



Universidade do Estado do Rio de Janeiro

Centro Biomédico

Faculdade de Odontologia

Daniel Jogaib Fernandes


Avaliação da degradação de elásticos ortodônticos intraorais de látex

Rio de Janeiro

2009

Daniel Jogaib Fernandes

Avaliação da degradação de elásticos ortodônticos intraorais de látex



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

2009

CATALOGAÇÃO NA FONTE
UERJ/REDE SIRIUS/CBB

F363 Fernandes, Daniel Jogaib.
 Avaliação da degradação de elásticos ortodônticos intraorais de látex /
 Daniel Jogaib Fernandes. – 2009.
 46 f.

 Orientador: Alvaro de Moraes Mendes.
 Dissertação (mestrado) – Universidade do Estado do Rio de Janeiro,
 Faculdade de Odontologia.

 1. Elastômeros. 2. Materiais dentários. 3. Ortodontia. I. Mendes, Alvaro
 de Moraes. II. Universidade do Estado do Rio de Janeiro. Faculdade de
 Odontologia. III. Título.

CDU
616.314

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

Assinatura

Data

Daniel Jogaib Fernandes

Avaliação da degradação de elásticos ortodônticos intraorais de látex

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 10 de setembro de 2009.

Orientador:

Prof. Dr. Alvaro de Moraes Mendes
Faculdade de Odontologia da UERJ

Banca Examinadora:

Prof. Dr. Marco Antonio de Oliveira Almeida
Faculdade de Odontologia da UERJ

Prof^a. Dr^a. Maria Teresa de Andrade Goldner
Faculdade de Odontologia da UERJ

Prof. Dr. Marco Abdo Gravina
Faculdade de Odontologia da UFJF

Rio de Janeiro

2009

DEDICATÓRIA

À Gisele, por estar presente diariamente em minha vida como esposa. Esta convivência é um presente e seus frutos são os responsáveis por minha alegria em viver.

AGRADECIMENTOS

A Deus por permitir o cumprimento de mais esta etapa de minha vida.

A meus pais por minha instrução e formação como pessoa.

À minha família pelo apoio dado durante a confecção deste trabalho.

Ao meu orientador Prof. Dr. Alvaro de Moraes Mendes pela orientação precisa que permitiu a idealização e conclusão desta dissertação.

Aos professores do Departamento de Ortodontia da Universidade do Estado do Rio de Janeiro por todos os conhecimentos transmitidos e pela convivência durante o curso de Mestrado.

Ao professor Helio Rodrigues Sampaio Filho por sua disponibilidade e atenção imprescindíveis ao delineamento laboratorial deste trabalho.

Aos professores que compõe a banca examinadora pelo cuidado e prestreza com os quais realizaram as correções desta dissertação.

A todos os alunos dos Cursos de Especialização, Mestrado e Doutorado com os quais convivi neste período, especialmente à minha turma de mestrado que me acompanha desde o curso de especialização.

A todos os funcionários da Universidade do Estado do Rio de Janeiro que contribuíram direta ou indireta para a conclusão deste trabalho.

RESUMO

FERNANDES, Daniel Jogaib. *Avaliação da degradação de elásticos ortodônticos intraorais de látex*. 2009. 46f. Dissertação (Mestrado em Odontologia) - Faculdade de Odontologia, Universidade do Estado do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2009.

Avaliou-se a taxa de degradação de elásticos ortodônticos de látex de diferentes fabricantes e diâmetros em diversos intervalos de tempo. Grupos de 15 elásticos de força média dos fabricantes AmericanOrthodontics (Sheboygan, Wis, EUA), Tp (La Porte, IN, EUA), Morelli (Sorocaba, SP, Brasil) e Uniden (Sorocaba, SP, Brasil); de diâmetros 3/16, 1/4 e 5/16 foram analisados nos intervalos de 0,1,3,6,12 e 24 horas, totalizando-se 1080 espécimes. Os elásticos foram estirados individualmente à distância de 30mm, respeitando-se o intervalo de um minuto entre cada estiramento. Os materiais foram acondicionados imersos em água deionizada à 37°C. Realizou-se leitura das forças na máquina de ensaios Emic DL 500 (Emic Co, Sao Paulo, Brasil) à velocidade de 30 mm/min, com uma célula de 2Kg (Emic Co, Sao Paulo, Brasil). A leitura de cada elástico consumiu aproximadamente um minuto. Teste Kruskal-wallis com correções por Dunns aferiu significância estatística dos resultados. Foram observadas diferenças entre os grupos analisados, exceto às marcas Morelli e Tp. Foram significativas as inferências das variáveis tempo e marca comercial. Em 0 hora, a relação entre as forças geradas foi Morelli>AO>Uniden>Tp para elásticos 3/16 ($p=0,0016$) e 1/4 ($p=0,0016$) e, de Morelli>AO>Tp>Uniden para elásticos 5/16 ($p=0,0087$). Após 24 horas, as porcentagens de degradação dos elásticos foram AO>Morelli>Uniden>Tp no diâmetro 3/16; AO>Tp>Morelli>Uniden no diâmetro 1/4 e Tp>AO>Uniden>Morelli para elásticos de diâmetro 5/16. O comportamento no intervalo de 0-24 horas demonstrou uma queda acentuada no período de 0-3 horas, um ligeiro aumento em 3-6 horas, seguido de uma queda progressiva no intervalo de 6-24 horas.

Palavras-chave: Elastômeros. Materiais odontológicos. Materiais biomédicos. Ortodontia. Odontologia.

ABSTRACT

The purpose of this study was to evaluate the force relaxation of different brands and diameters of latex elastics occurring during different times. Groups of 15 medium forces elastics from manufacturers: American Orthodontics (Sheboygan, Wis, USA), Tp (La Porte, IN, USA), Morelli Orthodontics (Sorocaba, SP, Brazil) and Uniden Orthodontics (Sorocaba, SP, Brazil) with diameters: 3/16, 1/4 and 5/16 inch size were tested at 0,1,3,6,12,24 hours, making a total of 1080 specimens. An apparatus was designed to simulate oral environments during elastics stretching. The forces were read after 1,3,6,12 and 24-hour periods in Emic testing machine (Emic Co, Sao Paulo, Brazil) with 30 mm/min cross-head speed and load cell of 2Kg Emic force (Emic Co, Sao Paulo, Brazil). Kruskal-Wallis and Dunns tests were used to identify statistical significance. Overall, there were statistically differences among the different manufacturers at all observation intervals, except between Morelli and Tp. Significantly variability were seen in Morelli and Uniden force delivery. The relationships among loads at 0-hour time period were as follows: Morelli>AO>Uniden>Tp for 3/16 (p=.0016) and 1/4 elastics (p=.0016) and Morelli>AO>Tp>Uniden for 5/16 elastics (p=.0087). The forces relaxation over the 24-hour time period were AO>Morelli>Uniden>Tp for 3/16 elastics; AO>Tp>Morelli>Uniden for 1/4; and Tp>AO>Uniden>Morelli for 5/16 elastics. The force decay pattern show a notable drop-off of forces during 0-3 hours, a slight increase in force values from 3-6 hours and a progressive force decay was seen over 6-24 hours.

Keywords: Elastomers. Dental materials. Biomedical materials. Orthodontics. Odontology.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 –	Modelo experimental desenvolvido para condicionar os elásticos em temperatura de 37° C sob imersão aquosa.....	21
Figura 2 –	Placa de acrílico contendo parafusos de aço inoxidável com os elásticos distendidos à distância de 30 mm.....	21
Figura 3 –	Dispositivo de tração acoplado à máquina de ensaios mecânicos para posicionamento dos elásticos.....	22
Quadro –	Diâmetros em polegadas e em milímetros dos elásticos 3/16, 1/4 e 5/16 e, seus respectivos estiramento de ensaio e limite de distensão.....	23
Gráfico 1 –	Representações gráficas do tipo <i>box-plot</i> evidenciando o comportamento não paramétrico das marcas Morelli e Uniden.....	29
Gráfico 2 –	Representações gráficas do tipo <i>box-plote</i> evidenciando o comportamento paramétrico das marcas AO e Tp.....	30
Gráfico 3 –	Porcentual de degradação das forças geradas por elásticos ortodônticos de látex intraorais 3/16, de força média ao intervalo de 0-24 horas.....	39
Gráfico 4 –	Porcentual de degradação das forças geradas por elásticos ortodônticos de látex intraorais 1/4, de força média ao intervalo de 0-24 horas.....	39
Gráfico 5 –	Porcentual de degradação das forças geradas por elásticos ortodônticos de látex intraorais 5/16, de força média ao intervalo de 0-24 horas.....	40

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 –	Medianas em grama força (gf) e teste de Kruskal-wallis referentes às forças geradas pelos elásticos ortodônticos de látex intraorais de diâmetros 3/16, 1/4 e 5/16, das marcas Morelli, Uniden, AO e Tp e distribuídos nos tempos de 0,1,3,6,12 e 24 horas.....	26
Tabela 2 –	Porcentagens referentes à queda nos valores das forças geradas por elásticos ortodônticos de látex intraorais de diâmetros 3/16, 1/4 e 5/16, das marcas Morelli, Uniden, AO e Tp e distribuídos nos intervalos sucessivos de 0-1, 1-3, 3-6, 6-12 e 12-24 horas.....	27
Tabela 3 –	Valores em grama/força (gf) referentes aos intervalos interquartis das forças geradas pelos elásticos ortodônticos de látex intraorais de diâmetros 3/16, 1/4 e 5/16, das marcas Morelli, Uniden, AO e Tp e distribuídos nos tempos de 0,1,3,6,12 e 2 horas.....	28

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AO American Orthodontics

gf grama/força

Morelli Morelli Ortodontia

Tp Tp Orthodontics

Uniden Uniden Ortodontia

SUMÁRIO

	INTRODUÇÃO.....	11
1	REVISÃO DA LITERATURA.....	12
1.1	Materiais elástoméricos.....	12
1.1.1	<u>Definição.....</u>	12
1.1.2	<u>Composição e características estruturais.....</u>	12
1.1.3	<u>Propriedades dos elásticos ortodônticos intraorais.....</u>	14
1.2	Degradação dos elásticos intra-orais.....	16
1.3	Considerações sobre os ensaios laboratoriais.....	17
2	PROPOSIÇÃO.....	19
3	MATERIAL E MÉTODO	20
3.1	Amostra.....	20
3.2	Materiais utilizados.....	20
3.3	Procedimentos laboratoriais.....	23
3.4	Cálculo amostral e tratamento estatístico.....	24
4	RESULTADOS.....	25
5	DISCUSSÃO.....	31
6	CONCLUSÃO.....	42
	REFERÊNCIAS.....	43

INTRODUÇÃO

Os elásticos foram introduzidos em Ortodontia na década de 60. São confeccionados a partir da borracha natural, tornaram-se um dos elementos mais presentes no cotidiano do ortodontista.¹⁻² Sua aplicabilidade inclui desde correções dentárias individuais, desvios de linha média, retrações dentárias, até fixações pós cirúrgicas maxilo-mandibulares.³⁻⁴ Participam de inúmeros tipos de mecânicas intermaxilares para correção de discrepâncias nos planos sagital, vertical e transversal ou em uma combinação entre eles, sempre objetivando-se a busca por um melhor e mais estável engrenamento dentário.³⁻⁴

As vantagens apresentadas por estes materiais incluem seu fácil manuseio, baixo custo, boa tolerância por parte dos pacientes, grande flexibilidade no estabelecimento de mecânicas ortodônticas permitindo combinações quanto aos pontos de aplicação de forças, além de disponibilizar unidades de ancoragens diferenciadas de acordo com as necessidades de cada fase do tratamento ortodôntico.^{3,5}

Apesar dos avanços alcançados desde a sintetização das primeiras borrachas naturais, algumas propriedades físicas ainda são deficientes. Uma desvantagem considerável do uso de materiais elásticos é a tendência de degradação rápida das forças geradas logo após seu estiramento.⁶ A degradação elástica está subordinada à absorção de água, saliva ou outros fluidos, presença de agentes oxidantes como o próprio oxigênio, ação do calor, intensidade de estiramento, além das variáveis orais microbiológicas e enzimáticas, alterações de pH e de forças provenientes da abertura e fechamento de boca.⁵⁻⁸

Estudos laboratoriais têm sido desenvolvidos com o objetivo de se pesquisar as alterações sofridas pelos elásticos durante seu estiramento, porém dúvidas ainda persistem quanto à frequência com que são necessárias as trocas destes artefatos e da capacidade dos mesmos em manterem as forças produzidas em níveis constantes. Desta forma, é justificável a realização de trabalhos que visem analisar o comportamento dos elásticos ortodônticos quando estes estejam submetidos a condições que simulem sua atuação em meio oral.

