia idênticos, distendidos à mesma distância, durante uma hora, quatro horas, oito horas 24 horas, uma semana e duas semanas;

3.2.1 o primeiro grupo foi composto por sete segmentos de elásticos não submetidas a pré-estiramento (o mesmo grupo do item 3.1.1);

3.2.2 o segundo grupo foi composto por quatro segmentos de elásticos pré-estirados mantendo-se os segmentos distendidos a distâncias fixas por 60 segundos;

3.2.3 o terceiro grupo foi composto por quatro segmentos de elásticos pré-estirados induzindo-se os segmentos a *creep*, com seqüências rápidas de deformação/relaxação por 15 segundos, a distâncias pré-definidas.

4 MATERIAL E MÉTODO

Através desta pesquisa, avaliou-se a degradação de força (relaxação de tensão) de elásticos em cadeia *Closed Grey Memory Chain* (American Orthodontics, Sheboygan, Wisconsin, EUA, referência do catálogo nº 854-252) (Figura 02), na qual foram comparados: três diferentes tamanhos de cadeias submetidas à mesma ativação, em gramas; cadeias de um mesmo tamanho submetidas ou não a diferentes métodos de pré-estiramento.

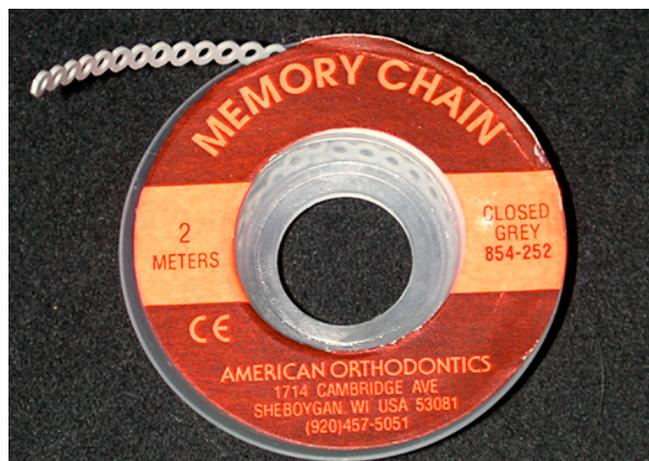


Figura 02: Fotografia de um carretel de Memory Chain com os elásticos.

Antes de serem testados, os elásticos foram mantidos em suas embalagens plásticas originais, como recomendado pelo fabricante, ao abrigo da luz e sob refrigeração (STEVENSON; KUSY, 1994).

O experimento foi realizado em duas etapas. Na primeira etapa, foram testados os grupos de cadeias sem a realização de pré-estiramento, e ao final deste, sucederam-se os testes dos grupos submetidos às duas modalidades de pré-estiramento, objetivo da segunda etapa.

As cadeias plásticas testadas foram cuidadosamente removidas dos carretéis sem serem distendidas e, para a primeira etapa do experimento, foram seccionados 21 segmentos de elásticos, dos quais sete segmentos continham cinco elos, sete segmentos continham sete elos e sete segmentos continham nove elos, conforme pode ser observado no Quadro 1. Nesta etapa do experimento, as medidas das forças liberadas pelos elásticos foram realizadas nos intervalos de tempo: inicial, uma hora, quatro horas, oito horas, 24 horas, uma, duas, três e quatro semanas após a ativação dos elásticos.

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

Para a segunda etapa do experimento, foram selecionados 20 segmentos de elásticos contendo cinco elos cada um, que foram distribuídos igualmente para formar os dois grupos teste do experimento com pré-estiramentos, com subdivisões 1 (um) e 2 (dois). O primeiro grupo foi formado pelas amostras estiradas lentamente os segmentos a 100% (Grupo P1) e 150% (Grupo P2) do

seu comprimento original, antes de sua colocação no *jig*, e mantendo-os sob esta deformação por 60 segundos, seguindo-se, então, à sua colocação no *jig*. O segundo grupo foi formado pelas amostras induzidas a um fenômeno descrito como *creep*, através de sequências rápidas de deformação/relaxação por 15 segundos, às mesmas razões de 100% (Grupo C1) e 150% (Grupo C2) do comprimento inicial, antes de sua colocação no *jig*. Como grupo controle (Sem), foram utilizados os resultados dos elásticos contendo cinco elos por amostra da primeira etapa do experimento (Quadro 2). Nesta etapa do experimento, as medidas das forças liberadas pelos elásticos foram realizadas nos intervalos de tempo: inicial, uma hora, quatro horas, oito horas, 24 horas, uma e duas semanas após a ativação dos elásticos.

Quadro 2 – Distribuição dos grupos de elásticos avaliados na segunda etapa do experimento.

Grupo	Nº de amostras	Nº de elos	Elos utilizados	Forma de pré-estiramento	Tempo de pré-estiramento
P1	4	5	3	Distância fixa a 100%	60s
P2	4	5	3	Distância fixa a 150%	60s
C1	4	5	3	Creep a 100%	15s
C2	4	5	3	Creep a 150%	15s
Sem	7	5	3	Não	não

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.

O *jig* (Figura 03) 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 onde 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 função também de fazer movimentos de aproximação e distanciamento da base móvel em relação à fixa.

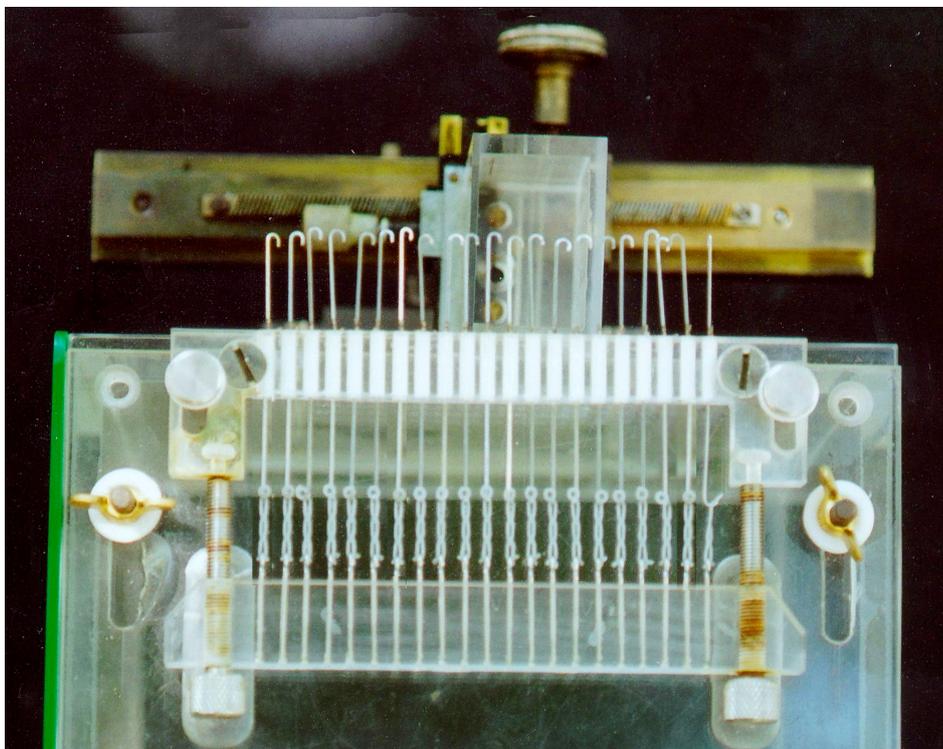


Figura 03: Fotografia do jig utilizado para manter os segmentos de elásticos distendidos durante o experimento.

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.

No momento da medição da força liberada pelo elástico, encaixou-se o braço sensível do dinamômetro ao gancho externo da base fixa e este era movimentado no sentido de afastar-se do gancho (Figura 04, página 52). O instante em que o *stop* se afastou da base foi aquele em que a força suportada pelo dinamômetro representou a força liberada pelo elástico, padronizando-se a leitura da força gerada pelo elástico.

As medidas das forças liberadas pelos elásticos foram realizadas nos intervalos de tempo: inicial, uma hora, quatro horas, oito horas, 24 horas, uma, duas, três e quatro semanas após a ativação dos elásticos. Em seguida a cada medição, o *jig*, com os elásticos, foi colocado em um recipiente contendo saliva artificial e mantido em estufa bacteriológica (Quimis Q-316B, Diadema, São Paulo) com temperatura controlada de $37\text{ °C} \pm 0,5\text{ °C}$, por todo o tempo do experimento,

sendo removido deste ambiente somente nos momentos subseqüentes de medição das forças.

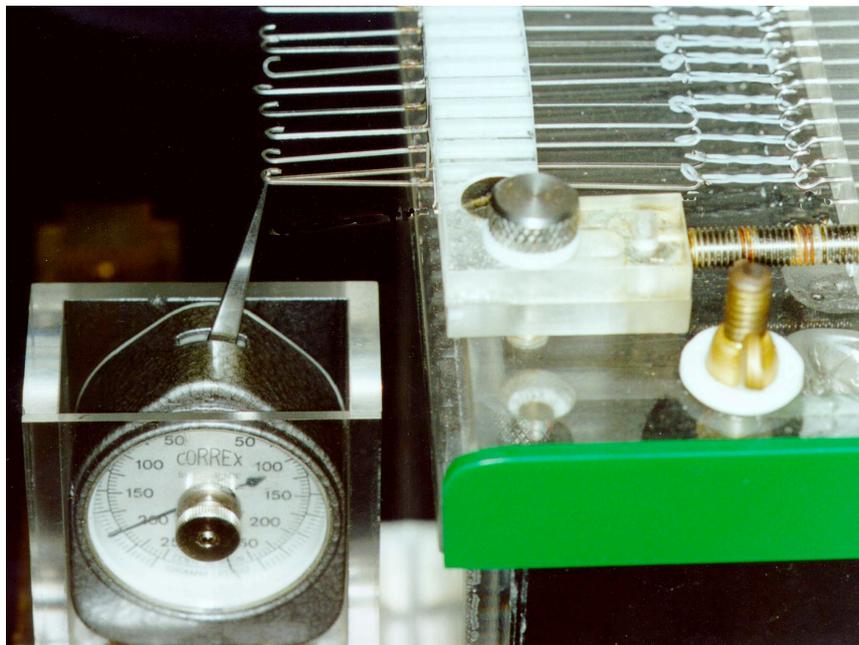


Figura 04: Exemplo de como foi realizada a medição da força.

