FELIPPE GALLEGO TSUJINAKA

**Análise do decaimento de força e da embebição dos
elásticos corrente ortodônticos**

São Paulo
2016

FELIPPE GALLEGO TSUJINAKA

**Análise do decaimento de força e da embebição dos
elásticos corrente ortodônticos**

Versão Corrigida

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, pelo Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas, para obter o título de Mestre em Ciências.

Área de Concentração: Ortodontia

Orientador: Prof. Dr. João Batista de Paiva

São Paulo

2016

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

Catálogo-na-Publicação
Serviço de Documentação Odontológica
Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo

Tsujinaka, Felipe Gallego.

Análise do decaimento de força e da embebição dos elásticos corrente ortodônticos / Felipe Gallego Tsujinaka ; orientador João Batista de Paiva. -- São Paulo, 2016.

75 p. : fig., tab., graf.; 30 cm.

Dissertação (Mestrado) -- Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas. Área de Concentração: Ortodontia. -- Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

Versão corrigida

1. Elásticos ortodônticos. 2. Polímeros. 3. Decaimento de força. 4. Embebição. 5. Ortodontia. I. Paiva, João Batista. II. Título.

Tsujinaka FG. Análise do decaimento de força e da embebição dos elásticos corrente ortodônticos. Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Ciências.

Aprovado em: 10/03/2017

Banca Examinadora

Profa. Dra. Kátia de Jesus Novello Ferrer

Instituição: Universidade Camilo Castelo Branco – UNICASTELO

_____
Julgamento: **Aprovado**

Profa. Dra. Gladys Cristina Dominguez Morea

Instituição: Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo – FOU SP

_____
Julgamento: **Aprovado**

Prof. Dr. Igor Studart Medeiros

Instituição: Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo - FOU SP

_____
Julgamento: **Aprovado**

Aos meus pais...

Foi onde tudo começou, obrigado por ter investido tanto amor, dedicação e ter me educado. O resultado não poderia ser outro, não tenho como retribuir tudo que vocês fizeram por mim, mas saibam que me esforçarei ao máximo para continuar correspondendo. Amo muito vocês!

Ao meu irmão...

Mesmo distante nessa fase, saiba que está em meu coração. Obrigado por toda sua ajuda e conte comigo sempre.

A minha esposa...

Pela paciência e compreensão durante essa fase, só quem está lado a lado sabe o quanto é difícil administrar o dia a dia. Meu amor muitíssimo obrigado por estar ao meu lado. Te amo.

AGRADECIMENTO ESPECIAL

Ao Prof. Dr. João Batista de Paiva, pela oportunidade e pelos ensinamentos tanto no campo acadêmico quanto na vida pessoal. Tenho certeza que saio deste mestrado uma pessoa melhor e com grandes conhecimentos. Um eterno muito obrigado!

AGRADECIMENTOS

Aos professores do Departamento de Ortodontia da Faculdade de Odontologia USP, Dr. André Tortamano, Dra. Gladys Cristina Dominguez-Morea, Dr. Jorge Abrão, Dra. Lylian Kazumi Kanashiro, Dr. João Batista de Paiva, Dr. José Rino Neto e Dra. Solange Mongelli de Fantini, pela oportunidade, amizade, respeito e atenção durante esses últimos anos.

Aos professores e técnicos do Departamento de Biomateriais e Biologia Oral da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, em especial o professor Dr. Igor Studart Medeiros e ao técnico Antônio Carlos por estarem sempre dispostos a ajudar.

Aos grandes amigos, Daniele Linhares, Tadeu Mendes, Patrick Saraiva, Lilian Gabarrone, Fábio Yanikian, Almir Santos e Rafael Golghetto pelo companheirismo durante o curso. Durante esse tempo formamos uma família, a família USP.

Aos amigos do curso de doutorado: Annelise Ribeiro, Michele Sendyk-Tichauer, Ricardo Souza, Helena Silva, Liana Fattori, Simone Peixe, Lucas Cardinal, Daniella Prado, pelo apoio, atenção e amizade, transmitindo tranquilidade durante o período de curso.

Aos funcionários da FOU SP, Viviane Passiano, Edina Brito, Ronaldo Carvalho, Antônio Rodrigues por serem verdadeiros anjos da guarda dos pós-graduandos.

Aos funcionários, responsáveis pela organização da FOU SP, sem vocês não seria possível a realização de nenhum trabalho.

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES), pela bolsa de ensino.

A todos aqueles que direta ou indiretamente, tornaram possível a concretização deste trabalho e a realização deste sonho.

“O importante é não parar de
questionar”.

Albert Einstein

RESUMO

Tsujinaka FG. Análise do decaimento de força e da embebição dos elásticos corrente ortodônticos [dissertação]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2016. Versão Corrigida.

Os elásticos corrente estão presentes na ortodontia desde o início do século XX, e devido a sua importância na biomecânica ortodôntica a indústria vem aperfeiçoando suas propriedades. O objetivo dessa pesquisa foi avaliar o remanescente de força, a deformação plástica e a embebição dos elásticos corrente ortodônticos, imersos em água destilada, durante um período de 4 semanas. Neste estudo foram selecionados elásticos corrente de 5 modelos comerciais, divididos em 2 grupos (100gf e 300gf), sendo que em cada grupo foi gerado 12 corpos de prova produzindo um total de 24 corpos de cada modelo comercial, totalizando 120 corpos de prova de elásticos corrente ortodônticos de quatro marcas comerciais (American Orthodontics, Rocky Mountain, 3M Unitek e Morelli). Os elásticos corrente foram cortados padronizando-os em 6 módulos, pesados e medidos, e foram submetidos a um teste estático por um período de 4 semanas. Durante o teste, os elásticos foram armazenados em água destilada à 37°C e estirados no simulador oral em distâncias que representavam 100gf ou 300gf. O remanescente de força foi mensurado em 6 intervalos de tempo (1 hora, 24 horas, 1 semana, 2 semanas, 3 semanas e 4 semanas) em uma balança digital modificada. Ao final da mensuração da quarta semana os elásticos foram retirados da balança modificada e, foram levemente secos em papel toalha e pesados individualmente em uma balança analítica. Em seguida foram medidos novamente utilizando um paquímetro digital. Para analisar os dados obtidos do remanescente de força, embebição e deformação plástica, foram realizadas análises de variância (ANOVA), e teste de Tukey ($p < 0,05$) para identificar as diferenças entre os grupos. A carga inicial (100 e 300gf) foi estatisticamente significativa no remanescente de força ($p < 0,05$) e para o fenômeno da embebição não significativa ($p > 0,05$). Os elásticos da empresa 3M Unitek apresentaram os menores remanescentes de força e foram estatisticamente diferentes dos demais elásticos ($p < 0,05$). Houve uma correlação moderada com

($r=0,68$) e $p=0,03$ indicando que quanto maior o ganho de massa (maior embebição), menor o remanescente de força.

Palavras-chave: Elástico corrente. Polímeros. Decaimento de força. Embebição. Ortodontia

ABSTRACT

Tsujinaka FG. Analysis of force decay and sorption of orthodontic elastomeric chain [dissertation]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2016. Versão Corrigida.

