



**Universidade do Estado do Rio de Janeiro**

Centro Biomédico

Faculdade de Odontologia

Márcio Alexandre Cardoso

**Estudo clínico e laboratorial do percentual de degradação das forças geradas por elastômeros em cadeia submetidos a procedimentos de pré-estiramento**

Rio de Janeiro

2004

Márcio Alexandre Cardoso

**Estudo clínico e laboratorial do percentual de degradação das forças geradas por elastômeros em cadeia submetidos a procedimentos de pré-estiramento**

Dissertação apresentada como requisito parcial para obtenção do título de Mestre, ao Programa de Pós-graduação em Odontologia, da Universidade do Estado do Rio de Janeiro. Área de concentração: Ortodontia.

Orientador: Prof. Dr. Alvaro de Moraes Mendes

Rio de Janeiro

2004

CATALOGAÇÃO NA FONTE  
UERJ/REDE SIRIUS/CBB

C268	<p>Cardoso, Márcio Alexandre.</p> <p>Estudo clínico e laboratorial do percentual de degradação das forças geradas por elastômeros em cadeia submetidos a procedimentos de pré-estiramento / Márcio Alexandre Cardoso. – 2011.</p> <p>89 f.</p> <p>Orientador: Alvaro de Moraes Mendes.</p> <p>Dissertação (mestrado) – Universidade do Estado do Rio de Janeiro, Faculdade de Odontologia.</p> <p>1. Elastômeros. 2. Ortodontia. 3. Ensaio clínico. 4. Resistência à tração. I. Mendes, Alvaro de Moraes. II. Universidade do Estado do Rio de Janeiro. Faculdade de Odontologia. III. Título.</p> <p>CDU 616.314</p>
------	---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------

Autorizo, apenas para fins acadêmicos e científicos, a reprodução total ou parcial desta dissertação, desde que citada a fonte.

---

Assinatura

---

Data

Márcio Alexandre Cardoso

**Estudo clínico e laboratorial do percentual de degradação das forças geradas por elastômeros em cadeia submetidos a procedimentos de pré-estiramento**

Dissertação apresentada como requisito parcial para obtenção do título de Mestre, ao Programa de Pós-graduação em Odontologia, da Universidade do Estado do Rio de Janeiro. Área de concentração: Ortodontia.

Aprovada em 2 de abril de 2004.

Orientador: Prof. Dr. Alvaro de Moraes Mendes  
Centro Biomédico - UERJ

Banca Examinadora:

---

Prof.<sup>a</sup> Dra. Cátia Cardoso Abdo Quintão  
Centro Biomédico - UERJ

---

Prof. Dr. Marco Antônio de Oliveira Almeida  
Centro Biomédico - UERJ

---

Prof. Dr. Arno Locks  
Universidade Federal de Santa Catarina

## **DEDICATÓRIA**

A toda minha família pelo amor, dedicação e apoio incondicional aos meus empreendimentos.

## AGRADECIMENTOS

A Deus, por ter me dado uma família maravilhosa e pelas oportunidades a mim proporcionadas de evoluir como pessoa.

À minha família, principalmente aos meus pais, Gerson e Susana, e às minhas irmãs, Heloísa e Christiane, de quem tive todo apoio, paciência e amor durante toda vida e também durante o curso. Para aqueles que já fizeram parte da família e agora moram em nossa memória e nos nossos corações.

À minha esposa Adriana e ao meu filho Arthur, pela motivação e incentivo durante o curso, além do amor, carinho e atenção em todos os momentos. Agradeço a paciência dos dois nos vários momentos em que eu não estive presente durante a permanência no Rio e nos momentos dedicados à redação do presente trabalho.

Ao professor Alvaro de Moraes Mendes, pela orientação neste trabalho, e mais importante que a orientação técnica, pela dedicação incansável e a amizade que proporcionaram a realização desta obra.

Ao professor Jonas Capelli Jr., coordenador do Curso de Mestrado em Ortodontia da UERJ, pela dedicação e apoio constante durante todo o curso.

Ao professor Antonio Carlos Peixoto da Silva, nosso eterno "chefe", por ter com coragem, iniciado a estrutura do curso de Especialização em Ortodontia da UERJ, que possibilitou a realização do meu sonho de ser ortodontista e pela lição de vida que nos transmitiu ao longo do curso.

Aos professores Álvaro Carrielo Fernandes, Cátia Abdo Quintão, Flavia Artese, José Augusto Mendes Miguel, Marco Antonio de Oliveira Almeida, que transmitiram, dentro de suas características e de acordo com suas áreas de maior interesse, o melhor de cada um para engrandecer a nossa formação.

Aos professores das disciplinas de domínio conexo, pela oportunidade de lembrar que há várias maneiras de ver e compreender o mundo que não passam pela Odontologia e pela Ortodontia.

Aos professores Arno Locks, Carla Derech, Daltro Ritter, Gerson Luiz Ulema Ribeiro, Luciane Macedo de Menezes e Roberto Rocha, pelas primeiras noções dentro da Ortodontia e pelo incentivo a sempre procurar a melhor formação na área.

Ao professor Hélio Sampaio Rodrigues Filho que, ao ceder de modo tão prestativo a utilização do Laboratório de Ensaios Mecânicos, possibilitou a realização da parte experimental deste trabalho.

Aos amigos e colegas de turma, Anderson, Alexandre, Marco, Pepita e Thaís por

dividirem os momentos difíceis e principalmente os bons momentos, e por tornar possível, através de sua ajuda, esta caminhada. Cada momento compartilhado passou a fazer parte da história de nossas vidas e as amizades não serão atingidas pelo tempo.

Aos colegas das turmas do Curso de Especialização em Ortodontia da UERJ, pela convivência alegre e pela paciência nos momentos em que dividimos os ambientes durante o curso.

Aos colegas da turma anterior, Aldino, Ione, Raquel, Renata e Tatiana por auxiliarem na nossa caminhada e passarem as dicas de como aproveitar ao máximo o curso. E um agradecimento especial para a Letícia, pelo seu desprendimento e amizade, que foram fundamentais para a realização do trabalho dentro deste tema e pelas dicas ao longo da sua elaboração.

À Elaine, Patrícia e Fátima, pelo apoio e alegria durante nossa permanência nas dependências da Ortodontia.

Aos pacientes e seus responsáveis por aceitarem fazer parte deste trabalho. Eles ajudaram a formar os resultados mesmo antes que pudéssemos quantificá-los.

À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado do Rio de Janeiro, FAPERJ, pela bolsa de estudo concedida a este trabalho.

A todos que, direta ou indiretamente, contribuíram para realização deste trabalho e que por falha do autor não foram citados.

... tenha sonhos grandes e desafiadores, mas dê um passo de cada vez para realizar seu sonho. Estabeleça diariamente metas que possam ser atingidas que, quando alcançadas, dão um reforço positivo para ajudá-lo a permanecer no caminho para a grande meta.

*Robert Kiyosaki*



## RESUMO

CARDOSO, Márcio Alexandre. *Estudo clínico e laboratorial do percentual de degradação das forças geradas por elastômeros em cadeia submetidos a procedimentos de pré-estiramento*. 2004. 89 f. Dissertação (Mestrado em Odontologia) - Faculdade de Odontologia, Universidade do Estado do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2004.

A intensidade e o percentual de degradação das forças liberadas por duas marcas de elastômeros em cadeia foram avaliadas. Os elastômeros das marcas American Orthodontics e 3M Unitek, na configuração de cadeia fechada e na cor cinza, foram submetidos ao procedimento de pré-estiramento único e imersos em água destilada por 48 horas. As amostras foram posteriormente mantidas imersas em solução de saliva artificial ou no meio bucal, onde permaneceram distendidas a 50% de seus comprimentos iniciais por períodos de tempo que alcançaram até 3 semanas. As forças liberadas durante a realização do experimento foram quantificadas através de uma máquina de ensaios de tração (EMIC). Verificou-se que todos os grupos apresentaram forças geradas pelos elastômeros menores em três semanas, quando comparadas com as respectivas forças iniciais. Houve uma grande variação das médias apresentadas em relação aos períodos de tempo intermediários avaliados para os dois meios e para as duas marcas testadas. Quando mantidos em saliva artificial, os elastômeros avaliados apresentaram comportamento mais uniforme, valores médios maiores para as forças geradas e valores médios menores para os percentuais de degradação das forças que os grupos mantidos em meio bucal. Os elastômeros da marca AO obtiveram os melhores resultados entre as marcas testadas. No meio saliva artificial, após 3 semanas, a marca AO apresentou valores de 162,83 gf e -10,29%, enquanto a marca 3MU apresentou valores de 138,13 gf e -14,46%, respectivamente para as forças geradas e respectivos percentuais de degradação, sendo as diferenças estatisticamente significativas. No meio bucal, a marca 3MU apresentou o pior desempenho após 3 semanas, com a média da força gerada e o percentual de degradação de 108,28 gf e -35,64%, respectivamente. Apesar da marca AO apresentar os melhores resultados entre as marcas testadas no meio bucal, através de médias de força gerada e do percentual de degradação equivalentes a 144,65 gf e -17,60% respectivamente, as diferenças entre as duas marcas avaliadas após 3 semanas não foram estatisticamente significativas. Após o período de 3 semanas as duas marcas apresentaram força suficiente para a promoção da movimentação dental.

Palavras-chave: Ortodontia. Elastômeros. Ensaio clínico. Resistência à tração.

## ABSTRACT

This study evaluated commercially available elastomeric chains from two companies for force intensity and the percentage of delivered force decay. Gray closed-chain elastomers from American Orthodontics (AO) and 3M Unitek (3MU) were submitted to single (once) pre-stretching procedure and placed in distilled water for 48 hours. The samples were then stretched in 50% of their original lengths and maintained in artificial saliva or in oral environment during three weeks. Forces delivered by elastomeric chains were measured on a stress-strain testing machine (EMIC). All tested groups presented lower average force values after three weeks, when compared with the respective average values of the initial forces. A great variation of the averages presented occurred considering intermediate periods evaluated for the two environments and the two tested companies. The evaluated elastomers immersed in artificial saliva presented a more uniform behavior, higher delivered force averages and lower force-degradation rates than the groups kept in oral environment. Elastomers from AO presented the best results among the tested companies. In artificial saliva AO samples presented values of 162,83 gf and -10,29% after 3 weeks, while 3MU presented values of 138,13 gf and -14,46%, respectively for the delivered force values and the rates of force decay, both presenting statistically significant differences. In the oral environment, 3MU presented the worse performance after 3 weeks, presenting delivered force values and the force-degradation rates of 108,28 gf and -35,64%, respectively. Despite AO presented the best results comparing to 3MU in the oral environment, presenting delivered force average and rates of force decay of 144,65 gf and -17,60% respectively, the differences between the two companies evaluated after 3 weeks were not statistically significant. After the period of three weeks, all sample presented a sufficient amount of force to promote dental movement.

Keywords: Orthodontics. Elastomers. Clinical trials. Tensile strength.

## RESUMEN

Este estudio evaluó las cadenas de elastómeros disponibles en el mercado de dos empresas para la intensidad de la fuerza y el porcentaje de caries fuerza entregada. Gris de cadena cerrada elastómeros de American Orthodontics (AO) y 3M Unitek (3MU) fueron sometidos a una sola (una vez) el estiramiento previo procedimiento y se coloca en agua destilada durante 48 horas. Las muestras se extendió luego en el 50% de su longitud original y mantiene en la saliva artificial, o en el ambiente oral durante tres semanas. Entregados por las fuerzas de las cadenas elastoméricas se midieron en una máquina de ensayos de tensión-deformación (EMIC). Todos los grupos de prueba presentado valores más bajos de la fuerza promedio después de tres semanas, en comparación con los valores medios respectivos de las fuerzas iniciales. Una gran variación de los promedios presentados se produjo teniendo en cuenta los períodos intermedios evaluados en los dos entornos y las dos compañías a prueba. La evaluación elastómeros inmerso en saliva artificial presenta un comportamiento más uniforme, mayor fuerza y entrega un promedio menor degradación de la fuerza-las tasas que los grupos mantienen en el ambiente oral. Elastómeros de AO presentó los mejores resultados entre las empresas la prueba. En las muestras de saliva artificial AO presentó valores de 162,83gf y -10,29% después de 3 semanas, mientras que 3MU presentó valores de 138,13% y -14,46%, respectivamente, para los valores de fuerza de entrega y las tasas de descomposición de la fuerza, ambos presentando diferencias estadísticamente significativas. En el medio oral, 3MU presentó el peor desempeño después de 3 semanas, presentando valores de fuerza y entrega las tasas de degradación de la fuerza de 108,28gf y -35,64%, respectivamente. A pesar de AO presentó los mejores resultados en comparación con 3MU en el medio oral, presentando promedio de entrega la fuerza y las tasas de decaimiento de la fuerza 144,65gf y -17,60%, respectivamente, las diferencias entre las dos empresas evaluadas después de 3 semanas no fueron estadísticamente significativas. Después del período de tres semanas, todas las muestras presentaron una cantidad suficiente de la fuerza para promover el movimiento dental.

Palabras clave: Ortodoncia. Elastómeros. Ensayos clínicos. Resistencia a la tracción.

## RÉSUMÉ

Cette étude a évalué les chaînes d'élastomères disponibles commercialement auprès de deux sociétés pour l'intensité de la force et le pourcentage de décroissance force délivrée. Gris en chaîne fermée à partir d'élastomères Orthodontie américaine (AO) et 3M Unitek (3MU) ont été soumis à un seul (une fois) la procédure de pré-étirage et placés dans de l'eau distillée pendant 48 heures. Les échantillons ont ensuite été étendu dans 50% de leur longueur d'origine et maintenu dans la salive artificielle ou à l'environnement par voie orale pendant trois semaines. Forces livrés par les chaînes d'élastomère ont été mesurées sur une machine d'essai de contrainte-déformation (EMIC). Tous les groupes testés présenté des valeurs inférieures force moyenne après trois semaines, en comparaison avec les valeurs moyennes respectives des forces initiales. Une grande variation des moyennes présentées survenu envisage des périodes intermédiaires évalués pour les deux environnements et les deux sociétés testées. Les élastomères évalué immergé dans la salive artificielle a présenté un comportement plus homogène, plus les moyennes et inférieures vigueur livrées de force la dégradation des taux que les groupes conservés dans l'environnement oral. Les élastomères de AO a présenté les meilleurs résultats parmi les entreprises testées. Dans des échantillons de salive artificielle AO a présenté des valeurs de 162,83gf et -10,29% après 3 semaines, tandis que 3MU présenté des valeurs de 138,13gf et -14,46%, respectivement pour les valeurs de force délivrée et les taux de carie vigueur, tous deux présentant des différences statistiquement significatives. Dans le milieu buccal, 3MU présenté la pire performance après 3 semaines, présentant des valeurs de force livrés et les taux de dégradation de la force 108,28gf et -35,64%, respectivement. Malgré AO a présenté les meilleurs résultats comparant à 3MU dans le milieu buccal, présentant en moyenne vigueur livrés et des taux de décroissance de la force de 144,65gf et -17,60%, respectivement, les différences entre les deux sociétés évaluées après 3 semaines n'étaient pas statistiquement significatives. Après la période de trois semaines, tous les échantillons présentés une quantité suffisante de force pour promouvoir le mouvement dentaire.

Mots-clés: L'orthodontie. Élastomères. Essais cliniques. Résistance à la traction.

## LISTA DE TABELAS

- Tabela 1 - Médias, desvios-padrão e resultado dos testes t encontrados para os valores das forças geradas (gf) pelas cadeias elastoméricas das marcas AO e 3MU, mantidos em solução de saliva artificial e em meio bucal, referentes aos períodos de tempo testados (n=6).....67
- Tabela 2 - Avaliação dos modelos propostos de análise de variância para a intensidade das forças geradas pelas cadeias elastoméricas segundo o coeficiente de explicação ajustado (R<sup>2</sup>) e respectivos valores de p para os fatores e as interações estudadas70
- Tabela 3 - Análise de variância múltipla (MANOVA) para os valores das forças geradas pelos elastômeros em cadeia, considerando os efeitos principais e as interações em função dos valores da soma dos quadrados, graus de liberdade, quadrado médio, estatística F e valores de p apresentados.....71
- Tabela 4 - Número de amostras, médias e grupos homogêneos para as forças geradas (gf) pelos elastômeros em cadeia para os diferentes períodos de tempo estudados (n=24).....72
- Tabela 5 - Médias, desvios-padrão e resultado dos testes t dos percentuais correspondentes às variações das forças geradas (gf) pelas cadeias elastoméricas das marcas AO e 3MU, analisadas em relação ao tempo zero hora (0h), distribuídas de acordo com o meio saliva artificial e meio bucal e os diferentes períodos de tempo avaliados (n=6).....74
- Tabela 6 - Avaliação dos modelos propostos de análise de variância para o percentual de degradação das forças geradas pelas cadeias elastoméricas segundo o coeficiente de explicação ajustado (R<sup>2</sup>) e respectivos valores de p para os fatores e as interações estudadas.....77
- Tabela 7 - Análise de variância múltipla (MANOVA) para o percentual de degradação das forças geradas pelos elastômeros em cadeia, considerando os efeitos principais e as interações em função dos valores da soma dos quadrados, graus de liberdade, quadrado médio, estatística F e valores de p apresentados.....78
- Tabela 8 - Número de amostras, médias e grupos homogêneos para o percentual de degradação das forças geradas pelos elastômeros em cadeia entre os diferentes períodos de tempo estudados (n=24).....79

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Elásticos em cadeia avaliados. A- Elástico da marca American Orthodontics (AO). B- Elástico da marca 3M Unitek (3MU).....	49
Figura 2 - Elásticos em cadeia avaliados, após serem removidos dos carretéis e cortados no comprimento determinado. A- Elástico da marca American Orthodontics (AO). B- Elástico da marca 3M Unitek (3MU).....	50
Figura 3 - A - Máquina de ensaios mecânicos DL-500 MF (EMIC). B - Vista aproximada do painel de controle e do conjunto de garras. C- Célula de carga e garras utilizadas no experimento.....	51
Figura 4 - Placas de acrílico contendo os parafusos utilizados para manter as amostras estiradas a uma distância constante (21,0 mm).....	52
Figura 5 - Recipiente plástico utilizado para armazenamento da solução de saliva artificial e imersão das placas de acrílico.....	52
Figura 6 - Dispositivo em U utilizado para a transferência dos elásticos, apresentando elastômero distendido.....	53
Figura 7 - Organograma da distribuição das amostras testadas.....	54
Figura 8 - Pinça para elástico de separação (Starlet) adaptada de modo a limitar sua abertura em 21,0 mm.....	55
Figura 9 - A- Paquímetro digital utilizado no experimento. B- Determinação da distância (21,0 mm) entre os ganchos da máquina de testes, com auxílio do paquímetro digital.....	56
Figura 10 - Transferência das cadeias elastoméricas dos parafusos das placas de acrílico (A) para os pinos fixados nas garras da máquina de ensaios mecânicos, através do dispositivo de aço em forma de U.....	58
Quadro 1 - Composição química da saliva artificial elaborada pela Faculdade de Farmácia da Universidade Federal do Rio de Janeiro.....	58
Figura 11 - Ganchos ponta bola com tubo para arco retangular 0.022 e alicate utilizado para sua fixação aos arcos.....	60
Figura 12 - Seqüência de adaptação das cadeias elastoméricas. A- Ganchos fixados ao arco superior. B- Inserção do segmento elastomérico no gancho distal. C- Fixação completa da cadeia nos ganchos. D- Procedimento de remoção da amostra utilizando o dispositivo em forma de U.....	61
Quadro 2 - Modelo utilizado para a determinação das variáveis F1, F2, F3, que influenciam a força de estiramento e o percentual de degradação das cadeias elastoméricas.....	64
Gráfico 1 - Forças geradas pelos elastômeros ortodônticos em cadeia pré-estirados das	

marcas AO e 3MU, de acordo com os diferentes tempos de manutenção em saliva artificial e em meio bucal.....	66
Gráfico 2 - Valores médios dos percentuais de degradação das forças geradas pelos elastômeros ortodônticos em cadeia pré-estirados das marcas AO e 3MU, de acordo com os diferentes tempos de manutenção em saliva artificial e em meio bucal.....	75

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

24h	24 horas
3MU	3M Unitek
48h	48 horas
AO	American Orthodontics
cm	Centímetro
gf	Gramma-força
Kgf	Kilograma-força
MANOVA	Análise de variância múltipla ou análise de variância de múltiplos fatores
mm	milímetro
N	Newton
°C	Graus Celsius
UERJ	Universidade do Estado do Rio de Janeiro
UFRJ	Universidade Federal do Rio de Janeiro



## SUMÁRIO

	<b>INTRODUÇÃO</b> .....	16
2	<b>REVISÃO DE LITERATURA</b> .....	18
2.1	<b>Aspectos referentes à movimentação dentária</b> .....	18
2.2	<b>Materiais elastoméricos</b> .....	20
2.3	<b>Elastômeros sintéticos</b> .....	21
2.4	<b>Liberação e degradação de força gerada pelas cadeias elastoméricas</b> .....	23
2.5	<b>Considerações sobre o procedimento de pré-estiramento</b> .....	33
3	<b>PROPOSIÇÃO</b> .....	37
4	<b>MATERIAIS E MÉTODOS</b> .....	38
4.1	<b>Preparo da amostra e equipamento utilizado</b> .....	38
4.1.1	<u>Amostra</u> .....	38
4.1.2	<u>Equipamento Utilizado</u> .....	40
4.2	<b>Procedimentos experimentais</b> .....	43
4.2.1	<u>Divisão dos grupos</u> .....	43
4.2.2	<u>Pré-estiramento</u> .....	44
4.2.3	<u>Quantificação das forças gerada pelas amostras</u> .....	45
4.2.4	<u>Avaliação da força inicial gerada (grupo controle)</u> .....	46
4.2.5	<u>Procedimentos laboratoriais (in vitro)</u> .....	47
4.2.6	<u>Procedimentos clínicos (in vivo)</u> .....	48
4.3	<b>Aprovação e termo de consentimento</b> .....	51
4.4	<b>Tratamento estatístico</b> .....	51
5	<b>RESULTADOS</b> .....	54
5.1	<b>Análise dos valores das forças liberadas</b> .....	54
5.2	<b>Análise do percentual de degradação das forças liberadas</b> .....	60
6	<b>DISCUSSÃO</b> .....	67
6.1	<b>Análise dos valores das forças liberadas</b> .....	68
6.2	<b>Análise do percentual de degradação das forças liberadas</b> .....	71
7	<b>CONCLUSÃO</b> .....	80
	<b>REFERÊNCIAS</b> .....	82
	<b>APÊNDICE - Modelo do Termo de Consentimento</b> .....	88
	<b>ANEXO - Carta de aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa</b> .....	89

## 1 INTRODUÇÃO

A busca da oclusão normal, tanto do ponto de vista anatômico quanto funcional, é uma das principais atribuições da Ortodontia como especialidade. Pode-se obter essa condição através de movimentos ortopédicos e especialmente através da movimentação dos dentes, induzida pela utilização de recursos mecânicos<sup>14, 38, 41</sup>.

A mecânica ortodôntica proporciona ao clínico vários dispositivos que permitem a movimentação controlada dos elementos dentais. E os materiais derivados dos elastômeros estão entre os mais utilizados como auxiliares do tratamento ortodôntico.

Os elastômeros ou elásticos, termos mais utilizados para denominar esta categoria de materiais, possuem uma característica muito interessante – a capacidade de retornar rapidamente às suas dimensões originais após sofrerem uma deformação substancial, ou seja, uma capacidade de devolver a energia utilizada para causar uma momentânea alteração dimensional do material, agindo de modo similar a uma mola<sup>8,33</sup>. Assim, ao serem estirados, os elastômeros acumulam uma quantidade de energia que é transmitida quase que integralmente ao sistema mecânico no qual estão sendo empregados.

Por serem materiais classificados estruturalmente como polímeros, ou seja, materiais cuja característica é a formação de cadeias que repetem uma estrutura química mais simples, e por serem termoplásticos, permitem a confecção de dispositivos com formas variadas, que lhes conferem grande versatilidade na utilização clínica<sup>8,33</sup>.

Por serem elastômeros sintéticos derivados do petróleo, os materiais à base de poliuretano apresentam propriedades químicas e físicas muito superiores aos derivados da borracha natural. Suas ligações químicas reforçadas aumentam as propriedades provenientes do processo de polimerização e melhoram a resistência à tração e abrasão, reduzindo algumas características indesejáveis, como a deterioração de suas propriedades elásticas devido a inúmeros fatores ambientais, como o calor, a luz e substâncias químicas, o próprio envelhecimento natural, além de outros fatores associados à sua utilização<sup>37</sup>. Suas propriedades físicas específicas estimularam o desenvolvimento destes elásticos e a procura pelo aperfeiçoamento dessas propriedades.