O nível da saliva artificial existente no recipiente foi verificado diariamente, para que os elásticos estivessem sempre cobertos por esta solução. A saliva artificial utilizada foi elaborada na Farmácia Universitária da UFRJ, apresentando a seguinte fórmula básica: Cloreto de Potássio (0,96 g), Cloreto de Sódio (0,674 g), Cloreto de Magnésio (0,0408 g), Cloreto de Cálcio (0,1168 g), Bifosfato de Potássio (0,274 g), Carboximetilcelulose Sódica “grade” 70D (8 g), Sorbitol a 70% (24 g), Nipagin (1 g) e Água destilada q. s. p. (1000 ml), utilizando-se Hidróxido de Sódio 0,1N pelo sistema gota a gota, para atingir o pH 7,2 (SANTOS; BACALTCHUE; ROCHA et al, 1994).

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. O dinamômetro também foi fixado à estrutura, uma espécie de caixa de acrílico (Figura 05), à qual foi adaptado um sistema com engrenagens (Figura 06, página 54), 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, assim como o movimento lateral, para a medição de todos os elásticos e ântero-posterior, para compensar o movimento do braço do dinamômetro, durante a leitura da força.

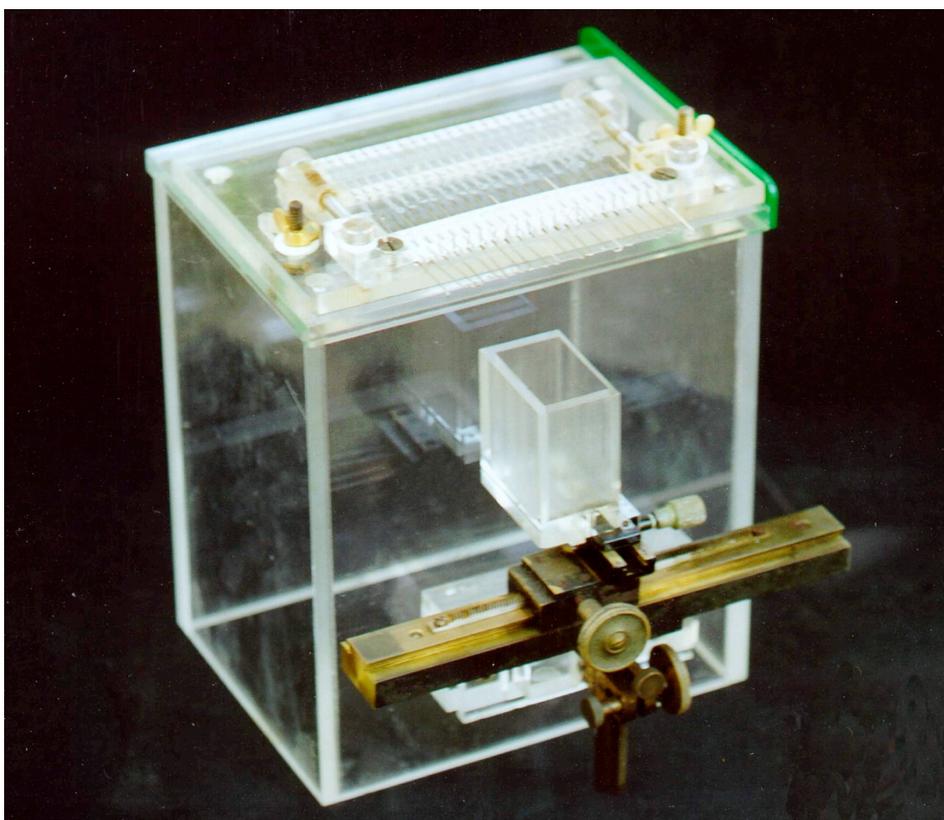


Figura 05: Fotografia da estrutura de acrílico onde foram realizadas as medições da força liberada pelos elásticos.

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 em 26,5mm inicialmente e, desta forma, a distância entre as bases, ao final da primeira semana foi diminuída para 26mm e assim sucessivamente, até se chegar, ao final da primeira etapa do experimento, a uma distância de 24,5mm entre as bases fixa e móvel do *jig*.

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

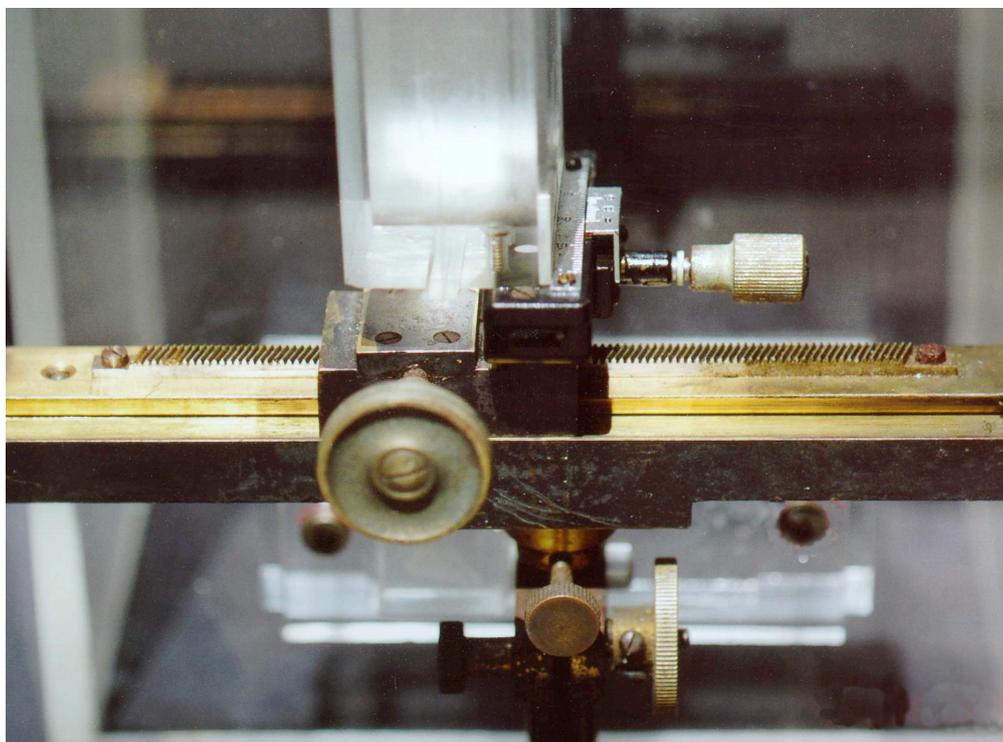


Figura 06: Fotografia aproximada do sistema de engrenagens utilizado para movimentar o dinamômetro.

4.1 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 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 paramétrico 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).

5 RESULTADOS

Os resultados obtidos durante a realização do experimento foram organizados e apresentados em tabelas, nas quais foram expostas as médias, as medianas, os desvios-padrão, os valores mínimo e máximo.

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.

5.1 COMPARAÇÃO ENTRE SEGMENTOS DE ELÁSTICOS DE DIFERENTES TAMANHOS

A Tabela 1, página 60, apresenta os resultados das médias das forças liberadas pelo grupo de segmentos três elos, seguidos dos desvios-padrão, medianas, valores mínimos e valores máximos.

Na Tabela 2, página 60, estão apresentados os resultados das médias das forças liberadas pelo grupo de segmentos cinco elos, seguidos dos desvios-padrão, medianas, valores mínimos e valores máximos.

A Tabela 3, página 61, ilustra os resultados das médias das forças liberadas pelo grupo de segmentos sete elos, seguidos dos desvios-padrão, medianas, valores mínimos e valores máximos.

A Tabela 4, página 61, agrupa os valores percentuais em relação à força inicial, para os três grupos, durante todo o experimento.

Os resultados da análise de Variância, para os resultados dos momentos inicial, uma hora, quatro horas, oito horas, 24 horas e duas semanas, estão descritos na Tabela 5, página 62.

A análise dos dados da primeira e terceira semanas pelo teste de Kruskal-Wallis forneceu os resultados visualizados na Tabela 6, página 62.

A Tabela 7, página 63, apresenta o resultado do teste ANOVA para os momentos 1 hora, 4 horas, 24 horas, 2 semanas e 3 semanas após o início do experimento, em relação ao percentual da força inicial.

A Tabela 8, página 63, apresenta o resultado do teste de Kruskal-Wallis para os momentos, 8 horas, 1 semana e quatro semanas, em relação aos percentuais da força inicial.

A Tabela 9, página 64, apresenta o resultado do teste de Friedman, para a degradação da força sofrida pelos segmentos de elásticos de três elos ao longo do tempo.