The elastomeric chain (EC) are present in orthodontics since the beginning of the XX century, and due to its fundamental importance in orthodontic biomechanics, the industry has been perfecting its properties and many studies have been done to understand them better. The objective of this research was to evaluate the remaining force, the plastic deformation and the sorption of the orthodontic EC, submerged in distilled water, during a period of 4 weeks. In this study 5 elastomeric chain commercial models were selected, divided in two groups (100gf and 300gf), and from each group 12 specimens were generated producing a total of 24 specimens of each commercial model. Totalizing 120 specimens of orthodontic EC of four commercial brands (American Orthodontics, Rocky Mountain, 3M Unitek and Morelli). For this study an oral simulator device was developed for activation of EC. EC were cut standardizing them in 6 modules, weighted and measured, and were submitted to a static test for a period of 4 weeks. During the test, EC were stored in distilled water at 37°C and stretched in distances that represented 100gf or 300gf. The remaining force was measured in 6 time intervals (1 hour, 24 hours, 1 week, 2 weeks, 3 weeks and 4 weeks) in a modified digital scale. At the end of the measurement of the fourth week the elastics were removed from the modified scale and were dried slightly in paper towel and weighted individually in an analytic scale. Next, they were measured again using a digital pachymeter. To analyze the data obtained of the remaining force, soaking and plastic deformation, variance analysis (ANOVA) and Tukey test ($p < 0,05$) were performed to identify the differences between groups. The initial load (100 and 300gf) was statistically significant on remaining force ($p < 0,05$), and for the soaking phenomenon non significant ($p > 0,05$). EC of the 3M Unitek company presented the smallest remaining force and were statistically different from the other elastics ($p < 0,05$). There was a moderate correlation with ($r = 0,68$) and $p = 0,03$ indicating that the bigger the weight gain (more soaking), the smaller the remaining force.

Keywords: Elastomeric chain. Polymers. Force decay. Sorption. Orthodontics

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 4.1-	Simulador oral dos elásticos corrente	46
Figura 4.2-	Acessórios utilizados para simulação do meio ambiente	47
Figura 4.3-	Instrumentos utilizados para mensuração da intensidade de força	48
Figura 4.4-	Acessórios utilizados para mensuração da intensidade de força	49
Figura 4.5-	Acessórios utilizados para mensurações da massa e deformação plástica dos corpos de prova	49
Figura 4.6-	Mensuração	52
Gráfico 5.1-	Percentual de força remanescente dos elásticos corrente, no período de 4 semanas, quando iniciado com 100gf	5
Gráfico 5.2-	Percentual de força remanescente dos elásticos corrente, no período de 4 semanas, quando iniciado com 300gf	57
Gráfico 5.3-	Correlação variação de massa (%) x força (gf)	59

LISTA DE TABELAS

Tabela 4.1- Grupo corpo de prova (100gf).....	51
Tabela 4.2- Grupo corpo de prova (300gf).....	51
Tabela 5.1- Médias e desvio padrão (DP) da força remanescente em percentual em função do tempo, quando iniciado com 100gf	55
Tabela 5.2- Médias e desvio padrão (DP) da força remanescente em percentual em função do tempo, quando iniciado com 300gf	56
Tabela 5.3- Médias e desvio padrão (DP) da variação de massa em porcentagem	58
Tabela 5.4- Médias e desvio padrão (DP) da deformação plástica (%).....	58

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

g	grama
gf	grama/força
h	hora
Hz	hertz
min	minuto
mm	milímetro
mm/s	milímetro por segundo
oz	onça
pH	potencial hidrogeniônico
ref	referência
s	segundo
tam	tamanho

LISTA DE SÍMBOLOS

"	polegadas
%	porcentagem
°C	graus Celsius
±	Mais ou menos

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	27
2	REVISÃO DA LITERATURA	29
3	PROPOSIÇÃO	43
4	MATERIAIS E MÉTODOS	45
4.1	Materiais	45
4.1.1	Corpo de Prova – elásticos corrente	45
4.1.2	Simulador oral dos elásticos corrente.....	45
4.1.3	Acessórios utilizados para simulação do meio ambiente	46
4.1.4	Instrumentos utilizados para mensuração da intensidade de força.....	47
4.1.5	Acessórios utilizados para mensuração da intensidade de força.....	48
4.1.6	Acessórios utilizados para mensuração da massa e deformação plástica dos corpos de prova.....	49
4.1.7	Acessórios utilizados para registro dos dados das mensurações	50
4.2	Métodos	50
4.2.1	Corpo de prova – elásticos	50
4.2.2	Mensuração das forças dos elásticos.....	51
4.2.3	Simulação de utilização oral dos elásticos corrente	53
4.2.4	Mensurações dos pesos e deformação plástica dos elásticos corrente	53
4.3	Análise estatística	54
5	RESULTADOS	55
5.1	Remanescente de força (100gf).....	55
5.2	Remanescente de força (300gf).....	57
5.3	Variação de massa	58
5.4	Deformação plástica.....	58
5.5	Correlação variação de massa x força	60

6	DISCUSSÃO.....	61
6.1	Decaimento de força.....	62
6.2	Elásticos corrente de memória x convencional.....	64
6.3	Deformação plástica e variação de massa.....	66
6.4	Efeito da embebição no decaimento de força.....	67
6.5	Considerações finais.....	69
7	CONCLUSÕES.....	71
	REFERÊNCIAS	73

1 INTRODUÇÃO

Os elásticos corrente estão presentes na ortodontia desde o início do século XX, e devido a sua importância na biomecânica ortodôntica a indústria vem aperfeiçoando suas propriedades (Eliades, 2015).

Existem dois tipos de elastômeros usados na ortodontia. O primeiro tipo são os elastômeros naturais de látex, que são utilizados na mecânica inter-arcos e são geralmente referidos como "Elásticos intermaxilares". O segundo são os elastômeros sintéticos, que são utilizados como elásticos em cadeia, ligaduras, fios elásticos e elásticos intermaxilares non-látex (Andreasen; Bishara, 1970; Bishara; Andreasen, 1970; Eliades, 2015). Os elastômeros sintéticos são geralmente referidos como "ALASTIKS" (Bishara; Andreasen, 1970).

A composição química dos elásticos correntes variam de fabricante para fabricante e é mantida em segredo por motivos comerciais, porém sabe-se que o seu principal composto químico é o poliuretano e que seus mecanismos de síntese são os responsáveis pela variação da propriedade do material (Bousquet et al., 2006). Os elastômeros sintéticos podem ser termoplásticos (convencionais) ou termorrígidos (memória). Os materiais termoplásticos são materiais que podem ser feitos de plástico e são moldáveis a altas temperaturas. Por outro lado, os materiais termorrígidos não se alteram com a temperatura. Os materiais termoplásticos têm suas ligações dipolo ou de Van der Waals fracas entre as suas ligações poliméricas, enquanto os materiais termorrígidos têm ligações químicas covalentes fortes. Cada material tem as suas vantagens e desvantagens. Os materiais termoplásticos têm um acabamento de superfície melhor, emitem menos compostos orgânicos voláteis, são recicláveis e tem um custo menor de fabricação. No entanto, eles deformam com o calor. Por outro lado, os materiais termorrígidos são mais adequados para temperaturas mais altas, mas falta-lhes um acabamento superficial melhor (Taloumis et al., 1997; Masoud et al., 2014).

A apresentação comercial dos elásticos corrente basicamente ocorre em três tamanhos: curto, longo e contínuo. E também se apresentam com variação de cor, podendo ser transparentes ou coloridos. Devido ao seu baixo custo financeiro, propriedades elásticas que favorecem uma energia contínua, a fácil utilização e obtenção torna-se um material de grande utilização na clínica ortodôntica. Na

biomecânica ortodôntica eles são aplicados nas movimentações dentárias ajudando no alinhamento e nivelamento, correção de rotações, retração das arcadas dentárias, fechamento de espaços, correção de linha média e tracionamentos dentários (Baty et al., 1994; Ren et al., 2003).