Os materiais elásticos mais estudados atualmente são os denominados elastômeros ou elásticos em cadeia. Estes são formados por tiras de elastômeros, formadas pela união de vários elos, sendo utilizados na promoção do movimento dental, para correção de rotações,

correção de linha média, fechamento de espaços em geral, retração de caninos, entre outros<sup>1, 5, 6, 15, 25, 26, 27, 51</sup>.

No entanto, apesar dos avanços obtidos no desenvolvimento desses materiais, algumas propriedades físicas são ainda deficientes quando os elastômeros de poliuretano são expostos às agressões provenientes da sua utilização no ambiente bucal. O estudo das propriedades mecânicas frente a inúmeros fatores químicos e físicos aos quais esses materiais estão sujeitos é objetivo de inúmeros trabalhos científicos. Devido à dificuldade de realização de ensaios clínicos, a literatura ainda necessita da comprovação científica das propriedades mecânicas desses materiais quando os mesmos são submetidos ao meio bucal. A técnica do pré-estiramento, que reduziria a degradação dos elastômeros ao longo do tempo, preservando assim suas propriedades, também necessita de maiores estudos para comprovar sua eficácia<sup>2, 28, 58</sup>. A avaliação clínica e laboratorial da técnica e a determinação da sua influência na intensidade das forças liberadas por elastômeros em cadeia, nos períodos de tempo compatíveis com os observados durante sua aplicação clínica, são os objetivos do presente trabalho.

## 2 REVISÃO DA LITERATURA

### 2.1 Aspectos referentes à movimentação dentária

Ortodontia é o ramo da odontologia relacionado com o estudo do crescimento do complexo craniofacial, com o desenvolvimento da oclusão e com o tratamento das anomalias dento-faciais<sup>38</sup>.

Um dos aspectos mais importantes, e no qual o ortodontista possui maior controle durante o tratamento, é a movimentação dentária. O tratamento ortodôntico pode ser executado através de vários procedimentos, embora o mais freqüente seja o posicionamento preciso dos dentes com a utilização de recursos mecânicos<sup>38</sup>.

A movimentação ortodôntica é obtida a partir da aplicação de forças biomecânicas, que são forças artificiais, induzidas clinicamente, cuja energia provém principalmente de dispositivos mecânicos planejados, como arcos, molas espirais e auxiliares, elásticos, parafusos, etc. Estas forças, quando aplicadas na coroa de um elemento dental, produzem uma série de reações biológicas no ligamento periodontal que resultam no movimento do dente dentro do osso alveolar<sup>41</sup>.

Quando uma força suave e prolongada é aplicada a um dente, há uma diminuição no fluxo sanguíneo através do ligamento periodontal que foi parcialmente comprimido. O fluido existente no ligamento é enviado para fora do espaço periodontal e o dente se move em seu alvéolo, quase que instantaneamente após a aplicação da força. Deste momento até o período de algumas horas, há mudanças no meio químico alterando o padrão de atividade celular, promovendo diferenciações celulares que possibilitam os eventos de remodelação óssea<sup>41</sup>.

Para que ocorra a movimentação dentária, osteoclastos devem estar presentes e formados de modo que possam absorver osso da área adjacente à parte comprimida do ligamento periodontal, denominado lado de compressão. Também é necessária a presença de osteoblastos para produção de novo osso no lado de tração, oposto ao de compressão<sup>41</sup>.

Entretanto, para que ocorra essa movimentação, há necessidade de certas características próprias da força aplicada. A força ortodôntica, teoricamente considerada ótima para qualquer movimentação dentária, é aquela que dá início à máxima resposta dos tecidos de suporte e mantém a integridade do ligamento periodontal durante a movimentação<sup>38</sup>. Do ponto de vista clínico, a força ótima é aquela que produz uma rápida taxa

de movimento dentário sem o desconforto para o paciente ou um dano posterior aos tecidos (perda de osso alveolar e absorção radicular).

O curso dos eventos se torna diferente se a força aplicada contra o dente for uma força acentuada, ou seja, com intensidade suficiente para ocluir totalmente os vasos sangüíneos, interrompendo o suprimento sangüíneo para uma ampla área no ligamento periodontal. Neste caso, inicia-se um processo de necrose estéril nesta área avascular que é denominada de hialinizada. Quando os osteoclastos aparecem nos espaços medulares adjacentes e começam um ataque adjacente ao tecido ósseo, imediatamente abaixo da área necrótica ocorre o processo descrito como absorção solapante<sup>41</sup>.

Quando a hialinização e a absorção solapante acontecem, há um inevitável atraso do movimento ortodôntico, causado primeiramente por um atraso na estimulação da diferenciação das células nos espaços medulares e, secundariamente, por causa da considerável espessura de osso que necessita ser removida para que o movimento dentário possa acontecer. Este tipo de movimento pode trazer grande desconforto ao paciente, além da possibilidade de lesão dos tecidos periodontais<sup>41</sup>.

Quando os conhecimentos acerca dos fundamentos da movimentação dentária são aplicados na mecânica ortodôntica, algumas considerações adicionais devem ser feitas. Para que haja a movimentação ortodôntica, é necessário que a força utilizada para a promoção do movimento de um dente chegue ao ligamento periodontal. Para tal, a ortodontia pode utilizar vários mecanismos que podem interferir na quantidade e no tipo de liberação da força sobre os elementos dentais.

Quando são empregadas mecânicas de deslizamento, muito utilizadas para retração de caninos, parte da força aplicada é perdida pelo atrito existente entre os componentes utilizados. Variáveis como tamanho e forma dos *brackets*, secção transversa e composição do fio estão envolvidas nesta perda. Como resultado final, devem-se empregar forças maiores que as necessárias para obter o resultado esperado<sup>16, 20, 41, 42</sup>.

Com base em diferentes trabalhos, vários autores relataram as magnitudes de força necessária para realização do movimento dentário. REITAN<sup>44</sup> propôs que seriam necessários 250 gramas para o movimento contínuo de translação de caninos. REITAN e RYGH<sup>45</sup>, citando trabalhos de STOREY e SMITH, observaram que forças entre 150 e 200 gramas seriam suficientes para o movimento de translação de caninos e que esta força não deveria nunca exceder os 300 gramas. PROFFIT<sup>41</sup> sugeriu que as forças ótimas para o movimento dentário ortodôntico de translação estariam entre 100 e 150 gramas e afirmou também que para retração de caninos através de mecânica de deslizamento seria necessário aplicar 200

gramas, pressupondo que 100 gramas seriam necessários para a movimentação e 100 gramas seriam consumidos pelo atrito. WILLIAMS<sup>56</sup> apresentou uma tabela sugerida por PROFFIT<sup>41</sup>, onde os movimentos de translação necessitariam de forças em torno de 100 a 150 gramas por dente. QUINN e YOSHIKAWA<sup>42</sup> estimaram que uma força entre 100 e 200 gramas promoveriam uma retração eficiente de caninos, o que promoveria uma compressão radicular em torno de 70 a 140 gramas por centímetro quadrado. Porém, BOESTER e JOHNSTON<sup>10</sup> avaliaram clinicamente a retração de caninos e constataram que não houve diferença significativa na movimentação de caninos de 5 a 11 onças (equivalentes a 141,75 e 311,85 gramas, respectivamente). HIXON *et al.*<sup>23</sup> descreveram que ao testar experimentalmente o conceito de força ótima, seus procedimentos clínicos revelaram que forças 3 a 4 vezes maiores que as determinadas por esta teoria foram bem sucedidas na movimentação dentária.

## 2.2 Materiais elastoméricos

Na busca por mecanismos que produzam forças ótimas e possam ser usados na mecânica ortodôntica de maneira conveniente, foi introduzido o uso de materiais conhecidos como elásticos. Os materiais conhecidos por este nome genérico podem ser divididos quanto a sua real natureza química.

Os elastômeros, termo mais correto para denominar estes materiais elásticos, possuem uma característica muito interessante: a capacidade de retornar rapidamente às suas dimensões originais após sofrerem uma deformação substancial, ou seja, uma capacidade de devolver a energia utilizada para causar uma momentânea alteração dimensional do material, agindo assim, de modo similar a uma mola<sup>8,33</sup>. Os materiais elastoméricos são classificados estruturalmente como polímeros, ou seja, materiais cuja característica é a formação de cadeias que repetem uma estrutura química mais simples e que apresentam alto grau de flexibilidade devido a natureza do seu arranjo molecular, em forma de rede, que permite movimentação em certo grau de seus componentes sem que haja ruptura das suas ligações químicas. São polímeros de alto peso molecular, e suas ligações químicas, contendo uma série de ligações cruzadas, conferem a esses materiais um padrão amorfo quando não estão sofrendo algum tipo de tensão, podendo ser conformados de acordo com as necessidades. Essas ligações também conferem aos materiais elasticidade, porém restringindo a mobilidade das cadeias moleculares, evitando que as mesmas se rompam<sup>8, 33, 41</sup>.

O primeiro elastômero utilizado amplamente em escala industrial foi a borracha natural. Os materiais chamados usualmente de borrachas são materiais capazes de serem estirados ao menos o dobro de seu comprimento inicial e retornar rapidamente a quase totalidade do seu comprimento original<sup>36</sup>. A borracha natural apresenta a fórmula química *cis* 1,4 poliisopreno e é obtida através do beneficiamento de uma substância denominada látex natural, obtida da árvore chamada seringueira e denominada cientificamente de *Hevea brasiliensis*<sup>33, 36, 37</sup>. Porém, a utilização da borracha natural para certas aplicações foi limitada devido a algumas características indesejáveis, como instabilidade térmica, grande absorção de fluidos e degradação por abrasão, uso e pela presença de oxigênio ou ozônio<sup>33, 36, 37</sup>. Após o advento do processo denominado vulcanização, inventado em 1839 por Charles Goodyear, as características da borracha natural foram substancialmente melhoradas em relação à resistência e capacidade elástica, difundindo seu uso geral e na ortodontia<sup>33, 36, 37</sup>. O processo de vulcanização aumenta substancialmente a quantidade de ligações cruzadas entre as cadeias poliméricas, aumentando assim sua resistência mecânica a forças aplicadas sobre o material. Este processo também diminui a plasticidade do material, ou seja, a deformação permanente provocada por forças externas, porém, mantém sua elasticidade. Angle e Case foram alguns dos ortodontistas que defenderam o uso dos elastômeros na prática ortodôntica, com o objetivo de aplicação de forças<sup>33, 48</sup>.

### 2.3 Elastômeros sintéticos

A busca por materiais que apresentassem características elásticas, porém com propriedades mecânicas superiores às da borracha natural e seus derivados, levou ao estudo das borrachas sintéticas, denominadas de elastômeros sintéticos. Esta busca, associada à escassez dos derivados do látex durante a 1<sup>a</sup> Guerra Mundial, culminou na produção de elastômeros sintéticos derivados do petróleo<sup>33, 36, 37</sup>. Estes materiais pertencem ao grupo dos termoplásticos, que englobam materiais compostos sólidos orgânicos e baseados em resinas sintéticas ou polímeros naturais modificados. Possuem características como resistência mecânica considerável em temperatura ambiente, mas tornam-se maleáveis ao serem aquecidos, retomando sua resistência e rigidez ao serem resfriados<sup>33, 36, 37</sup>. Os materiais elastoméricos sintéticos mais utilizados atualmente em ortodontia são os polímeros à base de poliuretano, os quais foram desenvolvidos por Bayer, na Alemanha, em 1937. Os polímeros

termoplásticos são materiais que permitem a fabricação de produtos finais por diversos métodos, inclusive por injeção em moldes e extrusão, sendo estes os dois métodos utilizados atualmente na obtenção dos elásticos sintéticos empregados em ortodontia<sup>37,51</sup>. Os polímeros são obtidos através da união de pequenas cadeias de macromoléculas, formando cadeias maiores, sendo que as cadeias menores geralmente são dos tipos poliéteres ou poliésteres. O tipo de cadeia menor utilizada e o método de transformação dessas cadeias em polímeros com cadeias mais extensas determinam as propriedades do polímero resultante<sup>37</sup>.

Os elastômeros derivados dos poliuretanos, após a reação química de polimerização que os origina, apresentam-se como massas amorfas, cujas cadeias poliméricas apresentam forças de atração relativamente fracas entre as mesmas e ligações químicas aleatoriamente localizadas ao longo dessas cadeias. Para melhorar suas propriedades mecânicas, as cadeias laterais devem ser unidas através de ligações covalentes cruzadas, através do processo de vulcanização ou cura. Deste modo, são formadas estruturas tridimensionais, transformando o produto maleável em um material mais resistente, porém elástico. As ligações provenientes da vulcanização ainda reduzem sua solubilidade a solventes orgânicos e aumentam sua resistência à deterioração pelo calor, luz e envelhecimento natural. A adição de várias substâncias complementa as propriedades provenientes do processo de cura, aumentando sua resistência à tração e à abrasão. Estes aditivos também conferem resistência ao ambiente, protegendo da hidrólise, da oxidação por radiação ultravioleta, pelo calor, ou por outros produtos oxidantes, além do ataque microbiológico<sup>37</sup>.

Outro fenômeno responsável pelas excelentes propriedades finais desses materiais é atribuído a pontos de amarração distribuídos ao longo das cadeias lineares formadas pelos polímeros, que são reversíveis pelo calor ou por solventes, denominadas cadeias cruzadas virtuais<sup>37</sup>. Essas são ligações químicas não-covalentes, formadas dentro de uma mesma molécula ou entre moléculas diferentes. Quimicamente, são denominadas pontes de hidrogênio e forças de van der Waals<sup>25</sup>. O que torna esta informação importante é o fato de que a força designada ao material proveniente dessas ligações cruzadas virtuais não é obtida através da adição de carga como nas borrachas convencionais, e sim, determinada quimicamente pela composição interna dos materiais. Esta composição é determinada pelo grau de tecnologia empregada, pelo refinamento da técnica de obtenção e pela qualidade das matérias primas utilizadas durante a fabricação do material<sup>37</sup>. Portanto, a qualidade do produto final, oferecido pelas empresas e utilizado clinicamente, depende fundamentalmente dos cuidados tomados nos processos de fabricação.



O emprego dos elastômeros poliuretanos na ortodontia está relacionado às ligaduras elásticas, utilizadas para a fixação dos arcos aos *brackets*, substituindo em algumas situações os amarrilhos metálicos e à composição dos denominados elastômeros em cadeia<sup>9, 39, 47, 55</sup>.

Os elastômeros em cadeia, também conhecidos como elásticos em cadeia, cadeias elastoméricas ou módulos elásticos, são formados pela união de vários elos. Comercialmente são apresentados em forma de carretéis, em três configurações básicas, denominadas geralmente cadeia fechada, curta e longa. No tipo formado por cadeias fechadas, os elos unem-se de modo contínuo aos demais, enquanto nas configurações curta e longa há presença de segmentos do mesmo material entre os elos e de comprimentos diferentes<sup>5</sup>.

Dentre as possíveis aplicações dos elastômeros em cadeia na ortodontia, podemos citar a correção de rotações dentárias, fechamento de espaços em geral, como no caso de diastemas ou espaços provenientes de extrações dentárias, retração de caninos, correção de discrepâncias intra-arco e correção de linha média<sup>1, 5, 6, 25, 27, 26, 51</sup>.

Algumas vantagens são atribuídas aos elastômeros em cadeia utilizados na clínica ortodôntica. Suas características físicas e químicas permitem que os mesmos exerçam a liberação de forças consideradas leves pelos autores. Quando comparados aos elásticos derivados do látex, apresentam liberação de forças mais contínuas, maior resistência à absorção de líquidos e propriedades como a memória elástica aprimoradas, o que permite o seu uso por um tempo mais prolongado. Estes também são mais confortáveis para o paciente; em determinadas situações requerem um menor grau de cooperação do paciente e são mais compatíveis com a mucosa quando comparados aos derivados do látex. Quando comparados a dispositivos auxiliares como as molas metálicas, são mais confortáveis para os pacientes e apresentam melhores condições para a manutenção da higiene bucal. Os profissionais são motivados a utilizarem estes materiais devido à sua fácil utilização, que resulta na diminuição do tempo necessário para a realização do procedimento e devido à sua versatilidade resultante das diversas formas apresentadas pelos fabricantes. Por estarem disponíveis em várias cores, a possibilidade de escolha motiva e envolve os pacientes durante a evolução do tratamento ortodôntico<sup>5, 18, 24, 26, 27, 53, 55</sup>.

## **2.4 Liberação e degradação de força gerada pelas cadeias elastoméricas**

Os elastômeros em cadeia apresentam características próprias em relação às suas propriedades mecânicas, tornando-se objeto de inúmeros trabalhos de pesquisa, os quais avaliaram tanto seu desempenho laboratorial quanto clínico.

SONIS, VAN DER PLAS e GIANELLY<sup>50</sup> compararam clinicamente o desempenho dos elastômeros em cadeia Alastik Chain, da Unitek e Energy Chain, da Rocky Mountain, na retração de caninos após a extração de primeiros pré-molares. Forças entre 350 e 400 gramas foram geradas inicialmente, e os elastômeros foram substituídos a cada 3 semanas. Os espaços entre os caninos e os segundos pré-molares foram medidos a cada 3 semanas até seu completo fechamento. A quantidade média de movimento dos caninos, calculada a cada medição, foi de  $1,27 \pm 0,86$  milímetros para os elastômeros da Unitek e  $1,51 \pm 0,59$  milímetros para as amostras da Rocky Mountain. A análise estatística utilizada revelou a ausência de diferenças significativas entre os grupos avaliados.

Vários fatores influenciam nas forças geradas pelos elastômeros em cadeia, como sua coloração, configuração ou forma, quantidade e velocidade de ativação<sup>7, 18, 32, 53</sup>. Alterações do meio no qual os elastômeros são submetidos quando utilizados clinicamente alteram as suas propriedades mecânicas. Como alguns destes fatores podemos citar a exposição a substâncias presentes na saliva, a enzimas, a vários tipos de alimentos, a produtos químicos de higiene e a ação física da mastigação e escovação. Variações no pH e a exposição à luz, ao ar, à água, ao ozônio e a outros agentes oxidantes alteram as características destes materiais quando os mesmo são armazenados ou avaliados<sup>6, 9, 12, 18, 19, 25, 26, 27, 28, 30, 31, 34, 35, 40, 51, 53, 54, 55</sup>. Associados ao tempo de imersão e à temperatura mantida durante sua utilização, todos esses fatores afetam suas propriedades mecânicas e, conseqüentemente, a liberação de força. Os elastômeros apresentam também outros fatores desfavoráveis, como a absorção de água e resíduos, prejudicando o aspecto estético e de higiene do paciente<sup>6, 9, 12, 18, 19, 25, 26, 27, 30, 31, 34, 35, 51, 53, 55</sup>.

Uma das características desses materiais é a incapacidade de manter um nível de força constante por um longo período de tempo. ANDREASEN e BISHARA<sup>1</sup> avaliaram, *in vitro*, uma marca comercial de elastômero em cadeia, durante 3 semanas, variando o meio, a temperatura e o intervalo de tempo das avaliações. Os meios utilizados foram ar, água ou saliva a temperatura ambiente e ar ou saliva a temperatura de 37° C. Os corpos de prova foram estirados por vários comprimentos e equivalentes a 65, 75, 85, 95 e 105 milímetros. Os dados relativos à liberação de força e deformação plástica foram analisados nos intervalos de tempo inicial e após 1, 8 e 24 horas e 1, 2 e 3 semanas. Ao realizarem os testes, os autores observaram que a liberação de força, em todas as condições analisadas, foi reduzida de forma

mais acentuada nas horas iniciais, chegando a 55,7% e a 74,2% da força gerada inicialmente, respectivamente, na primeira hora e nas primeiras 24 horas. Os meios úmidos (água e saliva) promoveram maiores índices de degradação e todas as amostras sofreram, em média, uma deformação permanente equivalente a 50% do seu comprimento inicial.

WONG<sup>57</sup> testou duas marcas diferentes de elastômeros em cadeia, produzidas pela Ormco e pela Unitek. Estes elastômeros, contendo dois elos da cadeia elastomérica, foram mantidos estirados a 21 milímetros em água, e foram medidas as forças nos intervalos de tempo correspondentes a 1, 7 e 21 dias, além da força inicial. Foi constatada uma degradação significativa dos elastômeros, correspondendo a uma queda de 73% no valor da força gerada no primeiro dia, sendo que esta queda continuou de maneira mais lenta até o décimo primeiro dia do experimento, alcançando 79%.

HERSHEY e REYNOLDS<sup>22</sup> realizaram testes *in vitro* com elastômeros de 3 fabricantes, Unitek, Ormco e TP, onde foram avaliadas as forças iniciais e nos períodos de 10 minutos, 1 e 24 horas, durante 6 semanas. As amostras foram estiradas inicialmente entre 12 e 34 milímetros. Em média, os elastômeros perderam 50% da força inicial nas primeiras 24 horas e 60% após 4 semanas.

KUSTER, INGERVALL e BÜRGIN<sup>31</sup> testaram duas marcas de elastômeros em cadeia, Unitek e Ormco, *in vitro* e *in vivo*. Nos testes *in vitro*, os elastômeros foram distendidos, a 180 e a 215% do comprimento inicial, e testados no período inicial, após 15 minutos e após 2, 8, 24 e 72 horas e semanalmente durante 4 semanas. Os períodos em que ocorreram as maiores degradações de força foram após 2 horas, correspondendo a uma queda de 10% a 16% nos valores das forças geradas e após 4 semanas, quando a queda nos valores das forças geradas foi de 25 a 30%. Os testes *in vivo* foram realizados no período de 4 semanas, com distensão de 200% do comprimento inicial. Após este período, 43 a 52% da força inicial gerada havia sido perdida, levando os valores iniciais de 300 gramas a menos de 150 gramas ao final de 4 semanas.

Uma das causas da degradação das forças geradas pelos elastômeros é o fenômeno denominado de relaxação, que é a tendência de decréscimo da força gerada em função do tempo que alguns materiais apresentam quando são mantidos distendidos em uma determinada distância fixa<sup>4</sup>.

ASH e NIKOLAI<sup>4</sup> avaliaram, *in vitro* e *in vivo*, o padrão de relaxação dos elastômeros em cadeia da marca Unitek, na configuração cadeia fechada e da cor cinza. As amostras testadas *in vitro* foram mantidas estiradas a um comprimento de 28 milímetros, por um período total de 3 semanas. Os elastômeros foram divididos em dois grupos, sendo que um

deles foi mantido em água e o outro em ar isento de umidade, ambos a temperatura controlada de 37° C. Foram realizadas medições das forças geradas nos períodos inicial e após 30 minutos, após 1, 8 e 24 horas e 1, 2 e 3 semanas após o estiramento. Os testes *in vivo* foram realizados em 11 pacientes. As amostras foram fixadas em ganchos nos arcos maxilar e mandibular, mantendo os mesmos parâmetros, para a medição das forças geradas, utilizados nos testes *in vitro*. Os autores verificaram que a queda nos valores das forças geradas foi maior nos elastômeros mantidos no meio bucal e na água que a observada para os elastômeros mantidos no ar. O grupo testado *in vivo* obteve percentuais de queda nos valores das forças significativamente maiores após o primeiro dia, quando comparado com as amostras imersas em água. Ao final de 3 semanas, os elastômeros mantidos em ar, água e no meio bucal, apresentaram, respectivamente, percentuais de degradação das forças geradas correspondentes a 45, 33 e 25% do valor da força inicial gerada.

JOSELL, LEISS e REKOW<sup>27</sup> avaliaram, em laboratório, elastômeros em cadeia das marcas American Orthodontics, Dentaurem, GAC, Ormco, Rocky Mountain e TP. Os elastômeros foram estirados a uma distância determinada e foram mantidos em solução de saliva artificial em temperatura ambiente. Sua força foi medida em diversos intervalos de tempo, desde inicial até 28 dias. Os autores verificaram que a maior queda nos valores das forças geradas pelas amostras ocorreu na primeira hora e que os níveis de liberação de força caíram para 30 a 85% do valor inicial, dependendo do grupo testado. Todos os elastômeros analisados mantiveram valores de força maiores que 100 gramas no vigésimo oitavo dia.