Na Tabela 10, página 64, estão apresentados os resultados do teste de Wilcoxon, para a identificação de diferenças entre os momentos de medição de força, para o grupo de segmentos de elásticos de três elos.

A Tabela 11, página 64, apresenta o resultado do teste de Friedman, para a degradação da força sofrida pelos segmentos de elásticos de cinco elos ao longo do tempo.

Na Tabela 12, página 64, estão apresentados os resultados do teste de Wilcoxon, para a identificação de diferenças entre os momentos de medição de força, para o grupo de segmentos de elásticos de cinco elos.

A Tabela 13, página 65, apresenta o resultado do teste de Friedman, para a degradação da força sofrida pelos segmentos de elásticos de sete elos ao longo do tempo.

Na Tabela 14, página 65, estão apresentados os resultados do teste de Wilcoxon, para a identificação de diferenças entre os momentos de medição de força, para o grupo de segmentos de elásticos de sete elos.

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

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

Momento	Grupos		
	Três elos	Cinco elos	Sete elos
Inicial	100%	100%	100%
01 hora	93,12%	85,32%	86,25%
04 horas	84,00%	73,99%	80,31%
08 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 5 – Resultado do teste ANOVA, para os momentos inicial, uma hora, quatro horas, oito horas, 24 horas e duas semanas.

Momento		Soma dos quadrados	Graus de liberdade	Quadrado médio	F	Significância (valor p)
Inicial	Entre os grupos	1564,286	2	782,143	4,480	0,026
	Dentro dos grupos	3142,857	18	174,603		
	Total	4707,143	20			
01 hora	Entre os grupos	1488,095	2	744,048	2,744	0,089
	Dentro dos grupos	4828,571	18	268,254		
	Total	6316,667	20			
04 horas	Entre os grupos	3030,952	2	1515,476	10,849	0,001
	Dentro dos grupos	2514,286	18	139,683		
	Total	5545,238	20			
08 horas	Entre os grupos	752,381	2	376,190	2,312	0,128
	Dentro dos grupos	2928,571	18	162,698		
	Total	3680,952	20			
24 horas	Entre os grupos	1530,952	2	765,476	6,675	0,007
	Dentro dos grupos	2064,286	18	114,683		
	Total	3595,238	20			
2 semanas	Entre os grupos	752,381	2	376,190	6,278	0,009
	Dentro dos grupos	1078,571	18	59,921		
	Total	1830,952	20			

Tabela 6 – Resultado do teste de Kruskal-Wallis para os dados da primeira, terceira e quarta semanas.

Momento	Qui-quadrado	D. F.	Significância
1 semana	7,423	2	0,024444
3 semanas	14,030	2	0,000898
4 semanas	15,696	2	0,000391

Tabela 7 – Resultado do teste ANOVA, para os momentos uma hora, quatro horas, 24 horas, duas semanas e três semanas

Momento		Soma dos quadrados	Graus de liberdade	Quadrado médio	F	Significância (valor p)
01 hora	Entre os grupos	383,094	2	191,547	8,540	0,003
	Dentro dos grupos	381,313	17	22,430		
	Total	764,407	19			
04 horas	Entre os grupos	358,728	2	179,364	7,286	0,003
	Dentro dos grupos	443,142	18	24,619		
	Total	801,870	20			
24 horas	Entre os grupos	107,597	2	53,799	4,068	0,035
	Dentro dos grupos	238,061	18	13,226		
	Total	345,658	20			
2 semanas	Entre os grupos	66,668	2	33,334	2,713	0,093
	Dentro dos grupos	221,123	18	12,285		
	Total	287,791	20			
3 semanas	Entre os grupos	92,823	2	46,412	3,419	0,055
	Dentro dos grupos	244,373	18	13,576		
	Total	337,197	20			

Tabela 8 – Resultado do teste de Kruskal-Wallis, para o percentual de força relativo à inicial, nos momentos oito horas, uma semana e quatro semanas.

	Oito horas	Uma semana	Quatro semanas
Qui-quadrado	9,745	6,476	14,498
Graus de liberdade	2	2	2
Valor-p	0,008	0,039	0,001

5.2 COMPARAÇÃO ENTRE SEGMENTOS DE ELÁSTICOS NÃO PRÉ-ESTIRADOS E PRÉ-ESTIRADOS

Os resultados da força inicial das amostras submetidas a pré-estiramentos estão apresentados na Tabela 15, página 65.

A partir da leitura inicial, a diminuição na força suportada pelos ganchos metálicos foi reportada em termos percentuais relativos à força inicial, e exibidos na Tabela 16, página 65.

Ao final das duas semanas do experimento com pré-estiramento das cadeias elastoméricas, os segmentos de elásticos apresentavam as seguintes leituras de força liberada, de acordo com a Tabela 17, página 65.

A análise da normalidade nos dados mensurados permitiu rejeitar a condição de normalidade nos grupos C2, 1 hora após o início do experimento ($p=0,015$), e C1, 24 horas após o início do experimento ($p=0,033$).

Sendo assim, foi aplicado o teste não paramétrico de Kruskal-Wallis, para a identificação de diferenças entre os tratamentos, como visto na Tabela 18, página 65.

Os resultados do grupo contendo segmentos de três elos do primeiro experimento podem também ser comparado a estes grupos pré-estirados e, para facilitar tal comparação, os resultados de todos os grupos de segmentos de elásticos contendo três elos por amostra foram reunidos na Tabela 19, página 66.

Ao ser incluído o tratamento original sem pré-estiramento para os elásticos com três elos, motivo da primeira parte do experimento, foi obtido o seguinte resultado

apresentado na Tabela 20, página 66, novamente pela aplicação do teste de Kruskal-Wallis.

Nas Tabelas 21, 22, 23 e 24, páginas 66 e 67, constam os resultados dos testes de Mann-Whitney, para observação de diferenças entre os segmentos de elásticos de três elos submetidos às técnicas de pré-estiramentos, juntamente com os mesmos segmentos não pré-estirados, para os momentos uma hora, 24 horas, 1 semana e 2 semanas, respectivamente.

Tabela 15 – Valores Médios, desvios-padrão, medianas, mínimos e máximos da força inicial liberada pelos quatro grupos de segmentos de elásticos submetidos a pré-estiramento, em gramas.

Grupo	Média	Mediana	Desvio-padrão	Mínimo	Máximo
P1	209	210	11,40	190	220
P2	186	180	10,84	175	200
C1	174	170	13,87	155	190
C2	224	225	5,48	215	230

Tabela 16 – Valores Médios, desvios-padrão, medianas, mínimos e máximos da força liberada pelos quatro grupos de segmentos de elásticos submetidos a pré-estiramentos, em gramas, após duas semanas de ativação.

Grupo	Média	Mediana	Desvio-padrão	Mínimo	Máximo
P1	88	85	4,47	85	90
P2	87	85	8,37	80	100
C1	80	75	9,35	75	90
C2	102	100	4,47	100	110

Tabela 17 – Relaxação de tensão sofrido pelos quatro grupos de segmentos de elásticos submetidos a pré-estiramento durante todo o experimento, em termos percentuais.

Grupo	P1	P2	C1	C2
Inicial	100	100	100	100
1 hora	87,55	85,45	88,02	88,84
4 horas	81,84	82,82	85,78	81,71
8 horas	77,73	80,67	81,07	79,04
24 horas	76,04	75,39	77,12	72,34
1 semana	54,98	55,94	56,37	52,72
2 semanas	42,18	46,72	45,88	45,55

Tabela 18 – Resultado do teste de Kruskal-Wallis, para identificação de diferenças entre os grupos de elásticos submetidos a pré-estiramentos.

	1h	4h	8h	24h	1 sem	2 sem
Qui-quadrado	5,968	7,153	5,284	7,500	4,860	6,413
Graus de liberdade	3	3	3	3	3	3
Valor-p	0,113	0,067	0,152	0,058	0,182	0,093

Tabela 19 – Valores percentuais médios da força liberada para todos os grupos de segmentos de elásticos contendo três elos.

Momento	Sem	P1	P2	C1	C2
Inicial	100	100	100	100	100
1 hora	93,12	87,55	85,45	88,02	88,84
4 horas	84	81,84	82,82	85,78	81,71
8 horas	80,78	77,73	80,67	81,07	79,04
24 horas	70,87	76,04	75,39	77,12	72,34
1 semana	63,78	54,98	55,94	56,37	52,72
2 semanas	56,62	42,18	46,72	45,88	45,55

Tabela 20 – Resultado do teste de Kruskal-Wallis, para identificação de diferenças entre os todos os grupos de elásticos com segmentos de três elos, com e sem pré-estiramento.

	1h	4h	8h	24h	1 sem	2 sem
Qui-quadrado	10,095	5,713	5,706	13,608	16,740	18,449
Graus de liberdade	4	4	4	4	4	4
Valor-p	0,039	0,222	0,222	0,009	0,002	0,001

Tabela 21 – Resultado do teste de Mann-Whitney, para identificação de diferenças entre os grupos de segmentos de elásticos de três elos, uma hora após o início do experimento.

	P2	C1	C2	Sem pré
P1	SIM (0,032)	NÃO	NÃO	SIM (0,048)
P2		NÃO	NÃO	SIM (0,048)
C1			NÃO	NÃO
C2				NÃO

Tabela 22 – Resultado do teste de Mann-Whitney, para identificação de diferenças entres os grupos de segmentos de elásticos de três elos, 24 horas após o início do experimento.