As propriedades elásticas deste material no entanto nos leva a um problema do controle terapêutico uma vez que há uma mudança na sua força durante o tempo de uso. Os elásticos corrente são utilizados por curtos períodos de tempo e substituídos em 3 a 4 semanas (Bishara; Andreasen, 1970; Rock et al., 1986; Balhoff et al., 2011). Estudos relatam que há um grande decaimento da força inicial durante o primeiro dia de ativação e, é seguido de um decaimento contínuo. Este decaimento é devido ao realinhamento das ligações elásticas, exposição ao ambiente intra-oral, mastigação, higienização, alimentação, saliva e variações de temperatura (Huget et al., 1990; Baty et al., 1994; Taloumis et al., 1997; Halimi et al., 2012; Oshagh et al., 2015).

Estudos anteriores (Bishara; Andreasen, 1970; Rock et al., 1986; Taloumis et al., 1997; Halimi et al., 2012; Masoud et al., 2014) descrevem o decaimento da força dos elásticos corrente durante um determinado tempo em diferentes meios, porém, até o momento, não há trabalhos correlacionando a perda de força dos elásticos corrente ao fenômeno de embebição. Esse fato motivou-nos a realizar este trabalho com o objetivo de analisar as variações das forças dos elásticos corrente ortodônticos, submetidos a um teste estático sob condições semelhantes à cavidade oral, e, correlacionar o remanescente de força ao fenômeno de embebição.

2 REVISÃO DA LITERATURA

Andreasen e Bishara (1970), relatam que até esta data não foi encontrada nenhuma pesquisa feita com os elásticos corrente, um novo e importante material inserido na mecânica ortodôntica. Devido a sua importância na ortodontia foi feita uma pesquisa com 90 amostras de elástico corrente imersos em água a 37° C sobre decaimento de força. Os grupos foram divididos por tipos (K1, K2 e K3) e pelos diferentes estiramentos (22, 28, 34 e 40mm). Foram feitas medições após seu estiramento nos tempos de 0 minuto, 1 minuto, 1 hora, 1 dia, 1 semana, 2 semanas e 3 semanas. O resultado mostrou um decaimento da força na primeira hora de 45.3%, após 24 horas o decaimento medido foi de 54.7%, em uma semana foi de 64.5% e ao final das 3 semanas foi encontrado 32.5% da sua força inicial. Os autores concluem que o decaimento de força deve ser considerado quando medimos inicialmente a força desejada para a movimentação ortodôntica e que o paciente deve ser informado ao desconforto inicial ao ser colocado o elástico corrente. O decaimento de força é grande nas primeiras horas e após esse período o decaimento se mostra mais constante.

Hershey e Reynolds (1975), fizeram um estudo sobre o decaimento de força dos elásticos corrente simulando os movimentos dentários através de uma diminuição do estiramento dos elásticos ao longo dos dias, com grupos iniciais de força de 573gf e 284gf. Foram testadas 3 marcas comerciais (Unitek Corporation, Ormco Corporation, TP Laboratories) totalizando 540 amostras de elásticos corrente. As amostras foram testadas sob temperatura de 37°C em água destilada, os intervalos de medição foram de 10 minutos, 1 hora, 24 horas, 1 semana e semanalmente até completar 6 semanas. Os resultados mostraram que o remanescente de força durante os intervalos de medida foram: 10 minutos (75% da força inicial), 1 hora (64% da força inicial), 24 horas (47% da força inicial), 6 semanas (42% da força inicial). Com os dados obtidos os autores concluem que em todas as amostras o decaimento maior (+50%) ocorre nas primeiras 24 horas. E após 4 – 6 semanas a média do remanescente de força é de 40% da força inicial. A diminuição do estiramento que simula a movimentação dentária tem influência direta na diminuição da força remanescente e as características de degradação não estavam ligadas a magnitude da força inicial. Os três fabricantes exibiram curvas

força de decaimento semelhantes e foram consideradas clinicamente equivalente. Os elásticos corrente de cor cinza tiveram uma menor variação de degradação quando comparados aos de cor transparentes e os dados de decaimento da força exibidos pelos elásticos corrente indicam que eles podem produzir a força de movimento de dente eficaz ao longo de um período de 4 a 6 semanas.

Rock et al. (1986), selecionaram oito tipos de elástico correntes comercialmente disponíveis para estudar o efeito do uso clínico de um mês sobre as propriedades mecânicas dos mesmos materiais anteriormente testadas em laboratório. Após um período de um mês houve uma redução na extensão devido ao dente movimentado e degradação do material elástico causada por estresse mecânico e exposição ao meio bucal. Devido à dificuldade do controle de todos os fatores variáveis que afetam as situações clínicas, somente os resultados individuais foram apresentados, os dados deste exemplo não foram passíveis de avaliação estatística. Os resultados mostraram que durante o período de 1 mês a força foi reduzida em aproximadamente 50% do valor original. Todos os materiais testados foram submetidos a uma diminuição na rigidez que contribuiu para uma redução da força exercida. O fechamento de espaço na amostra testada se estendia desde zero a 5 mm.

Sonis et al. (1986), fizeram uma pesquisa em vinte e cinco pacientes que precisaram extrações de pré-molares simétricas (que representavam oitenta quadrantes que exigiam a retração de caninos). Foram usados bráquetes de Edgewise Padrão 0,022 x 0,028 polegadas com arcos 0,016 x 0,022 polegadas durante a retração de caninos. Em 30 dos quadrantes, a retração de caninos foi realizada com cadeia Unitek Alastik; 10 quadrantes foram tratados com Rocky Mountain Energy Chain (médio). Nos restantes 40 grupos, retração de caninos foi realizada com fio Unitek cobertas de nylon látex. As forças inicialmente aplicadas ao sistema foram entre 350-400 gramas. Os pacientes foram observados em intervalos de 3 semanas para medir a quantidade de fechamento de espaço e para trocar os elásticos. Uma comparação entre os três grupos não revelou diferenças significativas nas taxas de retração de caninos, a variação da força ao longo do tempo não teve influência na movimentação dentária, uma vez que a força remanescente ainda se encontrara suficiente e dentro dos limites para ocorrer a movimentação.

Huget et al. (1990), fizeram um estudo no qual avaliaram a elasticidade dos elásticos corrente quando embebidos em água destilada. Foram realizadas curvas de carga e descarga para permitir a medição direta da recuperação elástica instantânea e permanente e o cálculo da recuperação tardia. Os dados obtidos foram do material seco e após embebidos. A água foi selecionada como meio de armazenagem de espécime ao invés da saliva sintética e outras soluções aquosas para que a degradação do elastômero ocorresse pelos meios mais suaves possíveis. Testes comparativos foram realizados em material que havia sido armazenado em água a 37 ° C durante um, sete, 14, 42 e 70 dias. Utilizou-se a cromatografia da espectrometria gasosa de massa para a análise de substâncias orgânicas escoadas a partir do elastômero na água. O teste ANOVA de duas vias revelou que a distensão de tensão e a resolução da água afetaram o requisito de recuperação elástica instantânea e permanente e a recuperação tardia. A presença de substâncias orgânicas em água de 14, 42 e 70 dias de armazenamento mostrou evidência de uma composição de matriz dependente do tempo. As descobertas de desempenho elástico e análise de água indicam que a exposição do elastômero à água origina enfraquecimento de forças não covalentes e subsequente degradação.