1 REVISÃO DE LITERATURA

1.1 Materiais elastoméricos

1.1.1 Definição

Os elastômeros são materiais elásticos com a capacidade de retornarem rapidamente às suas dimensões iniciais após sofrerem uma deformação substancial.^{2,9-10} São capazes de devolverem parte da energia empregada para sua alteração dimensional,¹¹⁻¹² convertendo a energia potencial elástica proveniente de sua distensão em energia mecânica responsável pela movimentação ortodôntica.^{6,8,13}

1.1.2 Composição e características estruturais

A borracha utilizada para confecção dos materiais elastoméricos pode ser obtida através do tratamento do sumo da seiva vegetal, chamado de látex, ou pela transformação química do carvão, do petróleo e de certos álcoois.^{10,12,14} O látex original era o produto direto das seringueiras e continha de 25% a 40% de hidrocarbonetos da borracha com pequenas porções de material protético e ácidos graxos⁴. O seu uso fora bastante limitado devido à sua instabilidade térmica e à grande capacidade de absorção de fluidos^{8,13,15}. O tipo de matéria-prima empregada permite a categorização do material em natural ou sintético.¹⁶

Diversas proteínas estão presentes na composição da borracha manufaturada para a obtenção dos elásticos ortodônticos. Estes componentes podem ser responsáveis por alterações na composição do material, interferindo na estrutura e no grau de estabilidade das ligações covalentes cruzadas. A biocompatibilidade dos elásticos também pode vir a ser modificada, uma vez que algumas proteínas elastoméricas são reconhecidas como antígenos

em pacientes sensíveis a sua exposição. A principal proteína com potencial antigênico é a proteína residual da borracha.¹⁷

Os elastômeros são classificados estruturalmente como polímeros por apresentarem cadeias que repetem macromoléculas mais simples de poliéteres ou poliésteres produzindo uma estrutura complexa de uretanos unificados.^{8,10,14,18-19} A união destas longas cadeias é estabelecida através de pontos de maior estabilidade por inúmeras ligações cruzadas em organização irregular.^{2,14} Este padrão de estruturação resulta em moléculas de alto peso molecular em um arranjo tridimensional. Apresentam a capacidade de deslizamento dinâmico de seus componentes, o que garante ao material, graus variáveis de flexibilidade e elasticidade, sem que haja ruptura de ligações químicas.^{8-9,15,20} Seu padrão amorfo quando não tensionado, advém desta organização reticular e permite aos elastômeros serem conformados de acordo com necessidades específicas de uso.¹⁰⁻¹²

Durante sua confecção, são estabelecidos pontos de amarração distribuídos ao longo das cadeias lineares formadas pelos polímeros. Denominam-se cadeias cruzadas virtuais, sendo reversíveis pelo calor ou solventes. Quimicamente, são ligações não covalentes conhecidas como pontes de hidrogênio e forças de Van der Waals, estabelecidas intra ou inter molecularmente. Não são obtidas através da adição de cargas, mas sim através da qualidade dos componentes utilizados, do grau de interação entre os mesmos e da tecnologia empregada no processo.¹⁴

Os elastômeros naturais são constituídos por uma emulsão de partículas de borracha e um soro aquoso advindo da seiva da seringueira *Hevea brasiliensis*. Apresentam uma organização molecular empírica básica C_5H_8 ¹⁰⁻¹¹ podendo ser observadas também ligações de 2 átomos de carbono com cada átomo de enxofre.⁹ Longas cadeias poliméricas de cis-1,4 poliisopreno são revestidas por uma fina camada fosfolipoprotéica contendo cerca de 500 unidades de isopreno.¹³ A estabilização inter e intramolecular é alcançada por meio de uma rede reticular de ligações covalentes cruzadas.¹⁹ Após a adição de conservantes com amônia, a concentração da borracha é aumentada em cerca de 60% e o líquido de látex é armazenado.^{6,8,13,21} Aceleradores e agentes de cura são adicionados para que a borracha natural apresente as características desejadas quanto à cor, textura, elasticidade,¹² resistência à deteriorização pelo calor, luz, tração, abrasão e à oxidação advinda de radicais livres.¹⁴

Os elásticos sintéticos pertencem ao grupo dos termoplásticos sólidos, baseados em resinas sintéticas que tornam-se maleáveis quando aquecidas e rígidas quando resfriados.^{10,12,14,19} As variações na organização das cadeias menores e os métodos de transformação em estruturas maiores denominadas polímeros, ditam as propriedades do

composto resultante.¹⁴ Apresentam fraca atração molecular, consistindo de ligações primárias e secundárias com alta proporção de interações intramoleculares monovalentes ou intermoleculares polivalentes advindas de pontes de hidrogênio e forças de Van der Waals.¹⁹

O padrão geométrico previamente à sua distensão é organizado em cadeias em forma de espiral que tornam-se lineares quando distendidas através do rompimento de fracas ligações secundárias reversíveis.^{8,13} Após a liberação da força, ocorre o reestabelecimento das ligações secundárias e de ligações cruzadas, resultando em um novo padrão de arranjo espacial.^{8,13} Algumas cadeias poliméricas deslizam de forma irreversível umas sobre as outras, impedindo que a forma inicial seja plenamente reestabelecida.^{8,13}

Os elásticos sintéticos perdem cerca de 74% da força potencial a ser liberada durante as primeiras 24 horas de distensão,^{5,22} sendo esta deteriorização potencializada em meio oral.^{8,23} Os elásticos com matriz de poliuretano podem ser encontrados na composição de elásticos em cadeia e ligaduras elásticas^{8,24-25}.

1.1.3 Propriedades dos elásticos ortodônticos intraorais

Os elásticos possuem como características a capacidade de retornarem rapidamente às suas dimensões iniciais após sofrerem uma deformação substancial.¹⁰ Devolvem parte da energia empregada para sua alteração dimensional,¹¹⁻¹² apresentando todavia, uma considerável instabilidade térmica, capacidade de absorção de fluidos e grande degradação por abrasão.^{10,12,14} Estas propriedades podem ser especialmente observadas, imediatamente após o processo de polimerização que os originam, onde suas cadeias poliméricas apresentam forças de atração relativamente fracas. O rompimento destas cadeias é responsável pelo aumento do limite de elasticidade do material.^{8,10,14,18-19}

Após o advento da vulcanização estas características foram substancialmente melhoradas. A vulcanização ou cura consiste na mistura de quantidades de borracha de látex natural com estabilizantes e vulcanizantes químicos, aquecidos a 70°C. Estabilizantes e agentes que participam do estabelecimento de ligações cruzadas como o óxido de zinco, aceleradores contendo dialcilditiocarbamato, N-nitrosodibutilamina, N-nitrosopiperidina e enxofre são acrescidos também à mistura durante o aquecimento.²⁻³ Ocorre o estabelecimento de inúmeras ligações covalentes cruzadas laterais entre as cadeias poliméricas, aumentando a

resistência mecânica do material à aplicação de forças externas, tracionamento e abrasão. Sua capacidade de alteração plástica permanente é reduzida, os monômeros organizam-se de forma tridimensional e o produto maleável torna-se altamente resistente, mas ainda elástico.^{12,16} Há um aumento de sua resistência à deteriorização pelo calor, luz e envelhecimento natural, à oxidação causadas por raios ultravioleta e à hidrólise causada por fluidos orgânicos.¹⁴

O uso continuado do material se deve a características específicas muito propícias mecanicamente para o estabelecimento de forças ortodônticas. Dentre as inúmeras vantagens apresentadas, pode-se citar sua alta flexibilidade, relativa capacidade de manutenção de forças após distensão, satisfatória biocompatibilidade, boa tolerância por parte dos pacientes e um baixo custo.^{2,9,26} É de fácil manuseio onde os próprios pacientes são capazes de realizar sua troca, garantindo a constante reativação de forças sob os elementos dentários e ossos maxilares.^{3,9} Não oferece dificuldades quanto a higienização do meio bucal e não interfere na realização das funções orais e fonéticas.² Biomecanicamente, os elásticos naturais de látex apresentam maior resiliência que os materiais sintéticos à base de poliuretano.¹³ Sua superioridade é cerca de 4 a 6 vezes maior que a apresentada pelo material sintético, o que garante a liberação mais contínua das forças durante o descarregamento do material.^{5,13}

Clinicamente, os elásticos intraorais são utilizados para promoção de forças em orientação intermaxilar de classe II, III, verticais e conjugados a bandas ou artefatos na correção de mordidas cruzadas unilaterais.²⁵ A utilização de elásticos em orientação de classe I não se apresenta como procedimento de eleição para o estabelecimento de movimentações dentárias, sendo preferido o emprego de elásticos em cadeia e molas de níquel-titanio e aço inoxidável.²⁷

Diversos autores^{3,17,26,28} afirmaram que as propriedades biomecânicas dos elásticos são alteradas quando se trata de exemplares desprovidos de látex. Foi constatada diminuição nas capacidades de geração e devolução de forças²⁶, reduções na capacidade do material em manter suas propriedades elásticas e modificações na conformação da macroestrutura por distensões prolongadas.^{3,17,26,28}

Apesar dos elásticos de látex apresentarem propriedades mecânicas superiores, existem questionamentos a respeito de sua biocompatibilidade. A alergia à proteína do látex já foi amplamente citada em literatura,^{3,17,26,28} sendo sua prevalência na população variante de 3% a 17%.³ Estima-se que 0,12% a 6% da população e 6,2% dos dentistas apresentam algum tipo de sensibilidade à proteína do látex.²⁸ Existem alguns relatos de casos de reações adversas no universo ortodôntico, apesar de não se tratar da maioria absoluta dos

profissionais. Apesar do risco ainda não estar suficientemente esclarecido, não é recomendado a prescrição de elásticos de látex a pacientes com algum histórico de sensibilidade prévia ao material.²⁸

Segundo Bishara e Andreasen¹, durante o processo de fabricação, é possível ocorrerem variações intrínsecas dentro de elastômeros compostos a partir de um mesmo tipo de látex. Estas singularidades resultam em modificações na composição da borracha e conseqüentemente na ultraestrutura da mesma, modulando alterações nas propriedades mecânicas e no comportamento do material. Com objetivo de correção desta possível despadroneização, os fabricantes tendem a aumentar a variedade de tamanhos disponíveis, a fim de que as modificações de diâmetros se tornem mais significativas do que as alterações na composição do material durante a devolução de forças geradas.¹