	P2	C1	C2	Sem pré
P1	NÃO	NÃO	SIM (0,032)	SIM (0,030)
P2		NÃO	NÃO	SIM (0,030)
C1			SIM 0,008	SIM (0,003)
C2				NÃO

Tabela 23 – Resultado do teste de Mann-Whitney, para identificação de diferenças entres os grupos de segmentos de elásticos de três elos, uma semana após o início do experimento.

	P2	C1	C2	Sem pré
P1	NÃO	NÃO	NÃO	SIM (0,005)
P2		NÃO	NÃO	SIM (0,005)
C1			SIM 0,032	SIM (0,003)
C2				SIM (0,003)

Tabela 24 – Resultado do teste de Mann-Whitney, para identificação de diferenças entres os grupos de segmentos de elásticos de três elos, duas semanas após o início do experimento.

	P2	C1	C2	Sem pré
P1	SIM (0,032)	NÃO	NÃO	SIM (0,003)
P2		NÃO	NÃO	SIM (0,003)
C1			NAO	SIM (0,003)
C2				SIM (0,003)

6 DISCUSSÃO

O aparelho ortodôntico ideal deveria ter a capacidade de liberar forças relativamente constantes durante o limite de sua ativação (BURSTONE; BALDWIN; LAWLESS, 1961), para que a desativação, por degradação do material ou por diminuição da força decorrente da movimentação dentária, não leve a modificações abruptas na magnitude de força.

Através da literatura compilada e dos resultados encontrados neste estudo, percebe-se que os elásticos plásticos em cadeia não satisfazem plenamente esta premissa, pois, inicialmente, sua força diminui rapidamente. O objetivo de grande parte das pesquisas realizadas com estes materiais é de 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, e fornecer ao clínico meios de utilizar estes produtos de forma mais racional.

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

O objetivo deste trabalho foi comparar as taxas de relaxação de tensão de segmentos de elásticos em cadeia ortodônticos de um único fabricante de três diferentes tamanhos e mantidos em ambiente oral simulado, com saliva artificial a 37°C, bem como avaliar os efeitos de duas formas de pré-estiramento sobre a força liberada por estes produtos.

Os elásticos plásticos utilizados nesta pesquisa foram escolhidos por apresentarem os melhores resultados, segundo estudos realizados anteriormente (MATTA; CHEVITARESE, 1997; MATTA; CHEVITARESE, 1998).

6.1 COMPARAÇÃO ENTRE SEGMENTOS DE ELÁSTICOS DE DIFERENTES TAMANHOS

Segmentos de elásticos plásticos em cadeia com três tamanhos diferentes, de uma mesma configuração, do tipo fechada, sem espaço entre os elos, foram selecionados para ensaios de tensão, de modo a simular a 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 ambas fossem distendidas para desenvolver a mesma força inicial.

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 ao máximo 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). Um efeito desagradável e irreversível, atribuído à aplicação de forças excessivas, são as reabsorções radiculares (REITAN, 1974).

Buscou-se padronizar a força inicial liberada pelos elásticos (Tabelas 01, 02 e 03, páginas 60 e 61); entretanto, sua variação pode ser observada na Figura 07, página 74, provavelmente devido à aleatoriedade das conformações espaciais assumidas pelas macromoléculas de polímeros dos segmentos de elásticos utilizados no experimento (BILLMEYER, 1984). Esta variabilidade também foi percebida Andreasen e Bishara (1970).

A utilização de dinamômetro, na prática clínica, conforme sugerido por Hershey e Reynolds (1975), e Baty, Storie e von Fraunhofer (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 que a dos segmentos de sete elos, somente ($p < 0,05$).

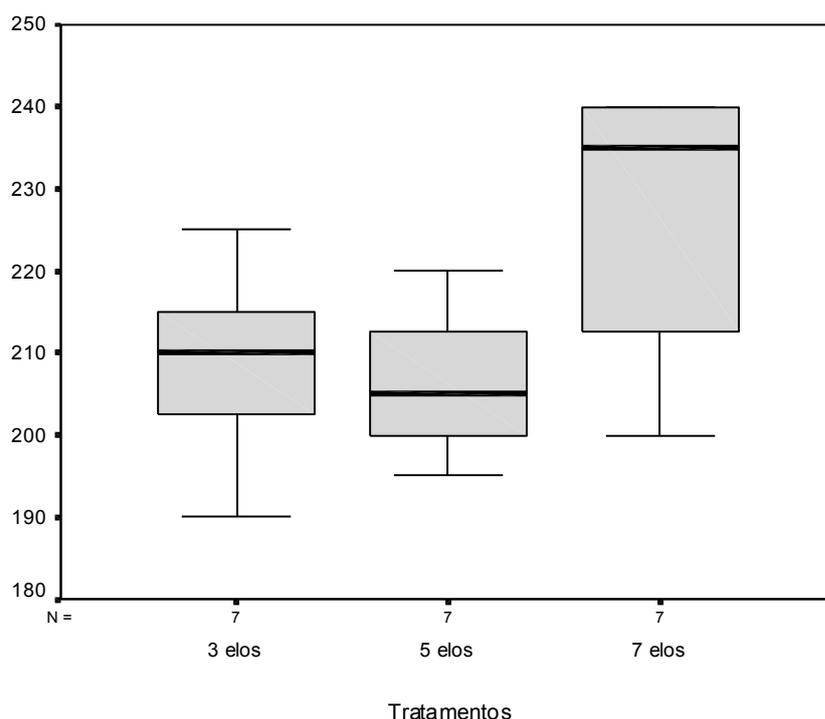


Figura 07 – Forças inicialmente liberadas pelos segmentos, em gramas-força.

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 ($p < 0,05$) que a tensão média no segmento de três elos e no segmento de sete elos, ao passo que estes dois últimos são considerados homogêneos entre si. Esta diferença pode ser visualizada pelo gráfico *Box and whiskers* da Figura 08.

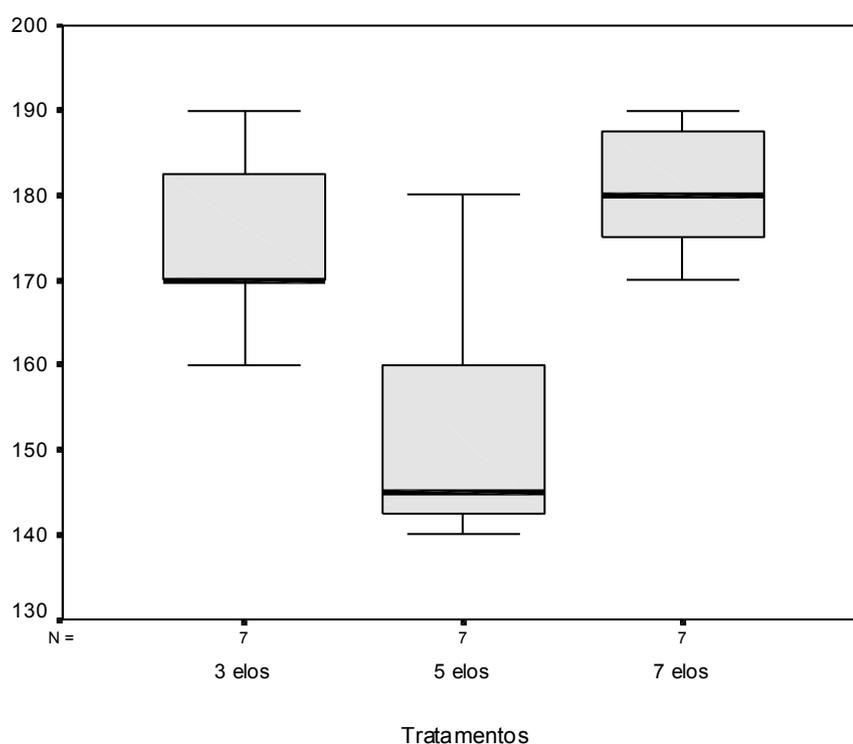


Figura 08 – Forças liberadas pelos segmentos elásticos, quatro horas após o início do experimento, em gramas-força.

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% a 81% da força inicial, valores aproximados. Neste momento, as magnitudes de força liberadas pelos elásticos não apresentavam diferenças estatisticamente significantes entres 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.

Os resultados deste estudo, entretanto, puderam ser comparados em algum grau com os de Matta e Chevitaese (1997), que encontraram 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), superior à obtida no presente experimento. Esta diferença pode ser devida à configuração dos

elásticos: Matta e Chevitaese (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 e colaboradores (1985), e Baty e colaboradores (1994a), para os quais os elásticos fechados (sem espaço entre os elos) parecem reter um percentual maior da força ao longo do tempo. As magnitudes de força apresentadas neste momento do experimento podem também ser observadas na Figura 09.