Diversos estudos sugerem que a configuração das cadeias elastoméricas também determina variações nas forças geradas. Filamentos mais longos entre as cadeias promovem menores forças iniciais a distâncias iguais e apresentam maiores taxas de degradação das forças geradas quando comparados aos elastômeros em cadeias fechadas<sup>5, 21</sup>. JOSELL, LEISS e REKOW<sup>27</sup> observaram que cadeias fechadas e abertas do mesmo fabricante apresentaram percentuais de degradação das forças geradas similares. Entretanto esses resultados foram atribuídos às diferenças dos materiais utilizados na confecção das cadeias elastoméricas das diferentes marcas avaliadas. ROCK, WILSON e FISHER<sup>47</sup> ativaram na mesma proporção elastômeros com quantidade de elos diferentes e obtiveram variações nas forças liberadas. Consideraram que a quantidade de material contido entre as extremidades ativas possa alterar o comportamento dos elastômeros em cadeia.

DE GENOVA *et al.*<sup>15</sup> testaram *in vitro* elastômeros com cadeias curtas e longas, fabricados pela Ormco, Rocky Mountain e TP. Os elastômeros foram distendidos a uma distância determinada e permaneceram imersos em solução de saliva artificial durante 21 dias.

Várias medições foram realizadas em diferentes tempos e algumas amostras foram termocicladas durante o período. Os autores constataram uma diferença considerável nos valores das forças geradas entre os elastômeros com cadeias curtas e longas. As amostras termocicladas obtiveram resultados melhores que as demais amostras, de modo contrário ao esperado. Em média, a queda nos valores das forças geradas foi mais acentuada nas primeiras 24 horas. Os valores iniciais das forças geradas, variando de 216 a 459 gramas, foram significativamente reduzidos ao final de 21 dias, alcançando valores que variaram de 70 a 230 gramas, chegando a uma queda de 39,1% da força inicial gerada em uma das marcas testadas.

A adição de corantes ou procedimentos para tornar os elastômeros transparentes são alguns fatores que podem influenciar as forças geradas por estes materiais<sup>6,32</sup>. LU *et al.*<sup>32</sup> avaliaram, *in vitro*, quatro tipos de elastômeros em cadeia das marcas Unitek, Dentaurem, Ormco e Rocky Mountain. Foi avaliado o efeito da variação no comprimento inicial de estiramento em três distâncias diferentes, assim como o comportamento relativo à presença ou não de pigmentos aos elastômeros. Foram analisadas amostras nas cores cristal e cinza, determinando-se as forças iniciais e após vários intervalos de tempo de 1, 8 e 24 horas e semanalmente até 6 semanas. Concluíram que o percentual de degradação das forças geradas foi mais expressivo na primeira hora do experimento para todos os grupos analisados. Os elastômeros transparentes obtiveram resultados estatisticamente melhores que os de cor cinza, gerando forças mais favoráveis para seu uso clínico.

BATY, VOLZ e FRAUNHOFER<sup>6</sup> analisaram, *in vitro*, as variações nos valores das forças geradas e a deformação plástica ocorridas nos elastômeros em cadeia das marcas Masel, Ormco e Unitek, de várias cores, mantidos em diferentes meios: ar, água e saliva artificial, e durante intervalos de tempo correspondentes a 1, 4 e 24 horas e a 1, 2 e 3 semanas. Foram analisadas também as variações que poderiam ocorrer entre as amostras de um mesmo fabricante em relação a diferentes cores. De modo geral, todos os elastômeros apresentaram deformação plástica após 1 semana em torno de 6%, porém esses valores não apresentaram relevância clínica. Os elastômeros coloridos apresentaram valores de força equivalentes aos elastômeros cinza e, em média, todos obtiveram quedas nos valores das forças geradas, que não comprometeram seu uso clínico.

A influência do movimento dentário simulado no padrão das forças geradas pelos elásticos sintéticos tem sido estudada como um dos fatores que influenciariam os resultados dos testes laboratoriais. DE GENOVA *et al.*<sup>15</sup> compararam dois métodos diferentes de manutenção dos elastômeros em cadeia distendidos durante a realização dos ensaios. Em um grupo, as cadeias elastoméricas foram distendidas em um mesmo comprimento durante a fase

experimental. Em um outro grupo, a distância na qual as amostras foram estiradas foi reduzida gradativamente. Os autores concluíram que quando foi diminuída a extensão, as forças geradas pelas amostras foram significativamente reduzidas ao final do período do experimento, quando comparadas aos valores gerados pelos elastômeros que foram distendidos a uma distância constante. Porém, WILLIAMS<sup>56</sup> não constatou influência significativa da simulação do movimento dentário na diminuição dos valores de força gerados.

A quantidade de estiramento proporcional ao comprimento inicial do elastômero em cadeia também é um dos fatores que alteram sua estrutura química devendo, por isso, ser considerada na avaliação da força gerada. Alguns autores recomendaram o estiramento além da força desejada para compensar eventuais perdas iniciais. No entanto, esta alta carga inicial pode causar danos ao ligamento periodontal, sendo que a força inicial ideal não deve exceder o limite de força fisiológica<sup>40</sup>. HERSHEY e REYNOLDS<sup>22</sup> contra-indicaram o sobre-estiramento, visto que as características da diminuição nos valores das forças geradas não foram relacionadas à magnitude da força inicial. LU *et al.*<sup>32</sup> afirmaram que a quantidade de estiramento inicial afeta proporcionalmente a força inicial e as medidas tomadas ao longo dos tempos estipulados para leitura das forças geradas.

ROCK, WILSON e FISHER<sup>47</sup> avaliaram a relação entre a quantidade de distensão e a força gerada por elastômeros em cadeia, das marcas American Orthodontics, Ormco, Morita, Dentaurum e Unitek, nas configurações de cadeia curta e longa e nas cores cristal e cinza. Os elastômeros foram separados em grupos contendo 2, 3 e 4 elos, e foram distendidos a 100% do seu comprimento inicial. Este grau de distensão produziu forças entre 4 e 5N, aproximadamente 407,9 e 509,9 gramas, respectivamente, para quase todas as amostras. Concluíram que valores de distensão entre 50% e 70% dos valores iniciais promoveriam forças mais satisfatórias do ponto de vista ortodôntico.

KUSTER, INGERVALL e BÜRGIN<sup>31</sup> testaram elastômeros Alastik CI, da Unitek, obtendo queda nos valores das forças geradas equivalentes a 14%, 20%, 24% e 27% para os tempos de 2 e 24 horas e 1 e 3 semanas, para os elastômeros que foram mantidos em ambiente seco, à temperatura ambiente e estirados em 180% do seu comprimento inicial. Ao serem estirados a 215%, obtiveram queda nos valores das forças geradas em torno de 16%, 23%, 25% e 27%. Estes valores foram muito próximos aos encontrados para as amostras estiradas em 180%, indicando não haver diferença entre as quantidades de estiramento analisadas.

HUGET, PATRICK e NUNEZ<sup>25</sup> avaliaram, *in vitro*, o percentual de degradação das forças geradas e a deformação plástica dos elastômeros em cadeia fabricados pela Ormco,

resultante do armazenamento em água pelos períodos de 1, 7, 14, 42 e 70 dias. Durante a obtenção dos valores das forças geradas, estes elastômeros foram distendidos a 50, 100 e 200% do seu comprimento inicial. A queda no valor da força gerada foi mais significativa no primeiro dia e manteve-se mais constante após o décimo quarto dia. Os índices de deformação plástica variaram em torno de 10% para todos os tempos analisados.

Além da quantidade de distensão, a velocidade na qual o estiramento é realizado é um fator que altera os valores das forças geradas por elastômeros em cadeia com o decorrer do tempo. KOVATCH et al.<sup>30</sup> testaram elastômeros em cadeia da marca Unitek, na configuração K2 regular. Algumas amostras foram estiradas até sua ruptura à temperatura ambiente, sendo tracionadas às velocidades de 2/10, 2 e 20 polegadas por minuto, aproximadamente 5, 50 e 508 milímetros por minuto, respectivamente. As demais amostras foram imersas em saliva artificial a 35° C durante 1 semana, estiradas a aproximadamente 30% do seu comprimento inicial e assim permaneceram à temperatura ambiente durante várias semanas. Os resultados permitiram aos autores concluir que as amostras estiradas mais rapidamente obtiveram os maiores níveis de degradação do material, correspondendo às quedas mais acentuadas nos valores das forças geradas. Observaram ainda que os elastômeros não são capazes de manter os níveis de força iniciais quando estirados a comprimentos constantes. Os elastômeros estirados à velocidade de 50,8 milímetros por minuto perderam metade da força inicial em 55,9 minutos e apresentaram um terço da força inicial em 5,2 dias.

Os efeitos de algumas variações na composição original dos elastômeros de poliuretano têm sido relatados na literatura. O surgimento no mercado de novos produtos, como os elastômeros energizados, atraiu a atenção dos pesquisadores para a superioridade de suas propriedades mecânicas em relação a dos elastômeros convencionais.

Com o objetivo de avaliar o padrão de relaxação ocorrido em materiais elásticos, KILLIANY e DUPLESSIS<sup>29</sup> testaram, *in vitro*, elastômeros em cadeia das marcas American Orthodontics Plastic Chain (elastômero em cadeia convencional) e Rocky Mountain Energy Chain (elastômero em cadeia do tipo energizado). As amostras avaliadas foram estiradas o dobro dos seus comprimentos iniciais, imersas em saliva artificial à temperatura de 37° C e mantidas desta forma durante várias semanas. Foram medidas as forças iniciais liberadas pelos elastômeros e as forças exercidas nos períodos de 24 e 72 horas e semanalmente até 8 semanas após as leituras iniciais. Os resultados apresentaram diferenças significativas entre os dois tipos de elastômeros em relação ao percentual de queda dos valores das forças geradas em cada período de tempo avaliado. Os elastômeros energizados mantiveram durante todo o experimento níveis de força superiores aos observados para os elastômeros convencionais.

A adição de flúor aos elastômeros também se tornou objeto de estudo de vários autores. STORIE, REGENNITTER e FRAUNHOFER<sup>52</sup> avaliaram elastômeros em cadeia contendo flúor, denominado Fluor-I-Chain, fabricado pela Ortho Arch, e compararam as forças geradas com as de um elastômero comum. Algumas amostras foram mantidas estiradas a 50% do seu comprimento inicial, enquanto as demais foram armazenadas sem estiramento nos meios ar, água destilada e saliva artificial a 37° C. Os elastômeros foram analisados inicialmente em intervalos de tempo correspondentes a 1, 4 e 24 horas e a 1, 2 e 3 semanas. Logo após uma semana e estirado a 100% do seu comprimento inicial, o elastômero com flúor liberou somente 43 gramas (14 % da força inicialmente liberada), valor este insuficiente para promover movimentação dentária.

Alterações no meio em que as cadeias elastoméricas são submetidas também influenciaram decisivamente as propriedades dos elastômeros e, conseqüentemente, seu padrão de liberação das forças geradas. FRAUNHOFER, COFFELT e ORBELL<sup>19</sup> avaliaram, *in vitro*, o efeito do meio sobre os elastômeros em cadeia das marcas Ormco, Unitek e TP. Ar, água, soro fisiológico, saliva artificial e soluções de flúor foram testados em diferentes períodos de tempo e alguns elastômeros foram ainda submetidos ao pré-estiramento a 100% do seu comprimento inicial. O período em que houve maior degradação das forças geradas foi até 30 minutos, atingindo ao final do experimento valores correspondentes a 72% a 84% da força inicial gerada. A queda nos valores das forças foi menor nas amostras que permaneceram em meios úmidos do que as que permaneceram no meio ar.

STEVENSON e KUSY<sup>51</sup> testaram três tipos de elastômeros plásticos em cadeia à base de poliuretano das marcas Nihon, Pellethane e Texin. Foram avaliados o grau de deformação permanente e diversas variáveis que poderiam influenciar na degradação de força dos mesmos. Vários grupos foram testados variando-se o pH (7 ou 5), a quantidade de oxigênio presente (total ausência ou 21%), a temperatura (34 ou 44° C) e a quantidade de tempo em que as amostras permaneceram nas condições experimentais (10 ou 100 dias). Os grupos experimentais foram mantidos estirados em 50% do comprimento inicial durante a exposição aos respectivos meios. O grupo controle não foi submetido aos meios citados ou ao estiramento. Os autores concluíram que os três tipos de elastômeros testados apresentaram algum grau de deformação permanente. Os autores concluíram que o fator que mais influenciou a degradação das forças geradas foi o estiramento, seguido pelo aumento da temperatura. As variações no pH e no percentual de oxigênio não produziram alterações significativas.



FERRITER, MEYERS e LORTON<sup>18</sup> avaliaram, *in vitro*, o efeito do pH nas variações das forças geradas por elastômeros em cadeia das marcas A Company, American Orthodontics, GAC, Ormco, Rocky Mountain, TP e Unitek. Os elastômeros foram mantidos distendidos durante a realização do experimento em soluções à base de água, com o pH controlado. Foram escolhidos valores de pH de 4,75 e 7,26 representativos das condições freqüentes na cavidade bucal. Foi medida a força inicial, e após períodos de tempo de uma, duas e quatro semanas. Houve variação nos valores das forças geradas em função da marca comercial, do tempo, da distância à qual as amostras foram mantidas estiradas e em função do pH ao qual os elastômeros foram submetidos. A solução com pH básico (7,26) promoveu níveis de degradação dos elastômeros maiores que a solução ácida (pH 4,95), assim como as amostras distendidas a distâncias maiores. Os autores observaram ainda que os níveis de forças geradas pelos elastômeros permaneceram relativamente constante ao longo das 4 semanas, variando de acordo com cada grupo testado.

MATTA<sup>33, 34, 35</sup> avaliou, *in vitro*, a capacidade de liberação de força e deformação plástica, de elastômeros plásticos em cadeia produzidos pela American Orthodontics, Ortho Arch e Unitek. Também foram testados elastômeros energizados produzidos pela American Orthodontics e elastômeros impregnados com flúor da marca Ortho Arch. Todas as amostras foram distendidas em 100% do seu comprimento inicial e mantidas em um ambiente bucal simulado, apresentando como meios soluções de saliva à temperatura de 37° C, com pH 7,2 e 4,9. Foi observado que os percentuais médios de degradação das forças geradas pelos elastômeros variaram de 52,57% a 73,99%, ao final de 3 semanas, dependendo do tipo de elastômero e do pH da solução de saliva artificial utilizada. Não foram observadas diferenças significativas com relação aos percentuais médios de degradação das forças geradas pelos elastômeros quando se variou o pH da solução de saliva para um mesmo tipo de elastômero.

Mais recentemente, a crescente preocupação com o controle de infecção em ortodontia levou à realização de experimentos com elastômeros em cadeia frente a várias soluções de esterilização química, como os glutaraldeídos. JEFFRIES e FRAUNHOFER<sup>26</sup> avaliaram o efeito das soluções de glutaraldeído Sporicidin e Cidex 7 no padrão de liberação de força dos elastômeros em cadeia tracionados até à ruptura e na distensão necessária para gerar forças de 500 gramas. Foram testadas amostras das marcas A Company, American Orthodontics (convencional e energizado), Masel, TP Laboratories e Unitek. As amostras foram divididas em grupos, que permaneceram nas soluções de glutaraldeído por 30 minutos, equivalente à desinfecção, por 10 horas e equivalente à esterilização ou por 144 horas. Um outro grupo foi imerso nas soluções em cinco ciclos de 30 minutos. Todos os grupos apresentaram algum

grau de diminuição na força necessária para provocar ruptura e um aumento na distância necessária para gerar 500 gramas de força. Porém, nenhum dos fatores foi afetado de maneira a prejudicar o desempenho clínico dos elastômeros em cadeia. Os autores concluíram que a desinfecção ou esterilização através de soluções de glutaraldeído é um procedimento viável e conveniente para os elastômeros em cadeia testados.

AREAS<sup>3</sup> avaliou a liberação inicial de forças por elastômeros em cadeia das marcas American Orthodontics, Unitek e Morelli, quando submetidos à ação química de soluções de glutaraldeído a 2%, das marcas Cidex e Anti G Plus. Os elastômeros foram submetidos às soluções de glutaraldeído por 30 minutos e 10 horas, para promover desinfecção e esterilização das amostras, respectivamente. Foram comparados elastômeros nas configurações de cadeia aberta e fechada das referidas marcas. As amostras submetidas à ação das soluções de glutaraldeído apresentaram queda da força inicial liberada, sendo que o procedimento de esterilização promoveu um queda mais acentuada. A marca de solução de glutaraldeído Anti G Plus induziu a uma diminuição mais acentuada da força inicial, quando comparada à marca Cidex. Para a configuração aberta, a marca American Orthodontics obteve diminuição da força estatisticamente significativa quando comparada às outras marcas. Porém, para configuração fechada, não foram observadas diferenças significativas entre as três marcas de elastômero quando submetido à ação das soluções de glutaraldeído testadas. Foi considerado, porém, que as alterações nos níveis de força promovidos pelas soluções avaliadas, tanto para desinfecção quanto para esterilização, podem não ser clinicamente relevantes.

CARDOSO<sup>13</sup> e CARDOSO e MENDES<sup>14</sup> avaliaram, *in vitro*, elastômeros ortodônticos em cadeia das marcas American Orthodontics, 3M Unitek e Morelli, todos na configuração de cadeia fechada e na cor cinza. Foram avaliados a intensidade das forças geradas e o percentual de degradação das forças geradas pelos elastômeros quando submetidos a procedimentos de esterilização química. As amostras foram distendidas em 50% de seus comprimentos iniciais e mantidas imersas em solução de saliva artificial, sendo que as forças liberadas foram quantificadas através de uma máquina de ensaio de tração. Os resultados demonstraram uma pequena influência dos procedimentos de esterilização química quando comparados aos demais fatores envolvidos no percentual de degradação das forças liberadas. Ao final de 3 semanas de experimento, os elastômeros da marcas Morelli e 3M Unitek apresentaram percentuais médios de degradação das forças geradas em torno de 50%, enquanto que os da marca American Orthodontics apresentaram valores em torno de 35%, indicando resultados superiores, principalmente no período correspondente a 3 semanas.

REAL<sup>43</sup> avaliou, *in vitro* e *in vivo*, a intensidade e o percentual de degradação das forças geradas por elastômeros ortodônticos em cadeia das marcas American Orthodontics e 3M Unitek, na configuração de cadeia fechada e cor cinza, estirados a 50% de seus comprimentos iniciais e mantidos em solução de saliva artificial e em meio bucal por 3 semanas. As forças liberadas pelos elastômeros foram quantificadas através de uma máquina de ensaios de tração. Os resultados demonstraram que os elastômeros 3M Unitek apresentaram força inicial maior do que as forças dos elastômeros American Orthodontics em ambos os meios avaliados, sendo esta diferença estatisticamente significativa. Ao final do experimento, os elastômeros American Orthodontics apresentaram forças médias maiores do que os elastômeros 3M Unitek, porém apenas para o meio saliva artificial. Ocorreu uma queda acentuada na intensidade das forças liberadas pelos elastômeros de ambas as marcas e nos meios avaliados nas primeiras 24 horas. Após este período, a força tornou-se mais constante. As médias estimadas do percentual de degradação das forças geradas demonstraram variações diretamente proporcionais ao tempo no qual os elastômeros foram mantidos em solução de saliva artificial. No entanto, quando mantidos em meio bucal, os elastômeros de ambas as marcas apresentaram uma variação no percentual de degradação em todos os períodos avaliados. Quanto ao desempenho dos elastômeros no período de 3 semanas, observou-se um comportamento similar para os elastômeros das marcas 3M Unitek e American Orthodontics, sendo que, durante todo o experimento, ambos liberaram forças compatíveis com as consideradas ideais para o movimento dentário. Apesar das variações encontradas, houve uma tendência à estabilização desses valores a partir da primeira semana de estiramento, indicando que os elastômeros poderiam ser mantidos em meio bucal durante 3 semanas, sem prejuízo para o movimento dentário.

Com base em todos os dados apresentados, pode-se observar que existe uma grande variedade de fatores responsáveis pela degradação dos elastômeros de poliuretano e, conseqüentemente, uma queda nos valores das forças geradas, sendo que ainda persistem dúvidas devido à sua complexidade.

## **2.5 Considerações sobre o procedimento de pré-estiramento**

Na tentativa de reduzir a queda acentuada das forças liberadas por elastômeros em cadeia, principalmente nas primeiras horas após o seu estiramento, foi sugerida a realização

do pré-estiramento das cadeias elastoméricas prévia à sua utilização. Este procedimento permitiria que uma queda acentuada no valor da força inicial gerada ocorresse antes da sua aplicação clínica, tornando a queda na liberação da força subsequente mais lenta e previsível<sup>39, 28</sup>.

PERSSON, KILIARIDIS e LENNARTSSON<sup>39</sup> avaliaram fios elastoméricos, *in vitro*, que foram submetidos a repetidos estiramentos antes da determinação da força gerada. Após avaliações dos resultados, sugeriram que a resposta mais variável e o aumento da força liberada pelas amostras poderiam ser explicados pelo efeito denominado pré-estiramento.

YOUNG e SANDRIK<sup>58</sup> avaliaram, *in vitro*, de forma comparativa, a capacidade de liberação de força e deformação plástica dos elastômeros da marca Unitek, nas configurações de cadeias abertas e fechadas. Os elastômeros foram submetidos ao procedimento de pré-estiramento imediato, e submetidos a diferentes cargas. Um dos grupos foi armazenado em ambiente a 100% de umidade, para determinar a influência desta variável. Os autores constataram que a maior queda no nível de força gerada pelos elastômeros testados ocorreu nas 6 horas iniciais. O pré-estiramento manteve os valores das forças geradas em torno de 17 a 25% maiores em relação ao grupo controle para os elastômeros em cadeia fechada, sendo que não foram obtidas alterações significativas para os elastômeros em cadeia aberta. Foi constatado também que os elastômeros submetidos aos níveis maiores de carga inicial obtiveram maior queda nos valores de força gerada, devido à indução de quantidades maiores de deformação plástica nas amostras. O armazenamento em ambiente a 100% de umidade não afetou a liberação de força e a deformação plástica em relação ao grupo controle das amostras testadas.

BRANTLEY *et al*<sup>11</sup> testaram *in vitro* elastômeros em cadeia das marcas comerciais Unitek, tipo Alastik C Spool Chain e Ormco, tipo Power Chain II, para avaliar os efeitos do pré-estiramento em 100% do comprimento nos valores das forças geradas por estes elastômeros. Os meios escolhidos para manter os elastômeros pré-estirados foram a água destilada e o ar. Outras variáveis foram incluídas, como o tempo de pré-estiramento e a medição de liberação das forças liberadas de 1 hora até 3 semanas após a realização do pré-estiramento. Foi constatado que a maior queda no nível das forças geradas pelos elastômeros testados ocorreu na primeira hora e para o grupo controle, chegando em três semanas a 70% da força inicial gerada. Concluíram que o pré-estiramento dos elastômeros em cadeia e a sua manutenção em água destilada foram válidos para a liberação de forças de modo mais constante. Quando os elastômeros foram utilizados imediatamente após os procedimentos de

pré-estiramento, a perda de força foi menor que 10% após 3 semanas se comparados com os grupos que não foram pré-estirados.

FRAUNHOFER, COFFELT e ORBELL<sup>19</sup> avaliaram, *in vitro*, o efeito do meio sobre os elastômeros em cadeia das marcasOrmco, Unitek e TP. Ar, água, soro fisiológico, saliva e soluções de flúor foram testados em diferentes tempos. Foram comparadas as forças geradas pelos elastômeros das marcas avaliadas, quando submetidos aos meios ar, água e solução de flúor por 30 minutos e comparados com elastômeros submetidos ao pré-estiramento a 100% do comprimento inicial. Os autores concluíram que o pré-estiramento não produziu diferenças significativas nas forças geradas pela maioria dos grupos avaliados. Somente os elastômeros pertencentes à marca Ormco, avaliados no meio ar, apresentaram uma diferença estatisticamente significativa entre os grupos submetidos e não submetidos ao pré-estiramento, embora essa diferença não tenha sido clinicamente significativa.

BROOKS e HERSHEY<sup>12</sup> avaliaram a queda nos valores das forças geradas por elastômeros plásticos em cadeia submetidos ao calor e ao pré-estiramento. Os elastômeros foram analisados inicialmente em intervalos de tempo correspondentes a 1 e 24 horas e a 1, 2, 3 e 4 semanas. Quando submetidos ao calor, o percentual de força gerada, quando comparada à força inicial, situou-se entre 30% após 1 hora e 20% após 4 semanas. Quando submetidos ao calor e ao pré-estiramento, o percentual de força gerada, quando comparada à força inicial, situou-se entre 50% após 1 hora e 31% após 4 semanas, sendo consideravelmente maior que nos grupos somente submetidos ao calor.