1.2 Degradação dos elásticos intraorais

A capacidade de liberação de forças dos materiais elásticos está subordinado à magnitude da força inicial, do período em que permanece distendido e da proporção de degradação de forças elásticas.²⁷ O percentual de degradação não obedece a uma constante em função do tempo, sendo especulado que aproximadamente 50% da carga inicial aplicada é degradada nas primeiras 24 horas de distensão.²⁹ Este grande intervalo de queda, que se manifesta em dois platôs: uma queda rápida, e uma queda latente em um platô decrescente. O platô inicial ocorre cerca de 3 a 4 horas após a extensão do material enquanto que a tendência decrescente da curva mantém-se enquanto houver distensão elástica.⁴

De acordo com Kanchana e Godfrey², a força obtida com elásticos é diretamente proporcional à quantidade de extensão que é imposta entre duas extremidades. A distância entre estes pontos varia de paciente para paciente, dependendo também de objetivos ortodônticos particulares como o tipo de mecânica, a tensão imposta e ao quanto se deseja permitir ao paciente de abertura de boca.²

Quando elásticos são submetidos a cargas que superem seu limite de tensão, inicia-se a fadiga do material em regiões internas de menor resistência, ou em áreas externas mais heterogêneas. Simultaneamente, a fricção entre cadeias adjacentes é responsável pelo aumento da fadiga.⁹ Outros fatores intrínsecos participantes são a coloração, velocidade de ativação e a configuração da cadeia elástica.^{8,15,24,30-31}

As características das forças geradas após a distensão e sua queda em meio bucal, tem sido reportadas.⁹ Observa-se que os elásticos de borracha perdem parte de sua força inicial quando inseridos em meio oral sob atividades orais (mastigação, deglutição e fala), e quando submetidos a diferentes agentes bucais (pH salivar¹, umidade, temperatura intraoral,^{6,8,22,32-35} alimentos e bebidas com diferentes graus de acidez ou alcalinidade.^{9,28} Todas estas variáveis podem alterar a estrutura do material, afetando suas propriedades. A permanência dos elásticos em meio com umidade absoluta resulta na saturação da matriz de borracha¹³ levando à deformação permanente pela quebra das ligações intermoleculares internas.⁸ Alguns estudos *in vitro* foram desenvolvidos permitindo a simulação de meios com variados tipos de saliva, ciclagem e até dietas orais, com o objetivo de se estudar as modificações impostas por estas variáveis. Observou-se que as forças geradas pelos elásticos sofrem considerável degradação ao primeiro dia de utilização, sendo esta mais efetiva às primeiras horas de uso.¹³

Como consequência destas observações, Bishara e Andreasen¹ sugeriram o uso de elásticos com 40% a mais da força preconizada como ideal para uso clínico, a fim de se compensar esta perda inicial. Os autores também afirmaram que após esta queda inicial, foram mantidas constantes a liberação de forças, o que sugeriria a possibilidade de continuidade em seu emprego por alguns dias consecutivos.¹

1.3 Considerações sobre os ensaios laboratoriais

Os ensaios laboratoriais buscam analisar o comportamento dos elásticos ortodônticos através de seu estiramento. Diferentes intervalos de distensão do material foram adotados em laboratório como padrões clinicamente aceitáveis.³⁶⁻³⁹ Bishara e Andreasen¹, defenderam a distensão de elásticos de látex no intervalo compreendido entre 22 e 40 mm. Analisaram as forças elásticas geradas e sua queda após diferentes períodos de distensão até o tempo de 3 semanas. A mesma metodologia foi empregada em estudos conduzidos por Bales et al.³⁶, Bell³⁸ e Hixon et al.³⁹

Kersey et al.¹⁷ consideraram o diâmetro interno dos elásticos como referência para padronização de sua distensão laboratorial, sendo os mesmos estirados de 2 a 3 vezes seu diâmetro. Foram avaliadas 4 marcas de elásticos – American Orthodontics (AO), OrthoOrganizer, GAC e Masel - de diâmetro 1/4 polegadas após período de distensão de 24 horas em saliva artificial. Foi utilizado para o estiramento dos elásticos um modelo

laboratorial de ciclagem mecânica, que realizava o estiramento do material por um número de ciclos arbitrários, para simular a quantidade diária de abertura e fechamento de boca. Observou-se uma queda de aproximadamente 50% na intensidade das forças elásticas após 24 horas, com grande similaridade no comportamento entre as marcas analisadas. Os mesmos autores realizaram estudo similar defendendo a confiabilidade da metodologia de ciclagem mecânica.¹⁷

Russel et al.²⁶ analisaram elásticos de látex e não-látex das marcas comerciais GAC e Masel após o intervalo de 24 horas de estiramento. Os autores defenderam o estiramento estático como capaz de reproduzir laboratorialmente a degradação de elásticos ortodônticos de látex e não látex. Observaram ser a degradação dos elásticos desprovidos de látex 15% superior ao material contendo látex.

2 PROPOSIÇÃO

A partir de uma amostra constituída por elásticos ortodônticos intraorais de látex, o presente trabalho se propõe a avaliar:

- as forças geradas pelos elásticos em relação aos diferentes diâmetros internos e diferentes marcas comerciais;
- o percentual de degradação em relação aos diferentes diâmetros internos e diferentes marcas comerciais;
- o comportamento dos elásticos em relação aos tempos de imersão em água deionizada (0, 1, 3, 6, 12 e 24 horas).

3 MATERIAL E MÉTODO

3.1 Amostra

Foram utilizados 1080 elásticos ortodônticos de látex, classificados como geradores de força de intensidade média, sendo 270 do fabricante AmericanOrthodontics (Sheboygan, Wis, EUA), 270 Tp Orthodontics (Tp - La Porte, IN, EUA), 270 Morelli Ortodontia (Morelli - Sorocaba, SP, Brasil) e 270 da marca Uniden Ortodontia (Uniden - Sorocaba, SP, Brasil). Dentre os 270 elásticos de cada fabricante, 90 eram de diâmetro interno 3/16 polegadas, 90 com 1/4 polegadas e 90 com diâmetro 5/16 polegadas. Os elásticos foram acondicionados sob refrigeração ao abrigo da luz em recipientes fechados. Para controlar os fatores armazenamento e tempo de validade, foram solicitados aos fabricantes o envio de materiais recém produzidos.

3.2 Materiais utilizados

Um modelo experimental foi desenvolvido para simulação das condições orais de temperatura e umidade durante a distensão dos elásticos (Figura 1, folha 21). Um recipiente plástico de marca *Tupperware* de dimensões 56,4x38,5x37,1 cm e volume interno de 56,1 litros(São Paulo, SP, Brasil) foi preenchido com 45 litros de água deionizada de pH=7 e mantida aquecida a 37° C por meio de um aquecedor elétrico com termostato e precisão de $\pm 0,5^{\circ}$ C (marca 7 Star, Taipei, Taiwan). A homogeneidade térmica em todo recipiente foi mantida através da circulação interna dos líquidos por meio de uma bomba elétrica submersa, com capacidade de circulação de 540 litros/hora (marca Better Moto Bomba Santo André, SP, Brasil) e posicionada sobre um suporte cilíndrico plástico de base quadrada. A temperatura da água foi mantida constante e controlada através de um termômetro de precisão (marca Odontotécnica, Rio de Janeiro, RJ, Brasil).

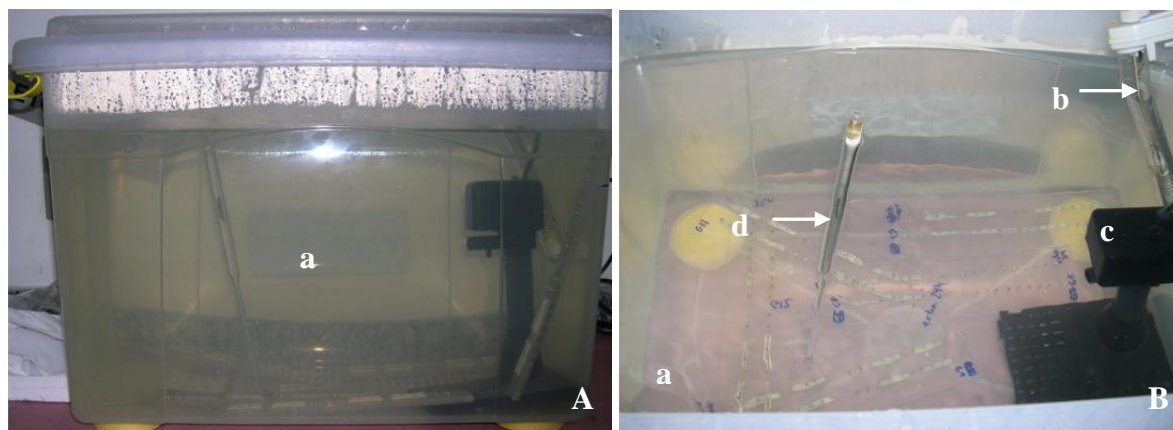


Figura 1 – Modelo experimental desenvolvido para condicionar os elásticos em temperatura de 37° C sob imersão aquosa

Nota: A) Vista frontal: a) recipiente plástico. B) Vista superior: a) recipiente plástico, b) aquecedor com termostato, c) bomba elétrica submersa, d) termômetro de precisão.

Para a manutenção dos elásticos distendidos foram utilizadas placas de acrílico transparentes nas dimensões de 25cm x 6cm x 0,5cm (marca Acribel, Rio de Janeiro, RJ, Brasil), sobre as quais foram fixados 20 pares de parafusos de aço inoxidável com 10mm de comprimento e 1,4mm de diâmetro (Figura 2).



Figura 2 – Placa de acrílico contendo parafusos de aço inoxidável com os elásticos distendidos à distância de 30 mm

A quantificação das forças geradas foi realizada através de uma máquina de ensaios mecânicos (Emic DL-500 MF, São José dos Campos, SP, Brasil) equipada com uma célula de carga de 2,0 Kgf.

Para a realização dos ensaios de tração dos elásticos ortodônticos intra-orais, foram confeccionadas duas hastes de alumínio em forma de “L”, fixadas através de parafusos à base da máquina de ensaios mecânicos e à célula de carga. Nas extremidades das hastes de alumínio foram fixados dois ganchos, confeccionados com fios de aço inoxidável de secção transversa 0,045” polegadas e 25 mm de comprimento e dobrados em formato de “L” para fixação dos elásticos (Figura 3).