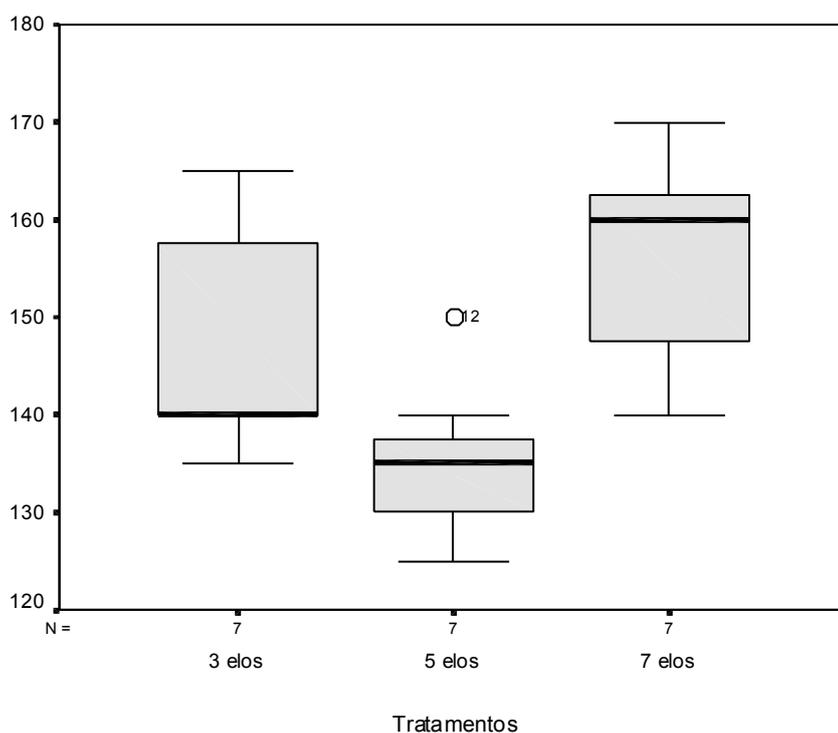


Figura 09 – Forças liberadas pelos elásticos em 24h, em gramas-força.

Na primeira semana após a ativação (Figura 10), 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

($p < 0,05$) que os grupos contendo cinco e sete elos, homogêneos entre si ($p < 0,05$).

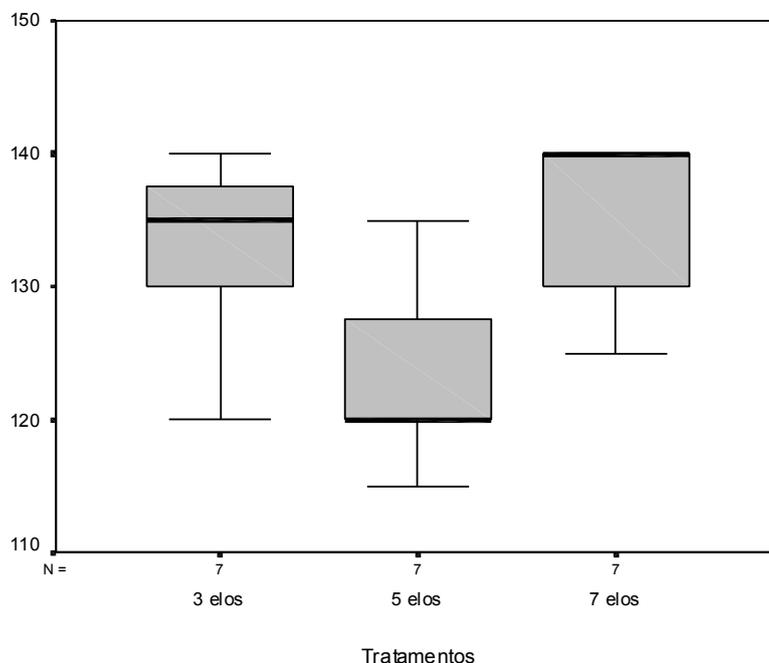


Figura 10 – Força liberada pelos elásticos após uma semana, em gramas-força.

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). Entretanto, mesmo que mais lentamente, ainda é possível movimentar dentes com esta força, de acordo com os resultados de Boester e Johnston (1974). Do ponto de vista do significado estatístico, não foram notadas diferenças entre os percentuais de degradação de força na segunda (Figura 11) e terceira semanas de testes de todos os grupos (Figura 12, página 77).

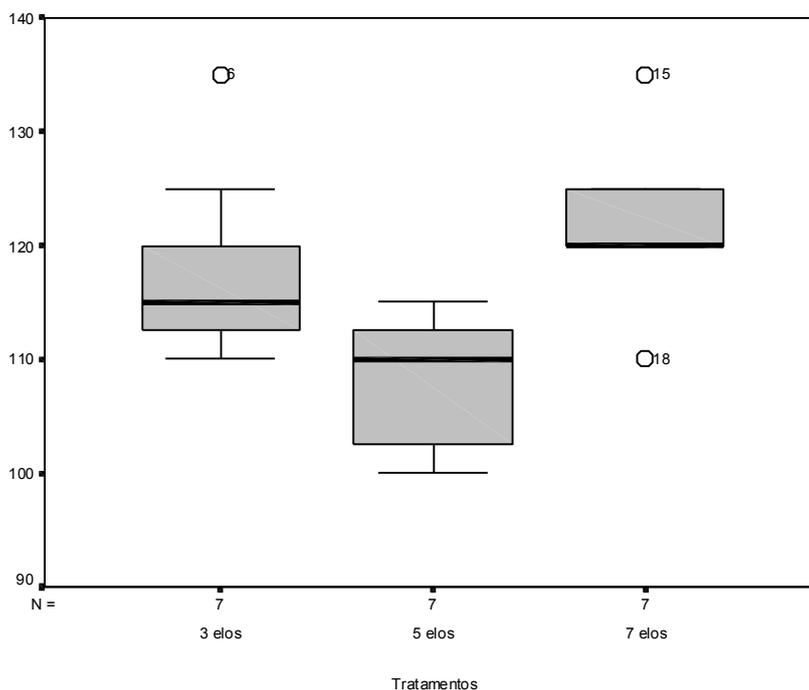


Figura 11 – Força liberada pelos elásticos após duas semanas, em gramas-força.

Em termos percentuais, ao final de quatro semanas, as cadeias dos três grupos apresentavam médias entre 31% e 39,76% da força inicial, correspondendo às magnitudes de força visualizadas graficamente na Figura 13, página 81. 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, de 206gf, em média.

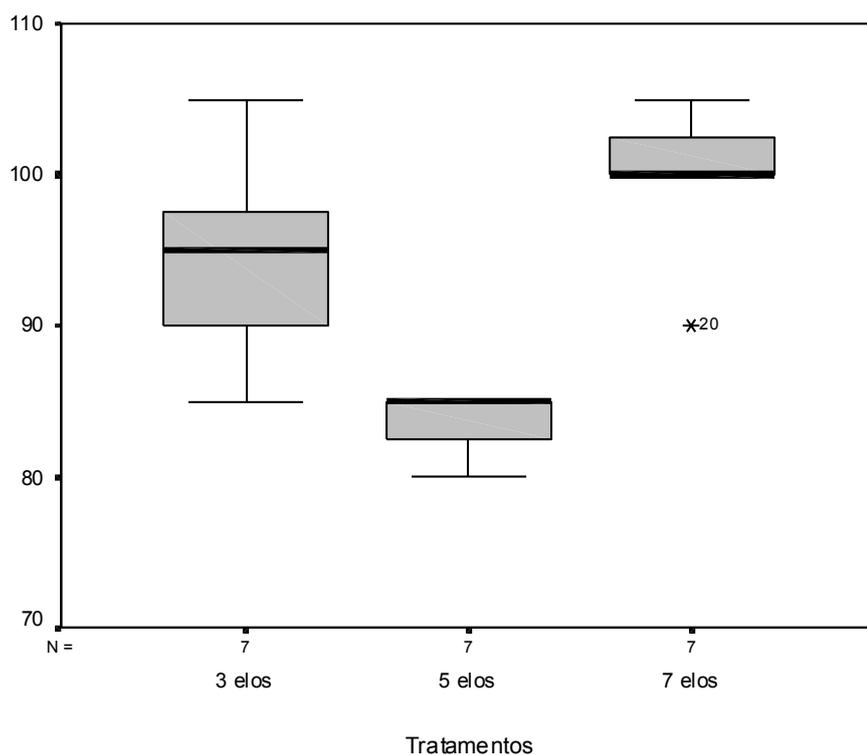


Figura 12 – Força liberada pelos elásticos após três semanas, em gramas-força.

Esta diferença, significativa sob a ótica estatística ($p < 0,05$), é passível de interpretação clínica. Para Stevenson e 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.

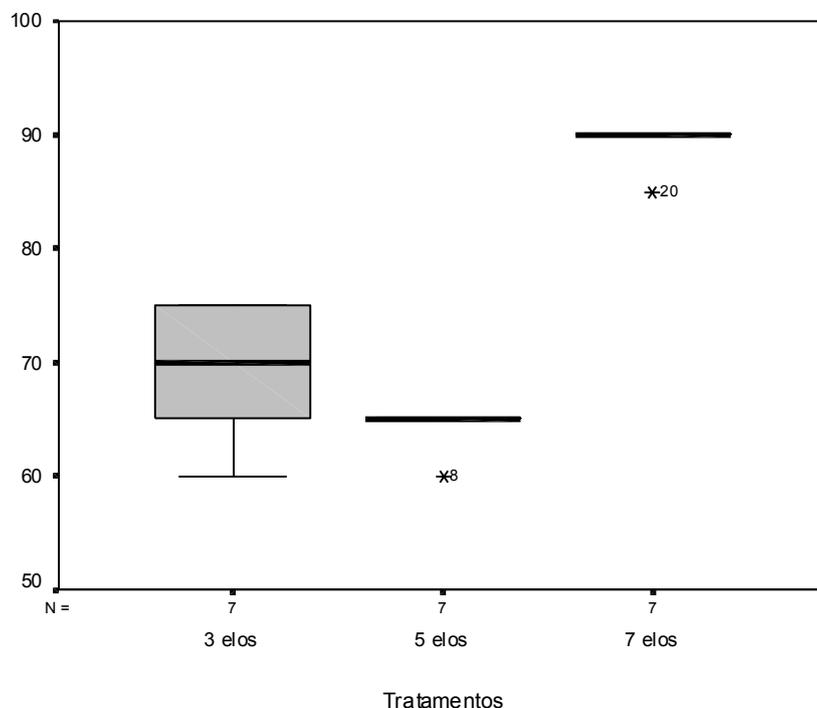


Figura 13 – Força liberada pelos elásticos ao final da primeira etapa do experimento, em gramas-força.