Von Fraunhofer et al. (1992), estudaram o efeito da saliva artificial e tratamentos tópicos de flúor no decaimento de força e da mudança da força final em três marcas de cadeias elastoméricas (Ormco, TP, 3M Unitek) ao longo de um período de 4 semanas. As cadeias armazenadas em ar e nos diferentes meios de teste sofreram um estiramento para atingir as forças de 150gf e 300gf. As cadeias elastoméricas apresentaram um bom comportamento elástico quando estiradas a uma força inicial de menos de 300gf. Quando as forças excederam 300gf, a deformação permanente ocorreu e a entrega de força foi menos previsível. A exposição a saliva artificial e fluoreto tópica afetaram as propriedades elásticas das cadeias elastoméricas e aumentaram o alongamento necessário para proporcionar tanto a 150gf quanto 300gf. O aumento do alongamento para uma força de 150gf, no entanto, foi relativamente pequeno e provavelmente insignificante no contexto clínico. O alongamento necessário para produzir 300gf foi significativamente maior e parece ser clinicamente significativo. Pré-estirando as cadeias elastoméricas por 100% do seu comprimento inicial não foi vantajoso em termos de comportamento do

decaimento de força. Havia mais perda de força encontrada nas cadeias que foram imersas em água destilada e Fluoreto de Fosfato Acidulado do que em cadeias expostas somente ao ar.

Baty et al. (1994), realizaram uma revisão sistemática com os artigos publicados sobre elásticos corrente no período de 1970-1992. Com esta revisão os autores concluem que as cadeias mais comercializados se comportam de uma forma semelhante. Cadeias elastoméricas geralmente perdem 50% a 70% da sua força inicial durante o primeiro dia de aplicação de carga e, às 3 semanas, retém apenas 30% a 40% da força inicial. Devido à grande variação dos níveis de força iniciais entre os produtos dos fabricantes, a literatura é confusa, pois a quantidade de extensão inicial necessária para gerar níveis de força compatíveis com o movimento dentário eficiente é variável. Algumas das cadeias estiradas em 100% do seu comprimento original produz níveis de força iniciais em excesso de 450 gf, levou os pesquisadores a recomendarem uma extensão de 50% a 75%. Outras cadeias, quando estiradas em 100%, produzem um nível de força aceitável de 300 gf. Tendo em conta as grandes variações nos níveis de força iniciais dos diversos tipos de cadeias elastoméricas, os autores sugerem que o ortodontista deva empregar um medidor de força para determinar a força inicial desejada. A configuração da cadeia, (continua, curta, longa) parece afetar o comportamento final, as cadeias mais longas entregam uma força inicial menor na mesma extensão e exibem uma maior taxa de degradação da força do que as correntes contínuas. O pré-estiramento de cadeias elastoméricas tem sido sugerida como um meio de reduzir a taxa de decomposição rápida de força e que se estabeleça uma entrega de força mais constante e consistente. Embora vários estudos tenham encontrado que os efeitos de decaimento de força seja estatisticamente significativo, o aumento da força residual em 3 semanas é geralmente cerca de 5%. Portanto, com uma redução de 50% a 75% da força inicial, é questionável se essa melhora é de qualquer benefício clínico. Fatores ambientais, como a movimentação dentária, mudanças de temperatura, variações de pH, fluoretos orais, escovação, enzimas salivares, e forças mastigatórias têm sido associados com a deformação, degradação da força e comportamento relaxamento das cadeias elastoméricas. Com base nesta revisão, os autores finalizam dizendo que cadeias elastoméricas devem ser pré-estiradas inicialmente em 75% a 100% do seu comprimento original e ter o nível de força

inicial verificado com um medidor de força. Um nível de força mais consistente é provavelmente entregue por uma corrente contínua e o pré-estiramento das cadeias fornece pouca ou nenhuma, a melhoria substancial no fornecimento de força ou degradação da força. As cadeias elastoméricas sintéticas devem ser mantidas em recipientes e protegido da luz direta. Independentemente das desvantagens de cadeias elastoméricas, elas ainda são um método conveniente e barato para fornecer um sistema de força contínua com níveis aceitáveis para mover os dentes ao longo de um período de 3 a 4 semanas.

Taloumis et al. (1997), avaliaram as ligaduras elastoméricas de sete empresas para a decomposição de força, alteração dimensional e a relação entre a dimensão e a força da ligadura. A espessura inicial da parede, o diâmetro interno, o diâmetro externo e os níveis de força de cada ligadura foram medidos. Três dos quatro grupos de teste de ligaduras foram estirados. O grupo de ensaio 1 foi mantido à temperatura ambiente e humidade durante 28 dias e o grupo de ensaio 2 num banho de saliva artificial a 37°C, pH 6,84 durante 28 dias. As forças residuais e as alterações dimensionais foram medidas. O terceiro grupo de teste foi colocado num banho de saliva sintético a 37°C, pH 6,84, e os níveis de força registados nas primeiras, 24 horas, 7 dias, 14 dias e 28 dias. O quarto grupo de teste de amostras não estiradas foi colocado num banho de saliva sintético a 37°C, pH 6,84 durante 28 dias para avaliar as alterações dimensionais devidas unicamente à sorção de humidade. Os resultados para amostras estiradas em ambiente oral simulado revelaram o seguinte: (1) A umidade e o calor tiveram um efeito pronunciado sobre decaimento da força e deformação permanente, (2) uma correlação positiva existiu entre a espessura da parede e a força, (3) uma correlação negativa existiu entre o diâmetro interno e a força (5) a maior perda de força ocorreu nas primeiras 24 horas e o padrão de decaimento foi semelhante para todas as ligaduras testadas, e (6) as ligaduras não estiradas absorveram humidade na gama de 0,060% a 3,15%.

Nattrass et al. (1998), realizaram um estudo in vitro que comparou os elásticos corrente e as molas de níquel-titânio imersas três fatores ambientais comuns ou seja, água, Coca-Cola, e solução de cúrcuma. Além disso, examinaram o efeito da temperatura a 10, 22, e 37°C, em ambos os materiais de fechamento de espaço. Ao contrário de muitos estudos anteriores, as medições foram realizadas constantes durante todo o período de teste, inclusive durante a sua transferência para a

máquina universal de ensaios Instron para medição de força. Seis medições de força foram feitas durante a primeira hora, depois a 24 horas e 7 dias. Um grupo de controle de amostras secas, mantida a 22°C, tinha medições adicionais realizadas semanalmente durante um período de 4 semanas. Os resultados indicaram que as cadeias elastoméricas foram afetadas por todos os ambientes de teste enquanto as molas de níquel-titânio só foram afetadas pela temperatura.

Ren et al. (2003), realizaram uma revisão sistemática da sobre a força ótima ou faixa de forças para o movimento dentário ortodôntico. Mais de 400 artigos sobre pesquisas humanas e experimentos com animais foram encontrados no Medline e por meio de pesquisas manuais nos principais periódicos ortodônticos e odontológicos. Os artigos sobre experiências com animais foram majoritários. Utilizou-se uma grande variedade de espécies animais tais como rato, gato, coelho, cão beagle, macaco, etc. Além da variação de espécies, houve também uma ampla gama de magnitudes de força, dentes em estudo, direções do movimento dentário, duração do período experimental e reativação da força. Além disso, dificilmente foram relatados experimentos que fornecessem informações sobre a relação entre a velocidade do movimento dentário e a magnitude da força aplicada. Dados de pesquisas em humanos sobre a eficiência do movimento de dentes ortodônticos parecem ser muito limitados. E concluem que nenhuma evidência sobre o nível ótimo de força na ortodontia pode ser extraída da literatura. Estudos clínicos bem controlados e experimentos com animais mais padronizados no campo ortodôntico são necessários para fornecer mais informações sobre a relação entre a força aplicada e a taxa de movimento dentário.