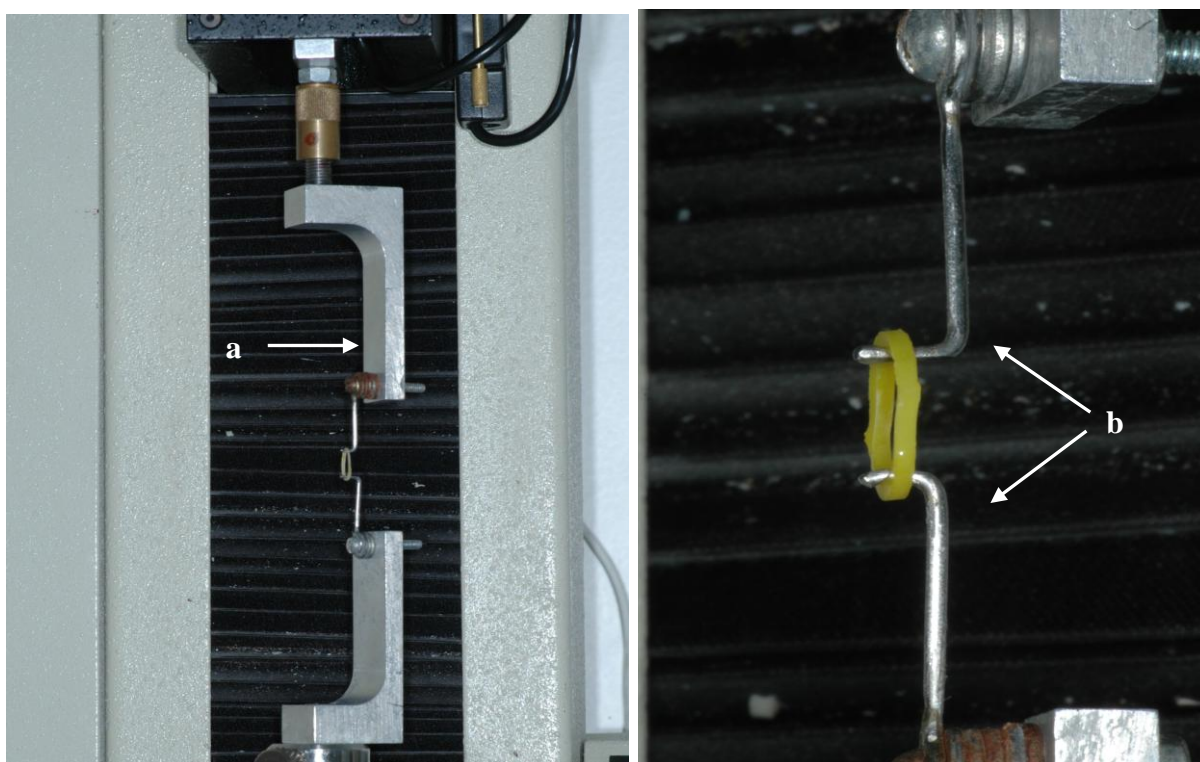


Figura 3 – Dispositivo de tração acoplado à máquina de ensaios mecânicos para posicionamento dos elásticos

Nota: a) haste de alumínio em forma de “L”, b) gancho para fixação dos elásticos.

3.3 Procedimentos laboratoriais

Todos os procedimentos experimentais foram realizados no Laboratório de Ensaios Mecânicos da Faculdade de Odontologia – UERJ. Os elásticos foram distendidos individualmente a cada minuto, à distância de 30mm e mantido nesta condição em pinos de aço inoxidável fixados nas placas acrílicas e submersas em água deionizada (Figura 2, folha 21). Decorridos períodos de 0, 1, 3, 6, 12 e 24 horas, cada elástico foi transferido para a máquina de ensaios mecânicos com auxílio de uma pinça de algodão (marca Golgram, Rio de Janeiro, RJ, Brasil). Os elásticos foram tracionados e a força gerada medida através da uma célula de carga a uma velocidade de 30 mm/minuto, até o limite de 30 mm. A quantidade de estiramento de ensaio para cada tipo de elástico foi calculada a partir da diferença entre o limite de distensão padronizado em 30mm e o diâmetro interno referente a cada tipo de elástico (3/16, 1/4 e 5/16 polegadas). Esta medida foi informada pelos respectivos fabricantes. Obteve-se assim os valores de estiramento de 25,2 mm para os elásticos de diâmetro 3/16 polegadas; 23,6 mm para os elásticos com 1/4 polegadas e 22,1 mm para os materiais de diâmetro 5/16 polegadas:

Elásticos Ortodônticos Intra-Orais			
Diâmetro (polegadas)	Diâmetro (mm)	Estiramento de ensaio (mm)	Limite de distensão (mm)
3/16	4,8	25,2	30
1/4	6,4	23,6	30
5/16	7,9	22,1	30

Quadro – Diâmetros em polegadas e em milímetros referentes aos elásticos 3/16, 1/4 e 5/16 e, seus respectivos estiramento de ensaio e limite de distensão.

Os resultados observados após o tracionamento dos elásticos foram registrados em grama/força (gf) pelo programa de computador Tesc versão 3,04 (Emic, São José do Rio Preto, SP, Brasil). A duração do ensaio de cada espécime foi de aproximadamente um minuto.

3.4 Cálculo amostral e tratamento estatístico

O cálculo amostral foi realizado através do teste Z, considerando-se as informações coletas em estudo piloto prévio (desvio padrão de 8%, diferença significativa à ordem de 10%, poder do teste de 80%), sendo cada grupo formado por 15 elementos.

A estatística descritiva empregada referiu-se aos valores das forças elásticas medidas em grama/força e organizadas quanto a porcentagens de degradação em diferentes intervalos de tempo. A significância das variáveis fabricantes e tempo foram aferidas pelo teste de Kruskal-wallis com correções pelo coeficiente de Dunns.

4 RESULTADOS

Na Tabela 1 (folha 26), foram relacionados os valores das medianas referentes às forças geradas em gf por elásticos ortodônticos de látex de diâmetros 3/16, 1/4 e 5/16 das marcas Morelli, Uniden, AO e Tp. A partir dos resultados do teste de Kruskal-wallis foram observada significância quanto às variáveis marca comercial e tempo nos diversos grupos analisados. Com relação resultados do teste de Dunns, foi observada diferença estatística, entre os grupos de diferentes fabricantes em diferentes intervalos de tempo, com exceção dos elásticos Morelli e Tp ($p>0,05$). A significância do teste entre os materiais de diferentes diâmetros foi aferida para elásticos 3/16 ($p=0,0016$), 1/4 ($p=0,0016$) e 5/16 ($p=0,0087$).

Na Tabela 2 (folha 27), foram relacionadas as porcentagens referentes à degradação de forças sofridas pelos elásticos ortodônticos de látex de diâmetros 3/16, 1/4 e 5/16 das marcas Morelli, Uniden, AO e Tp. Os efeitos da degradação foram registrados baseados na quantidade de força remanescente após os períodos de imersão. Valores positivos indicam a degradação do material e valores negativos indicam o enrijecimento do material. Após 24 horas, as porcentagens de forças degradadas foram: 10,6% (Tp), 14,52% (Uniden), 15,65% (Morelli), 21,34% (AO) para os elásticos de diâmetro 3/16; 11,76% (Uniden), 19,45% (Morelli), 20,19% (Tp), 21,58% (AO) para os de diâmetro 1/4 e; 17,67% (Morelli), 18,37% (Uniden), 22,79% (AO), 31,17% (Tp) para os elásticos de diâmetro 5/16 polegadas.

A Tabela 3 (folha 28) descreveu os valores dos intervalos interquartis a respeito das forças geradas em gf pelos elásticos ortodônticos de látex de diâmetros 3/14, 1/4 e 5/16 das marcas Morelli, Uniden, AO e Tp. A apresentação gráficas destes dados e a tendência de comportamento da amostra analisada foram representadas nos gráficos *box plot*, separados de acordo com o diâmetro e o fabricante de cada material. Exemplificou-se através dos Gráficos 1 e 2 o comportamento não paramétrico dos elásticos Morelli e Uniden e paramétrico dos elásticos AO e Tp (folhas 29 e 30).

Tabela 1 – Medianas em grama força (gf) e teste de Kruskal-wallis referentes às forças geradas pelos elásticos ortodônticos de látex intraorais de diâmetros 3/16, 1/4 e 5/16, das marcas Morelli, Uniden, AO e Tp e distribuídos nos tempos de 0,1,3,6,12 e 24 horas

Diâmetro	Marca	Tempos de Imersão sob Estiramento						Kruskal-wallis
		0 hora	1 hora	3 horas	6 horas	12 horas	24 horas	p valor
3/16	Morelli ^a	247,8	221	224,6	219,2	210,3	210,3	P = 0,0016
	Uniden	205	188,9	183,6	185,4	181,8	176,5	
	AO	210,3	178,2	160,4	171,1	158,6	165,8	
	Tp ^a	192,5	174,7	149,7	146,2	147,9	160,4	
1/4	Morelli ^b	221	190,7	183,6	201,4	181,8	178,2	P = 0,0016
	Uniden	167,6	158,6	156,9	162,2	146,2	147,9	
	AO	192,5	156,9	149,7	155,1	146,2	151,5	
	Tp ^b	165,8	144,4	131,9	133,7	133,7	133,7	
5/16	Morelli ^c	164	140,8	135,5	137,3	130,1	135,5	P = 0,0087
	Uniden	133,7	121,2	115,9	117,6	114,1	110,5	
	AO	158,6	140,8	128,3	126,6	123	124,8	
	Tp ^c	146,2	115,9	108,7	117,6	112,3	103,4	

Nota: Teste de Dunns: Letras iguais indicam semelhança entre os grupos (p>0,05).

Tabela 2 – Porcentagens referentes à queda nos valores das forças geradas por elásticos ortodônticos de látex intraorais de diâmetros 3/16, 1/4 e 5/16, das marcas Morelli, Uniden, AO e Tp e distribuídos nos intervalos sucessivos de 0-1, 1-3, 3-6, 6-12 e 12-24 horas

Diâmetro	Marca	Porcentagens de queda das forças elásticas					
		0-1 h	1-3 hs	3-6 hs	6-12 hs	12-24 hs	Total
3/16	Morelli	10,81%	-1,62%	2,40%	4,06%	0,00%	15,65%
	Uniden	7,85%	2,80%	-0,98%	1,94%	2,91%	14,52%
	AO	15,26%	9,98%	-6,67%	7,30%	-4,53%	21,34%
	Tp	9,24%	8,64%	2,33%	-1,16%	-8,45%	10,60%
1/4	Morelli	13,71%	3,72%	-9,69%	9,73%	1,98%	19,45%
	Uniden	5,36%	1,07%	-3,37%	9,86%	-1,16%	11,76%
	AO	18,49%	4,58%	-3,60%	5,73%	-3,62%	21,58%
	Tp	12,90%	8,65%	-1,36%	0,00%	0,00%	20,19%
5/16	Morelli	14,14%	3,76%	-1,32%	5,24%	-4,15%	17,67%
	Uniden	9,34%	4,37%	-1,46%	2,97%	3,15%	18,37%
	AO	11,22%	8,87%	1,32%	2,84%	-1,46%	22,79%
	Tp	20,72%	6,21%	-8,18%	4,50%	7,92%	31,17%

Tabela 3 – Valores em grama/força (gf) referentes aos intervalos interquartis das forças geradas pelos elásticos ortodônticos de látex intraorais de diâmetros 3/16, 1/4 e 5/16, das marcas Morelli, Uniden, AO e Tp e distribuídos nos tempos de 0, 1, 3, 6, 12 e 24 horas