Apesar de uma queda considerável na magnitude da força ter ocorrido (Figura 14, página 82), 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 e colaboradores (1997), sejam consequência 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.

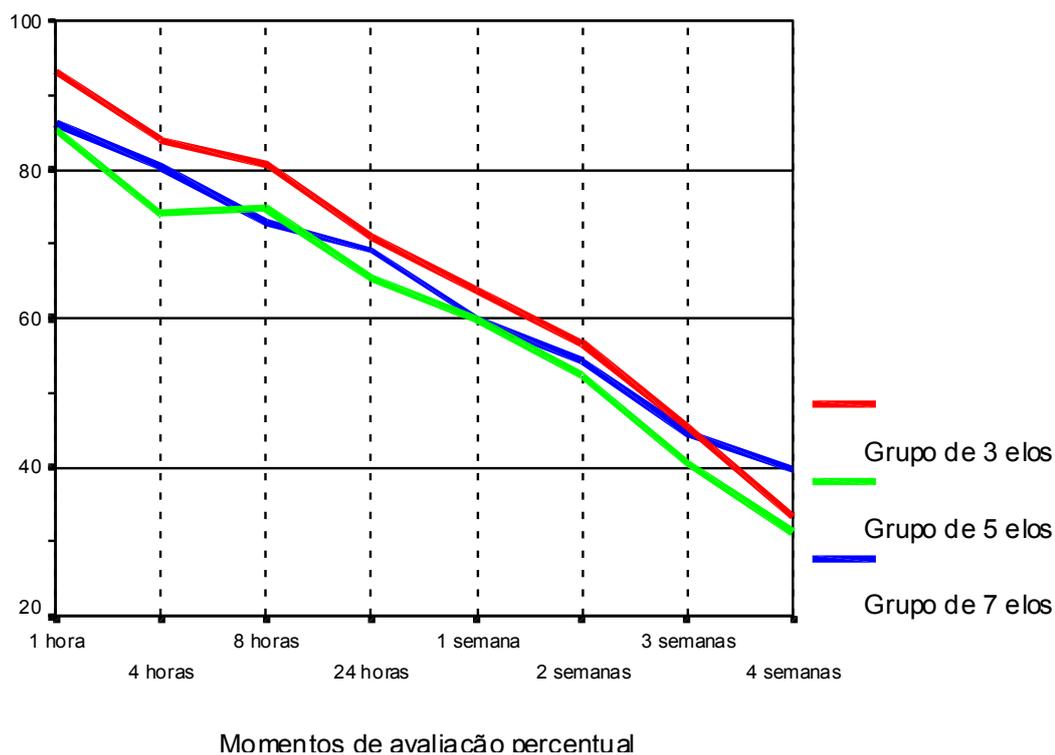


Figura 14 – Representação gráfica das curvas de degradação da força inicial para os três grupos de segmentos de elásticos ao longo do tempo, em porcentagem da força inicial.

Conforme citado por Howard e 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 com respeito à ancoragem, 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.

6.2 COMPARAÇÃO ENTRE SEGMENTOS DE ELÁSTICOS NÃO PRÉ-ESTIRADOS E PRÉ-ESTIRADOS

O pré-estiramento das cadeias, antes de sua ativação, é uma forma sugerida de diminuir a degradação inicial da força e melhorar a constância da força liberada pelos elásticos, de acordo com diversos autores (WONG, 1976; BROOKS; HERSHEY, 1976; BRANTLEY et al, 1979; YOUNG; SANDRIK, 1979; STEVENSON; KUSY, 1994). Com estes artifícios, objetiva-se provocar a maior degradação inicial da força liberada pelos elásticos antes de sua utilização clínica, com a condição de que a magnitude de força residual ainda seja capaz de promover movimento dentário ortodôntico. Entretanto, para autores como Von Fraunhofer, Coffelt e Orbell (1992), e Storie, Regennitter e Von Fraunhofer (1994), estes procedimentos não induzem melhoras significativas às propriedades mecânicas dos elásticos, clinicamente úteis para o ortodontista lançar mão rotineiramente.

Nesta segunda etapa do experimento, objetivou-se avaliar duas diferentes técnicas de pré-estiramento propostas pelo autor, distendendo os segmentos de elásticos a: 1) uma distância fixa, a qual foi atingida lentamente, 2) distendendo e relaxando os elásticos rapidamente. Em ambos procedimentos, respeitou-se dois limites de pré-estiramento, 100% e 150% do comprimento original passivo dos segmentos de três elos, a única configuração utilizada nesta etapa.

A primeira técnica de pré-estiramento partiu do princípio de que as cadeias devem ser distendidas lentamente para posição, de modo a preservar uma maior quantidade de força por mais tempo, segundo os resultados de Kovatch e

colaboradores (1976). Deste modo, as cadeias foram mantidas a distâncias de 100% e 150% de seu comprimento original passivo por um minuto, para tentar provocar modificações favoráveis às propriedades mecânicas dos elásticos, ao serem ativados.

O mesmo foi válido para os elásticos pré-estirados a partir de testes de *creep* das cadeias, denominação dada ao tipo de teste no qual se distende e relaxa as cadeias rapidamente, por um tempo determinado sem, contudo, chegar à fadiga completa do material, o que acarretaria no seu rompimento (BILLMEYER, 1984). Estes procedimentos parecem provocar deformações plásticas no material mais rapidamente, pela maior energia requerida; portanto, o pré-estiramento das amostras destes grupos foi realizado por um tempo mais curto, de apenas 15 segundos, a fim de minimizar maiores escoamentos irreversíveis dos segmentos poliméricos.

Após os procedimentos de pré-estiramentos, os elásticos foram distendidos a uma distância de 14,4mm, superior aos 100% do comprimento original passivo dos segmentos de elásticos, o que, segundo Wong (1976), Rock, Wilson e Fisher (1985) está acima do limite elástico para estes produtos, podendo acelerar os processos viscoelásticos, e conseqüente diminuição na força liberada pelos elásticos plásticos.

Esta distância correspondeu à deformação necessária para que os segmentos do Grupo P1 desenvolvessem uma força inicial de 200gf, e os elásticos dos outros grupos foram testados com a mesma ativação, o que forneceu magnitudes de força inicial diferentes para os quatro grupos (Tabela 15, página 68).

Para facilitar a comparação da relaxação de tensão destes elásticos, a degradação de força foi quantificada em percentual da força relativa à inicial nos momentos subseqüentes à primeira medição.

Então, uma hora após a ativação dos elásticos, estes apresentavam percentuais da força inicial entre 85% e 89%, aproximadamente, enquanto que o grupo de três elásticos não pré-estirados manteve aproximadamente 93% da força inicial, no mesmo intervalo. Segundo os resultados dos testes estatísticos, há diferenças significativas ($p < 0,05$) entre os segmentos dos grupos P1 e P2, e o grupo P2 apresenta um percentual significativamente maior da força inicial ($p < 0,05$), sendo os percentuais de ambos significativamente menores que os exibidos pelo grupo sem pré-estiramento ($p < 0,05$). Os grupos C1 e C2 foram considerados homogêneos ao grupo não pré-estirado.

Para o período de quatro horas, os percentuais de força remanescentes estavam entre 81,7% e 85,7% em relação à magnitude inicial. Por outro lado, os segmentos não submetidos a pré-estiramentos apresentavam uma média de 84% da força inicial neste mesmo momento de medição, e nenhuma destas medidas apresentou diferença significativa estatisticamente ($p > 0,05$).

Oito horas decorridas desde o início do experimento, havia degradações de força entre 19% e 22,3% da força inicial para os grupos pré-estirados, e 19,22% para o grupo não pré-estirado. Também para este momento, não foi relatada diferença significativa estatisticamente entre todos os grupos ($p > 0,05$).

Com 24 horas desde a ativação, os grupos pré-estirados mantinham percentuais da força inicial entre 72,3 e 77%, contra 70,9% do grupo não pré-estirado. O teste estatístico identificou diferenças entre os grupos, em que os grupos SEM e C2

são homogêneos entre si ($p>0,05$), mas seus percentuais são menores ($p<0,05$) que os apresentados pelos grupos P1, P2 e C1, estes sem diferenças nos percentuais de força relativos ao inicial ($p>0,05$).

Na primeira semana após a ativação, os elásticos dos grupos P1, P2 e C1 não apresentam diferenças nas suas medidas, mas o grupo C2 manteve um percentual de força menor que C1, somente, enquanto foi considerado homogêneo aos dois primeiros grupos. O grupo de segmentos de elásticos de três elos não submetidos a pré-estiramentos, por sua vez, manteve um percentual significativamente maior que os quatro grupos desta segunda etapa ($p<0,05$).

Ao final das duas semanas, o grupo P1 apresentou percentuais de força menores que os outros grupos, os quais são homogêneos entre si, e o grupo não pré-estirado novamente manteve um percentual de força maior que os outros grupos do segundo experimento ($p<0,05$), e as diferenças podem ser vistas graficamente na Figura 15, página 87.

Os resultados, desta forma, sugerem que o pré-estiramento não é uma alternativa viável para a obtenção de forças relativamente constantes, durante a utilização de elásticos plásticos em cadeia para a realização do movimento ortodôntico de retração de caninos para distal, pelo fato de os grupos pré-estirados apresentarem degradação da força mais rapidamente que elásticos não previamente submetidos a tensões.