STEVENSON e KUSY<sup>51</sup> testaram elastômeros plásticos à base de poliuretano, em que foram avaliados os percentuais de força liberados pelos elastômeros mantidos estirados em 50% do comprimento inicial e após a manutenção em meios com variação no pH, na quantidade de oxigênio e na temperatura. Uma vez que a maior quantidade de degradação das forças iniciou logo após o estiramento, os autores recomendam que os fabricantes ou os próprios ortodontistas poderiam pré-estirar todas as cadeias elastoméricas em 50% do comprimento inicial por 1 minuto. Os mesmos afirmam que este artifício permitiria que a degradação inicial, que acontece rapidamente após a sua distensão, ocorresse antes da instalação dos elastômeros nos pacientes. Assim, a magnitude da força aplicada seria somente aquela necessária para promover o tipo de movimento dentário desejado e o desconforto apresentado pelos pacientes, relacionado ao excesso de força exercida, logo após a inserção das cadeias elastoméricas seria minimizado.

ARAÚJO<sup>2</sup> avaliou, *in vitro*, as variações nos percentuais de degradação das forças geradas pelos elastômeros em cadeia das marcas American Orthodontics e 3M Unitek. As

amostras foram pré-estiradas a 50% do seu comprimento original e imersas em água destilada por períodos de 24, 48 e 72 horas. Os corpos de prova foram imersos em um meio composto por solução de saliva artificial por 1 e 24 horas e por 1 e 3 semanas, e as forças geradas foram quantificadas ao final dos referidos períodos, através de uma máquina de ensaio de tração. Os resultados encontrados indicaram uma diferença estatisticamente significativa no percentual de degradação das forças liberadas pelos elastômeros em cadeia das marcas analisadas e equivalente a 7,4%, sendo que os elastômeros da marca American Orthodontics apresentaram uma queda nos valores gerados, correspondente a 35,9% do valor inicial, e os da marca 3M Unitek, uma queda de 43,3%. Os resultados demonstraram ainda que os procedimentos de pré-estiramento dos elastômeros em cadeia em água destilada foram efetivos, sendo que o tempo de pré-estiramento por 48 horas apresentou o menor percentual de degradação equivalente a uma queda de 37,9% da força inicial gerada após o período de 3 semanas.

SOARES<sup>49</sup> avaliou, *in vitro*, o percentual de degradação da força liberada por elastômeros em cadeia da marca American Orthodontics na configuração de cadeia fechada e na cor cinza, quando submetidos aos procedimentos de pré-estiramento. Um grupo de elastômeros foi pré-estirado em uma máquina de ensaio de tração e outro pelo método manual, com auxílio de uma pinça para elastômero de separação. As amostras foram mantidas imersas em água destilada, onde permaneceram distendidas em 50% do seu comprimento original por 48 horas. Os resultados obtidos indicaram que os procedimentos de estiramento realizados através do método manual com pinça de separação mostraram-se efetivos, liberando forças em níveis aceitáveis clinicamente para a movimentação dentária. Foi sugerida a realização dos procedimentos de pré-estiramento de forma única (um único movimento) e na velocidade rápida (aproximadamente 50 milímetros por minuto).

### **3 PROPOSIÇÃO**

Avaliar o desempenho clínico e laboratorial de elastômeros em cadeia submetidos ao procedimento de pré-estiramento, em relação:

- a) Às forças geradas no início e no final de 3 semanas;
- b) À degradação das forças geradas durante o período de 3 semanas;
- c) Ao comportamento dos elastômeros em cadeia submetidos ao meio saliva artificial e ao meio bucal;
- d) Ao comportamento dos elastômeros em cadeia das marcas American Orthodontics e 3M Unitek.

## 4 MATERIAIS E MÉTODOS

### 4.1 Preparo da amostra e equipamento utilizado

#### 4.1.1 Amostra

Foram utilizados elásticos ortodônticos plásticos em cadeia da cor cinza, na configuração de cadeia fechada, denominados comercialmente Memory Chain Closed Gray (referência 854-252, American Orthodontics), Alastik CK Spool Close-chain Gray (referência 406-669, 3M Unitek). Todos os elásticos foram obtidos diretamente dos fabricantes e, até o início do experimento, foram mantidos em suas embalagens plásticas originais, guardados sob refrigeração e ao abrigo da luz, eliminando assim, eventuais alterações causadas por variações na temperatura e luminosidade. Os elásticos das marcas avaliadas apresentam-se como tiras únicas de cadeias elastoméricas, enroladas em embalagens em forma de carretéis, e acondicionados em embalagens plásticas (Figura 1, folha 39).

As cadeias elásticas foram cuidadosamente removidas dos carretéis e cortadas em segmentos com o auxílio de uma tesoura (referência 087, Orthopli Corp.). Tanto os elásticos quanto os demais materiais utilizados foram manuseados com a utilização de luvas para procedimentos (Satari). Este procedimento justifica-se pelo fato de evitar possíveis alterações e contaminações das cadeias elásticas durante seu manuseio, assim como promover um correto controle de infecção dos materiais provenientes dos grupos testados clinicamente.





Figura 1- Elásticos em cadeia avaliados. A) Elástico da marca American Orthodontics (AO). B) Elástico da marca 3M Unitek (3MU).

Para eliminar a possibilidade de dano às estruturas das cadeias elásticas, durante o procedimento de corte e influência nos resultados dos testes a serem realizados, o corte dos segmentos foi realizado sempre se acrescentando um elo a mais em cada extremidade, ficando assim, cada segmento da amostra constituído por 7 elos<sup>6, 19</sup> (Figura 2, folha 40). Porém as amostras foram testadas desprezando-se os elos das extremidades, ficando cada amostra de cadeia elástica com um comprimento efetivamente testado de 14,0 mm, equivalente a 5 elos. Este comprimento corresponde ao mínimo de elos geralmente utilizados na prática clínica, para o início da retração de caninos, nos casos tratados com extrações dos quatro primeiros pré-molares.

Desse modo, a amostra foi constituída por 168 segmentos de cadeias elásticas, sendo 84 segmentos da marca AO (tipo Memory Chain closed gray) e 84 da marca 3MU (tipo Alastik CK spool close-chain gray).

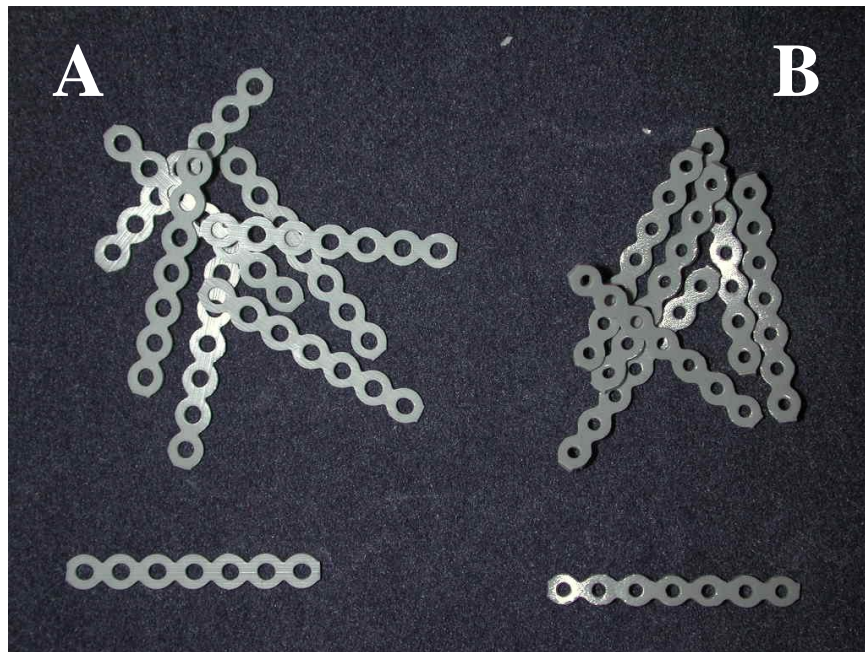


Figura 2- Elásticos em cadeia avaliados, após serem removidos dos carretéis e cortados no comprimento determinado. A) Elástico da marca American Orthodontics (AO). B) Elástico da marca 3M Unitek (3MU).

Os segmentos de cadeias elásticas das duas marcas a serem analisadas foram divididos em grupos para a realização dos procedimentos laboratoriais e clínicos, sendo avaliada a intensidade das forças liberadas pelos elásticos pré-estirados, após manutenção em solução de saliva artificial e em meio bucal, por diferentes períodos de tempo.

#### 4.1.2 Equipamento Utilizado

A quantificação dos valores de força gerados pelas cadeias elásticas foi realizada através de ensaios de tração, com o auxílio da máquina de ensaios mecânicos, modelo DL-500 MF (EMIC - Equipamentos e Sistemas de Ensaios LTDA), pertencente ao laboratório de ensaios físicos e mecânicos da Faculdade de Odontologia da UERJ. Esta foi equipada com transdutores de medição de forças ou *strain-gauges* (EMIC - Equipamentos e Sistemas de Ensaios LTDA), correspondente a uma carga de 1 N (equivalente a 9.80665 Kgf). Nas extremidades dos elementos ativos da máquina foram fixados ganchos contendo pinos de

alumínio usinados com 0,9 mm de diâmetro para fixação das cadeias elastoméricas (Figura 3, folha 41).

A máquina de ensaios mecânicos de tração permaneceu conectada a um computador (Intel Pentium 233 MMX), que foi operado pelo *software* Mtest (versão 1.01, EMIC-Equipamentos e Sistemas de Ensaio LTDA), permitindo coletas e armazenamento dos dados referentes aos valores das forças geradas durante os ensaios e sua saída através de uma impressora a jato de tinta (Hewlett-Packard 695). Todo o equipamento foi calibrado por técnicos qualificados da EMIC, de acordo com as características e parâmetros adotados na presente pesquisa <sup>17</sup>.

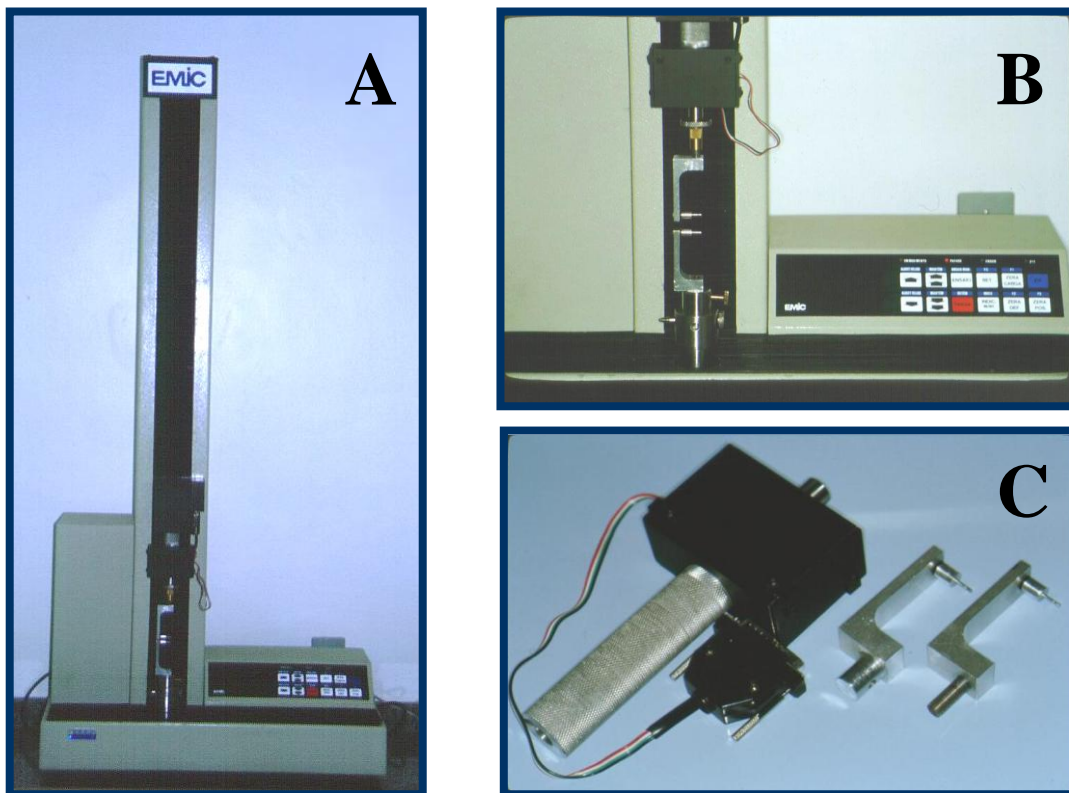


Figura 3- A) Máquina de ensaios mecânicos DL-500 MF (EMIC). B) Vista aproximada do painel de controle e do conjunto de garras. C) Célula de carga e garras utilizadas no experimento.

Foram utilizadas placas de acrílico transparente (Acribel Ind. e Com. Ltda.) com as dimensões de 24,0 cm de comprimento, 6,0 cm de largura e 0,5 mm de espessura, onde foram fixados 20 pares de parafusos de aço inoxidável (10,0 mm de comprimento e 1,40 mm de diâmetro), sendo que os mesmos foram dispostos em pares e separados por uma distância

constante de 21,0 mm (Figura 4). Estas placas foram empregadas durante os procedimentos de pré-estiramento e também para realizar a imersão das amostras dos grupos experimentais em solução de saliva artificial. Foram utilizados recipientes plásticos adequados (referência 200, Sanremo) para a realização destes procedimentos (Figura 5).

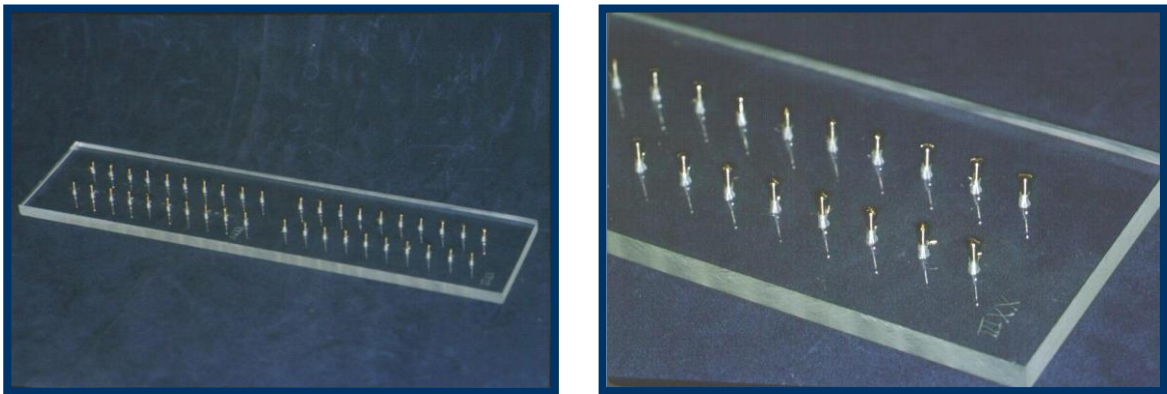


Figura 4- Placas de acrílico contendo os parafusos utilizados para manter as amostras estiradas a uma distância constante (21,0 mm).



Figura 5- Recipiente plástico utilizado para armazenamento da solução de saliva artificial e imersão das placas de acrílico.

Foi confeccionado um dispositivo com fio de aço inoxidável de 1,10 mm de diâmetro (referência 523-110, Dentaurum), apresentando a forma de “U” e tendo uma distância fixa de 21,0 mm entre as suas extremidades. O mesmo foi utilizado para transferência das cadeias elastoméricas distendidas dos pinos da máquina de ensaios mecânicos para os parafusos fixados nas placas de acrílico. A transferência das amostras dos ganchos fixados no arco ortodôntico dos pacientes para os ganchos da máquina de ensaios também foi realizada



através do mesmo dispositivo, de modo a manter constante a distensão das cadeias elásticas, obtendo os valores de força gerados nestas condições (Figura 6).



Figura 6- Dispositivo em “U” utilizado para a transferência dos elásticos, apresentando elastômero distendido.

## **4.2 Procedimentos experimentais**

### **4.2.1 Divisão dos grupos**

Conforme a distribuição observada na Figura 7 (folha 44), foram utilizados 168 segmentos de cadeias elastoméricas, distribuídos em quantidades iguais entre as marcas AO e 3MU. O grupo denominado saliva artificial (SA) foi constituído por 42 cadeias elastoméricas da marca AO e 42 cadeias da marca 3MU. Da mesma forma, o grupo denominado meio bucal (MB) foi constituído por 42 cadeias elastoméricas da marca AO e 42 cadeias da marca 3MU.

Tanto as amostras que compuseram o grupo SA quanto as participantes do grupo MB foram divididas em função do tempo de permanência nos respectivos meios. Assim, os

42 elastômeros de cada grupo foram divididos em 7 sub-grupos compostos por 6 amostras, equivalentes aos tempos 0h (utilizado como controle), 1 hora, 24 horas, 48 horas, 1 semana, 2 semanas e 3 semanas (Figura 7).

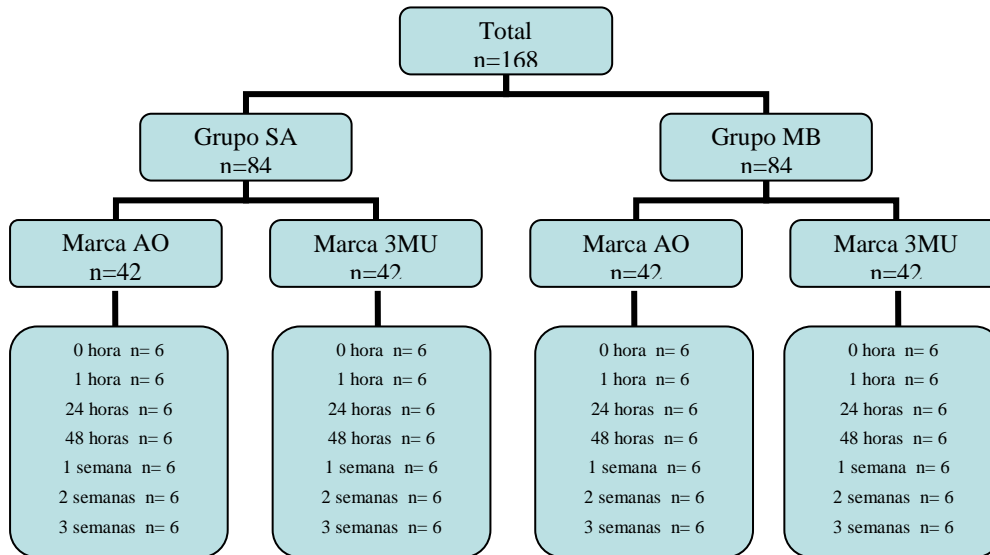


Figura 7- Organograma da distribuição das amostras testadas.

#### 4.2.2 Pré-estiramento

Todas as amostras foram submetidas ao procedimento de pré-estiramento. Após o corte das cadeias elásticas contendo 7 elos, as mesmas foram distendidas em 50% do seu comprimento original, correspondendo a um estiramento de 14,0 mm para 21,0 mm. O operador foi submetido a um treinamento prévio e com auxílio de uma pinça para elástico de separação (Starlet), adaptada de modo a limitar sua abertura em 21,0 mm através de um parafuso incorporado à sua estrutura, as amostras foram estendidas (Figura 8, página 45). Estes procedimentos manuais de estiramento das cadeias elásticas através das pinça foram realizados uma única vez para cada amostra e seguindo velocidade equivalente a 50,0 mm por minuto.



Figura 8- Pinça para elástico de separação (Starlet) adaptada de modo a limitar sua abertura em 21,0 mm.

Ainda com o auxílio da pinça para elástico de separação, as amostras foram transferidas para os parafusos fixados nas placas de acrílico, mantendo constante a distância de 21,0 mm. Em seguida, as placas de acrílico com as cadeias elásticas distendidas foram imersas em água destilada (Laboratório de Pesquisa, Faculdade de Odontologia da UERJ), acondicionadas em recipientes plásticos por um período de 48 horas e mantidas em temperatura ambiente em torno de 30° C.

#### 4.2.3 Quantificação das forças gerada pelas amostras

A quantificação dos valores de força gerados pelas amostras, após os diversos períodos de tempo avaliados, foi realizada através da transferência das amostras para a máquina de ensaios mecânicos.

Todos os segmentos de elastômeros em cadeia foram previamente distendidos em 50% do seu comprimento original, correspondendo a uma distância inicial de 14,0 mm e final de 21,0 mm. A máquina de ensaios mecânicos foi ajustada com o auxílio de um paquímetro digital (referência 727-6/150, Starrett), Figura 9, para que os pinos das garras mantivessem uma distância fixa de 21,0 mm, para onde as amostras foram transferidas. Foram aguardados

5 segundos para a estabilização das estruturas elásticas e então obtidos os valores de força gerados pelas amostras distendidas.

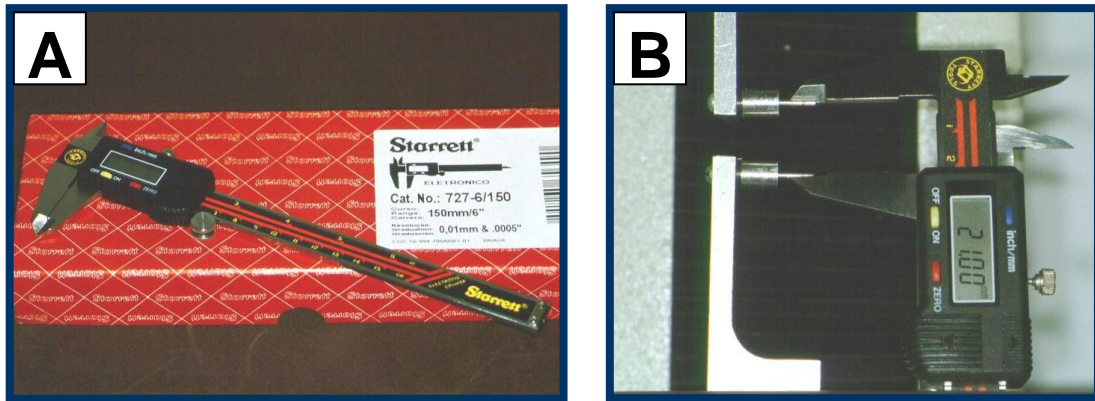


Figura 9- A) Paquímetro digital utilizado no experimento. B) Determinação da distância (21,0 mm) entre os ganchos da máquina de testes, com auxílio do paquímetro digital.

#### 4.2.4 Avaliação da força inicial gerada (grupo controle)

Para a composição do grupo controle, denominado também no presente trabalho de Grupo 0h, foram escolhidos aleatoriamente 24 segmentos elastoméricos, sendo 12 unidades de cada uma das marcas avaliadas. Logo após a realização do pré-estiramento, os mesmos foram transferidos dos parafusos das placas acrílicas para os ganchos da máquina de ensaios mecânicos, através do dispositivo de aço em forma de “U”, onde as forças geradas foram quantificadas. Estas amostras não foram submetidas aos meios avaliados, e seus resultados foram utilizados como parâmetro para a determinação dos percentuais de degradação das forças geradas pelas demais amostras.

#### 4.2.5 - Procedimentos laboratoriais (in vitro)



Para a avaliação da intensidade das forças geradas pelos elásticos em cadeias pertencentes ao grupo SA, as 36 cadeias elastoméricas da marca AO e as 36 da marca 3MU, após serem submetidas ao procedimento de pré-estiramento, foram retiradas dos recipientes plásticos nas quais foram mantidas imersas em água destilada por um período de 48 horas e transferidas para novos recipientes, onde foram imersas em solução de saliva artificial (Farmácia Universitária, Faculdade de Farmácia da UFRJ) e mantidas à temperatura ambiente, pelo período de tempo equivalentes à 1 hora, 24 horas, 48 horas, 1 semana, 2 semanas e 3 semanas.

A solução de saliva artificial utilizada apresentava  $\text{pH} = 7,0$  e foi mantida sob refrigeração antes de sua utilização conforme instruções do fabricante. A mesma foi preparada especialmente para a realização desta pesquisa, estando sua composição química relacionada no Quadro 1.

<b>Cloreto de potássio</b>	<b>0,96 g</b>
<b>Cloreto de sódio</b>	<b>0,67 g</b>
<b>Cloreto de magnésio</b>	<b>0,0408 g</b>
<b>Cloreto de cálcio</b>	<b>0,1168 g</b>
<b>Fosfato de potássio dibásico</b>	<b>0,274 g</b>
<b>Carboximetil celulose</b>	<b>8,0 g</b>
<b>Sorbitol líquido</b>	<b>24 g</b>
<b>Metilparabeno</b>	<b>1,0 g</b>
<b>Água destilada q.s.p.</b>	<b>964,938 g</b>

Quadro 1- Composição química da saliva artificial preparada pela Faculdade de Farmácia da Universidade Federal do Rio de Janeiro.