Eliades et al. (2004), avaliaram o alongamento, resistência à tração e resistência de cadeias elastoméricas. Dois tipos (contínua e curta) de três marcas de elásticos corrente (Ormco, 3M Unitek e Dentaureum) obtendo-se seis grupos no estudo. As amostras com igual número de loops foram medidos e classificados em quatro grupos com base no seu estado de envelhecimento: (a) como recebido; (b) submetida a uma pressão constante em 24 horas em ambiente determinado com 50% do comprimento original; (C) exposto intra-oral, durante 24 horas; e (d) recuperada de 3 semanas da exposição intra-oral. Todas as amostras foram submetidas a esforços de tensão e seu comportamento foi analisada com o teste ANOVA de três vias e teste de comparação múltipla de Tukey a $\alpha = 0,05$ nível de

significância, com marca, tipo (contínuo e curto), e variáveis de tratamento que servem como variáveis discriminantes. A geometria modular ou projeto não influenciaram nos efeitos sobre o alongamento, provavelmente devido à variação substancial na forma de cadeia, tamanho modular, e comprimento ligação entre os produtos da mesma marca. Do mesmo modo, não foi identificada nenhuma correlação entre o tratamento da amostra e a resistência à tração dos elastômeros. Os resultados de tenacidade não eram consistentes com as classificações de grupos de resistência à tração, provavelmente por causa da variação da deformação elástica e plástica de amostras após o estiramento.

Bousquet et al. (2006), realizaram um ensaio clínico randomizado para determinar se as cadeias elastoméricas feitas por diferentes processos de fabricação têm diferentes níveis de decaimento da força. Eles usaram 24 pacientes ortodônticos de uma clínica ortodôntica universitária que preencheram os critérios de seleção e foram agrupados para avaliar a decomposição da força em 1 hora, 24 horas, 48 horas, 7 dias, 14 dias e 21 dias. Higiene oral e pH da dieta (entre 5,8 e 7) foram controlados. Para cada paciente, foram atribuídos aleatoriamente dois tipos de elásticos corrente (moldadas por injeção e estampadas) feitas pela American Orthodontics. Cada unidade de tração (cadeia elastomérica de 3 elos com fio de ligação) foi ajustada para fornecer uma força inicial de 200gf durante a retração canina. Este nível de força foi reativado para cada período de estudo com uma nova unidade de tração calibrada. Foram utilizados testes t de Student para amostras independentes e pareadas. Não foi encontrada diferença estatisticamente significativa no decaimento da força entre os tipos de cadeia elastomérica durante o período de estudo de 3 semanas. A força restante média (cerca de 150 gf) após 3 semanas foi considerada clinicamente adequada para a retração canina. O comportamento das cadeias elastoméricas em ambos os arcos foi estatisticamente e clinicamente semelhante. E concluem que os dois tipos de cadeia elastomérica produziram os mesmos efeitos clínicos.

Santos et al. (2007), realizaram um estudo in vitro para comparar a força gerada por cadeias elastoméricas e molas fechadas de NiTi, e para determinar seu padrão de degradação de forças. Quarenta cadeias elastoméricas e quarenta molas fechadas de NiTi foram divididas em 4 grupos, as marcas comerciais utilizadas foram Morelli, Abzil, TP Orthodontics e American Orthodontics. Os espécimes foram

estirados em duas vezes o seu comprimento original e armazenado em saliva artificial a 37° C. O valor inicial foi medido por meio de uma máquina universal de ensaios (Instron) e depois a 1, 4, 7, 14, 21 e 28 dias. Os resultados mostraram que as cadeias elastoméricas liberaram uma força média inicial de 347 g para Morelli, 351 g para American Orthodontics, 402 g para Abzil, e 404 g para TP Orthodontics. As molas fechadas de NiTi geraram uma força média inicial de 196 g para a American Orthodontics, 208 g para TP Orthodontics, 216 g para Abzil, e 223 g para Morelli. A percentagem média de degradação da força após 28 dias para as cadeias elastoméricas foi de 37,4% para TP Orthodontics (R), 48,1% para American Orthodontics, 65,4% para Morelli, e 71,6% para Abzil. Após 28 dias, as molas fechadas de NiTi tiveram uma percentagem média de degradação da força de 22,6% para American Orthodontics, 29,8% para Abzil, 30,6% para Morelli, e de 45,8% para TP Orthodontics. Os resultados indicaram que as molas fechadas são mais adequados para movimentação dentária do que as cadeias elastoméricas.

Balhoff et al. (2011), avaliaram em um estudo *in vitro* o percentual de degradação da força de elásticos corrente, utilizando três diferentes mecanismos de design simulando retração de caninos e avaliaram o percentual de degradação da força de quatro diferentes empresas (Ormco, GAC, 3M Unitek e RMO). Elásticos corrente contínuos da cor cinza de quatro empresas foram selecionados para esse estudo. Três gabaritos de resina acrílica foram construídos para fornecer um quadro para três mecanismos de fechamento de espaço simulados. O mecanismo 6-5-3, o tieback, e o 6-3 foram os mecanismos de configuração utilizados no estudo. Um dinamômetro eletrônico foi usado para medir a degradação da força percentual associada a cada cadeia elastomérica ao longo de 28 dias em tempos pré-selecionados. Houve uma diferença significativa na força de porcentagem média de decaimento para os três mecanismos diferentes. Para todas as quatro empresas, o projeto mecânico 6-3 (elástico corrente preso no gancho do molar até o gancho de canino, ignorando o segundo pré-molar) teve a menor média percentual de decaimento de força. Houve diferença significativa na porcentagem de decaimento de força para as diferentes marcas. Para todos os três mecanismos, a empresa Ormco teve o menor percentual de decaimento enquanto a 3M Unitek teve a maior percentagem de decaimento força. A diferença significativa da força de porcentagem média de decaimento para os diferentes mecanismos sugere que o mecanismo de

fechamento 6-3 é o meio mais eficiente de fechamento de espaços que utilizam cadeias elastoméricas.

Halimi et al. (2012), fizeram uma revisão sistemática sobre os elásticos correntes. O objetivo deste estudo foi o de fornecer uma revisão sistemática de publicações pertinentes ao decaimento de forças em cadeias elastoméricas ortodônticas. Uma revisão sistemática foi realizada por meio de consulta eletrônica de vários bancos de dados para o período de 1970-2011. As consultas foram limitadas a um conjunto de palavras-chave específicas em duas línguas (inglês e francês). Cinco principais comentários foram consultados manualmente para identificar publicações relevantes. Um total de 53 estudos foram encontrados, incluindo 22 sobre o decaimento ao longo do tempo, sete sobre as consequências da força de pré-alongamento, 12 em o impacto do ambiente sobre a força entregue, e 11 sobre a eficácia clínica. Os autores concluem que a força entregue pelas cadeias elastoméricas decai rapidamente ao longo do tempo, afetando suas propriedades mecânicas e eficácia clínica quando estudada em saliva humana ou de meios de teste de laboratório. A força fornecida pelas cadeias elastoméricas não é constante ao longo do tempo. Vários estudos descreveram uma deterioração rápida da força gerada por tais dispositivos ao longo do tempo, o que afetou as suas propriedades mecânicas e a eficácia clínica. Este decaimento foi dependente de vários fatores, incluindo as características de fabricação e ambiente clínico.