O experimento com realização de pré-estiramentos teve sua duração diminuída, uma vez que o período em que ocorre a maior degradação de força já havia sido ultrapassado, e não foi observada menor degradação da força liberada pelos

segmentos de elásticos pré-estirados, quando comparados a exemplares de tamanhos semelhantes e não submetidos a pré-estiramento.

Talvez o fato de o pré-estiramento ter sido realizado a distâncias superiores ao dobro do comprimento inicial das amostras tenha influenciado os resultados, e pesquisas utilizando distâncias menores são sugeridas, com o intuito de explorar esta possibilidade.

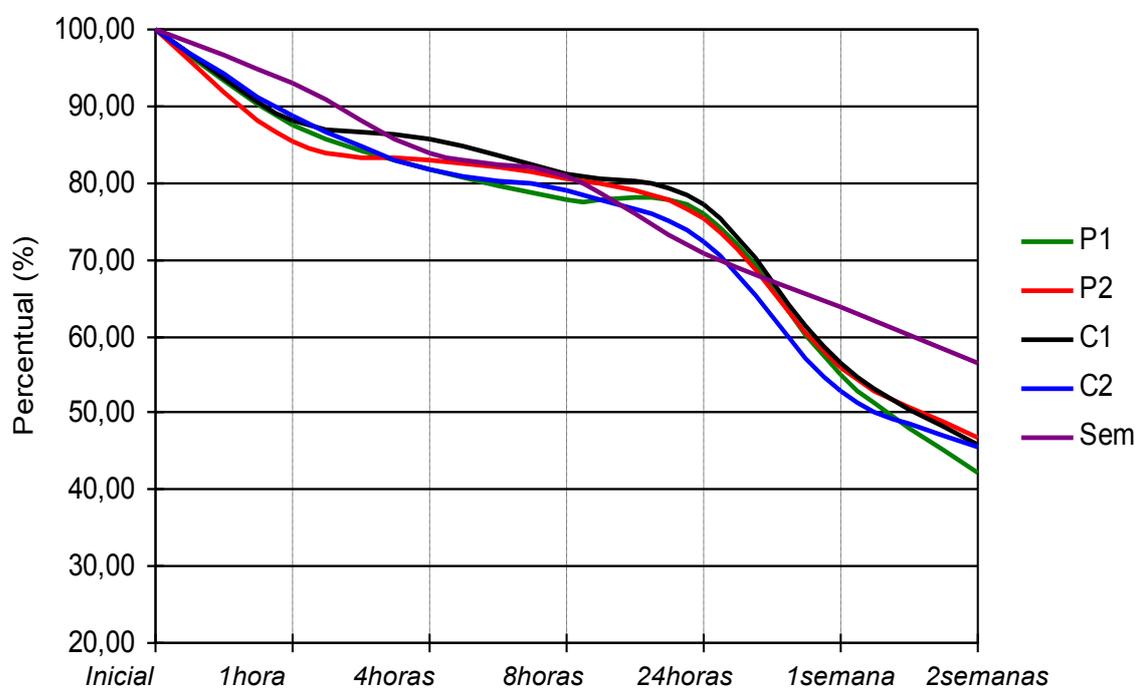


Figura 15 – Representação gráfica das curvas de degradação da força inicial para os grupos de segmentos de elásticos de três elos ao longo do tempo, em percentagem da força inicial.

7 CONCLUSÕES

Conclui-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 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;

- a taxa de relaxação de tensão dos segmentos de elásticos não pré-estirados e pré-estirados estudados uma hora, 24 horas, uma e duas semanas mostrou-se estatisticamente diferente. Nos dois primeiros intervalos de medições, os segmentos induzidos a *creep* apresentaram as menores taxas de degradação de

força, enquanto os segmentos não pré-estirados apresentaram um percentual médio significativamente menor que os segmentos pré-estirados ao final da primeira e segunda semanas ($p < 0,05$). Nos momentos quatro horas e oito horas não foram observadas diferenças estatisticamente significantes ($p > 0,05$), denotando que, segundo os métodos propostos, não houve evidências de que o pré-estiramento dos elásticos, antes de sua utilização, proporcione a liberação de forças mais constantes;

- novas pesquisas, utilizando uma gama maior de produtos, incluindo diversos fabricantes, assim como diferentes técnicas de pré-estiramentos, são sugeridas, para maiores conclusões a respeito destes materiais.

REFERÊNCIAS

ANDREASEN, G. F.; BISHARA, S. E. Comparison of elastik chains involved with intra-arch molar-to-molar forces. *Angle Orthod.*, Appleton, v. 40, n. 3, p. 151-158, July 1970.

ASH, J. L.; NIKOLAI, R. J. Relaxation of orthodontic elastomeric chains and modules *in vitro* and *in vivo*. *J Dent Res*, Washington, v. 57, n. 5-6, p. 685-690, May/June 1978.

BACKUS, J. K.; BLUE, C. D.; BOYD, P. M.; CAWA, F. J.; CHAPMAN, J. H.; EAKIN, J. L.; HARASIN, S. J.; MCAFEE, E. R.; MCCARTY, C. G.; NODELMAN, N. H.; RIECK, J. N.; SCHMELZER, H. G.; SQUILLER, E. P. Polyurethanes. In: MARK, H. F.; BIKALES, N. M.; OVERBERGER, C. G.; MENGES, G. (Ed.). *Encyclopedia of Polymer Science and Engineering*, 2nd. ed., v. 13. New York: John Wiley and Sons, 1988. p. 243-244.

BATY, D. L.; STORIE, D. J.; VON FRAUNHOFER, J. A. Synthetic elastomeric chains: A literature review. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, St. Louis, v. 105, n. 6, p. 536-542, June 1994.

BATY, D. L.; VOLZ, J. E.; VON FRAUNHOFER, J. A. Force delivery properties of colored elastomeric modules. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, St. Louis, v. 106, n. 1, p. 40-46, July 1994.

BEGG, P. R. Differential force in orthodontic treatment. *Am. J. Orthod.*, St. Louis, v. 42, n. 7, p. 481-510, July 1956.

BEGG, P. R. *Mi teoría y técnica de la ortodoncia*. Madrid: Revista de Occidente, 1967. p. 129-144.

BERTL, W.H.; DROSCHL, H. Forces produced by orthodontic elastics as a function of time and distance extended. *Eur. J. Orthod.*, Oxford, v. 8, n. 3, p. 198-201, Aug. 1986.

BILLMEYER, F. W. *Textbook of polymer science*. 3rd. ed. Singapore: John Wiley and Sons, 1984. 577 p.

BISHARA, S. E.; ANDREASEN, G. F. A comparison of time related forces between plastic alastiks and latex elastics. *Angle Orthod.*, v. 40, n. 4, p. 319-28, Oct. 1970.

BOESTER, C. H.; JOHNSTON, L. E. A clinical investigation of the concepts of differential and optimal force in canine retraction. *Angle Orthod.*, Appleton, v. 44, n. 2, p. 113-119, Apr. 1974.

BRANTLEY, W. A.; SALANDER, S.; MYERS, C. L.; WINDERS, R. V. Effects of prestretching on force degradation characteristics of plastic modules. *Angle Orthod.*, Appleton, v. 49, n. 1, p. 37-43, Jan. 1979.

BROOKS, D. G.; HERSHEY, H. G. Effects of heat and time on stretched plastic orthodontic modules. *J. Dent. Res.*, Washington, v. 55, Special Issue B, p. B152, Feb. 1976. Resumo IADR no. 363.

BURSTONE, C. J. Aplicação da bioengenharia na ortodontia clínica. In: GRABER, T. M.; VANARSDALL, R. L., JR. (Ed.). *Ortodontia: Princípios e Técnicas Atuais*. 2. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1996. p. 219.

BURSTONE, C. J.; BALDWIN, J. J.; LAWLESS, D. T. The application of continuous forces to orthodontics. *Angle Orthod.*, Appleton, v. 31, n. 1, p. 01-14, Jan. 1961.

DE GENOVA, D. C.; MCINNIS-LEDOUX, P.; WEINBERG, R.; SHAYE, R. Force degradation of orthodontic elastomeric chains – A product comparison study. *Am. J. Orthod.*, St. Louis, v. 87, n. 5, p. 377-84, May 1985.

DEVANATHAN, D. *Performance study of a low friction ligature* [artigo científico]. Disponível em: <<http://www.tportho.com/tech.htm>>. Acesso em: 14 out. 2001.

EIMER, J. T. Force delivery properties of pigmented elastomeric modules: An in vitro study. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, St. Louis, v. 120, n. 3, p. 332, Sep. 2001. Resumo.

FADEL, B.; JOST-BRINKMANN, P. G.; MIETHKE, R. R. Discoloration of Alastiks and power chains by different foods and liquids. *Prakt Kieferorthop*, v. 6, n. 4, p. 279-86. In: *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, St. Louis, v. 105, n. 6, p. 615, June 1994. Resumo.

FERRITER, J. P.; MEYERS, C. E.; LORTON, L. The effect of hydrogen ion concentration on the force-degradation rate of orthodontic polyurethane chain elastics. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, St. Louis, v. 98, n. 5, p. 404-410, Nov. 1990.

HERSHEY, H. G.; REYNOLDS, W. G. The plastic module as an orthodontic tooth-moving mechanism. *Am. J. Orthod.*, St. Louis, v. 67, n. 5, p. 554-62, May 1975.