Transcorridos os períodos de tempo considerados para cada um dos sub-grupos de elásticos das marcas analisadas pertencentes ao grupo SA, as cadeias elásticas foram transferidas dos parafusos das placas de acrílico para os pinos fixados nas garras da máquina de ensaio de tração através do dispositivo de aço em forma de “U”, mantendo sempre constante a distância de 21,0 mm (Figura 10). Foram então obtidos os valores das forças

geradas após imersão em solução de saliva artificial para os diferentes períodos de tempo considerados.

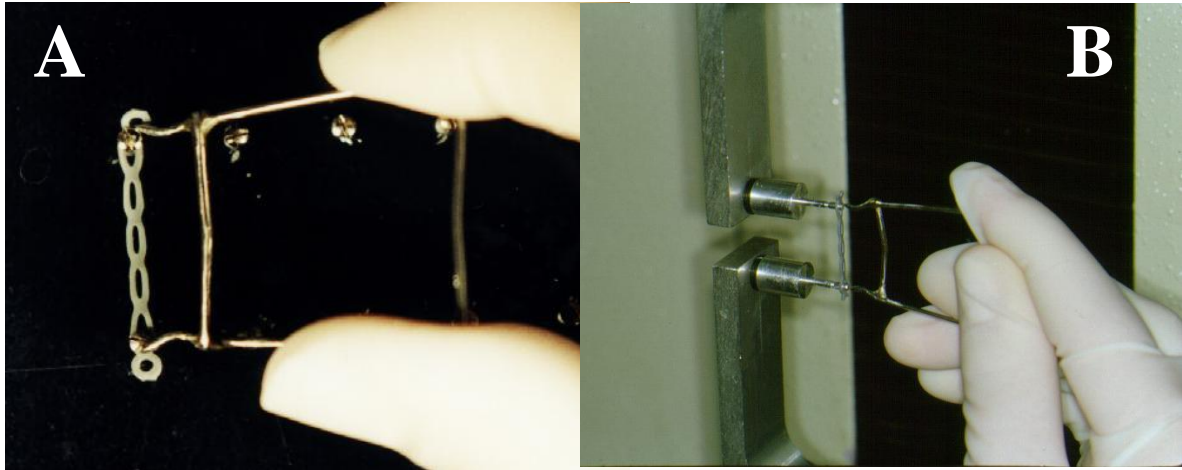


Figura 10- Transferência das cadeias elastoméricas dos parafusos das placas de acrílico (A) para os pinos fixados nas garras da máquina de ensaios mecânicos (B), através do dispositivo de aço em forma de “U”.

#### 4.2.6 Procedimentos clínicos (*in vivo*)

Os procedimentos clínicos foram realizados em 12 pacientes selecionados nas clínicas do Curso de Especialização em Ortodontia da Faculdade de Odontologia da UERJ. Todos os 12 pacientes estavam, obrigatoriamente, utilizando arcos confeccionados com fio de secção redonda e diâmetro de 0.020” (Morest Standard 0.020” – código 55.01.020, Morelli Ortodontia) ou com fio de secção retangular de dimensões 0.019”x 0.025” (Morest Standard 0.019”x 0.025” – código 55.03.014, Morelli Ortodontia), não apresentando espaços entre os dentes, e estando o arco superior fixado com amarrilho metálico.

Durante o período do experimento, o arco superior não sofreu nenhum ajuste que pudesse alterar a posição dos dentes e influenciar na distância determinada para a instalação das cadeias elásticas bem como na fixação das mesmas. Estas, por sua vez, foram fixadas apenas no arco superior, evitando com isso que esforços mastigatórios viessem a comprometer os resultados desta pesquisa.

Todas as 36 cadeias elastoméricas da marca AO e as 36 cadeias elastoméricas da marca 3MU pertencentes ao grupo MB foram pré-estiradas, retiradas das placas de acrílico nas quais foram mantidas distendidas e fixadas no arco superior de aparelhos ortodônticos dos 12 pacientes selecionados. Para a adaptação dos elásticos nos arcos ortodônticos foram utilizados ganchos ponta bola com tubo para arco retangular 0.022'' (referência 30.40.005, Morelli Ortodontia) estabilizados com auxílio de um alicate (referência 420, Starlet), de modo que ficassem fixos e distantes entre si 21,0 mm (Figuras 11 e 12, folhas 49 e 50, respectivamente). O arco ortodôntico foi então inserido nos *slots* e amarrados com amarrilho metálico. Desta maneira, os elásticos não ficaram presos aos *brackets*, não interferindo no sistema de forças do aparelho ortodôntico, o que poderia causar interferências nos resultados e na posição dos elementos dentais. O segundo elo da cadeia elástica era adaptado no gancho fixado mais distal no arco e, com o auxílio de uma pinça *Mathieu* (referência 809-001, 3M Unitek) presa ao elo extremo do segmento, a cadeia elástica foi estirada e o sexto elo preso ao gancho fixado mais mesial no arco, conforme procedimento de rotina na clínica ortodôntica (Figura 12, folha 50). Deste modo, nenhum contato da pinça ocorreu sobre os 5 elos da cadeia elástica que foram submetidos a medições.



Figura 11- Ganchos ponta bola com tubo para arco retangular 0.022'' e alicate utilizado para sua fixação aos arcos.

Os 12 pacientes da amostra foram divididos em 2 grupos de 6 participantes, sendo que um grupo utilizou apenas elásticos da marca AO e o outro apenas elásticos da marca 3MU. Desta forma os segmentos elastoméricos fixados aos ganchos no arco superior dos 12

pacientes, referentes aos 6 sub-grupos de elásticos da marca AO, e aos 6 sub-grupos da marca 3MU, excluindo-se os respectivos grupos controle, foram mantidos no meio bucal pelos períodos de tempo equivalentes a 1 hora, 24 horas, 48 horas, 1 semana, 2 semanas e 3 semanas.

Foram feitas recomendações aos pacientes no sentido de evitar o consumo de alimentos que pudessem danificar a estrutura dos elásticos, bem como dos aparelhos ortodônticos, tais como: amendoim, pipoca, chicletes, balas, entre outros. Foram instruídos também a evitar o ato de morder objetos como lápis, canetas, roer unhas ou qualquer atividade que pudesse levar à ruptura ou remoção dos elásticos dos ganchos, além de manter sempre a higiene bucal em nível adequado, evitando acúmulo de placa dental ou de restos alimentares.

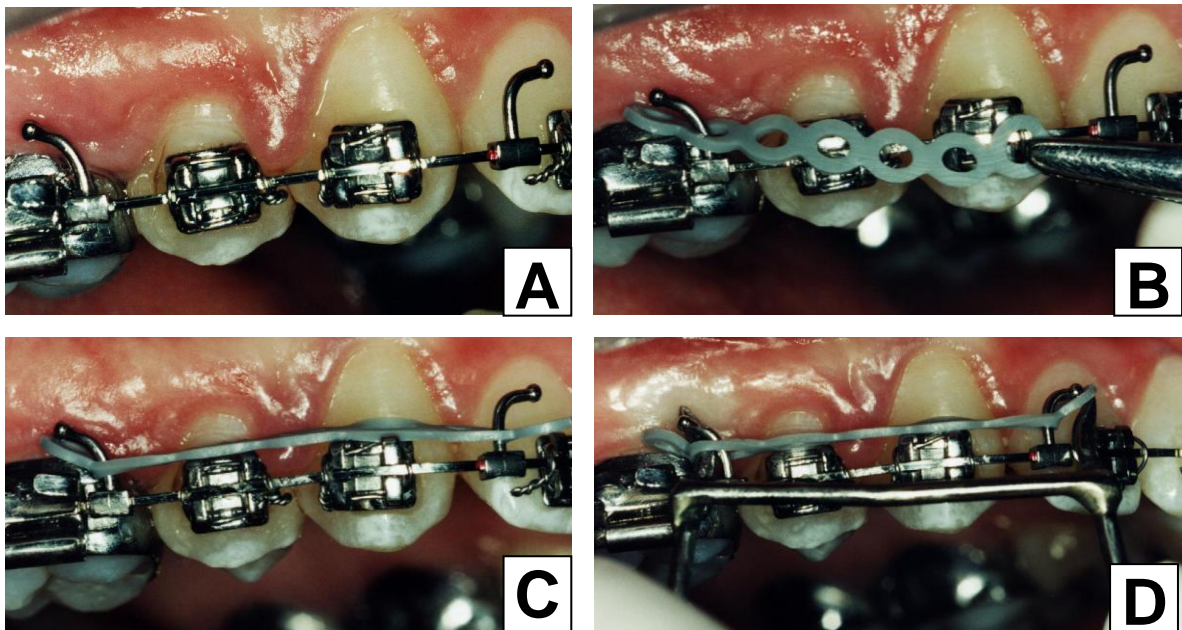


Figura 12- Seqüência de adaptação das cadeias elastoméricas. A- Ganchos fixados ao arco superior. B- Inserção do segmento elastomérico no gancho distal. C- Fixação completa da cadeia nos ganchos. D- Procedimento de remoção da amostra utilizando o dispositivo em forma de “U”.

As cadeias elastoméricas das marcas analisadas, pertencentes ao grupo MB foram transferidas dos ganchos fixados no arco superior para os pinos da máquina de ensaios de tração, depois de transcorridos os períodos de tempo considerados. Esta transferência foi feita

mantendo-se constante a distância de 21,0 mm, através do uso do dispositivo em forma de “U” (Figura 12 D, página 50). Deste modo, foram obtidos os valores das forças geradas pelas cadeias elastoméricas após a manutenção em meio bucal pelos diferentes períodos de tempo considerados.

### **4.3 Aprovação e termo de consentimento**

O protocolo referente a esta pesquisa foi submetido à avaliação e aprovação pelo Comitê de Ética da Universidade do Estado do Rio de Janeiro (UERJ). Depois de aprovado pelo referido Comitê, foram iniciadas as fases experimental e clínica da mesma. Cópia do parecer pode ser observado no Anexo A, folha 89.

Todos os pacientes envolvidos nesta pesquisa e seus respectivos responsáveis foram previamente esclarecidos sobre os procedimentos a serem realizados, e ao concordar com as condições e desejando participar da amostra, os mesmos assinaram o termo de consentimento (Apêndice A, folha 88).

### **4.4 Tratamento estatístico**

A partir dos valores das forças geradas pelos elásticos ortodônticos em cadeia das marcas AO e 3MU, pré-estirados e mantidos em saliva artificial e em meio bucal, foram calculados os valores médios para cada um dos grupos de elásticos e correspondente aos tempos de 1 hora, 24 horas, 48 horas, 1 semana, 2 semanas e 3 semanas.

Foram calculados também os percentuais de degradação correspondentes a queda nos valores das forças geradas a partir dos valores médios obtidos para cada um dos grupos de elásticos, tendo como referência o valor médio da força gerada no tempo 0h (zero hora), ou seja, logo após a realização do pré-estiramento e antes da manutenção dos elásticos distendidos em saliva artificial e em meio bucal.

Os resultados obtidos através dos ensaios realizados no presente trabalho foram ordenados em tabelas para possibilitar o cálculo das variáveis como média aritmética e desvio padrão, que foram utilizados na análise estatística dos dados obtidos. Para avaliar a

representatividade dos resultados em relação à amostra utilizada e permitir também a comparação dos resultados provenientes dos grupos avaliados, foram determinados os testes estatísticos mais adequados com relação às características das amostras.

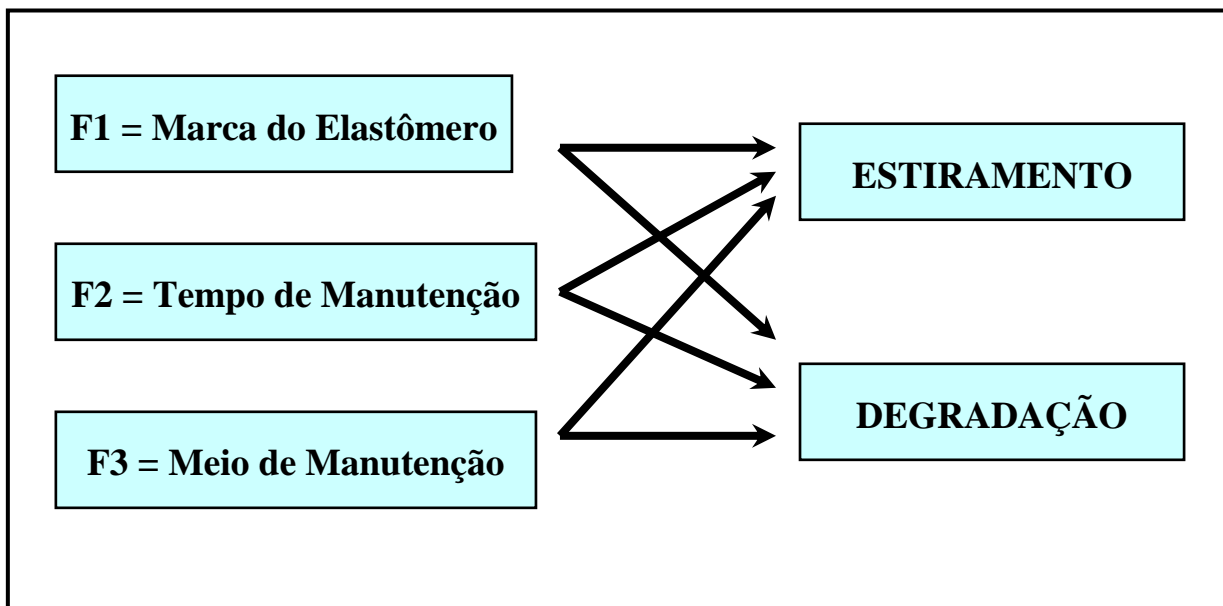
O teste “t” de Student foi empregado para avaliar a possibilidade de existir ou não diferenças entre as forças iniciais e finais geradas pelos elastômeros, segundo as marcas avaliadas e o meio de manutenção antes da realização dos experimentos.

Para permitir a determinação das variáveis que influenciaram a força de estiramento e o percentual de mudança das forças liberadas pelos elastômeros em cadeia, conforme as condições experimentais utilizadas, tornou-se necessário propor e testar estatisticamente um determinado modelo que explicasse matematicamente essa influência. O modelo proposto para o presente trabalho pode ser visto no Quadro 2, folha 53. Ele demonstra que as variáveis que hipoteticamente influenciaram os resultados obtidos foram a marca do elastômero, o tempo de manutenção e o tempo de imersão dos mesmos. Este modelo deve ser avaliado matematicamente para que o mesmo seja considerado válido.

Os fatores que influenciam diretamente a força de estiramento e sua degradação foram determinados através da avaliação dos modelos de análise de variância para o estiramento e para os valores das forças geradas, segundo o coeficiente de explicação ajustado ( $R^2$ ). Após a determinação e escolha do modelo mais apropriado para explicar a variabilidade dos valores de estiramento e a queda nos valores das forças geradas, foi aplicado o teste estatístico. Para a escolha do modelo estatístico foi considerado que a força e a mudança da força (degradação) são variáveis contínuas e os fatores (Marca, Tempo e Meio) são não-pareados e nominais. O método estatístico adotado para construir os modelos, considerando as interações entre os fatores, foi a Análise da Variância de Múltiplos Fatores (MANOVA).

Para todos os teste realizados, foram adotados os níveis de 1% de probabilidade ( $p < 0,01$ ) ou 5% de probabilidade ( $p < 0,05$ ), para que os grupos comparados fossem considerados estatisticamente significativos.

Os valores obtidos foram expressos através de gráficos correspondentes às alterações nas forças observadas durante o experimento, que auxiliaram na visualização e respectiva análise dos resultados.



Quadro 2- Modelo utilizado para a determinação das variáveis F1, F2, F3, que influenciam a força de estiramento e o percentual de degradação das cadeias elastoméricas.

## 5 RESULTADOS

A distribuição das cadeias elásticas em solução de saliva artificial independe de uma seqüência natural, uma vez que são segmentos similares imersos em um meio que não sofreu alteração. Apesar disso, os elastômeros em cadeia mantidos em meio bucal seguiram uma seqüência ordenada, pois cada um dos segmentos de elastômero referente aos diferentes períodos de tempo foi instalado sempre no mesmo paciente e, por esta razão, passíveis de sofrerem as alterações inerentes ao meio bucal daquele paciente em questão, como diferença na temperatura, no pH, nas enzimas, entre outros.

Com o objetivo de avaliar o grau de homogeneidade interna existente entre as amostras de cada grupo, foi realizado o cálculo do coeficiente de correlação intraclasse. Os baixos valores obtidos tanto para o grupo SA (AO= 0,114 e 3MU= -0,061) quanto para o grupo MB (AO= 0,002 e 3MU= 0,097) sugerem não haver dependência entre as observações, apesar de no meio bucal se tratar do mesmo indivíduo. Mesmo podendo existir uma correlação interna entre os elastômeros no meio bucal, a sua magnitude não é importante o suficiente para que mereça ser considerada. Caso o valor encontrado para o coeficiente de correlação intraclasse fosse igual a 1, haveria uma dependência interna fortíssima, o que faria com que os dados fossem avaliados separadamente, dificultando comparações entre os mesmos.

### 5.1 Análise dos valores das forças liberadas

Na análise descritiva das forças geradas pelos elastômeros em cadeia, houve uma grande variação nos valores apresentados em relação aos diferentes períodos de tempo avaliados, tanto para os elastômeros testados nos meios saliva artificial e meio bucal, quanto para as marcas AO e 3MU. Porém ao compararmos as médias dos valores das forças geradas para as duas marcas de elastômeros ao início (0h) e ao final das 3 semanas, todos apresentaram queda nos valores registrados, como pode ser visto na Tabela 1 (folha 56) e no Gráfico 1, folha 55.



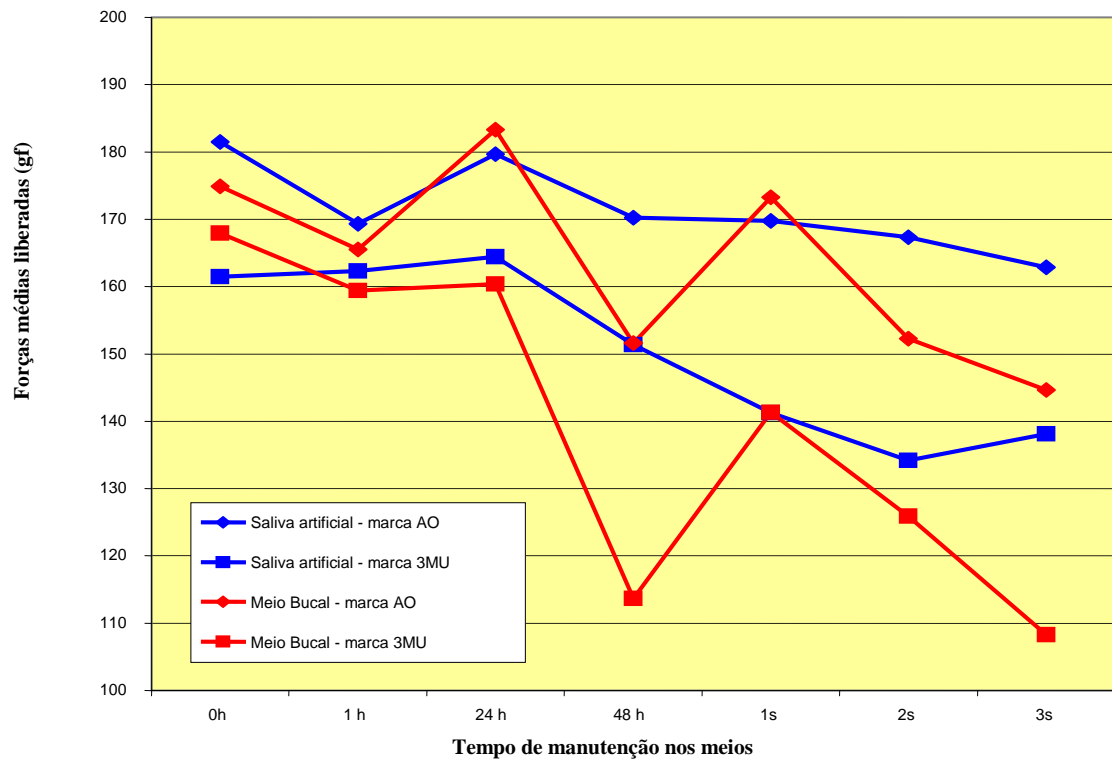


Gráfico 1 – Forças geradas pelos elastômeros ortodônticos em cadeia pré-estirados das marcas AO e 3MU, de acordo com os diferentes tempos de manutenção em saliva artificial e em meio bucal.

Tabela 1- Médias, desvios-padrão e resultado dos testes “t” encontrados para os valores das forças geradas (gf) pelas cadeias elastoméricas das marcas AO e 3MU, mantidos em solução de saliva artificial e em meio bucal, referentes aos períodos de tempo testados (n=6).

Tempo	Estatísticas	Saliva Artificial		Meio Bucal	
		AO	3MU	AO	3MU
0h	Média	181,51	161,47	174,92	167,91
	DP	7,18	6,55	4,87	3,05
	teste "t"	p=0,001		p=0,014	
1 h	Média	169,35	162,29	165,54	159,38
	DP	5,88	7,01	24,04	16,77
	teste "t"	p=0,088 <b>NS</b>		p=0,618 <b>NS</b>	
2 4 hs	Média	179,69	164,43	183,29	160,35
	DP	4,24	4,39	6,55	14,79
	teste "t"	p< 0,001		p=0,006	
48 hs	Média	170,25	151,35	151,59	113,66
	DP	5,23	7,77	23,34	19,58
	teste "t"	p=0,001		p=0,012	
1s	Média	169,75	141,24	173,26	141,33
	DP	1,97	3,17	19,29	30,47
	teste "t"	p< 0,001		p=0,055 <b>NS</b>	
2s	Média	167,34	134,21	152,29	125,90
	DP	4,72	3,97	33,13	32,21
	teste "t"	p< 0,001		p=0,192 <b>NS</b>	
3s	Média	162,83	138,13	144,65	108,28
	DP	7,75	8,11	42,12	31,73
	teste "t"	p<0,001		p=0,122 <b>NS</b>	

**NS**= Não significativo

Os elastômeros da marca AO apresentaram valores iniciais de 181,51 gf e 174,92 gf, respectivamente para os dados referentes aos meios saliva artificial e meio bucal. Já a marca 3MU apresentou valores de 161,47 gf e 167,91 gf, respectivamente para os dados referentes aos meios saliva artificial e meio bucal (Tabela 1, folha 56 e Gráfico 1, folha 55). Pode-se observar assim que no tempo 0h, os valores médios das forças geradas pelos elastômeros da marca AO foram maiores que os gerados pelos elastômeros da marca 3MU, para os dois meios avaliados. Os valores referidos acima apresentaram diferenças estatisticamente significativas, quando comparadas às duas marcas, somente para os elastômeros imersos em saliva artificial. Como as amostras avaliadas no tempo 0h não foram submetidas aos meios avaliados, mas somente aos procedimentos de pré-estiramento, a variação ocorrida entre os valores apresentados para uma mesma marca é decorrente do efeito do pré-estiramento somado à variação individual de cada amostra avaliada.

No final de 3 semanas, a força média gerada pelos elastômeros da marca AO, mantidos em meio saliva artificial (162,83 gf) e em meio bucal (144,65 gf), foram maiores do que as geradas pelos elastômeros da marca 3MU (138,13 gf e 108,28 gf, respectivamente), sendo estas diferenças estatisticamente significativas para os elastômeros imersos em saliva artificial (Tabela 1, folha 56 e Gráfico 1, folha 55).

Foram observadas variações entre os níveis de forças liberadas, quando consideradas as variações em função do meio no qual os elastômeros foram testados. Quando mantidos em saliva artificial, os segmentos de elastômeros avaliados apresentaram comportamento mais uniforme que o os grupos mantidos em meio bucal. As amostras da marca AO mantidas em saliva artificial apresentaram diminuições consecutivas após o período de 24 horas, mas houve queda pouco acentuada em função do tempo para os períodos compreendidos entre 48 horas e 3 semanas. Os valores do desvio-padrão apresentados pelos elastômeros imersos em saliva artificial foram mais baixos que a maioria dos valores apresentados pelo grupo meio bucal. Porém, quando mantidos em meio bucal, é possível observar uma variação nas médias das forças geradas pelos elastômeros das duas marcas. Os altos valores do desvio-padrão obtidos para cada período de tempo avaliado, principalmente no período correspondente a 1 hora e entre 48 horas e 3 semanas, para o grupo de elastômeros mantidos em meio bucal, indicam valores bastante discrepantes entre os encontrados para cada paciente, enquanto que, no grupo que foi mantido em saliva artificial, os valores do desvio-padrão foram bem menores, indicando que não houve grandes discrepâncias entre os valores de cada amostra.