Diâmetro	Marca	Quartis (%)	Valores dos quartis em grama-força					
			0 h	1 h	3 hs	6 hs	12 hs	24 hs
3/16	Morelli	25%	244,2	215,7	213,9	210,3	199,6	205,0
		50%	247,8	221	224,6	219,2	210,3	210,3
		75%	254,9	228,2	226,4	222,8	219,2	215,7
	Uniden	25%	203,2	180,0	181,8	183,6	180,0	174,7
		50%	205	188,9	183,6	185,4	181,8	176,5
		75%	210,3	190,7	185,4	190,7	185,4	183,6
	AO	25%	201,4	156,9	153,3	162,2	155,1	158,6
		50%	210,3	178,2	160,4	171,1	158,6	165,8
		75%	219,2	180,0	171,1	181,8	174,7	180,0
	Tp	25%	180,0	160,4	137,3	142,6	140,8	146,2
		50%	192,5	174,7	149,7	146,2	147,9	160,4
		75%	196,1	187,2	153,3	153,3	156,9	172,9
1/4	Morelli	25%	215,7	183,6	176,5	178,2	178,2	174,7
		50%	221	190,7	183,6	201,4	181,8	178,2
		75%	235,3	201,4	188,9	210,3	199,6	194,3
	Uniden	25%	165,8	155,1	155,1	156,9	144,4	146,2
		50%	167,6	158,6	156,9	162,2	146,2	147,9
		75%	167,6	162,2	158,6	167,6	151,5	151,5
	AO	25%	185,4	151,5	144,4	147,9	142,6	146,2
		50%	192,5	156,9	149,7	155,1	146,2	151,5
		75%	192,5	162,2	158,6	156,9	151,5	155,1
	Tp	25%	158,6	135,5	126,6	126,6	126,6	128,3
		50%	165,8	144,4	131,9	133,7	133,7	133,7
		75%	176,5	149,7	140,8	140,8	142,6	135,5
5/16	Morelli	25%	151,5	137,3	130,1	133,7	128,3	130,1
		50%	164	140,8	135,5	137,3	130,1	135,5
		75%	169,3	146,2	142,6	140,8	133,7	139,0
	Uniden	25%	131,9	119,4	112,3	115,9	114,1	108,7
		50%	133,7	121,2	115,9	117,6	114,1	110,5
		75%	135,5	123,0	117,6	119,4	115,9	112,3
	AO	25%	147,9	137,3	123,0	123,0	119,4	121,2
		50%	158,6	140,8	128,3	126,6	123	124,8
		75%	165,8	146,2	133,7	130,1	130,1	128,3
	Tp	25%	139,0	110,5	101,6	110,5	105,2	98,03
		50%	146,2	115,9	108,7	117,6	112,3	103,4
		75%	151,5	121,2	117,6	121,2	119,4	108,7

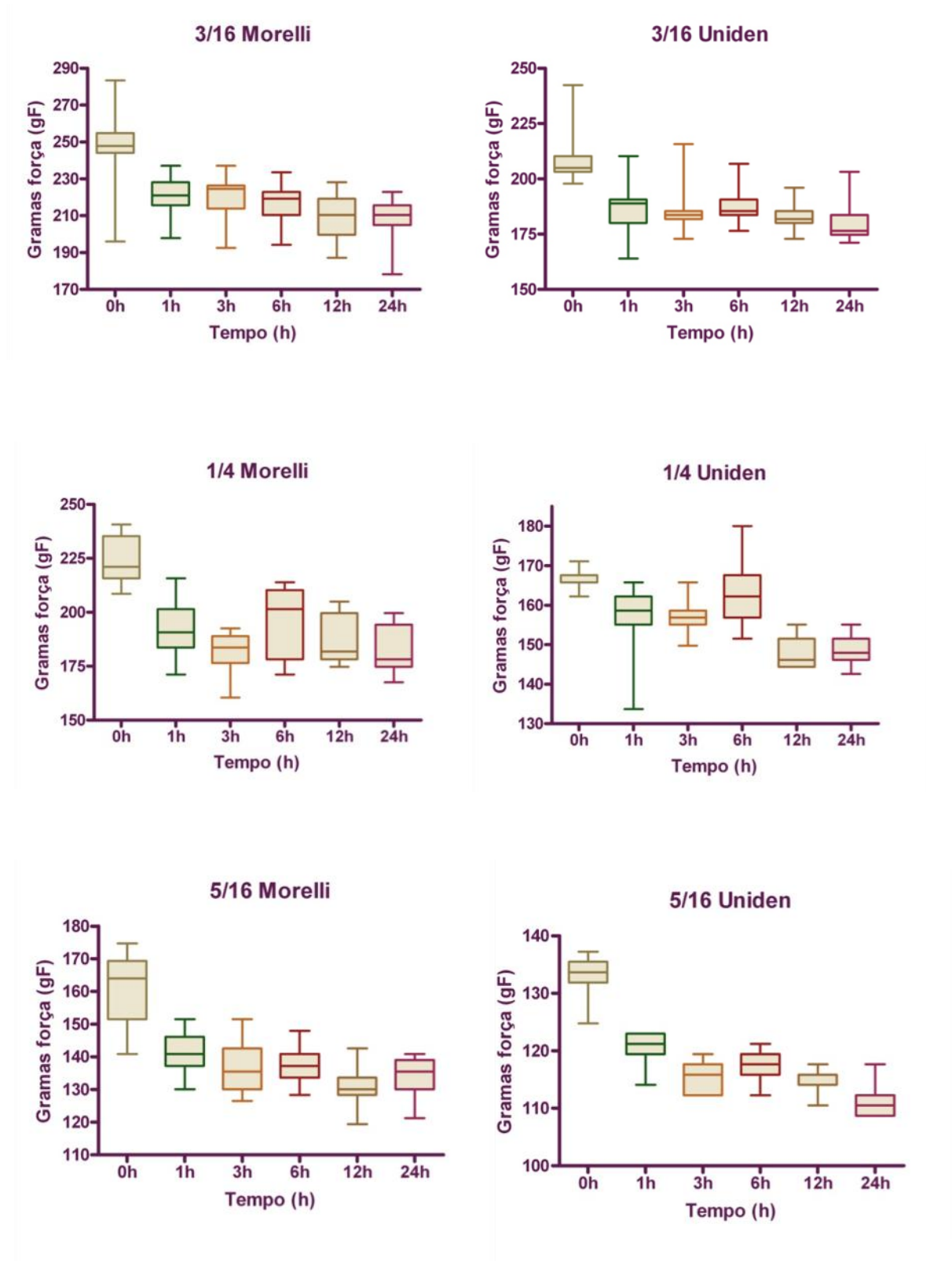


Gráfico 1 – Representações gráficas do tipo *box-plot* evidenciando o comportamento não paramétrico das marcas Morelli e Uniden

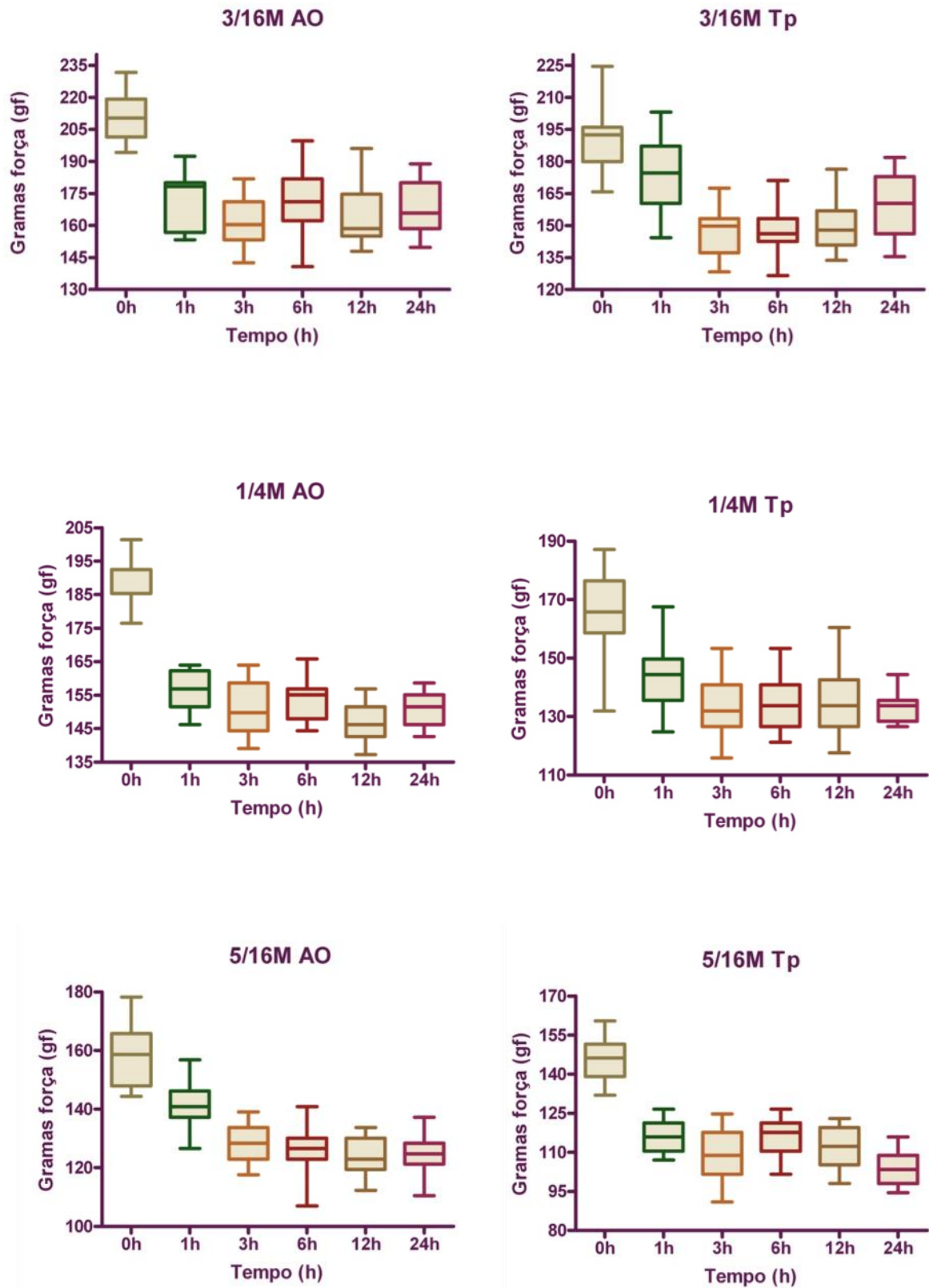


Gráfico 2 – Representações gráficas do tipo *box-plot* evidenciando o comportamento paramétrico das marcas AO e Tp

5 DISCUSSÃO

Diferentes modelos experimentais foram desenvolvidos com o objetivo de analisar as propriedades mecânicas dos elásticos intra-orais, bem como obter uma faixa clínica viável onde seja mais contínuo o comportamento das forças elásticas. Este estudo foi realizado com o objetivo de conduzir uma análise laboratorial precisa, que procure um comportamento mais próximo do verificado quando submetido ao meio bucal.

Os elásticos selecionados foram todos classificados como geradores de força de intensidade média com diâmetros 3/16, 1/4 e 5/16. Materiais com a capacidade de devolução de forças suaves ou acentuadas, ou de diferentes cores, não foram testados, pois aumentariam demasiadamente a quantidade de resultados gerados, dificultando as comparações necessárias. Este modelo experimental encontra-se em acordo com trabalhos conduzidos por Kanchana e Godfrey², e Gioka et al.⁴ onde foram investigados materiais de diferentes diâmetros, diferentes marcas comerciais com padronizações quanto a força e coloração. As marcas comerciais analisadas neste trabalho não foram alvo de comparações entre si em nenhum outro estudo.