Stroede et al. (2012), fizeram um estudo investigativo sobre as cadeias elastoméricas ortodônticas que estão comercialmente disponíveis em várias cores de 3 marcas. Neste estudo, foram investigadas as propriedades viscoelásticas de cadeias elastoméricas usando análise mecânica dinâmica para realizar comparações de cores e marcas. Dez cores de elásticos corrente Sunburst (GAC internacionais, Bohemia, NY) foram selecionados para o estudo da cor. Três cores do Sunburst, Bobbin Alastik (3M Unitek, Monrovia, Califórnia), e da Energy (Rocky Mountain Ortodontia, Denver, Colorado) foram selecionados para o estudo de marca. Nove amostras de cada tipo foram medidos e testados. A análise dinâmico-mecânica foi realizada à temperatura ambiente em 8 frequências que variam de 0,125 para 16,0 Hz. Três variáveis foram analisados por meio de medidas repetidas análise de variância (ANOVA) e testes de pares, comparando todas as frequências para cada tipo de amostra e todos os tipos de amostras para cada frequência.

Foram encontradas diferenças significativas entre todas as dimensões do espécime, todas as frequências e todas as 3 variáveis de análise mecânicas dinâmicas em ambos os estudos de cor e de marca. Os autores concluem que as diferenças estatisticamente significativas nos valores entre cores eram relativamente pequenas, de modo que o significado clínico é questionável e requer uma investigação mais aprofundada. As diferenças nos valores entre marcas foram maiores e mais susceptível de ser clinicamente significativas.

Yagura et al. (2013), realizaram um estudo investigando uma potencial relação entre o grau de alongamento e a resultante de deformação permanente dos elásticos corrente (ECs), e se o alongamento durante o tempo tem qualquer relação com o grau de deformação permanente. Segmentos com cinco módulo de cadeias elastoméricas fechados fabricados pela 3M Unitek foram esticados a 10-100% do seu comprimento original em dispositivos especialmente concebidos para este efeito, permaneceram submersos em saliva artificial, a $37 \pm 1^\circ \text{C}$ e foram removidos sequencialmente após 1, 2, 3 e 4 semanas. Depois da remoção, cada segmento foi medido e, uma vez que os valores registrados, foram analisados estatisticamente com o objetivo de avaliar o grau de deformação permanente. Concluiu-se que a deformação permanente é diretamente proporcional ao grau de alongamento do ECs avaliados. As percentagens médias encontradas foram de 8,4% a 10% de alongamento, e superior a 20% (21.3%) quando esticado em 40%, e chegando a 56,6% de deformação permanente quando esticada 100% do seu comprimento original. Finalmente, a maior percentagem de deformação permanente ocorreu durante a primeira semana e não foi estatisticamente significativa após este período.

Weissheimer et al. (2013), analisaram, *in vitro*, a degradação de força, ao longo do tempo, de elastômeros das marcas comerciais American Orthodontics, Morelli, Ormco e TP Orthodontics. A amostra constituiu-se de 80 segmentos de elastômeros em cadeia fechada na cor cinza, divididos em quatro grupos, conforme o fabricante. A distensão foi padronizada em 21mm, com liberação de força inicial variando de 300 a 370gf de força. As amostras foram mantidas em saliva artificial á 37°C , e a força avaliada nos seguintes intervalos: inicial, 1h, 3h, 5h, 7h, 9h, 1 dia, 7 dias, 14 dias, 21 dias, 28 dias e 35 dias. Encontraram diferença estatisticamente significativa na degradação de força entre os grupos avaliados, sendo que no primeiro dia houve perda de 50 a 55% em relação à força inicial. Os valores médios de força em 35 dias

variaram de 122 a 148gf. E concluem que todas as marcas comerciais apresentaram degradação de força ao longo do tempo, sendo que na primeira hora a perda de força esteve entre 59 e 69% da força inicial. Porém, como existe variação dessa degradação dependendo da marca comercial, estudos como esses são importantes para orientação do uso desses elastômeros.

Antony e Paulose (2014), compararam a entrega de força e o decaimento de força de cadeias elastoméricas pigmentadas e não pigmentadas, amplamente utilizadas na prática ortodôntica. Foram analisados 3 fabricantes (3M Unitek, Glenroe e Forestadent) nos seguintes intervalos de tempo 3 (inicial, depois de 24 horas e 21 dias de alongamento) para medir a força gerada pelas amostras de teste, bem como a degradação da força ao longo do tempo. A força gerada pelos exemplos não-pigmentados foi significativamente maior do que os pigmentados em todos os intervalos de tempo 3, independentemente da marca. A força de decaimento foi mais significativa no caso de amostras pigmentadas. A degradação da força foi maior notada em primeiras 24 horas de testes e uma diminuição gradual em vigor foi observado a partir de 24 horas para 21 dias em todas as amostras de ensaio, independentemente da marca ou cor. As cadeias elastoméricas não-pigmentadas apresentaram melhor para a entrega e menos para decaimento de força em percentagem quando comparado com cadeias pigmentadas. Os autores concluem que embora as cadeias pigmentadas sejam amplamente utilizadas na prática clínica para satisfazer os pacientes na faixa etária mais baixa, elas tiveram sua força inicial menor e apresentaram uma maior degradação da força que varia de acordo com a cor e o fabricante. Portanto uma seleção prudente das cadeias elastoméricas irá resultar em uma aplicação de força ideal para a movimentação dentária eficiente.

Kanuru et al. (2014), investigaram a quantidade de fechamento de espaços pelo movimento dos caninos nos espaços de extração usando quatro marcas de elásticos corrente (EC), por aplicação intra-oral com aparelho pré-ajustado por 6 semanas. O cálculo do tamanho da amostra foi baseado nos estudos de Boester e Johnston foi usado o teste estatístico ANOVA, desvio padrão de 24,9 g, e também a partir de um estudo piloto, que totalizaram cerca de 17 pacientes com idade média de 20 ± 2 anos e recebendo tratamento ortodôntico fixo que era necessário retração de caninos nos espaços de extração de pré-molares em todos os quatro quadrantes do arco dental. Foram utilizados quatro tipos de EC, ou seja, a Ormco, 3M Unitek,

Rocky Mountain, Highland, e que estavam com cinco elos entregando em média 250 g. As taxas de retração de canino foram medidos entre os pontos de fixação no gancho de suporte canino e primeiro gancho molar utilizando um paquímetro digital Mitutoyo no momento da primeira aplicação, depois de 3 semanas de utilização, e, ao fim de 6 semanas de utilização, e foram submetidos a cálculos estatísticos. As distâncias anotadas de retração de caninos foram semelhantes, com pequenas diferenças notadas entre as quatro marcas de ECs. No entanto, não houve diferença estatisticamente significativa observada em relação aos ECs. Os autores concluem que apesar de todas as marcas das ECs produzirem fechamento do espaço de caninos, observou-se que não é muito significativa a diferença entre os produtos testados.

Masoud et al. (2014), compararam durante um período de 8 semanas a degradação da força entre elásticos correntes termoplastic (TP) e termoset (TS) e o decaimento de força nos valores de 200 g (força leve) e 350 g (força pesada) e as forças iniciais; e o pré-estiramento inicial. As marcas comerciais utilizadas foram Ormco (TP e TS) e American Orthodontics (TP e TS) divididas em 4 grupos. Cada um dos quatro grupos de cadeia foi subdividido em quatro subgrupos, com 10 espécimes por subgrupo: (1) força leve (2) força pesada, (3) pré-estiramento força leve, e (4) pré-estiramento força pesada. A experiência foi realizada em saliva artificial (pH 6,75) a 37°C. Uma diferença significativa foi encontrada entre TP e cadeias TS, com uma diferença média de cerca de 20% mais força decaimento encontrados nas cadeias TP. Não houve diferença significativa entre as cadeias com e sem pré-estiramento exceto em Ormco TP, em que as cadeias não pré-estiradas mostraram mais força decaência. Também não houve diferença significativa na degradação da quando se usa força leve ou pesada. As cadeias TS deterioraram menos que as cadeias TP. Este estudo demonstra que as cadeias termoset e termoplastic trabalham de forma diferente sob estresse e que deve ser feita uma distinção clara entre os dois para a prática clínica.