Ao avaliar o comportamento dos elastômeros em função do tempo, verificou-se que todos os grupos apresentaram médias de forças menores em 3 semanas, quando comparados com os valores médios de forças iniciais observados (Gráfico 1, folha 55).

Para explicar a causa da variabilidade dos valores das forças geradas pelos elastômeros em cadeia e determinar os fatores que causam esta variação, foram propostos modelos contendo as variáveis que possivelmente influenciaram no percentual de degradação observado para os elastômeros testados, sendo que os modelos propostos podem ser observados no Quadro 2 (folha 53). Estes modelos foram testados através da análise de variância para a intensidade das forças geradas pelas amostras e segundo o coeficiente de explicação ajustado ( $R^2$ ).

A Tabela 2 apresenta os valores obtidos através desta análise, sendo que o último modelo avaliado é o que melhor explica os fatores que causam a degradação das forças liberadas pelos elastômeros, abrangendo 49,6 % da variabilidade total dos dados valores de forças, sendo que todos os termos obtiveram p-valores menores que 0,05. Portanto, os resultados desta avaliação indicam que os fatores influenciadores dos valores que expressam a degradação percentual das forças liberadas pelos elastômeros no presente trabalho são o tempo de permanência nos meios avaliados, os próprios meios utilizados e as marcas dos elastômeros avaliados, além da interação entre os fatores tempo versus meio.

Tabela 2- Avaliação dos modelos propostos de análise de variância para a intensidade das forças geradas pelas cadeias elastoméricas segundo o coeficiente de explicação ajustado ( $R^2$ ) e respectivos valores de “p” para os fatores e as interações estudadas.

Modelos		$R^2$ ajustado	Valores de "p" para os termos do modelo						
			F1	F2	F3	F1.F2	F1.F3	F2.F3	F1.F2.F3
Estiramento (gf)	1) F1	0,200	<0,001						
	2) F1 + F2	0,427	<0,001	<0,001					
	3) F1 + F2 + F3	0,460	<0,001	<0,001	0,001				
	4) F1 + F2 + F3 + F1.F2	0,474	<0,001	<0,001	0,001	0,128			
	5) F1 + F2 + F1.F2 + F3 + F1.F3	0,471	<0,001	<0,001	0,001	0,130	0,592		
	6) F1 + F2 + F1.F2 + F3 + F1.F3 + F2.F3	0,509	<0,001	<0,001	0,001	0,102	0,579	0,010	
	7) F1 + F2 + F1.F2 + F3 + F1.F3 + F2.F3 + F1.F2.F3	0,500	<0,001	<0,001	0,001	0,108	0,582	0,011	0,749
	8) F1 + F2 + F3 + F2.F3	0,496	<0,001	<0,001	0,001	-	-	0,011	-

Fatores: F1= marca do elastômero; F2= tempo de manutenção; F3= meio de manutenção

Na Tabela 3, estão relacionados os dados referentes à análise de variância múltipla (MANOVA) aplicada aos valores das forças liberadas pelos elastômeros em cadeia, considerando-se os efeitos principais, as interações e as covariáveis. De acordo com os resultados encontrados, podemos observar que o fator que determina o maior grau de influência no percentual de degradação das forças liberadas pelos elastômeros foi seu tempo de manutenção nos meios utilizados. Outro fator importante foi a interação entre o tempo de manutenção e o meio de manutenção, seguido do meio onde as amostras foram avaliadas. Entretanto, o meio de manutenção apresentou discreta expressão de acordo com os dados apresentados.

Tabela 3- Análise de variância múltipla (MANOVA) para os valores das forças geradas pelos elastômeros em cadeia, considerando os efeitos principais e as interações em função dos valores da soma dos quadrados, graus de liberdade, quadrado médio, estatística F e valores de “p” apresentados.

Fonte de Variação	Soma de quadrados	Graus de liberdade	Quadrado médio	Estatística F	p-valor
Efeitos principais					
F1: Marca do elastômero	21441,8	1	21441,8	67,8	<0,001
F2: Tempo de manutenção	25789,9	6	4298,3	13,6	<0,001
F3: meio de manutenção	3704,6	1	3704,6	11,7	<0,001
Interações					
F2.F3	5425,4	6	904,2	2,9	0,001
Residual	48412,6	153	316,4		0,011
TOTAL	104774,2	167			

Quando foi avaliado individualmente o fator tempo, as médias estimadas para os valores das forças geradas pelos elastômeros ortodônticos em cadeia foram de 171,45gf em 0 hora, de 164,14gf após 1 hora, de 171,94gf após 24 horas, de 146,71gf após 48 horas, de 156,40gf após 1 semana, de 144,93gf após 2 semanas e de 138,47gf após 3 semanas. Porém quando foram avaliadas as médias e os grupos homogêneos para as forças geradas pelos elastômeros em cadeia entre os diferentes períodos de tempo estudados, não houve diferenças estatísticas significativas entre os tempos 48 horas, 2 e 3 semanas. Estes valores, que



maiores valores médios do percentual de degradação das forças liberadas pelos elastômeros em cadeia, e de acordo com o tempo de permanência destes nos respectivos meios, foram de -6,70%, para o grupo AO/SA/1 hora; de -4,49%, para o grupo 3MU/MB/24 horas; de -32,25%, para o grupo 3MU/MB/48 horas; de -15,81%, para o grupo 3MU/MB/1 semana; de -25,03%, para o grupo 3MU/MB/2 semanas e de -35,64% para o grupo 3MU/MB/3 semanas. Os menores valores do percentual de mudança das forças liberadas foram observados para os grupos 3MU/SA/1 hora (0,51%), AO/MB/24 horas (4,91%), AO/SA/48 horas (-6,21%), AO/MB/1 semana (-0,91%), AO/SA/2 semanas (-7,81%) e AO/SA/3 semanas (-10,29%).

Em relação ao comportamento dos elastômeros em função do tempo de permanência nos respectivos meios, todos os grupos apresentaram percentuais de degradação das forças liberadas menores após 3 semanas, quando comparados com os percentuais observados após 1 hora. Porém houve grande variação em função do tempo dentro dos grupos avaliados. A tendência esperada de degradação progressiva em função do tempo por diversas vezes não foi observada, conforme observado no Gráfico 2 (folha 63).

No presente trabalho, conforme apresentado na Tabela 5 (folha 62) e no Gráfico 2 (folha 63), verificou-se que o percentual de degradação das forças variou de 0,51%, apresentando um aumento de força, a -5,29% no período equivalente a 1h, sendo que os maiores valores foram encontrados no meio bucal (AO= -5,29 gf e 3MU= -4,98 gf).

A grande variação apresentada pelas médias dos percentuais de degradação das forças também foi observada quando foi avaliada, individualmente, a variação percentual para cada uma das amostras. Este fato foi observado especialmente nos grupos avaliados no meio bucal, onde cada amostra corresponde a um mesmo indivíduo no qual os elastômeros foram avaliados nos diversos períodos de tempo propostos. Esta variação foi expressa através dos elevados valores de desvio-padrão apresentados para os grupos avaliados *in vivo* (Tabela 5, folha 62).

Ao se avaliar os grupos individualmente, após 3 semanas, observaram-se médias de degradação de -10,29% e -14,46%, respectivamente, para os elastômeros das marcas AO e 3MU testados no meio saliva artificial. Já as amostras submetidas ao meio bucal apresentaram percentuais de degradação equivalentes a -17,60% (AO) e de -35,64% (3MU). Pode-se observar que os maiores valores percentuais foram gerados pelas amostras avaliadas no meio bucal, sendo a maior média apresentada pelos elastômeros da marca 3MU. Porém não houve diferença estatisticamente significativa quando esta média foi comparada à obtida pela marca AO (Tabela 5, folha 62).

Tabela 5- Médias, desvios-padrão e resultado dos testes “t” dos percentuais correspondentes às variações das forças geradas (gf) pelas cadeias elastoméricas das marcas AO e 3MU, analisadas em relação ao tempo zero hora (0h), distribuídas de acordo com o meio saliva artificial e meio bucal e os diferentes períodos de tempo avaliados (n=6).

Tempo	Estatísticas	Saliva Artificial		Meio Bucal	
		AO	3MU	AO	3MU
1 h	Média	-6,70	0,51	-5,29	-4,98
	DP	3,24	4,34	14,32	10,84
	teste "t"	p=0,001		p=0,014	
2 4 hs	Média	-1,00	1,83	4,91	-4,49
	DP	2,34	2,72	5,98	8,88
	teste "t"	p=0,088 <b>NS</b>		p=0,618 <b>NS</b>	
48 hs	Média	-6,21	-6,27	-13,07	-32,25
	DP	2,88	4,81	14,96	12,12
	teste "t"	p< 0,001		p=0,006	
1s	Média	-6,48	-12,53	-0,91	-15,81
	DP	1,09	1,96	11,25	18,25
	teste "t"	p=0,001		p=0,012	
2s	Média	-7,81	-16,88	-12,97	-25,03
	DP	2,60	2,46	18,79	19,19
	teste "t"	p< 0,001		p=0,055 <b>NS</b>	
3s	Média	-10,29	-14,46	-17,60	-35,64
	DP	4,27	5,02	23,03	18,09
	teste "t"	p< 0,001		p=0,192 <b>NS</b>	

**NS=** Não significativo



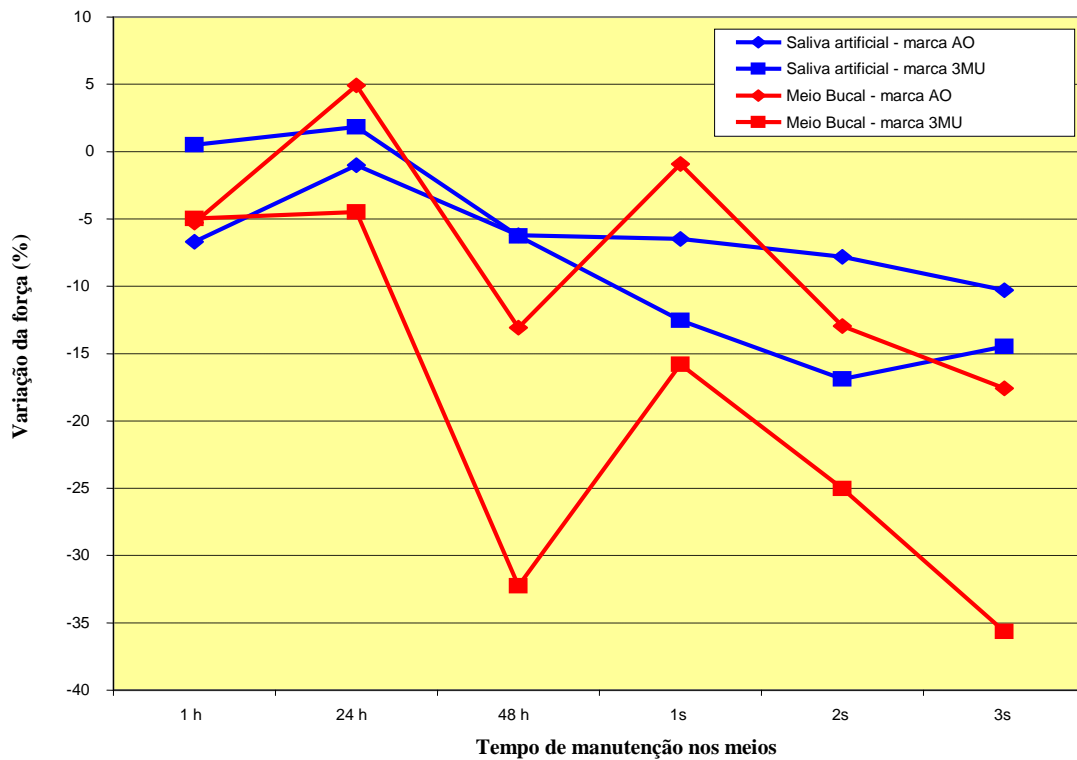


Gráfico 2– Valores médios dos percentuais de degradação das forças geradas pelos elastômeros ortodônticos em cadeia pré-estirados das marcas AO e 3MU, de acordo com os diferentes tempos de manutenção em saliva artificial e em meio bucal.

Para explicar a causa da variabilidade dos valores do percentual de degradação das forças liberadas e determinar os fatores que causam esta variação, foram propostos modelos contendo as variáveis que possivelmente influenciaram no percentual de degradação observado para os elastômeros testados, sendo que os modelos propostos podem ser observados no Quadro 2, folha 64. Estes modelos foram testados através da MANOVA para o percentual de degradação das forças e segundo o coeficiente de explicação ajustado ( $R^2$ ). A Tabela 6 (folha 64) apresenta os valores obtidos através desta análise, sendo que o último modelo avaliado, o que melhor explica os fatores que causam a degradação das forças liberadas pelos elastômeros, abrange 38,2% da variabilidade total dos dados percentuais de degradação, em que todos os termos obtiveram p-valores menores que 0,05. Portanto, os resultados desta avaliação indicam que os fatores influenciadores dos valores que expressam a degradação percentual das forças liberadas pelos elastômeros no presente trabalho são o

tempo de permanência nos meios avaliados, os próprios meios utilizados e as marcas dos elastômeros avaliados, além da interação entre os fatores marca x meio e tempo x meio.

Tabela 6- Avaliação dos modelos propostos de análise de variância para o percentual de degradação das forças geradas pelas cadeias elastoméricas segundo o coeficiente de explicação ajustado ( $R^2$ ) e respectivos valores de “p” para os fatores e as interações estudadas.

Modelos		$R^2$ ajustado	Valores de "p" para os termos do modelo						
			F1	F2	F3	F1.F2	F1.F3	F2.F3	F1.F2.F3
Degradação (%)	1) F1	0,052	0,003						
	2) F1 + F2	0,264	0,001	<0,001					
	3) F1 + F2 + F3	0,312	0,001	<0,001	0,001				
	4) F1 + F2 + F3 + F1.F2	0,326	0,001	<0,001	0,001	0,173			
	5) F1 + F2 + F1.F2 + F3 + F1.F3	0,360	<0,001	<0,001	0,001	0,151	0,006		
	6) F1 + F2 + F1.F2 + F3 + F1.F3 + F2.F3	0,400	<0,001	<0,001	0,001	0,125	0,004	0,022	
	7) F1 + F2 + F1.F2 + F3 + F1.F3 + F2.F3 + F1.F2.F3	0,385	<0,001	<0,001	0,001	0,135	0,005	0,025	0,856
	8) F1 + F2 + F3 + F1.F3 + F2.F3	0,382	<0,001	<0,001	0,001	-	0,005	0,025	-

Fatores: F1= marca do elastômero; F2= tempo de manutenção; F3= meio de manutenção

Na Tabela 7 (folha 65), estão relacionados os dados referentes à MANOVA aplicada ao percentual de degradação das forças liberadas pelos elastômeros em cadeia, considerando-se os efeitos principais, as interações e as covariáveis. De acordo com os resultados encontrados, podemos observar que o fator que determina o maior grau de influência no percentual de degradação das forças liberadas pelos elastômeros foi seu tempo de manutenção nos meios utilizados. Outros fatores importantes foram a marca do elastômero, a interação entre o tempo de manutenção e o meio de manutenção, seguido do meio onde as amostras foram avaliadas e pela interação entre a marca e o meio.







Na Tabela 8 (folha 65) estão relacionados os resultados das médias e dos grupos homogêneos para o percentual de degradação das forças geradas pelos elastômeros em cadeia entre os diferentes períodos de tempo estudados. Quando foi avaliado individualmente o fator tempo, as médias estimadas para o percentual de degradação das forças geradas pelos elastômeros ortodônticos em cadeia foram de -4,12% após 1 hora, de 0,31% após 24 horas, de -14,45% após 48 horas, de -8,93% após 1 semana, de -15,67% após 2 semanas e de -19,50

após 3 semanas. O maior percentual de degradação foi observado no período de 3 semanas, porém não existiram diferenças estatísticas significativas entre os tempos 48 horas, 2 e 3 semanas.

Tabela 7- Análise de variância múltipla (MANOVA) para o percentual de degradação das forças geradas pelos elastômeros em cadeia, considerando os efeitos principais e as interações em função dos valores da soma dos quadrados, graus de liberdade, quadrado médio, estatística F e valores de “p” apresentados.

Fonte de Variação	Soma de quadrados	Graus de liberdade	Quadrado médio	Estatística F	p-valor
Efeitos principais					
F1: Marca do elastômero	1705,4	1	1705,4	13,7	<0,001
F2: Tempo de manutenção	6798,4	5	1359,7	10,9	<0,001
F3: meio de manutenção	1476,2	1	1476,2	11,8	0,001
Interações					
F1.F3	1023,1	1	1023,1	8,2	0,005
F2.F3	1658,5	5	331,7	2,7	0,025
Residual	16215,9	130	124,7		
TOTAL	28877,6	143			

Tabela 8- Número de amostras, médias e grupos homogêneos para o percentual de degradação das forças geradas pelos elastômeros em cadeia entre os diferentes períodos de tempo estudados (n=24).

Categorias	Média estimada	Grupos homogêneos
1 hora	-4,12	
24 horas	0,31	
48 horas	-14,45	
1 semana	-8,93	
2 semanas	-15,67	
3 semanas	-19,50	

Nota: hachurados em colunas diferentes representam grupos com diferença estatisticamente significativa ( $p < 0,05$ )

Com relação ao comportamento das duas marcas avaliadas nos dois meios aos quais os elastômeros em cadeia foram submetidos, observamos tendências diferentes. Os grupos imersos em saliva artificial tiveram comportamentos mais uniformes em função do tempo, para as duas marcas avaliadas. Esta tendência foi observada tanto com relação às médias de forças quanto para a variação percentual das forças liberadas (Gráficos 1 e 2, folhas 55 e 63). Os grupos avaliados no meio bucal apresentaram maior variação em função do tempo e em vários momentos, tanto os níveis de força quanto a variação percentual das forças observadas foram maiores quando comparados a períodos de tempo anteriores, como pode ser visto nos Gráficos 1 e 2 (folhas 55 e 63). Conclui-se que o meio bucal, associado a maior quantidade de fatores atuantes durante o tempo no qual as amostras permaneceram no mesmo, apresentou maior variação nos resultados obtidos. Estes mesmos fatores foram responsáveis pela observação dos maiores percentuais de degradação após 3 semanas, atribuídos às amostras expostas ao meio bucal. Neste meio, a marca 3MU apresentou o pior desempenho após 3 semanas, como valores de força e percentual de degradação de 108,28gf e -35,64%, respectivamente. Apesar da marca AO apresentar valores de força e percentual de degradação melhores no meio bucal, de 144,65gf e -17,60% respectivamente, as diferenças entre as duas marcas avaliadas após 3 semanas não foram estatisticamente significativas, tanto para os valores de força quanto para o percentual de degradação (Tabelas 1 e 5, folhas 56 e 62). Embora não tenham existido diferenças significativas do ponto de vista estatístico, a análise dos valores dos percentuais de mudança de força para cada uma das amostras avaliadas, que representam o comportamento dos elastômeros avaliados em cada um dos pacientes que participaram do estudo *in vivo*, aponta para a tendência demonstrada pelas médias de degradação de forças descritas anteriormente, onde a marca 3MU tende a apresentar maiores percentuais de degradação após 3 semanas, quando comparada à marca AO (Tabela 5, folha 62).

## 6 DISCUSSÃO

Todos os elastômeros testados eram da cor cinza. Segundo BATY, VOLZ e FRAUNHOFER<sup>6</sup>; STORIE, REGENNITTER e FRAUNHOFER<sup>52</sup>; LU *et al.*<sup>32</sup> e MATTA e CHEVITARESE<sup>34,35</sup> os elastômeros na cor cinza apresentam as melhores propriedades mecânicas de liberação de força, se comparados com as demais cores. Esses autores sugerem que tal comportamento se deve ao fato que, tanto a remoção quanto a adição de corantes aos elastômeros podem ocasionar alterações nas suas propriedades mecânicas.

As cadeias elastoméricas testadas apresentavam-se na configuração fechada, pois a literatura sugere que o tipo de configuração das cadeias elásticas também determina algumas de suas propriedades. Segundo os estudos de ROCK, WILSON e FISHER<sup>47</sup> e BATY, VOLZ e FRAUNHOFER<sup>6</sup>, as cadeias denominadas abertas, que contêm filamentos de tamanhos variados entre os elos das cadeias elastoméricas, apresentam menores forças iniciais a uma mesma extensão, apresentando elevadas taxas de degradação de forças quando comparadas aos elastômeros em cadeias fechadas.

Com o objetivo de simular as condições apresentadas durante a retração de caninos, utilizando elastômeros em cadeia, foram padronizadas algumas variáveis que permitissem a reprodução das condições empregadas e a comparação entre os grupos que serão avaliados.

Os elastômeros em cadeia empregados durante a retração dos caninos para o espaço gerado pela extração de primeiros pré-molares são geralmente presos às asas dos *brackets* dos caninos e aos *brackets* dos segundos pré-molares. Esta distância apresenta, no início da retração dos caninos, um valor médio de 21 mm, conforme o considerado por ARAÚJO<sup>2</sup>; DE GENOVA *et al.*<sup>15</sup>; CARDOSO<sup>13</sup>; CARDOSO e MENDES<sup>14</sup>; KUSTER, INGERVALL e BÜRGIN<sup>31</sup>; MATTA<sup>33</sup> e SOARES<sup>49</sup>.

Para que sejam obtidos os dados referentes à força exercida em um determinado momento, as amostras foram estiradas a uma determinada proporção relativa a seu comprimento original. Testes realizados anteriormente por LU *et al.*<sup>32</sup> e ROCK, WILSON e FISHER<sup>47</sup> advertem que o estiramento excessivo dos elastômeros induz a um grau acentuado de degradação da força liberada pelos materiais elastoméricos e recomendam que o estiramento seja realizado em torno de 50% do seu comprimento inicial.

Para que as amostras estiradas alcançassem a distância final de 21 mm previamente determinada, aplicando a distensão ideal em torno de 50% do comprimento inicial, foram obtidos corpos de prova apresentando um comprimento inicial de 14 mm. Com base nesses

valores verificamos que foram necessários 5 elos da cadeia elástica, em que 14 mm corresponderiam ao seu comprimento inicial, e 7 mm seria aproximadamente a distensão em 50% do seu comprimento, totalizando assim, os 21 mm necessários para a simulação da distância na qual o elastômero é estirado na cavidade oral para o início da retração de caninos. Vários estudos foram realizados utilizando os mesmos parâmetros adotados no presente trabalho<sup>2, 13, 14, 49</sup>. Embora o corte dos segmentos tenha sido realizado sempre se acrescentando um elo a mais em cada extremidade, ficando assim, cada segmento da amostra constituído por 7 elos, somente os 5 elos internos foram efetivamente testados. Esta opção foi adotada para eliminar a possibilidade de danos às estruturas das cadeias elásticas durante o procedimento de corte e influência nos resultados dos testes a serem realizados.

A máquina de ensaios mecânicos de tração foi configurada para realizar o tracionamento dos corpos de prova, à velocidade de deslocamento de 50 milímetros por minuto, que foi considerada ideal por autores como BATY, VOLZ e FRAUNHOFER<sup>6</sup>; FRAUNHOFER, COFFEL e ORBELL<sup>19</sup> e STORIE, ROGENNITTER e FRAUNHOFER<sup>52</sup>, por induzir um menor grau de degradação das forças liberadas pelas cadeias elastoméricas.

Foram testadas cadeias elastoméricas do tipo energizado (3MU) ou *memory* (AO), conforme denominação de cada fabricante. Segundo os fabricantes, as cadeias elastoméricas das marcas American Orthodontics e 3M Unitek do tipo energizado ou *memory* caracterizam-se por possuírem propriedades físicas melhoradas quando comparados aos elastômeros regulares existentes atualmente no mercado. A própria American Orthodontics comercializa cadeias elastoméricas denominadas regulares, que não possuem as características atribuídas aos elastômeros melhorados. Segundo KILLIANY e DUPLESSIS<sup>29</sup>, as cadeias elastoméricas do tipo energizado apresentam propriedades mecânicas superiores quando comparadas aos demais elastômeros comercializados.