Os intervalos de tempo selecionados não incluíram períodos superiores a 24 horas.^{2,7,9} Dificilmente, os pacientes fazem uso do mesmo elástico intermaxilar por períodos que excedam o tempo de 24 horas. O uso clínico deste material, muitas vezes é renovado a cada refeição, seja pela pigmentação do mesmo, pelo aspecto viscoso decorrente da embebição em saliva ou por displicência por parte dos pacientes.⁹ Em casos de hiperdivergência, a troca do material pode tornar-se ainda mais frequente a fim de que os efeitos extrusivos advindos de seu esgarçamento, possam resultar no aumento das resultantes verticais de forças.⁴ Mesmo durante o uso noturno, períodos superiores a 24 horas não são atingidos. Liu et al.³⁷ sugeriram que após o intervalo de 1 dia, a queda dos valores das forças estabiliza-se, assumindo características de variação não significativas. Para estes autores, a variável estiramento, decorrente da abertura e fechamento de boca, não imprime influência cumulativa ao material.³⁷ Após 48 horas, a média de degradação foi de 2% a 6%, permanecendo ainda constante por alguns dias consecutivos.⁹ Outros trabalhos também confirmaram a estabilidade das forças geradas a partir do período de 24 horas.^{2,22}

O cálculo amostral realizado, após estudo piloto, definiu o tamanho da amostra em 15 espécimes para cada grupo de elástico, como suficiente para a observação das variáveis de interesse. Outros trabalhos justificaram o uso de amostras inferiores em número, como uma

limitação decorrente da impossibilidade de transferência individual dos elásticos à máquina de ensaios. Nestes testes, placas contendo grupos inteiros de elásticos eram retirados da área de condicionamento térmico, tornando inevitável o surgimento de alterações no comportamento dos elásticos em função das variações de temperatura, umidade e estiramento.^{2,7,29,36-37} Diferentemente do observado na literatura, a metodologia desenvolvida para este estudo não limitou os testes de um número maior de espécimes. A criação do modelo experimental composto por um tanque plástico, localizado ao lado da máquina de ensaios, facilitou a manipulação individual sem que houvessem modificações térmicas, de umidade e de estiramento aos demais elásticos de cada grupo analisado. Além disto, o estiramento individual de cada elástico, aguardando-se o tempo de 1 minuto entre distensões sucessivas, permitiu a geração dos mesmos intervalos que foram necessários aos ensaios mecânicos de estiramento. Esta metodologia permitiu a manutenção precisa das mesmas condições laboratoriais para todos os elásticos testados.

O ambiente intra-oral pode produzir consideráveis modificações nas propriedades dos elásticos ortodônticos.⁴ Os principais agentes orais ativos são as variações de pH, temperatura²⁶, além da ação enzimática e microbiológica.⁴ Uma limitação dos ensaios *in vitro* seria a reprodução destas variáveis em laboratório. As alterações sofridas pelas cadeias elásticas em ambientes controlados são atribuídas ao tempo e modalidade de estiramento, umidade e principalmente à temperatura.⁹ Não se empregou a saliva artificial para imersão dos elásticos pela grande viscosidade da substância. Sua falta de fluidez inviabilizou ao estudo piloto, a difusão do calor produzido pelo aquecedor bem como a circulação promovida pela bomba submersa. Verificaram-se variações térmicas em diferentes regiões do tanque, denotando uma instabilidade que inviabilizaria o modelo experimental. Preferiu-se a utilização de água deionizada por sua menor viscosidade e maior grau de pureza quando comparada à água destilada.

Quanto à medida de distensão dos elásticos, Bishara e Andreasen¹, Kanchana e Godfrey² e Bales et al.³⁶ defenderam o intervalo de estiramento de 20 a 40 mm como representante dos padrões clínicos. Alguns trabalhos³⁸⁻³⁹ realizaram ensaios laboratoriais adotando um intervalo mais amplo de 20 a 50 mm. Outros autores^{17,26,28} consideraram o diâmetro interno dos elásticos como referência para padronização da distensão, sendo cada espécime distendido de 2 a 3 vezes a medida de sua luz interna. Apesar desta medida de referência ser fornecida pelo fabricante, em muitos casos sua precisão pode ser questionável em função da grande variabilidade individual atribuída a este tipo de material.¹⁷ Estudos prévios demonstraram que a distensão de 3 diâmetros produziu forças superiores às

reportadas pelos fabricantes, enquanto a medida de 2 luzes respondeu por intensidades inferiores às descritas pelas empresas de materiais ortodônticos.²⁶ Desta maneira, devido à falta de um padrão preciso que possa ser utilizado de forma sistemática, a distância de 30 mm foi adotada no presente estudo como o limite de distensão do material, ao invés de distensões referenciadas pelo diâmetro interno dos elásticos de látex.

A quantidade do estiramento de ensaio de cada tipo de elástico, foi calculada a partir da diferença entre o limite de distensão padronizado em 30 mm e o diâmetro interno fornecido pelos fabricantes. Os valores utilizados para determinação do estiramento de tração estão representados no Quadro (folha 23). Desta maneira, os elásticos 3/16 foram estirados em 25,2 mm, os elásticos 1/4 estirados em 23,6 mm enquanto os elásticos 5/16 foram estirados em 22,1 mm. Diferentes valores de estiramento inviabilizam possíveis comparações intergrupos mas mantêm acórdância com trabalhos que se utilizam de intervalos de distensão para simulação da distância intermaxilar.^{1,36-39} Diversos estudos foram conduzidos analisando-se as propriedades elásticas referentes a apenas um tipo de diâmetro interno, sem a comparação entre espécimes de diferentes diâmetros.^{9,17,28} Uma possível padronização que viabilizasse a comparação intergrupos, aproximaria os elásticos de um comportamento similar por serem compostos pelo mesmo tipo de material, homogenizando diferenças de importância clínica valiosa durante mecânicas intermaxilares.

Os resultados obtidos neste trabalho e referentes aos elásticos analisados, foram dispostos em tabelas (folhas 26 a 28) e divididos quanto ao diâmetro interno, marca comercial e tempo de imersão em água deionizada. À partir dos dados apresentados nas Tabelas 1 e 2 (folhas 26 e 27), foram desenvolvidos cálculos estatísticos para determinação da existência, ou não, de diferenças entre as variáveis analisadas. Os resultados obtidos, foram comentados, através das análises da intensidade das forças elásticas liberadas e do percentual de degradação destas grandezas após a manutenção dos elásticos imersos em água deionizada por diferentes períodos de tempo.

Conforme os dados contidos na Tabela 1, os valores das medianas indicam uma grande variação das forças geradas pelos elásticos de diferentes diâmetros e diferentes marcas, nos períodos de tempo analisados, com exceção dos elásticos Morelli e Tp onde não foram observadas diferenças estatísticas. Foi constatada uma queda nos valores de todas as forças geradas no intervalo de tempo equivalente a 0-24h e observado para todos os elásticos analisados. Este comportamento também foi relatado por Gioka et al.⁴, Beattie e Monaghan⁷, Russel et al.²⁶ e Kersey et al.²⁸ em seus estudos com elásticos intra-orais, apesar de serem

realizados com elásticos de diferentes diâmetros, diferentes marcas e diferentes metodologias de avaliação.

Analisando os dados da Tabela 1 (folha 26) e considerando-se o tempo 0 hora, o maior e menor valor das forças geradas para o elástico 3/16, foram os das marcas Morelli (247,8g) e Tp (192,5g); para o elástico 1/4, também foram os da Morelli (221,0g) e Tp (165,8g); já para o elástico 5/16, foram os da Morelli (164,0g) e Uniden (133,7g). No tempo 24 horas, o maior e menor valor das forças geradas para o elástico 3/16, foram os da Morelli (210,3g) e Tp (160,4g); para o elástico 1/4, também foram os da Morelli (178,2g) e Tp (133,7g); e, para o elástico 5/16, também foram os da Morelli (135,5g) e Tp (103,4g). Também em relação ao tempo 0 hora, valores intermediários e decrescentes das forças geradas foram observados para os elásticos da AO seguidos dos elásticos Uniden nos diâmetros 3/16 e 1/4. Exceção foi observada para os elásticos 5/16, cujos valores intermediários corresponderam às marcas AO e Tp. No tempo 24 horas, os valores intermediários e decrescentes das forças geradas foi observado para os elásticos Uniden, seguido dos elásticos AO. Uma inversão nesta ordem, AO seguido da Uniden foi observada para os elásticos 1/4 e 5/16. A intensidade das forças encontradas em nosso estudo e descrita anteriormente, estão de acordo com as encontradas por Gioka et al.⁴ e Russel et al.²⁶, apesar de algumas variações em relação às diferentes marcas analisadas e diferentes metodologias adotadas.

Conforme visto na Tabela 1 e referentes aos valores das forças geradas, diferenças estatísticas foram observadas nos elásticos em relação às marcas comerciais, aos diferentes diâmetros e aos intervalos de tempo avaliados. Pode-se constatar uma queda acentuada nos valores das forças liberadas principalmente na primeira hora, estendendo-se até o período de 3 horas. Este comportamento foi constatado em todos os diâmetros analisados dos diversos fabricantes, com exceção da marca Morelli no intervalo de 1-3 horas. Neste período foi verificado um aumento na intensidade das forças geradas pelos elásticos 3/16 da Morelli, de 221,0 gf (1h) para 224,6 gf (3h). Esta alteração presente no grupo Morelli 3/16 pode ser explicada pela grande variabilidade observada entre os espécimes pertencentes a este grupo, evidenciada pelo comportamento estatístico não paramétrico ao teste de normalidade e conforme pode ser visto no Gráfico 1 (folha 29). A queda nos valores das forças geradas em todos os outros grupos, principalmente no intervalo de 0-1h, foi relatada por ensaios conduzidos por Kanchana e Godfrey², Wang et al.⁹ e Kersey et al.¹⁷ Gioka et al.⁴ observaram uma queda acentuada da força gerada em períodos entre 3-6 horas, sendo este comportamento observado em intervalos mais longos após o estiramento inicial do material. Todavia, seu modelo experimental foi composto por apenas 5 espécimes de elásticos em cada

grupo, o que somado à grande variabilidade existente entre os elastômeros¹⁷, pode ter conduzido a resultados inconsistentes sobre o real comportamento das forças elásticas geradas.

De uma maneira geral, houve uma queda acentuada nos valores das forças geradas no período 0-3 horas; um ligeiro aumento nos valores das forças no período 3-6 horas, seguido de uma queda discreta e progressiva no período 6-24 horas acompanhada de discretas variações de alguns elásticos e referentes a um ligeiro aumento nos valores das forças geradas. Este comportamento está de acordo com Gioka et al.⁴ e Russel et al.²⁶, com exceção do aumento observado no período de 3-6 horas e para alguns elásticos no intervalo de 12-24 horas. Este fato não foi descrito na literatura consultada, podendo ser atribuído a um enrijecimento transitório do material com consequente aumento das forças geradas nestes períodos.

As comparações estabelecidas neste trabalho não puderam ser relacionadas de forma direta em termos quantitativos com os resultados de outros estudos, pela falta de coincidência entre as marcas comerciais, diâmetros dos elásticos e metodologias utilizadas, quando os resultados são analisados de forma direta. As únicas comparações possíveis, referem-se ao comportamento dos grupos quando avaliados separadamente dos modelos experimentais para eles desenvolvidos. Beattie e Monaghan⁷ avaliaram o comportamento de elásticos de diâmetros 3/16, apresentando as forças geradas após 24 horas com uma distensão de 25 mm. Os elásticos AO apresentaram resultados inferiores às marcas Rocky Mountain Orthodontics e 3M/Unitek. Apesar do resultado inferior apresentado pela marca, os mesmos quando analisados separadamente, geraram forças superiores àquelas descritas no presente trabalho e após 24 horas de distensão. Todavia, a discrepância entre os valores pode ser em decorrência da maior distensão realizada em nosso modelo experimental, onde os elásticos permaneceram estirados por 24 horas sob uma distância 5 mm superior ao experimento conduzido por Beattie e Monaghan.⁷

Analisando os dados contidos na Tabela 2 (folha 27), podemos constatar que o maior percentual de degradação foi observado no período de 0-3 horas, seguido de um percentual de degradação discreto e progressivo até o tempo de 24 horas. Nos períodos 3-6 horas e para alguns elásticos no período de 12-24 horas, não foram observadas degradação e referentes a uma queda nos valores das forças geradas, pelo contrário, houve um aumento nos valores das forças geradas nestes períodos específicos.