Aldrees et al. (2015), compararam a degradação da força em elásticos corrente e alástiks transparentes e semitransparentes de oito diferentes fabricantes e avaliaram a quantidade de descoloração após imersão em alimentos corantes. Um estudo in vitro foi projetado usando um dinamômetro para avaliar e medir seis amostras de cada um dos 19 tipos de cadeias elastoméricas se estendiam por um

período de quatro semanas. As amostras foram estiradas em 100% do seu tamanho original. Um espectrofotômetro foi usado para medir a cor de cada espécime (10 de cada tipo) na linha de base e depois de serem mergulhadas num meio alimentar (café, chá, cola, e vinho em quantidades de 250 ml) durante 72 h. O teste estatístico mostrou uma diferença significativa na quantidade de descoloração entre os tipos de cadeia elastoméricas alastik e elásticos correntes da mesma marca, com os elásticos corrente sofrendo uma menor descoloração. Foram encontrados diferenças significativas na degradação da força percentual média entre os 19 tipos estudados. AO-Memory e Ormco mantiveram mais da sua força original no final do intervalo de quatro semanas. Diferenças significativas na descoloração também existiram entre os vários tipos de elásticos correntes. TP Orthodontics (Tooth-Colored, SuperSlick, Clear) e Ortho Organizers (pérola) apresentaram a menor descoloração. Os autores concluem que os ortodontistas podem selecionar os tipos de elásticos corrente claros que mostram a quantidade mínima de mudança de cor. No entanto, as outras propriedades físicas, tais como a percentagem de degradação da força também devem ser consideradas.

Omidkhoda et al. (2015), avaliaram os efeitos de três bochechos diferentes sobre o decaimento da força dos elásticos corrente. Neste estudo experimental, cadeias elastoméricas com duas configurações diferentes foram divididos em oito grupos (dois controles e seis grupos de teste). Após 10 s de pré alongamento até 100% do seu comprimento inicial, as cadeias foram esticados por 25 mm nos pinos do dispositivo de teste e, em seguida, imerso em saliva artificial, persica, clorexidina a 0,2% e de fluoreto de sódio 0,05% (colutórios). Dez ciclos de termo ciclagem entre 5 ° C e 55°C foram conduzidas diariamente durante o período de teste. A fim de alcançar uma força inicial de 200 g. As forças foram registrados pelo dinamômetro digital (Lutron) a inicial, 24 h, 1, 2, 3 e 4 semanas para todos os grupos. Cerca de 20% da degradação da força ocorreu durante as primeiras 24 h, mas depois disso e até a 4 (TH) semanas a taxa de perda de força foi gradual e constante. Após 4 semanas, os colutórios de persica e clorexidina causaram o menor e o maior percentual de perda de vigor, respectivamente. Estes dois bochechos mostraram diferenças estatisticamente significantes em todos os pontos de tempo ($P < 0,05$). Concluíram que durante o tratamento ortodôntico, o colutório de persica é preferível

a clorexidina para o controle da saúde oral.

Oshagh et al. (2015), fizeram um estudo comparativo entre três sistemas usados para fechamento de espaços em ortodontia (Tieback, mola de NiTi fechada e elásticos corrente). As amostras foram colocadas em cinco soluções diferentes: Chá quente, água quente (65°C), clorexidina, os bochechos com flúor e o grupo controle (água a 37°C). As amostras foram estiradas a 25 mm e a força elástica dos três sistemas foi medida no início do estudo, após 24 h, após 1 semana e após 3 semanas. O teste ANOVA foi utilizado para comparar os resultados entre os grupos e teste de Duncan foi realizado para comparar os conjuntos de meios em diferentes grupos ($P \leq 0,05$). Os resultados obtidos foram: Chá aumenta a degradação da força nos grupos elásticos corrente e tieback. Os colutórios bucais também resultaram em um maior decaimento de força do que o grupo controle. Os grupos das molas fechadas de NiTi não foram muito afetados na presença de anti-sépticos bucais orais. Concluíram que em relação à media de imersão, o sistema tieback apresentou a maior variação em diferentes meios e as molas fechadas de NiTi foram menos afetadas pelo tipo do meio.

Eliades (2015), publicou sobre os avanços no campo de materiais e como eles se relacionam com a ortodontia pode ser dividido em a evolução real dos materiais aplicados à prática diária e as mudanças nos métodos de investigação para estudar o desempenho e as propriedades biológicas dos materiais. Embora os novos materiais tenham saturado o mercado durante o século passado, os conceitos básicos de anexar um aparelho no esmalte para utilização com a inserção de fios para controlar a orientação espacial de um dente são idênticos aos conceitos originais. Em contraste com isso, o número de tratados sobre essas matérias e da complexidade da instrumentação e analíticas ferramentas utilizadas na pesquisa publicada têm avançado muito e em um ritmo frenético. Esse padrão altamente especializado de pesquisa pode efetivamente aumentar os limites entre as áreas de investigação, uma vez que a complexidade das questões permite que os pesquisadores compreendam o conteúdo de artigos de revistas em um estreito espectro de disciplinas. O objetivo do artigo foi relatar os avanços nos métodos de pesquisa para investigar as várias propriedades dos materiais ortodônticos.

3 PROPOSIÇÃO

O propósito desse trabalho foi:

1. Avaliar o remanescente de força dos elásticos corrente ortodônticos durante um período de 4 semanas imerso em água destilada, de diferentes modelos comerciais, após ativação e carregamento inicial de 100gf e 300gf.
2. Avaliar a embebição e a deformação plástica dos elásticos corrente ortodônticos após um período de 4 semanas imerso em água destilada, após ativação e carregamento inicial em 100gf e 300gf.
3. Avaliar a correlação entre a embebição e a força remanescente dos elásticos corrente de diferentes modelos comerciais.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 Materiais

4.1.1 Corpo de prova – elásticos corrente

Nesse estudo foram selecionados elásticos corrente de 5 modelos comerciais, de quatro marcas (American Orthodontics, Rocky Mountain, 3M Unitek e Morelli) (Figura. 4.1).

American Orthodontics (American Orthodontics®, Sheboygan, WS, EUA)

- Elástico corrente Plastic chain, cor clear, ref. 854-213
- Elástico corrente Memory chain, cor clear, ref. 854-256

3M Unitek (3M Unitek Orthodontic Products®, Monrovia, CA, EUA):

- Elástico corrente Obscure, cor clear ref. CK406-312.

Rocky Mountain (Rocky Mountain Orthodontics®, Denver, CO, EUA):

- Elástico corrente Energy chain, cor clear, ref. j00269.

Morelli (Dental Morelli Ortodontia®, Sorocaba, SP, Brasil):

- Elástico corrente, cor cristal, ref. 60.05.510.

4.1.2 Simulador oral dos elásticos corrente

Foram feitos 10 dispositivos de teste com 30 pares de pinos para que todos os corpos de prova fossem testados simultaneamente.