## 6.1 Análise dos valores das forças liberadas

A análise dos valores de forças iniciais liberados pelos elastômeros em cadeia (tempo 0 hora) apresenta grande importância, pois os níveis elevados de força inicial podem causar danos ao ligamento periodontal<sup>47</sup>.

Os elastômeros da marca AO apresentaram valores iniciais de 181,51 gf e 174,92 gf, respectivamente para os dados referentes aos meios saliva artificial e meio bucal, enquanto a

marca 3MU apresentou valores de 161,47 gf e 167,91 gf, respectivamente para os dados referentes aos meios saliva artificial e meio bucal (Tabela 1, folha 56 e Gráfico 1, folha 55). Autores como ANDREASEN E BISHARA<sup>1</sup>; ARAÚJO<sup>2</sup>; AREAS<sup>3</sup>; ASH E NIKOLAI<sup>4</sup>; BISHARA E ANDREASEN<sup>9</sup>; BRANTLEY *et al.*<sup>11</sup>; CARDOSO<sup>13</sup>; CARDOSO E MENDES<sup>14</sup>; DE GENOVA *et al.*<sup>15</sup>; KILLIANY E DUPLESSIS<sup>29</sup>; KUSTER, INGERVAL E BURGIN<sup>31</sup>; LU *et al.*<sup>32</sup>; MATTA<sup>33</sup>; MATTA E CHEVITARESE<sup>34,35</sup>; ROCK, WILSON E FISHER<sup>47</sup>; REAL<sup>43</sup>; STEVENSON E KUSY<sup>51</sup> e WONG<sup>57</sup> verificaram intensidades de forças iniciais maiores que os valores apresentados em nosso estudo, quando realizaram procedimentos experimentais para avaliar a performance das forças liberadas por elastômeros em cadeia de diferentes tipos, cores, configurações e marcas. Intensidades de forças iniciais variando de 179 gf a 235 gf foram constatadas por ANDREASEN E BISHARA<sup>1</sup>, e de 131,64 gf a 121,57 gf por SOARES<sup>49</sup>, sendo estes resultados semelhantes aos valores encontrados em nosso estudo. É importante comentar que no trabalho realizado por SOARES<sup>49</sup>, os resultados apresentados anteriormente se referem ao grupo pré-estirado, enquanto os grupos não submetidos ao pré-estiramento apresentaram médias de valores iniciais mais elevadas que os observados em nosso estudo. Não foram observados trabalhos que apresentassem intensidades de forças iniciais menores que os valores apresentados no presente estudo.

Outro ponto importante a ser considerado é o comportamento dos valores de força gerados pelos elastômeros em cadeia após 3 semanas, pois este período coincide com o geralmente utilizado pelos ortodontistas para a avaliação e troca dos segmentos de elastômeros em cadeia. Do mesmo modo, os valores de força gerados após 3 semanas devem apresentar intensidade suficiente para a continuidade da movimentação dos caninos. Este fato levaria à otimização da movimentação dentária e evitaria prejuízos aos tecidos dentais e de suporte.

Os elastômeros da marca AO apresentaram valores médios após 3 semanas de 162,83 gf e 144,65 gf, respectivamente para os dados referentes aos meios saliva artificial e meio bucal, enquanto a marca 3MU apresentou valores de 138,13 gf e 108,28 gf, respectivamente para os dados referentes aos meios saliva artificial e meio bucal (Tabela 1, folha 56 e Gráfico 1, folha 55). Quando realizaram procedimentos experimentais para avaliar a performance das forças liberadas por elastômeros em cadeia testados *in vitro*, porém apresentando diferentes tipos, cores, configurações e marcas, autores como ARAÚJO<sup>2</sup>; ASH E NIKOLAI<sup>4</sup>; BISHARA E ANDREASEN<sup>9</sup>; CARDOSO<sup>13</sup>; CARDOSO e MENDES<sup>14</sup> e KUSTER, INGERVAL E BURGIN<sup>31</sup> verificaram intensidades de forças após 3 semanas maiores que os valores apresentados em nosso estudo. O trabalho realizado por REAL<sup>43</sup>, com características

metodológicas muito similares, apresentou valores pouco maiores que os observados no presente estudo. Intensidades de forças após 3 semanas semelhantes aos valores encontrados em nosso estudo foram constatadas por DE GENOVA *et al.*<sup>15</sup>; LU *et al.*<sup>32</sup>; MATTA<sup>33</sup>; MATTA e CHEVITARESE<sup>34,35</sup>. Já os estudos de KILLIANY e DUPLESSIS<sup>29</sup>; BRANTLEY *et al.*<sup>11</sup>; ANDREASEN e BISHARA<sup>1</sup> e WONG<sup>57</sup> apresentaram valores menores que os demonstrados neste trabalho. Aos comparar os valores observados após 3 semanas, realizados em meio bucal, observamos que ASH e NIKOLAI<sup>4</sup> apresentaram valores maiores, enquanto REAL<sup>43</sup> apresentou valores pouco maiores. Somente KUSTER, INGerval e BURGIN<sup>31</sup> demonstraram valores de força menores que os relatados no presente trabalho.

Todos os trabalhos consultados confirmam a tendência apresentada pelo presente estudo, demonstrando que quanto maior o tempo de permanência dos elastômeros em cadeia nos meios avaliados, menor será a força final por eles liberada<sup>1, 2, 3, 4, 9, 11, 12, 13, 14, 15, 18, 19, 22, 25, 26, 27, 29, 31, 32, 33, 34, 35, 43, 51, 52, 57</sup>.

Apesar de não ter sido uma das proposições deste trabalho a comparação da intensidade da força liberada pelos elastômeros em cadeia distendidos a 50% de seu comprimento inicial com a força ideal recomendada para a movimentação dentária, ao analisarmos a intensidade das forças liberadas pelos elastômeros no período de 3 semanas, conforme relacionado na Tabela 1 (folha 56), verificamos que as variações encontradas para os elastômeros das marcas AO (181,51 gf a 162,83 gf para saliva artificial e 183,29 gf a 144,65 gf para o meio bucal) e as variações encontradas para os elastômeros da marca 3MU (164,43 gf a 134,21 gf para saliva artificial e 167,91 gf a 108,28 gf para o meio bucal) encontram-se dentro dos níveis de força ideais sugeridos por STOREY e SMITH (*apud* REITAN e RYGH<sup>45</sup>), QUINN e YOSHIKAWA<sup>42</sup>, PROFFIT<sup>41</sup> e BOESTER e JOHNSTON<sup>10</sup>, que variavam de 100 gf a 300 gf. Apesar desta comparação ser realizada em diversos trabalhos que avaliaram as características mecânicas dos elastômeros em cadeia, deve-se ter em mente que os fatores abordados nas pesquisas *in vivo* são muito mais complexos que os fatores envolvendo os trabalhos em laboratório, o que dificulta a comparação direta dos resultados.

Foram observadas variações entre os níveis de forças liberadas, quando consideradas as variações em função do meio no qual os elastômeros foram testados. Os valores do desvio-padrão apresentados pelos elastômeros imersos em saliva artificial foram mais baixos que a maioria dos valores apresentados pelo grupo meio bucal, sugerindo a presença de uma quantidade menor de fatores influenciando a variação das forças observadas para os ensaios *in vitro*. Porém, quando mantidos em meio bucal, é possível observar uma maior variação nas



médias das forças geradas pelos elastômeros das duas marcas. Provavelmente, esta variação observada para os elastômeros mantidos em meio bucal ocorreu devido às inúmeras alterações que o próprio meio bucal pode sofrer, como alterações na temperatura, nas características salivares como volume, o pH e a composição enzimática, além de fatores relacionados com a composição da dieta, a mastigação e a escovação dentária. Os elastômeros avaliados em meio bucal obtiveram as menores forças após 3 semanas, quando comparados com as respectivas marcas testadas em saliva artificial, como pode ser observado na Tabela 1 (folha 56) e Gráfico 1 (folha 55).

## **6.2 Análise do percentual de degradação das forças liberadas**

Antes de iniciar a comparação dos resultados apresentados no presente trabalho com os valores descritos na literatura, deve-se observar que estes valores expressam o percentual de degradação apresentado para um determinado período de tempo avaliado, ao contrário de vários trabalhos consultados que apresentam a degradação com o percentual de força restante, comparado à força inicial para um determinado período de tempo. E para permitir a comparação com os autores consultados, consideramos os valores absolutos dos percentuais relatados, uma vez que nenhum dos trabalhos apresentados na literatura relatou valores de força durante os períodos de tempo avaliados maiores que em 0h, opondo-se aos achados deste estudo.

Em relação ao comportamento dos elastômeros em função do tempo de permanência nos respectivos meios, todos os grupos avaliados apresentaram percentuais de degradação das forças liberadas menores após 3 semanas, quando comparados com os percentuais observados após 1 hora. DE GENOVA *et al.*<sup>15</sup> observaram médias de degradação para elastômeros de marcas diferentes que variaram de 28,8 a 41,1% (1h), 53,3 a 73,2% (24h), 42,1 a 58% (1s) e 44,0 a 60,9% (3s). Esses resultados concordam com o presente trabalho, onde os percentuais de degradação de forças não foram constantes para os períodos de tempo avaliados. Embora a variação dos percentuais de degradação não tenha sido constante em função dos períodos de tempo avaliados, ainda constatou-se a mesma tendência apresentada na literatura, onde quanto maior o tempo de permanência dos elastômeros em cadeia nos meios avaliados, maior será o percentual de degradação por eles apresentados <sup>1, 2, 3, 4, 9, 11, 12, 13, 14, 15, 18, 19, 22, 25, 26, 27, 29, 31, 32, 33, 34, 35, 43, 51, 52, 57</sup>.

Ainda analisando o comportamento dos elastômeros em função do tempo de permanência nos meios utilizados, torna-se importante a observação do comportamento das amostras após o período de 1 hora. Esta importância deve-se aos relatos existentes na literatura onde se afirma que os maiores percentuais de degradação por unidade de tempo ocorrem nas primeiras horas após o início dos testes. No presente trabalho, conforme apresentado na Tabela 5 (folha 62) e no Gráfico 2 (folha 63), verificou-se que o percentual de degradação das forças variou de 0,51%, apresentando um aumento de força, a -5,29% no período equivalente a 1h, sendo que os maiores valores foram encontrados no meio bucal (AO= -5,29 gf e 3MU= -4,98 gf). A média geral observada por todas as amostras no período de 1 hora foi de -4,12%, como pode ser visto na Tabela 8 (folha 65). Em relação às médias de degradação no período de 1 hora, todos os autores apresentaram valores de degradação maiores que os encontrados neste trabalho. Mesmo os trabalhos que avaliaram períodos de tempo próximos ao inicial, mas diferentes de 1 hora apresentaram a mesma tendência. Entre os trabalhos, os menores valores foram os apresentados por JOSSEL, LEISS e REKOW<sup>27</sup>, em que os elastômeros da marca AO demonstraram redução de 15% na força observada após 1 hora. Já ANDREASEN e BISHARA<sup>1</sup> apresentaram redução da força em torno de 55,7%, BISHARA e ANDREASEN<sup>9</sup> apresentaram redução de 34,3% a 50,2% para a marca 3MU, dependendo da quantidade de estiramento das amostras e LU *et al.*<sup>32</sup> apresentaram redução da força em torno de 41,1%, para as amostras da marca AO. ARAÚJO<sup>2</sup>, em um estudo que avaliou o efeito do pré-estiramento sobre os elastômeros em cadeia, obteve redução dos valores de 34,98% para a marca AO e de 40,16% para a marca 3MU, em amostras pré-estiradas por 48 horas em água destilada e mantidas estiradas em meio de saliva artificial. REAL<sup>43</sup> observou a mesma tendência, ao realizar estudo avaliando as mesmas marcas e meios que o presente trabalho. Observou também uma média geral de redução das forças de 22,87%, sendo que as amostras avaliadas no meio saliva artificial apresentaram reduções médias de 12,04% para a marca AO e de 16,31% para a marca 3MU. Já as amostras avaliadas pela mesma autora em meio bucal obtiveram valores médios de degradação das forças mais expressivas, de 30,41% para a marca AO e de 32,71% para a marca 3MU. ASH e NIKOLAI<sup>4</sup> observaram reduções de 48% após 1 hora, quando avaliaram amostras da marca 3MU no meio bucal. O maior valor de degradação apresentado para o período de 1 hora foi de 79%, relatado por WONG<sup>57</sup>. Por se tratar de um trabalho realizado em 1976, os resultados obtidos por WONG<sup>57</sup> podem expressar a utilização de elastômeros de qualidade inferior, quando comparados aos disponíveis no mercado atualmente, os quais apresentam materiais e tecnologia de fabricação atuais.

Alguns autores encontraram os maiores percentuais de degradação por unidade de tempo após o período de 1 hora. DE GENOVA *et al.*<sup>15</sup> concluíram que as amostras apresentaram um incremento mais acentuado nos valores de degradação após 8 horas, mas os valores apresentados após 1 hora também foram significativos, variando entre 37,9% e 25,0%, para elastômeros de marcas diferentes dos avaliados neste trabalho. KUSTER, INGERVAL e BURGIN<sup>31</sup> observaram valores de redução mais expressivos após 2 horas, de 24% para amostras da marca 3MU avaliadas *in vitro*. Observaram também que para os elastômeros da mesma marca avaliados no meio bucal, a redução proporcionalmente mais acentuada ocorreu após 8 horas, com valores de 44%. HERSHEY e REYNOLDS<sup>22</sup> relataram reduções mais expressivas após 24 horas, mas apresentaram valores de degradação após 1 hora em torno de 36%. Confirmando a tendência de degradação acentuada dos elastômeros em cadeia já nas primeiras horas após a sua utilização, MATTA<sup>33</sup> e MATTA e CHEVITARESE<sup>34,35</sup> apresentaram valores de redução de força após 4 horas de 20,5% a 37,2%, que alcançavam valores de 34,7% a 52,3% após 24 horas.

A grande variação apresentada pelas médias dos percentuais de degradação das forças também foi observada quando foram avaliados, individualmente, os valores da variação percentual para cada uma das amostras. Variações semelhantes foram observadas por ARAÚJO<sup>2</sup> e REAL<sup>43</sup>, sendo as alterações mais expressivas relatadas pela primeira autora, que também avaliou amostras de elastômeros em cadeia pré-estirados. Este comportamento talvez possa ser atribuído a alguma alteração específica na fabricação destes carretéis de elastômeros, conforme observado e relatado nos estudos realizados por BERTL e DROSCHL<sup>7</sup> e JOSSEL, LEISS e REKOW<sup>27</sup>.

Entre as várias comparações possíveis a respeito da degradação dos elastômeros em cadeia em função do tempo de permanência nos meios testados, a mais importante clinicamente é a avaliação do percentual de variação após 3 semanas. Sua importância se deve ao fato de que este período de tempo coincide com o geralmente utilizado pelos ortodontistas entre cada avaliação e troca dos segmentos de elastômeros em cadeia utilizados nos pacientes em tratamento. E como já foi descrito anteriormente, os valores de força gerados após 3 semanas devem apresentar intensidade suficiente para a continuidade da movimentação dos caninos, para que haja a otimização da movimentação dentária. A média geral de degradação das forças obtidas pelos elastômeros em cadeia analisados foi de 19,50% após 3 semanas, conforme apresentado na Tabela 8, folha 65. Ao se avaliar os grupos individualmente, após 3 semanas, observaram-se médias de degradação de -10,29% e -14,46%, respectivamente, para os elastômeros das marcas AO e 3MU testados no meio saliva artificial. Já as amostras

submetidas ao meio bucal apresentaram percentuais de degradação equivalentes a -17,60% (AO) e de -35,64% (3MU). A grande maioria dos autores consultados apresenta valores médios de degradação das forças, após 3 semanas, maiores que as descritas neste trabalho. Os maiores valores foram apresentados por WONG<sup>57</sup> ao observar o comportamento das amostras da marca 3MU imersas em água, que apresentaram média de 79%; ANDREASEN e BISHARA<sup>1</sup>, avaliaram elastômeros da marca 3MU nos meios ar e água, apresentando degradação de 77%; ASH e NIKOLAI<sup>4</sup>, após testarem a marca 3MU, obtiveram valores médios de 77% no meio água e 75% no meio bucal e MATTA<sup>33</sup> e MATTA e CHEVITARESE<sup>34,35</sup> após a avaliação, em meio composto por saliva artificial, da marca 3MU, obtiveram média de 71,7% e da marca AO tipo *memory* que apresentou média de 54,1%. Outros autores também apresentaram valores mais elevados após 3 semanas quando comparados ao presente estudo. KILLIANY e DUPLESSIS<sup>29</sup> encontraram valores médios de 67,2% para elastômeros da marca AO. KUSTER, INGERVAL e BURGIN<sup>31</sup> obtiveram médias, para amostras da marca 3MU, de 26% e 27% para o meio ar e de 55% e 46% para o meio bucal. LU *et al.*<sup>32</sup> ao avaliarem amostras da marca AO no meio água, obtiveram valores em torno de 64,4%. Ao avaliarem elastômeros da marca 3MU no meio água, BISHARA e ANDREASEN<sup>9</sup> e HERSHEY e REYNOLDS<sup>22</sup> encontraram valores de degradação, respectivamente, equivalentes a 58,7% e 34%. CARDOSO<sup>13</sup> e CARDOSO e MENDES<sup>14</sup> encontraram média de 32,55% para a marca AO e de 47,03% para a marca 3MU. ARAÚJO<sup>2</sup>, ao avaliar amostras das marcas 3MU e AO do tipo *memory*, submetidas previamente ao procedimento de pré-estiramento, obteve médias que variaram entre 33,4% e 46,62%. Já REAL<sup>43</sup> obteve valores de degradação para o meio saliva artificial de 32,52% (marca AO) e de 46,85% (marca 3MU), enquanto observou médias de 44,66% e de 40,82%, respectivamente, para amostras das marcas AO e 3MU avaliadas no meio bucal. Os valores mais próximos aos encontrados neste trabalho para o período de 3 semanas foram obtidos por BRANTLEY *et al.*<sup>11</sup>, ao realizar o pré-estiramento em elastômeros das marcas 3MU e Ormco, que apresentaram médias entre 21,4% e 18,3%. Pode-se considerar que a grande variação dos valores apresentados pelos autores consultados deveu-se à grande variedade de marcas, meios analisados, além das variações metodológicas observadas.

Para a determinação da marca que obteve o melhor desempenho nos testes realizados, devemos considerar alguns fatores, como as médias das forças liberadas ao início e ao final de 3 semanas, seu comportamento nos dois meios avaliados e os percentuais de degradação de força apresentados, principalmente após 3 semanas. Os valores de forças iniciais não devem exceder aqueles sugeridos pelos autores como valores adequados para a movimentação dos

caninos, pois segundo ROCK, WILSON e FISHER<sup>47</sup> os níveis elevados de força inicial podem causar danos ao ligamento periodontal. Tanto os níveis médios de forças iniciais, quanto os apresentados após 3 semanas, gerados pelos elastômeros avaliados, estão dentro dos valores sugeridos por BOESTER e JOHNSTON<sup>10</sup>; PROFFIT<sup>41</sup>; QUINN e YOSHIKAWA<sup>42</sup>; REITAN<sup>44</sup>; STOREY e SMITH (*apud* REITAN e RYGH<sup>45</sup>) e WILLIAMS<sup>56</sup>, onde forças entre 100gf e 300gf seriam ideais para a promoção da movimentação dos caninos, conforme comentado anteriormente e observado na Tabela 1 (folha 56) e no Gráfico 1 (folha 55).

Vários estudos mostraram que, quando o meio no qual as cadeias elásticas estão envolvidas sofre qualquer tipo de alteração, suas propriedades são influenciadas, afetando o percentual de degradação das forças liberadas por estes materiais<sup>12, 15, 18, 19, 51, 34, 35, 43</sup>. ASH e NIKOLAI<sup>4</sup>; KUSTER, INGERVAL e BÜRGIN<sup>31</sup> e REAL<sup>43</sup> observaram em seus trabalhos que a degradação da força liberada pelos elastômeros em cadeia ocorre de maneira mais rápida e mais intensa nos testes realizados no meio bucal do que nos testes laboratoriais. Os resultados encontrados neste estudo confirmam estes achados para todos os períodos de tempo, quando comparados os elastômeros de uma mesma marca, exceto para o período de 24 horas, onde as amostras da marca AO obtiveram desempenho melhor no meio bucal.

BISHARA e ANDREASEN<sup>9</sup>, em um dos primeiros trabalhos sobre as propriedades de materiais elastoméricos, avaliaram elastômeros em cadeia do tipo K1 Standard Alastiks, da Unitek, que apresentaram degradação de 34,3 %, 39,6%, 48,0 % e 58,7 % nos intervalos de 1h, 24h, 1s e 3s, respectivamente. Estes elastômeros apresentavam inicialmente 15mm, e foram estirados a 146% do comprimento inicial. Quando esses elastômeros foram estirados a 266%, apresentaram valores de degradação de 50,2%, 60,0%, 63,3% e 67,2%, respectivos aos mesmos intervalos de tempo. Esses valores são superiores aos encontrados no presente trabalho para a marca 3MU no meio SA (0,51%, -1,83%, -12,53%, -14,46%), onde as amostras pertencem a categorias de elastômeros mais recentes e onde houve estiramento menor que os realizados pelos autores citados acima. HERSHEY e REYNOLDS<sup>22</sup> obtiveram valores de degradação em torno de 36% na primeira hora, 53% em 24 horas e 58% em 6 semanas, para elastômeros mantidos estirados em água destilada, a 37° C. KUSTER, INGERVALL e BÜRGIN<sup>31</sup> testaram elastômeros Alastik CI, da Unitek, obtendo degradações de 14%, 20%, 24% e 27% para tempos de 2h, 24h, 1s e 3s, onde os elastômeros permaneceram em ambiente seco, à temperatura ambiente, sendo estirados em 180% do comprimento inicial. Porém, ao serem estirados a 215%, obtiveram valores de degradação em torno de 16%, 23%, 25% e 27%, para os mesmos períodos. ASH e NIKOLAI<sup>4</sup> avaliaram os elastômeros Alastik CK e Alastik K-1, da Unitek. Quando foram estirados em água a 37° C,

obtiveram valores de degradação de 47% (1h), 58% (24h), 60% (1s) e 67% (3s), para o tipo Alastik CK, e 48% (1h), 58% (24h), 62% (1s) e 66% (3s), para o tipo Alastik K-1, apresentando assim valores superiores aos apresentados nesta pesquisa. CARDOSO<sup>13</sup> e CARDOSO e MENDES<sup>14</sup>, ao comparar as marcas de elastômeros AO e 3MU, encontraram diferenças significativas entre as referidas marcas, em que os elastômeros da marca 3MU obtiveram um percentual de degradação 8,26% maior que o da AO.

REAL<sup>43</sup> obteve melhores resultados laboratoriais para a marca AO, enquanto os melhores resultados clínicos foram obtidos pela marca 3MU, após 3 semanas. Esses resultados são diferentes dos obtidos no presente estudo, onde a marca AO obteve as melhores médias após 3 semanas, tanto nos ensaios *in vitro* quanto nos testes *in vivo*. Estes últimos resultados estão de acordo com os resultados de AREAS<sup>3</sup>; MATTA<sup>33</sup> e MATTA e CHEVITARESE<sup>34,35</sup>, ao constatarem que os elastômeros da marca AO obtiveram melhores resultados de degradação das forças liberadas. Porém, estão em desacordo com FERRITER, MEYER e LORTON<sup>18</sup> que obtiveram menores percentuais de degradação para os elastômeros da marca 3MU.