HIXON, EL H.; ATIKIAN, H.; CALLOW, G. E.; MCDONALD, H. W.; TACY, R. J. Optimal force, differential force and anchorage. *Am. J. Orthod.*, St. Louis, v. 55, n. 5, p. 437-457, May 1969.

HUGET, E. F.; PATRICK, K. S.; NUNEZ, L. J. Observations on the elastic behavior of a synthetic orthodontic elastomer. *J. Dent. Res.*, Washington, v. 69, n. 2, p. 496-501, Feb. 1990.

JEFFRIES, C. L.; VON FRAUNHOFER, J. A. The effects of 2% alkaline gluteraldehyde solution on the elastic properties of elastomeric chain. *Angle Orthod.*, Appleton, v. 61, n. 1, p. 25-30, Feb. 1991.

JOSELL, S. D.; LEISS, J. B.; REKOW, E. D. Force degradation in elastomeric chains. *Semin. Orthod.*, Ephrata, v. 3, n. 3, p. 189-97, Sep. 1997.

JOSEPH, V. P.; GROBLER, S. R.; ROSSOUW, P. E. Fluoride release from orthodontic elastic chain. *J. Clin. Orthod.*, Boulder, v. 27, n. 2, p. 101-105, Feb. 1993.

KILLIANY, D. M.; DUPLESSIS, J. Relaxation of elastomeric chains. *J. Clin. Orthod.*, Boulder, v. 19, n. 8, p. 592-3, Aug. 1985.

KOVATCH, J. S.; LAUTENSCHLAGER, E. P.; APFEL, D. A. Load-extension-time behavior of orthodontic elastics. *J. Dent. Res.*, Washington, v. 55, n. 5, p. 783-786, Sep./ Oct. 1976.

KUSTER, R.; INGERVALL, B.; BÜRGIN, W. Laboratory and intra-oral tests of the degradation of elastic chains. *Eur. J. Orthod.*, Oxford, v. 8, n. 3, p. 202-208, Aug. 1986.

LEW, K. K. Staining of Clear Elastomeric Modules from Certain Foods. *J. Clin. Orthod.*, Boulder, v. 24, n. 8, p.472-474, Aug. 1990.

LU, T. C.; WANG, W. N; TARNG, T. H.; CHEN, J. W. Force decay of elastomeric chain – A serial study. Part II. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, St. Louis, v. 104, n. 4, p. 373-377, Oct. 1993.

MacGREGOR, E. A. Polymer, natural. In: MEYER, R. A. (Ed.). *Encyclopedia of Physical Science and Technology*, v. 11. Orlando: Academic Press, 1987. p. 85-119.

MANO, E. B.; MENDES, L. C. *Introdução a polímeros*. 2. ed. rev. e ampl. São Paulo: Edgard Blücher, 1999. 191p.

MATTA, E. N. R.; CHEVITARESE, O. Avaliação laboratorial da força liberada por elásticos plásticos. *Rev. SBO*, Rio de Janeiro, v. 3, n. 4, p. 131-137, jul./dez. 1997.

MATTA, E. N. R.; CHEVITARESE, O. Deformação plástica de elásticos ortodônticos em cadeia: estudo *in vitro*. *Rev. SBO*, Rio de Janeiro, v. 3, n. 5, p. 188-192, jan./jun. 1998.

MATTICK, C. R.; MITCHELL, L.; CHADWICK, S. M.; WRIGHT, J. Fluoride-releasing Elastomeric Modules Reduce Decalcification: a Randomized Controlled Trial. *J. Orthod.*, Oxford, v. 28, v. 3, p. 217-220, Sep. 2001.

MAYBERRY, D.; ALLEN, R.; CLOSE, J.; KINNEY, D. A. Effects of disinfection procedures on elastomeric ligatures. *J. Clin. Orthod.*, Boulder, v. 30, n. 1, p. 49-51, Jan. 1996.

MECKEL; W.; GOYERT; W.; WIEDER, W.; Thermoplastic polyurethane elastomers. In: LEGGE, N. E.; HOLDEN, G.; SCHROEDER, H. E. (Ed.). *Thermoplastic elastomers: a comprehensive review*. Munich: Hansen Publishers, 1987. p. 15-35

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

MOREIRA, T. C.; QUINTÃO, C. C. A.; MENEZES, L. M. de; WIGG, M. D.; CHEVITARESE, O. Elásticos plásticos: avaliação da citotoxicidade após esterilização. *Rev. SBO*, Rio de Janeiro, v. 3, n. 5, p. 172-177, jan./jun. 1998.

MOYERS, R. E. *Ortodontia*, 4. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1991. 483 p.

NATTRASS, C.; IRELAND, A. J.; SHERRIFF, M. The effect of environmental factors on elastomeric chain and nickel titanium coil springs. *Eur. J. Orthod.*, Oxford, v. 20, n. 2, p. 169-176, Apr. 1998.

PROFFIT, W. R. *Ortodontia Contemporânea*. 2. ed. Rio de Janeiro, Guanabara Koogan, 1995. cap. 9-10.

REITAN, K. Some factors determining the evaluation of forces in orthodontics. *Am. J. Orthod.*, St. Louis, v. 43, n. 1, p. 32-45, Jan. 1957.

RENICK, M. R. Differential scanning calorimetric determination of glass transition temperatures in orthodontic elastomeric chains, in vitro and in vivo. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, St. Louis, v. 120, n. 1, p. 92, July 2001. Resumo.

ROCK, W. P.; WILSON, H. J.; FISHER, S. E. A laboratory investigation of orthodontic elastomeric chains. *Br. J. Orthod.*, Oxford, v. 12, n. 4, p. 202-207, Oct. 1985.

ROCK, W. P.; WILSON, H. J.; FISHER, S. E. Force reduction of orthodontic elastomeric chains after one month in the mouth. *Br. J. Orthod.*, Oxford, v. 13, n. 3, p. 147-150, July 1986. In: *Am. J. Orthod.*, St. Louis, v. 92, n. 1, p. 79, July 1987. Resumo.

SANTOS, E. P.; BACALTCHUE, M. Y. P.; ROCHA, J. F.; CHIAVEGATTO, L. F. S.; GAZIN, Z. C. Saliva artificial: algumas considerações farmacotécnicas. *Rev. Bras. Farm.*, Rio de Janeiro, v. 75, n. 1, p. 6-7, jan. 1994.

SCHWARZ, A. M. Tissue changes incidental to orthodontic tooth movement. *Int. J. Orthod.*, St. Louis, v. 18, p. 331-352, 1932. Apud: MENDES, A. M.; BÁGGIO, P. E.; BOLOGNESE, A. M. Fechamento de espaços. *Rev. SBO*, Rio de Janeiro, v. 2, n. 1, p. 11-19, jan./jun. 1992.

SCHOFF, C. K. Rheological measurements. In: MARK, H. F.; BIKALES, N. M.; OVERBERGER, C. G.; MENGES, G. (Ed.). *Encyclopedia of Polymer Science and Engineering*. 2nd. ed. v. 8. New York: John Wiley and Sons, 1988. p. 454.

SEYMOUR, R. B. Polyurethanes. In: MEYER, R. A. (Ed.). *Encyclopedia of Physical Science and Technology*, v. 11. Orlando: Academic Press, 1987. p. 186-189.

SLEICHTER, C. G. A clinical assessment of light and heavy forces in the closure of extraction spaces. *Angle Orthod.*, Appleton, v. 41, n. 1, p. 66-75, Jan. 1971.

SONIS, A. L. Comparison of NiTi coil springs vs. elastics in canine retraction. *J. Clin. Orthod.*, Boulder, v. 28, n. 5, p. 293-295, May 1994.

SONIS, A. L.; PLAS, E.; GIANELLY, A. A comparison of elastomeric auxiliaries versus elastic thread on premolar extraction site closure: An *in vivo* study. *Am. J. Orthod.*, St. Louis, v. 89, n. 1, p. 73-78, Jan. 1986.

SPIEGEL, M. R. *Estatística*. 3. ed. São Paulo: Makron Books, 1993. 643 p.

STEVENSON, J. S.; KUSY, R. P. Force application and decay characteristics of untreated and treated polyurethane elastomeric chains. *Angle Orthod.*, Appleton, v. 64, n. 6, p. 455-467, Dec. 1994.

STOREY, E.; SMITH, R. Force in orthodontics and its relation to tooth movement. *Aust. J. Dent.*, Melbourne, v. 56, n. 2, p. 11-18, Feb. 1952.

STORIE, D. J.; REGENNITTER, F.; VON FRAUNHOFER, J. A. Characteristics of a fluoride-releasing elastomeric chain. *Angle Orthod.*, Appleton, v. 64, n. 3, p. 199-210, Oct. 1994.

TRELOAR, L. R. G. *The Physics of Rubber Elasticity*. 2nd. ed. Oxford: Oxford University Press, 1958.

VON FRAUNHOFER, J. A.; COFFELT, M. T.; ORBELL, G. M. The effects of artificial saliva and topical fluoride treatments on the degradation of the elastic properties of orthodontic chains. *Angle Orthod.*, Appleton, v. 62, n. 4, p. 265-74, Aug. 1992.

WONG, A. K. Orthodontic elastic materials. *Angle Orthod.*, Appleton, v. 46, n. 2, p. 196-205, Apr. 1976.

YOUNG, J.; SANDRIK, J. L. The influence of preloading on stress relaxation of orthodontic elastic polymers. *Angle Orthod.*, Appleton, v. 49, n. 2, p. 104-109, Apr. 1979.