Em relação às marcas comerciais analisadas e de acordo com os valores contidos na Tabela 2, o percentual de degradação dos elásticos em relação à queda dos valores das forças

geradas foram, em ordem decrescente, para os elásticos 3/16: AO>Morelli>Uniden>Tp; para os elásticos 1/4: AO>Tp>Morelli>Uniden; e, para os elásticos 5/16: Tp>AO>Uniden>Morelli.

O uso de porcentagens das forças degradadas foi empregado por Kersey et al.¹⁷ como instrumento auxiliar para leitura do comportamento do material em diferentes intervalos de tempo consecutivos. Os mesmos autores demonstraram porcentagens de degradação superiores (27%) quando comparadas aos elásticos da marca AO de diâmetro 1/4 avaliados no presente estudo (21,58%) (Tabela 2, folha 27). Apesar de terem analisado diferentes marcas comerciais, outros autores relataram porcentagens semelhantes de degradação de elásticos de látex. Russel et al.²⁶ relataram uma degradação de 25% após o período de distensão de 24 horas. A mesma porcentagem foi descrita por Gioka et al.⁴ em elásticos de látex de diâmetros 3/16, 1/4 e 5/16 de diferentes marcas comerciais. Degradações mais intensas (49%) foram relatadas por Kersey et al.²⁸ quando analisando elásticos de diâmetro 1/4 polegadas. Esta maior porcentagem de degradação pode estar relacionada a diferenças quanto a metodologia empregada para distensão dos elásticos de látex, não tendo sido padronizada uma medida fixa para distensão e sim um modelo baseado na medida do diâmetro interno dos materiais.

Na Tabela 2, as porcentagens de degradação das forças geradas para o período de 0-1 hora confirmou a queda nos valores das forças de forma mais significativa entre os tempos avaliados. Os elásticos AO demonstraram a maior porcentagem de degradação para os diâmetros 3/16 (15,26%) e 1/4 (18,49%), sendo a maior degradação dos elásticos 5/16 observada para a marca Tp (20,72%). O mesmo padrão de queda prosseguiu até o intervalo de 3 horas, porém com uma menor intensidade. No intervalo de 1-3 horas a maior degradação dos elásticos 3/16 (9,98%) e 5/16 (8,87%) foi observada para a marca AO e para o diâmetro 1/4 (8,65%) para a marca Tp. A queda nos valores das forças geradas e respectivos percentuais de degradação e, constatada nas Tabelas 1 e 2 (folhas 26 e 27), foi expressa graficamente nos Gráficos 3, 4 e 5 (folhas 39 e 40) no período de 0-3 horas. Este comportamento em relação ao percentual de degradação está de acordo com os resultados encontrados por Gioka et al.⁴ O período mais longo de degradação inicial pode estar relacionado às singularidades presentes neste modelo experimental, o qual visou a simulação mais fidedigna do meio oral em condições laboratoriais.

Após a tendência de queda inicial até o tempo de 3 horas, um comportamento caracterizado graficamente como uma curva de concavidade inferior foi verificado no intervalo de 3-12 horas (Gráficos 3, 4 e 5). Um comportamento oposto ao de degradação pode ser visto no padrão ascendente da curva no período de 3-6 horas, conforme caracterizado

(valores negativos de degradação) na Tabela 2 (folha 27). Uma discreta queda nos valores no intervalo de 6-12 horas delineou a porção descendente da curva descrita. Somente os elásticos 3/16 Tp (Gráfico 3, folha 39) e 5/16 AO (Gráfico 5, folha 40) não seguiram o comportamento gráfico em curva de concavidade inferior, conforme dados contidos na Tabela 2 representado nos Gráficos 3, 4 e 5. Investigações complementares se fazem necessárias para a determinação das causas do aumento das forças produzidas pelos elásticos no intervalo de 3 a 6 horas, por este achado não ter sido relatado ainda à literatura. Apesar da imersão sob controle térmico ser descrito como agravante na degradação de forças elásticas²⁸, talvez ocorra algum tipo de alteração na ultra-estrutura elástica, que resulte em seu enrijecimento transitório e, conseqüentemente, no aumento dos valores das forças geradas, conforme já considerado anteriormente. A imersão sob controle térmico adotada no presente estudo teve como objetivo, reproduzir o meio bucal em termos de temperatura e tornar o experimento mais próximo ao observado para o comportamento dos elásticos em meio oral.

Ainda foi possível observar nos Gráficos 3, 4 e 5 que após o tempo de 12 horas, uma degradação mais constante e suave foi verificada no comportamento de alguns dos elásticos avaliados. Kersey et al.²⁸ relataram que degradações significativas nos valores das forças elásticas aferidas apenas em intervalos de estiramento inferiores a 12 horas, confirmando os achados do presente trabalho. Todos os elásticos de diâmetros 3/16, 1/4 e 5/16 da marca AO, os elásticos 1/4 da Uniden e os 5/16 da Morelli, expressaram uma tendência discreta de um comportamento oposto ao de degradação, que pode condizer com o possível enrijecimento transitório já descrito e considerado no intervalo 3-6 horas, porém em uma menor intensidade. Os elásticos 3/16 Tp representaram uma exceção, devido ao grande aumento do nível de forças ao período de 12-24 horas (Tabela 2 e Gráfico 3).

As diferenças entre o comportamento dos elásticos podem estar relacionadas a variações decorrentes de cada fabricante. Apesar das marcas Uniden e Morelli terem apresentado menores índices de degradações de forças geradas que as marcas Tp e AO em muitos dos grupos, estes materiais demonstraram grande variação na geração de forças. Uma distribuição não paramétrica foi evidenciada ao teste de normalidade, podendo estar esta inconstância relacionada a falhas no controle de qualidade na manufatura dos elásticos ou na composição da matéria prima empregada para os elásticos das marcas Morelli e Uniden (Gráfico 1, folha 29), fato este não observado para os elásticos das marcas AO e Tp. A falta de homogeneidade nas forças produzidas por estas marcas pode interferir nos efeitos desejados em relação às mecânicas intermaxilares empregadas, apesar deste controle ter

inúmeros fatores que interferem no desempenho do material, quando visto do ponto de vista clínico.

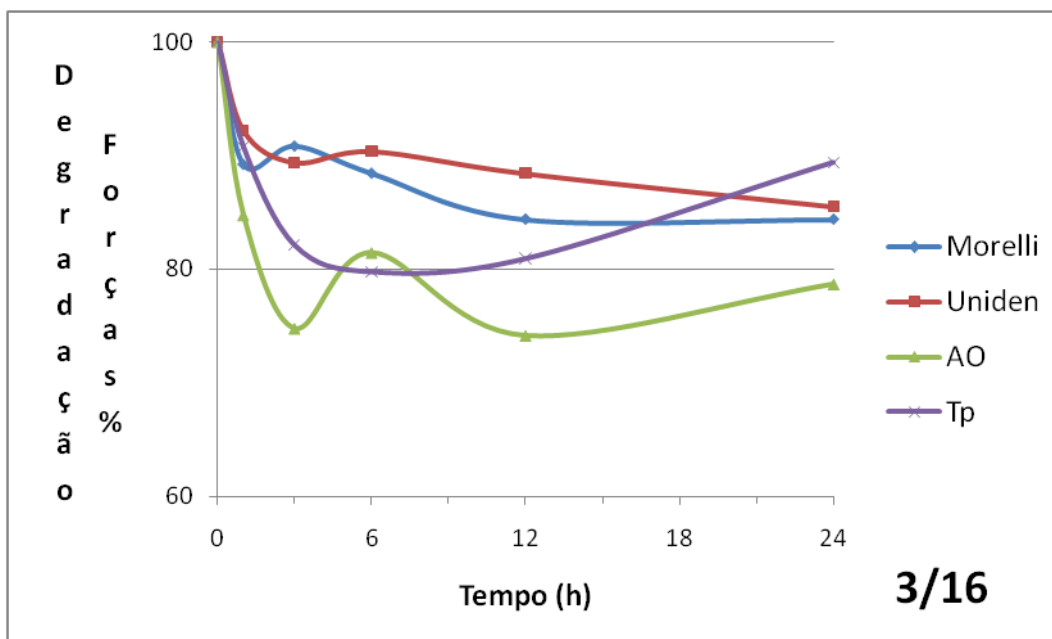


Gráfico 3 – Porcentual de degradação das forças geradas por elásticos ortodônticos de látex intra-orais 3/16, de força média ao intervalo de 0-24 horas

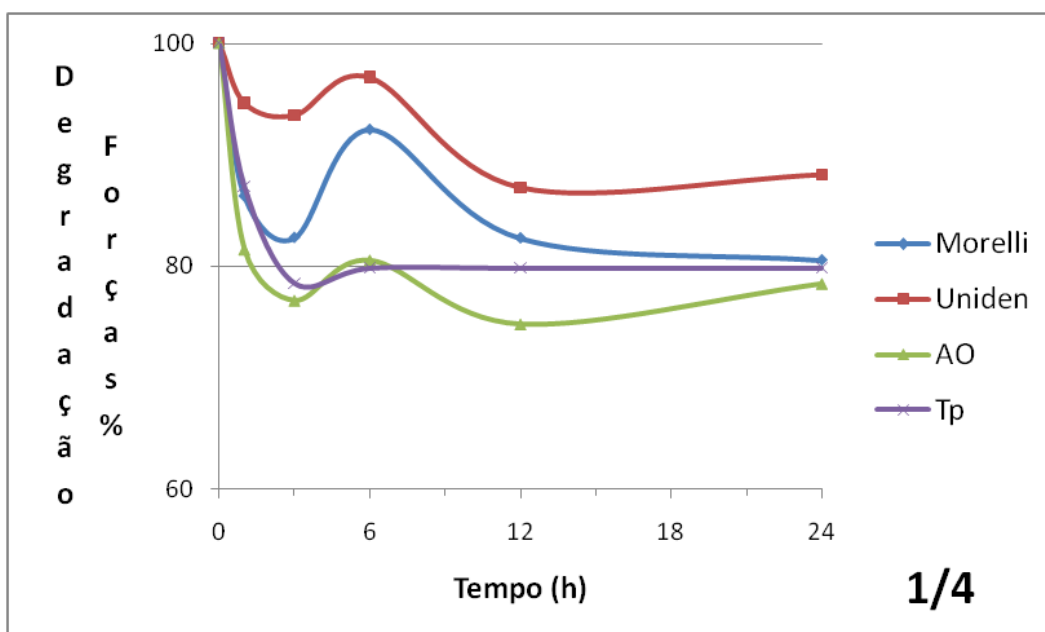


Gráfico 4 – Porcentual de degradação das forças geradas por elásticos ortodônticos de látex intra-orais 1/4, de força média ao intervalo de 0-24 horas