Em nosso estudo, os elastômeros da marca AO obtiveram os melhores resultados entre as marcas testadas, mesmo sem apresentar diferenças estatisticamente significativas em alguns períodos de tempo avaliados, quando comparados à marca 3MU, conforme observado na Tabela 1 (folha 56) e no Gráfico 1 (folha 55). Os elastômeros da marca AO pertencentes ao grupo SA apresentaram percentuais de degradação de -6,70% (1h), -1,00% (24h), -6,48% (1s) e -10,29% (3s). Resultados que indicam o melhor desempenho comparativo da marca AO foram encontrados por JOSELL, LEISS e REKOW<sup>27</sup>, que ao avaliar os elastômeros American Orthodontics Memory Chain, obtiveram valores percentuais de degradação aproximados de 15% (1h), 30% (24h), 35% (1s) e 40% (4s), quando os elastômeros foram estirados em aproximadamente 200% e mantidos imersos em solução de saliva artificial à temperatura ambiente. A utilização de um mesmo grupo de amostras que foram medidas várias vezes, durante os experimentos realizados por esses autores, pode explicar as diferenças observadas quando se comparam os resultados, uma vez que cada grupo foi formado por amostras diferentes no presente trabalho. Os elastômeros American Orthodontics Memory Chain obtiveram os melhores resultados, quando comparados aos elastômeros American Orthodontics regulares e aos elastômeros da marca Unitek, no trabalho realizados por MATTA<sup>33</sup> e MATTA e CHEVITARESE<sup>34,35</sup>, que obtiveram percentuais de degradação da força de 20,5% (4h), 34,7% (24h), 45,5% (1s) e 54,1% (3s), sendo estes valores superiores aos encontrados em nosso estudo. Por outro lado, WONG<sup>57</sup>, ao avaliar os elastômeros Alastik

C2, da Unitek, encontrou valores percentuais elevados de degradação, alcançando 73% na primeira hora e 79% após 3 semanas. Algumas características da metodologia podem ser responsáveis por esta diferença. Além de avaliar elastômeros comuns, anteriores ao advento dos elastômeros energizados, o autor utilizou o mesmo grupo de amostras para realizar as medições em vários períodos de tempo, promovendo estiramentos sucessivos. Esta prática pode induzir à diminuição da força liberada pelos elastômeros. Além disso, os corpos de prova utilizados continham somente 2 elos que foram estirados a 17mm, induzindo estiramento muito superior a 50%, fator este que comprovadamente acentua a degradação de forças dos elastômeros em cadeia e conforme considerado por LU *et al.*<sup>32</sup> e ROCK, WILSON e FISHER<sup>47</sup>.

O desempenho das marcas de elastômeros avaliadas pode variar de acordo com o tipo de material utilizado na sua fabricação. Isso porque os dois fabricantes dos elastômeros testados classificam seus produtos como energizados, indicando que são compostos por matéria prima diferenciada dos seus concorrentes. Essas modificações seriam responsáveis pela melhora das propriedades físicas desses materiais, principalmente a redução da degradação das forças liberadas pelos mesmos.

Ao avaliar elastômeros American Orthodontics Plastic Chain (não energizados), LU *et al.*<sup>32</sup> obtiveram valores de degradação aproximados de 41,1% (1h), 54,7% (24h), 56,9% (1s) e 64,4% (3s), quando estirados após serem mantidos imersos em água à temperatura de 37° Celsius, superiores ao obtidos pelos elastômeros energizados. KILLIANY e DUPLESSIS<sup>29</sup> obtiveram resultados semelhantes para os mesmos tipos de elastômero da marca American Orthodontics. Porém, ao comparar elastômeros energizados das marcas AO e 3MU, apresentando cadeias de configuração aberta média, FERRITER, MEYER e LORTON<sup>18</sup> obtiveram melhores resultados para a marca Unitek, ao final de 4 semanas. MATTA<sup>33</sup> e MATTA e CHEVITARESE<sup>34,35</sup> também obtiveram melhores desempenhos dos elastômeros energizados quando comparados aos similares não energizados.

Com relação ao procedimento de pré-estiramento, os resultados obtidos neste trabalho são similares aos obtidos pelos autores que avaliaram elastômeros submetidos ao mesmo processo. BRANTLEY *et al.*<sup>11</sup>; STORIE, REGENNITTER e FRAUNHOFER<sup>52</sup>; YOUNG e SANDRIK<sup>58</sup>; FRAUNHOFER, COFFELT e ORBELL<sup>19</sup>; BROOKS e HERSHEY<sup>12</sup>; SOARES<sup>49</sup> e ARAÚJO<sup>2</sup> afirmam que o pré-estiramento reduz as forças iniciais geradas e diminuem os valores percentuais de degradação das forças em função do tempo. Esta tendência foi observada no presente trabalho e quando os percentuais obtidos no mesmo após 3 semanas (AO SA= -10,29%, AO MB= -17,60%, 3MU SA= -14,46% e 3MU MB= -35,64%)

foram comparados com os respectivos meios e marcas obtidos por REAL<sup>43</sup> (AO SA= 32,52%, AO MB= 44,66%, 3MU SA= 46,85% e 3MU MB= 40,82%), todos os valores apresentados pelas amostras submetidas ao pré-estiramento demonstraram-se menores que os seus equivalentes não submetidos ao tratamento.

REAL<sup>43</sup>, ao avaliar grupos com as mesmas características do presente estudo, porém não submetidos ao pré-estiramento, obteve percentual médio geral de degradação das forças, após 3 semanas de 41,21%, sendo este diferente estatisticamente quando comparado aos demais períodos de tempo. Já a média geral de degradação obtida pelos elastômeros em cadeia analisados neste trabalho (-19,50%), conforme apresentado na Tabela 8 (folha 65), foi aproximadamente a metade do valor obtido por REAL<sup>43</sup> após o mesmo período de tempo. Podemos observar que as amostras submetidas ao pré-estiramento obtiveram resultados menores quando comparados aos elastômeros não pré-estirados. Essas observações sugerem que o procedimento de pré-estiramento reduz as médias de degradação das forças liberadas pelos elastômeros em cadeia, embora não possamos comparar e comprovar estatisticamente esta afirmação.

A literatura apresenta estudos realizados a partir de diferentes metodologias, fornecendo resultados variados quando avalia o grau de degradação das forças liberadas por elastômeros em cadeia. Isto torna muito difícil a realização de comparações diretas dos resultados, que são derivados dos inúmeros fatores envolvidos na alteração das características químicas e físicas dos materiais elastoméricos. Além disso, são escassos os trabalhos que avaliam o grau de degradação da força sofrida por elastômeros que passaram por processos de pré-estiramento.

A transferência dos resultados apresentados neste trabalho para a prática clínica deve ser realizada com a devida atenção, uma vez que os estudos laboratoriais sempre buscam respostas a perguntas muito específicas, determinadas pelos autores.

Além disso, os testes *in vitro* trazem certa contradição durante a escolha da metodologia a ser utilizada. Estes, ao admitirem o maior número de variáveis possível, aumentam a complexidade da análise estatística e dificultam a obtenção de conclusões sobre os resultados, dado o número muito grande de fatores que os influenciaram. Porém, se ao contrário, for limitado o número de variáveis, os fatores responsáveis pela variação dos resultados podem ser isolados, permitindo chegar a conclusões mais seguras, mas gerando valores cada vez mais distantes dos obtidos através de teste clínicos.

Mas os próprios ensaios *in vivo* podem sofrer uma série de interferências de fatores que, mesmo quando identificados, podem influenciar os resultados de forma variável,



conforme demonstrado neste trabalho. Faz-se necessária a continuação destes estudos, para que possamos conhecer cada vez mais estes fatores e para que o conhecimento gerado auxilie na produção de materiais que apresentem as melhores propriedades físicas a serem utilizadas como auxiliares durante o tratamento ortodôntico.

## 7 CONCLUSÃO

Ao avaliar o desempenho clínico e laboratorial dos elastômeros em cadeia, submetidos ao procedimento de pré-estiramento, constatou-se que:

- a) No tempo zero hora, os valores médios das forças geradas pelos elastômeros da marca AO foram maiores que os gerados pelos elastômeros da marca 3MU, tanto em meio bucal quanto em saliva artificial, sendo estas diferenças estatisticamente significativas para os elastômeros imersos em saliva artificial. No final de 3 semanas, a força média gerada pelos elastômeros da marca AO, mantidos em meio saliva artificial e em meio bucal, foram maiores do que as geradas pelos elastômeros da marca 3MU, sendo estas diferenças estatisticamente significativas para os elastômeros imersos em saliva artificial;
- b) Os elastômeros das marcas AO e 3MU apresentaram uma grande variação nos percentuais de degradação durante o período de 3 semanas. Esta variação foi observada tanto para os elastômeros mantidos em meio bucal quanto para os imersos em saliva artificial. Para o período de 3 semanas, os valores médios dos percentuais de degradação das forças geradas foram maiores em meio bucal do que os valores encontrados no meio saliva artificial. Porém foi observada diferença estatisticamente significativa somente para os elastômeros imersos em saliva artificial;
- c) Quando mantidos em saliva artificial, os elastômeros das marcas AO e 3MU apresentaram performance mais constante que a observada para os elastômeros mantidos em meio bucal. Os grupos avaliados no meio bucal apresentaram os maiores valores médios para os percentuais de degradação das forças geradas ao final do período de 3 semanas;
- d) Os elastômeros da marca AO obtiveram melhores resultados em relação aos elastômeros da marca 3MU. No meio saliva artificial, após 3 semanas, a marca AO apresentou maior valor médio das forças geradas e menor percentual médio de degradação, quando comparada com a marca 3MU, sendo as diferenças estatisticamente significativas. A tendência apresentada no meio saliva artificial, após 3 semanas, também foi observada nos grupos avaliados no meio bucal. Mas apesar das variações numéricas apresentadas pelas duas marcas de elastômeros, essas diferenças não foram consideradas estatisticamente significativas. Ambas as

marcas de elastômeros apresentaram valores médios das forças geradas suficientes para a promoção da movimentação dentária durante o período analisado.

## REFERÊNCIAS

1. ANDREASEN, G.F.; BISHARA, S.E. Comparison of alastik chains with elastics involved with intra-arch molar to molar forces. **Angle Orthod.**, Appleton, v. 40, n. 3, p.151-158, Jul.1970.
2. ARAÚJO, A.C. **Avaliação das forças liberadas por elásticos ortodônticos em cadeia submetidos aos procedimentos de pré-estiramento.** 2000. 70 p. Monografia (Especialista em Odontologia–Ortodontia) - Faculdade de Odontologia, Universidade do Estado do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro. Orientador: Prof. Dr. Alvaro de Moraes Mendes.
3. AREAS, A.C. **Avaliação da liberação inicial de forças por elásticos em cadeia submetidos à ação química de soluções de glutaraldeído a 2%.** 1999. 40 p. Monografia (Especialista em Odontologia–Ortodontia) - Faculdade de Odontologia, Universidade do Estado do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro. Orientador: Prof. Dr. Alvaro de Moraes Mendes.
4. ASH, J.L.; NIKOLAI, R.J. Relaxation of orthodontic elastomeric chains and modules in vitro and in vivo. **J. Dent. Res.**, Baltimore, v. 56, n. 5-6, p. 685-690, May/Jul.1978.
5. BATY, D.L.; STORIE, D.J.; FRAUNHOFER, J.A. Synthetic elastomeric chains: a literature review. **Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.**, St. Louis, v.105, n.6, p. 536-542, Jun. 1994.
6. BATY, D.L.; VOLZ, J.E.; FRAUNHOFER, J.A. Force delivery properties of colored elastomeric modules. **Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.** St. Louis, v. 6, n. 1, p. 40-46, Jul.1994.
7. BERTL, W.H.; DROSCHL, H. Forces produced by orthodontic elastics as a function of time and distance extended. **Eur. J. Orthod.**, London, v.8, 1986. p. 198-201.
8. BILLMEYER, F.N. Jr. **Textbook of polymer science.** 3a. ed. New York: John Wiley & Sons, 1980. 578 p.

9. BISHARA, S.E.; ANDREASEN, G.F. A comparison of time related forces between plastic alastiks and latex elastics. **Angle Orthod.**, Appleton, v.4, n.4, p.319-328, Oct. 1970.
10. 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.
11. BRANTLEY, W.A.; SALANDER, S.; MYERS, C.L., WINDERS, R.V. Effect of prestretching on force degradation characteristics of plastic modules. **Angle Orthod.**, Appleton, v .49, n.1, p. 37-43, Jan.1979.
12. BROOKS,D.G.; HERSHEY, H.G. Effects of heat and time on stretched plastic orthodontic modules. **J. Dent. Res.** (abstr.): Special Issue B, Baltimore, v.55, 1976.
13. CARDOSO, M. A. **Avaliação das forças liberadas por elásticos ortodônticos em cadeia esterilizados com soluções de glutaraldeído.** 2000. 138 f. Monografia (Especialista em Odontologia–Ortodontia) - Faculdade de Odontologia, Universidade do Estado do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro. Orientador: Prof. Dr. Alvaro de Moraes Mendes.
14. CARDOSO, M. A.; MENDES, A.M. Avaliação das forças liberadas por elásticos ortodônticos em cadeia esterilizados com soluções de glutaraldeído. **Ortodontia Gaúcha**, Porto Alegre, v.5, n.2, p. 100-111, jul/dez 2002.
15. DE GENOVA, D.C.D.; McINNES-LEDOUX, P.; WEINBERG, R.; SHAYE, R. Force degradation of orthodontic elastomeric chains – a product study. **Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.**, St. Louis, v .87, n .5, p . 377-384, May 1985.
16. DRESCHER, D.; BOURAUUEL, C.; SCHUMACHER,H. Frictional forces between bracket and arch wire. **Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.**, St. Louis, v.96, n.5, p. 397-404, Nov. 1989.
17. EMIC Equipamentos e sistemas de ensaios LTDA. **Manuais da linha DL/DL 500 MF.** 2a. ed. Curitiba: EMIC, 1999. 54 p.

18. FERRITER, J.P.; MEYER,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. 8, n. 5, p.404-410, Nov.1990.
19. FRAUNHOFER, J.A.; COFFEL,M.T.P.; 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. 265-274, Oct./Nov./Dec.1992.
20. GARNER, L.D.; ALLAI, W.W.; MOORE, B.K. A comparison of frictional forces during simulated canine retraction of a continuous edgewise arch wire. **Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.**, St. Louis, v.90, n.3, p. 199-203, Sept. 1986.
21. GRASSI, V.; MERLATI, G.; MENGUINI, P. Elastomeric chains in orthodontics. An in vitro evaluation of ten different types. **Minerva Stomatol**, Italy, v. 50, n. 11-12, Nov/Dec 2001. Disponível em: <[bireme.org.br](http://bireme.org.br)>. Acesso em: 17 nov. 2003. Abstract.
22. HERSHEY, H.G.; REYNOLDS, G.W. The plastic module as an orthodontic tooth-moving mechanism. **Am. J. Orthod.**, St. Louis, v. 67, n. 5, p.554-562, May 1975.
23. HIXON, E.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.1, p. 437-457, May 1969.
24. HOLMES,J.; BARKER,M.K.; WALLEY,E.K.; TUNCAY,O.C. Cytotoxicity of orthodontic elastics. **Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.**, St. Louis, v.104, n.2, p. 188-191, Aug.1993.
25. HUGET, E.F.; PATRICK, K.S.; NUNEZ, L.J. Observations on the elastic behavior of a synthetic orthodontic elastomer. **J. Dent. Res.**, Baltimore, v. 69, n. 2, p. 496-501, Nov.1990.
26. JEFFRIES, C.L.; FRAUNHOFER, J.A . The effects of 2% alkaline glutaraldehyde solution on the elastic properties of elastomeric chain. **Angle Orthod.**, Appleton, n. 1, p. 25-30, Jan./Feb./Mar.1991.

27. JOSSEL, S.D.; LEISS, J.B.; REKOW, D. Force Degradation in Elastomeric Chain. **Seminars in Orthodontics.**, Birmingham, v. 3, n. 3, p. 189-197, Sept.1997.
28. KAPILA, S. Commentary: Characteristics of elastomeric chains. **Angle Orthod.**, Appleton, v.64, n.6, p. 465-466, Nov./Dec.1994.
29. KILLIANY, D.M.; DUPLESSIS, J. Relaxation of elastomeric chains. **J. Clin. Orthod.**, Boulder, v .19, n.8, p. 592-593, Aug.1985.
30. KOVATCH, J.S.; LAUTENSCHLAGER, E.P.; APFEL, D.A .; KELLER, J.C. Load-extension-time behavior of orthodontic elastiks. **J. Dent. Res.**, Baltimore, v.55, n.5, p.783-786, Sept./Oct.1976.
31. KUSTER, R.; INGERVALL, B.; BÜRGIN,W. Laboratory and intra-oral tests of the degradation of elastic chains. **Eur. J. Orthod.**, London, v.8, 1986. p. 202-208.
32. LU, C.T.; WANG, W.N.; TARNG, T.H.; CHEN, J.W. Force decay of elastomeric chain- A serial study. **Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.**, St. Louis, v. 104, n.4, p. 373-377, Oct.1993.
33. MATTA, E.N.R. **Avaliação laboratorial da deformação plástica e da capacidade de liberação de força por elásticos plásticos.** 1996. 86 p. Dissertação (Mestrado em Odontologia-Ortodontia)- Faculdade de Odontologia, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro.
34. MATTA, E.N.R.; CHEVITARESE, O . Avaliação laboratorial da força liberada por elásticos plásticos. **Rev. S.B.O.**, Rio de Janeiro, v. 4, n. 4, p.131-136, ago.1997.
35. MATTA, E.N.R.; CHEVITARESE, O . Deformação plástica de elásticos ortodônticos em cadeia: estudo in vitro. **Rev. S.B.O.**, Rio de Janeiro, v.3, n.5, p.188-120, ago.1997.
36. MILES, D.C.; BRISTON, J.H. **Polymer technology.** London: Temple Press Books, 1965. 444 p.
37. MORTON, M. **Rubber technology.** 3a. ed. Londres: Chapman & Hall, 1995. 638 p.
38. MOYERS, R.E. **Ortodontia.** 4a. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1991. 483 p.

39. PERSSON, M.; KILIARIDIS, S.; LENNARTSSON, B. Comparative studies on orthodontic elastic threads. **Eur. J. Orthod.**, London, v .5, p. 157-166, 1983.
40. PHUA, S.K.; CASTILLO, E.; ANDERSON, J.M.; HILTNER, A . Biodegradation of a poliurethane in vitro. **J. Biomed. Mater. Res.** v .21, p .231-246, Mar.1987.
41. PROFFIT, W.R. **Ortodontia Contemporânea**. 2a. ed. Rio de Janeiro: Guanabara-Koogan, 1995. 596 p.
42. QUINN, R.S.; YOSHIKAWA, D.K. A reassessment of force magnitude in orthodontics. **Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.**, St. Louis, v.88, n.3, p. 252-260, Sept.1985.
43. REAL, M. L. N. P. C. **Estudo clínico e laboratorial da intensidade e percentual de degradação das forças geradas por elásticos ortodônticos em cadeia**. 2002. 95 p. Dissertação (Mestrado em Odontologia-Ortodontia)- Faculdade de Odontologia, Universidade do Estado do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro. Orientador: Prof. Dr. Alvaro de Moraes Mendes.
44. REITAN, K. Some factors determining the evaluation of force in orthodontics. **Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.**, St. Louis, v. 43, n.1, p. 32-45, Jan. 1957.
45. REITAN, K.; RYGH, P. Princípios e reações biomecânicas. In: GRABER, T.M. **Ortodontia princípios e técnicas atuais**. 2a. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1994. p. 88-174.
46. RIO DE JANEIRO. Universidade do Estado do Rio de Janeiro. Centro Biomédico. Faculdade de Odontologia/ Comissões de pós-graduação e de biblioteca da FO-UERJ. **Normas para a elaboração de trabalhos acadêmicos na Faculdade de Odontologia da UERJ**, 22 p., 2002.
47. ROCK, W.P.; WILSON, H.J.; FISHER, S.E. A laboratory investigation of orthodontic elastomeric chains. **Br. J. Orthod.** v .12, p. 202-207, Dec.1985.
48. SANTANA, M.J. **Elásticos intra-orais usados no tratamento ortodôntico**. 1977. 41 p. Dissertação (Mestrado em Ciências-Ortodontia)- Faculdade de Odontologia, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro.



49. SOARES, C.M.O. **Avaliação das forças geradas por elásticos em cadeia submetidos à procedimentos manuais de pré-estiramento.** 2001. 70 p. Monografia (Especialista em Odontologia–Ortodontia) - Faculdade de Odontologia, Universidade do Estado do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro. Orientador: Prof. Dr. Alvaro de Moraes Mendes.
50. SONIS, A.L.; VAN DER PLAS, E.; GIANELLY, A. A comparison of elastomeric auxiliaries versus elastic thread on premolar extraction site closure: an in vivo study. **Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.**, St. Louis, v .89, n .1, p. 73-78, Jan.1986.
51. STEVENSON; S.J., KUSY, P.R. Force application and decay characteristics of untreated and treated polyurethane elastomeric chains. **Angle Orthod.**, Appleton, v. 64, n. 6, p. 455-467, Apr.1994.
52. STORIE, D.J.; ROGENNITTER, F.; FRAUNHOFER, J.A.V. Characteristics of a fluoride-releasing elastomeric chain. **Angle Orthod.**, Appleton, v. 64, n. 3, p.199-210, May/Jun.1995.
53. TALOUMIS, J.L.; SMITH, T.M.; HONDRUM, S.O.; LORTON, L. Force decay and deformation of orthodontic elastomeric ligatures. **Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.**, St. Louis, v. 11, n.1, p. 1-11, Jan.1997.
54. WARE, A .L. A survey of elastic for control of tooth movement. **Aust. Orthod J.**, Sidney, p. 99-108, Feb.1970.
55. WARE, A .L. Some properties of plastics modules used for tooth movement. **Aust. Orthod J.**, Sidney, p. 200-202, Feb.1971.
56. WILLIAMS, J. W. **Degradation of the elastic properties of orthodontic chains.** Master Thesis, University of Louisville School of Dentistry, Louisville, 1990. 93 p.
57. WONG, A .K. Orthodontic elastics materials. **Angle Orthod.**, Appleton, v. 46, n.2, p. 196-204, Apr.1976.
58. 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.

APÊNDICE A – Modelo do Termo de Consentimento.

### **PROJETO DE PESQUISA**

**ESTUDO CLÍNICO E LABORATORIAL DO PERCENTUAL DE DEGRADAÇÃO DAS  
FORÇAS GERADAS POR ELÁSTICOS ORTODÔNTICOS EM CADEIA**

### **TERMO DE CONSENTIMENTO**

O abaixo-assinado ou seu responsável declara estar ciente de que:

1- será submetido a testes com elásticos em cadeia utilizados freqüentemente durante o tratamento ortodôntico;

2- conforme lhe foi informado, trata-se de um procedimento de rotina realizado para movimentação dentária nos casos tratados com extrações dentárias ou correção de posições incorretas nos casos tratados sem extrações;

3- a colocação dos referidos elásticos não determinará nenhum tipo de movimentação dentária, sendo avaliada somente a ação dos fluidos bucais sobre as propriedades físicas dos elásticos;

4- os procedimentos de fixação e remoção dos elásticos serão realizados na Clínica de Ortodontia da FO-UERJ, sob a supervisão do professor responsável.

Tendo conhecimento do exposto acima e sem qualquer coação, autorizo a realização e obtenção da documentação dos referidos procedimentos, comprometendo-me a comparecer nos dias e horários marcados.

Rio de Janeiro, \_\_\_\_\_ de 200\_.

\_\_\_\_\_  
Nome do paciente / Matrícula

\_\_\_\_\_  
Assinatura do responsável

ANEXO A – Carta de aprovação – Comitê de Ética em Pesquisa.



**UNIVERSIDADE DO ESTADO DO RIO DE JANEIRO**  
**HOSPITAL UNIVERSITÁRIO PEDRO ERNESTO**  
**COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA**

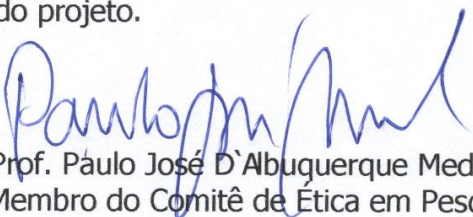
---

Rio de Janeiro, 18 de setembro de 2003

Do: Comitê de Ética em Pesquisa  
Prof. Paulo José D'Abuquerque Medeiros  
Para: Aut. Márcio Alexandre Cardoso  
Orient. Prof. Álvaro de Moraes Mendes

O Comitê de Ética em Pesquisa do Hospital Universitário Pedro Ernesto, após avaliação, considerou o projeto (810-CEP/HUPE) " ESTUDO CLÍNICO E LABORATORIAL DO PERCENTUAL DE DEGRADAÇÃO DAS FORÇAS GERADAS POR ELÁSTICOS ORTODÔNTICOS EM CADEIA SUBMETIDOS A PROCEDIMENTO DE PRÉ-ESTRIAMENTO " aprovado, encontrando-se este dentro dos padrões éticos da pesquisa em seres humanos, conforme Resolução n.º 251 sobre pesquisa envolvendo seres humanos de 07 de agosto de 1997, do Conselho Nacional de Saúde, bem como o consentimento livre e esclarecido.

O Comitê de Ética solicita a V. S<sup>a</sup>., que ao término da pesquisa encaminhe a esta comissão um sumário dos resultados do projeto.

  
Prof. Paulo José D'Abuquerque Medeiros  
Membro do Comitê de Ética em Pesquisa