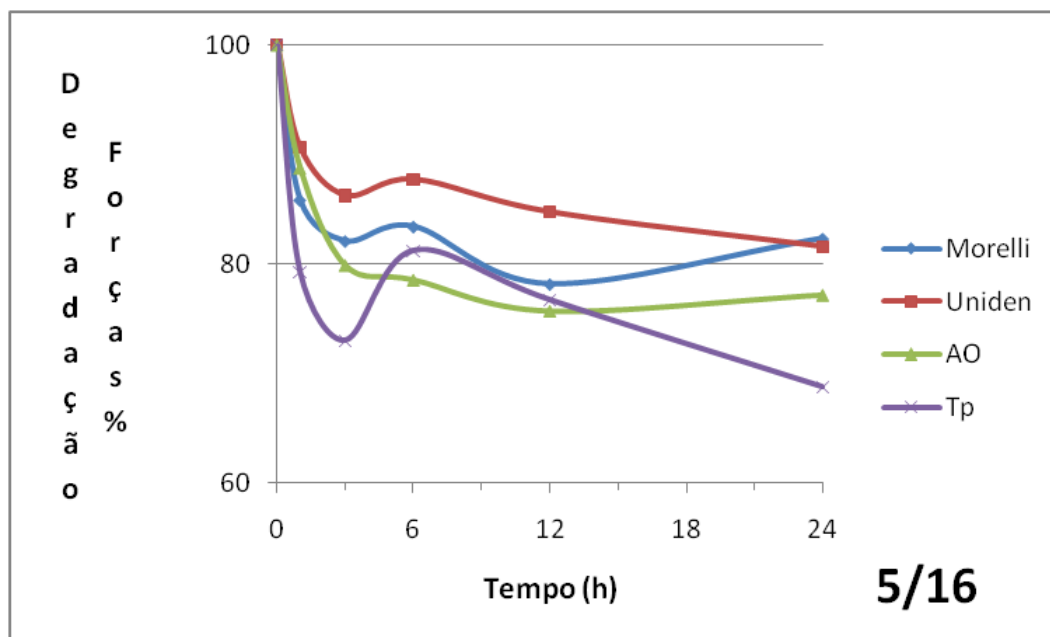


Gráfico 5 – Porcentual de degradação das forças geradas por elásticos ortodônticos de látex intra-orais 5/16, de força média ao intervalo de 0-24 horas

Apesar de toda a padronização metodológica, o método empregado apresentou uma limitação referente à construção das curvas de degradação. Os dados obtidos, segundo os ensaios laboratoriais, reproduziram o comportamento do material em diferentes intervalos de tempo, porém sob uma condição estática. Desta maneira, a construção de gráficos que representem o comportamento dos elásticos sob um enfoque dinâmico, carece da extrapolação de dados não colhidos laboratorialmente. Todavia, esta limitação também foi citada por outros autores como intrínseca a um modelo experimental que vise a simulação precisa das condições orais.⁴

Outra limitação deste estudo, refere-se a sua incapacidade em simular o ambiente oral. Apesar de alguns autores terem afirmado ser a temperatura a variável de maior influência sobre o comportamento do látex⁹, e esta variável ter sido controlada juntamente com a humidade, agentes orais como pH, composição salivar e ação enzimática e microbiana não puderam ser reproduzidas. Esta limitação pode ser responsável pela coleta de resultados que não expressem precisamente o comportamento dos materiais elásticos quando em uso clínico. Este achado foi descrito em diversos outros trabalhos desenvolvidos em laboratório.^{1-3,7,9,17,26,28,}

Tentativas foram realizadas em outros trabalhos, para a simulação das condições orais dinâmicas em ambiente laboratorial.¹⁷ Estes ensaios foram realizados através de uma máquina

capaz de estirar ciclicamente os elásticos ortodônticos, para simulação dos padrões de abertura e fechamento de boca.¹⁷ Esta metodologia foi discutida por autores que sugeriram não haverem diferenças entre o modelo dinâmico e a avaliação das forças geradas sob condições estáticas, após a primeira hora de ensaios.¹⁷ Ponderou-se também, serem arbitrárias as escolhas da quantidade de ciclos promovidos ao estiramento dos elásticos.¹⁷ Sua seleção é descrita como embasada em uma quantidade de ciclos intermediários ao que seria esperado em momentos de mastigação e momentos de repouso.¹⁷ Devido as dúvidas ainda existentes quanto a eficiência apresentada pelo modelo de estiramento dinâmico em simular o meio oral e, aos custos extremamente elevados representados por esta metodologia, o presente estudo realizou os ensaios laboratoriais sob estiramento estático. Este método encontra-se em acordo com outros trabalhos *in vitro*.^{2,7,9,17}

6 CONCLUSÃO

A análise das forças geradas e do percentual de degradação dos elásticos ortodônticos intra-orais possibilitou as seguintes conclusões:

- em relação às forças geradas foi constatado no tempo 0 hora e, em ordem decrescente, que a maior força foi gerada pelos elásticos da marca Morelli, seguidos dos elásticos AO, Uniden e Tp, para os diâmetros 3/16 e 1/4. Os elásticos da Morelli de diâmetro 5/16 apresentaram a maior força gerada, seguidos dos elásticos AO, Tp e Uniden;
- em relação ao percentual de degradação dos elásticos foi constatado após o período de 24 horas e, em ordem decrescente, que os elásticos de diâmetro 3/16 da marca AO, apresentaram o maior percentual de degradação, seguidos das marcas Morelli, Uniden e Tp. Os elásticos de diâmetro 1/4 da marca AO apresentaram o maior percentual de degradação, seguidos das marcas Tp, Morelli e Uniden. Já os elásticos de diâmetro 5/16 da marca Tp apresentaram o maior percentual de degradação, seguidos das marcas AO, Uniden e Morelli;
- em relação ao comportamento dos elásticos no intervalo de 0-24 horas, foi constatado que houve uma queda acentuada nos valores das forças geradas no período de 0-3 horas; um ligeiro aumento nos valores das forças no período de 3-6 horas, seguida de uma queda discreta e progressiva no intervalo de 6-24 horas.

REFERÊNCIAS

1. Bishara SE, Andreasen GF. A comparison of time related forces between plastic alastiks and latex elastics. *Angle Orthod* 1970;40:319–28.
2. Kanchana P, Godfrey K. Calibration of force extension and force degradation characteristics of orthodontic latex elastics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2000;118:280-7.
3. Hanson M, Lobner D. In vitro neuronal cytotoxicity of latex and nonlatex orthodontic elastics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2004;126:65-70.
4. Gioka C, Zinelis S, Eliades T, Eliades G. Orthodontic latex elastics: a force relaxation study. *Angle Orthod* 2006;76:475-79.
5. Areas AC. Avaliação da liberação inicial de força por elásticos em cadeia submetidos à ação química de soluções de glutaraldeído a 2% [monografia]. Rio de Janeiro: Universidade do Estado do Rio de Janeiro. Departamento de Odontologia Preventiva e Comunitária. Curso de Pós Graduação em Odontologia; 1999.
6. Baty DL, Volz JE, Von Fraunhofer JA. Force delivery properties of colored elastomeric modules. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1994;6:40-6.
7. Beattie S, Monaghan P. An in vitro study simulating effects of daily diet and patient elastic band change compliance an orthodontic latex elastics. *Angle Orthod* 2004;74:234-39.
8. Baty DL, Storie DJ, Von Fraunhofer JA. Synthetic elastomeric chains: a literature review. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1994;105: 536-42.
9. Wang T, Zhou G, Tan X, Dong Y. Evaluation of force degradation characteristics of orthodontic latex elastics in vitro and in vivo. *Angle Orthod* 2007;77:688-93.
10. Miles DC, Briston JH. Polymer technology. Londres:Temple Press Books; 1965.
11. Billmeyer FNJr. Textbook of polymer science. New York: John Wiley & Sons; 1980.

12. Matta ENR. Avaliação laboratorial da deformação plástica e da capacidade de liberação plástica e da capacidade de liberação de força por elásticos plásticos [dissertação]. Rio de Janeiro: Universidade Federal do Rio de Janeiro. Departamento de Ortodontia e Odontopediatria. Curso de Mestrado em Odontologia; 1996.
13. Wong AK. Orthodontic elastics materials. *Angle Orthod.* 1976;46:196-204.
14. Morton M. Rubber technology. Londres: Chapman & Hall; 1995.
15. Von Fraunhofer JA, Coffel MTP, Orbell GM. The effects of artificial saliva and tropical fluoride treatments on the degradation of the elastic properties of orthodontic chains. *Angle Orthod.* 1992; 62: 165-74.
16. Santana MJ. Elásticos intra-orais usados no tratamento ortodôntico [dissertação]. Rio de Janeiro: Universidade Federal do Rio de Janeiro. Departamento de Ortodontia e Odontopediatria. Curso de Mestrado em Odontologia; 1997.
17. Kersey ML, Glover KE, Heo G, Major PW. A comparison of dynamic and static testing of latex and nonlatex orthodontic elastics. *Angle Orthod* 2003;73:181–86.
18. Young J, Sandrik JL. The influence of preloading on stress relaxation of orthodontic elastic polymers. *Angle Orthod.* 1979;49:104-9.
19. Matta ENR, Chevitarese O. Avaliação laboratorial da força liberada por elásticos plásticos. *Ver. SBO.* 1997;4:131-36.
20. Hershey HG, Reynolds GW. The plastic module as na orthodontic tooth-moving mechanism. *Am J Orthod.* 1975;67:554-62.
21. Genova DCD, Mc Innes-Ledoux P, Weinberg R, Shaye R. Force degradation of orthodontic elastomeric chains: a product study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1985;87:377-84.
22. Andreasen GF, Bishara S. Comparison of alastik chains with elastics involved with intra-arch molar to molar forces. *Angle Orthod* 1970;40:151–54.
23. Eliades T, Eliades G, Silikas N, Watts DC. In vitro degradation of polyurethane orthodontic elastomeric modules. *Journal of Oral Rehabilitation* 2005; 32: 72–77.

24. Taloumis JL. Force decay and deformation of orthodontic elastomeric ligatures. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1997;11:1-11.
25. Rock WP, Wilson HJ, Fisher SE. A laboratory investigation of orthodontic elastomeric chains. *Br.J. Orthod* 1985;12:202-7.
26. Russel KA, Milne AD, Khanna RA, Lee JM. In vitro assessment of the mechanical properties of latex and non-latex orthodontic elastics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2001;120:36-44.
27. Sinclair MP. [Interview]. *J Clin Orthod* 1994;12:725-7. Interview by Dr Larry W. White.
28. Kersey ML, Glover K, Heo G, Rabound D, Major PW. An in vitro comparison of 4 brands of nonlatex orthodontic elastics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003;123:401-7.
29. Bertl WH, Droschl H. Forces produced by orthodontic elastics as a function of time and distance extended. *Eur J Orthod*. 1986;8:198-201.
30. Ferriter JP, Meyers CE, Lorton L. The effects of hydrogen ion concentration on the force-degradation rate of orthodontic polyurethane chain elastics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1990;8:404-10.
31. Kapila S. Cometary: characteristics of elastomeric chains. *Angle Orthod*. 1994;64:465-66.
32. Huget EF, Patrick KS. Observations on the elastic behavior of a synthetic orthodontic elastomer. *J Dent Res* 1990;69:496-501.
33. Jeffries CL, Von Fraunhofer JA. The effects of 2% alkaline glutaraldehyde solution on the elastic properties of elastomeric chains. *Angle Orthod*. 1991;1:25-30.
34. Stevenson SJ, Kusy PR. Force application and decay characteristics of untreated and treated polyurethane elastomeric chains. *Angle Orthod*. 1994;64:455-67.
35. Jossel SD, Leiss JB, Rekow D. Force degradation in elastomeric chains. *Seminars in Orthod*. 1997;3:189-97.

36. Bales TR, Chaconas SJ, Caputo AA. Force-extension characteristics of orthodontic elastics. *Am J Orthod* 1977;72:296-302.
37. Liu CC, Wataha JC, Craig RG. The effect of repeated stretching on the force decay and compliance of vulcanized cis-polyisoprene orthodontic elastics. *Dent Mater*. 1993;9:37–40.
38. Bell WR. A study of applied force as related to the use of elastics and coil springs. *Angle Orthod* 1951;21:151–58.
39. Hixon EH, Aasen TO, Arango J, Clark RA, Klosterman R, Miller SS et al. On force and tooth movement. *Am J Orthod* 1970;57:476-89.