O simulador oral foi construído com as seguintes estruturas:

- Base metálica constituída de duas barras retangulares de alumínio com medidas de 15cm x 2cm x 2cm (figura 4.1 – A)
- Barra estabilizadora, duas barras cilíndricas de aço inox com medida de 10cm e 5mm de diâmetro (figura 4.1 – B)
- Parafuso central de aço inox (figura 4.1 – C)

- Pinos de aço inox com medidas de 5mm de altura com 1,6mm de diâmetro (figura 4.1 – D).

Figura 4.1 - Simulador oral dos elásticos corrente - (A) Base metálica, (B) Barra estabilizadora, (C) Parafuso central, (D) Pinos de aço

4.1.3 Acessórios utilizados para simulação do meio ambiente

- Estufa (EB-60, Labtrade, São Paulo, Brasil) (Figura 4.2 – A)
- Recipiente plástico com tampa (Figura 4.2 – B)
- Água destilada (Figura 4.2 – C).

Figura 4.2 - Acessórios utilizados para simulação do meio ambiente - (A) Estufa, (B) Recipiente plástico, (C) Água destilada

4.1.4 Instrumentos utilizados para mensuração da intensidade de força

- Estrutura metálica de microscópio com parafuso macrométrico de precisão (Figura 4.3 – A)
- Balança digital modificada de com capacidade de célula-carga de 500g e precisão de leitura de 0,1g. (Figura 4.3 – B)

Figura 4.3 - Instrumentos utilizados para mensuração da intensidade de força - (A) Estrutura metálica de microscópio, (B) Balança digital modificada

4.1.5 Acessórios utilizados para mensuração da intensidade de força

- Smartphone Iphone® 6s plus (Apple inc. 1 infinite loop, Cupertino, CA, EUA) (Figura 4.4 – A)
- Aplicativo Timer+ para Iphone, versão 2.3 (Minima software llc, Seattle, WA, USA) (Figura 4.4 – A)
- Compasso de ponta seca (Miltex®, Integra Miltex, York, PA, EUA) (Figura 4.4 – B)
- Paquímetro digital resolução 0,01mm (Mitutoyo®, Kawasaki, Japão) (Figura 4.4 – C).

Figura 4.4 - Acessórios utilizados para mensuração da intensidade de força - (A) Smartphone, (B) Compasso de ponta seca, (C) Paquímetro digital

4.1.6 Acessórios utilizados para mensuração da massa e deformação plástica dos corpos de prova

- Balança analítica (Ohaus Adventurer, Ohaus Corporation, Pine Brook, NJ, EUA) (Figura 4.5- A)
- Paquímetro digital resolução 0,01mm (Figura 4.5 - B).

Figura 4.5 - Acessórios utilizados para mensuração da massa e deformação plástica dos corpos de prova - (A) Balança analítica, (B) Paquímetro digital

4.1.7 Acessórios utilizados para registro dos dados das mensurações

- Computador portátil Macbook Pro® (Apple inc. 1 infinite loop, Cupertino, CA. EUA).
- Software Excel® versão 14.4.3 (Microsoft Corporation, Redmond, WA, EUA)

4.2 Métodos

4.2.1 Corpo de prova – elásticos

Para cada modelo comercial de elástico foram selecionadas duas bobinas de elástico corrente de lotes diferentes, metade dos corpos de prova para cada bobina. Todos os elásticos corrente estavam em embalagens lacradas, dentro do prazo de validade, e armazenados conforme determinação do fabricante. A cor *clear* foi selecionada para que pudéssemos excluir qualquer efeito da pigmentação sobre o comportamento do elástico (Stroede et al., 2012; Antony; Paulose, 2014). O número de módulos de elásticos foi padronizado em 6 para todos os corpos de prova.

Os corpos de prova foram divididos em 5 grupos, por modelo comercial, e subdivididos em 2 grupos: força leve (100gf) e força pesada (300gf), totalizando 10 grupos com 12 corpos do prova cada (Tabelas 4.1 e 4.2).

Tabela 4.1 – Grupo corpo de prova (100gf)

Marca	Modelo Comercial	Tipo	n	Grupo
American Orthodontics	Plastic Chain	Convencional	12	AO-C
American Orthodontics	Memory Chain	Memória	12	AO-M
3M Unitek	Obscure	Memória	12	3M-C
Rocky Mountain	Energy Chain	Memória	12	RM-M
Morelli	Elastic Chain	Convencional	12	MO-C

Tabela 4.2 – Grupo corpo de prova (300gf)

Marca	Modelo Comercial	Tipo	n	Grupo
American Orthodontics	Plastic Chain	Convencional	12	AO-C
American Orthodontics	Memory Chain	Memória	12	AO-M
3M Unitek	Obscure	Memória	12	3M-C
Rocky Mountain	Energy Chain	Memória	12	RM-M
Morelli	Elastic Chain	Convencional	12	MO-C

4.2.2 Mensuração das forças dos elásticos

Foram realizadas 6 mensurações do remanescente de força, que aconteceram nos tempos: 1 hora, 24 horas, 1 semana, 2 semanas, 3 semanas e 4 semanas. Os valores das mensurações dos elásticos foram anotados em uma tabela eletrônica no software Excel®.

No início de cada mensuração de força, os ganchos da balança de precisão modificada foram calibrados para modelo comercial, utilizando o paquímetro digital, para termos a mesma distância dos pinos do simulador oral na balança. (Figura 4.1). Inicialmente, cada corpo de prova, foi posicionado entre os dois ganchos da balança digital modificada, previamente calibrada, nas distâncias que representavam 100 ou 300gf. A mensuração na balança foi feita posicionando o primeiro elo do corpo de prova no gancho fixo na célula de carga da balança e o último elo no gancho fixo da mesa elevadora (Figura 4.6). Imediatamente, foi acionado o cronômetro regressivo de 15 segundos. Após esse tempo, o valor expresso na balança foi transferido para uma tabela gráfica no software Excel®. O mesmo procedimento foi realizado em cada corpo de prova nos seis intervalos de tempo.

Os corpos de prova foram transportados dos ganchos da balança modificada de volta até os pinos do simulador oral por meio de um compasso de ponta seca modificado, previamente calibrado com a mesma distância dos ganchos da balança, para não haver o fenômeno da recuperação elástica. Essa distância foi medida com o paquímetro digital.

Figura 4.6 – Mensuração

4.2.3 Simulação de utilização oral dos elásticos corrente

No período em que os corpos de prova não estavam sendo mensurados, eles ficaram estirados no simulador oral, submerso em água destilada à 37°C dentro de recipientes plásticos tampados dentro da estufa. A água destilada foi renovada a cada 15 dias.

4.2.4 Mensurações dos pesos e deformação plástica dos elásticos corrente

Inicialmente, após os corpos de prova serem cortados por um alicate de corte de ligaduras, estes foram medidos com um paquímetro digital e pesados (peso seco) em uma balança analítica imediatamente antes do teste. Ao final da mensuração da quarta semana os elásticos foram retirados da balança modificada e, foram levemente secos em papel toalha e pesados individualmente em uma balança analítica. Em seguida foram medidos novamente utilizando um paquímetro digital. O valor expresso na balança foi transferido para uma tabela gráfica no software Excel®, assim como os valores das mensurações da deformação plástica. A diferença entre o peso final e o peso inicial de cada corpo de prova foi considerada para a análise do fenômeno de embebição dos elásticos corrente.

4.3 Análise estatística

Para análise estatística, os dados coletados foram analisados quanto à homocedasticidade e normalidade.

Para cada um dos carregamentos iniciais (100gf e 300gf) foi realizada a análise de variância (ANOVA) de dois fatores (modelo comercial x tempo decorrido após o carregamento inicial). O teste de Tukey foi realizado para identificar as diferenças entre os grupos. O teste de correlação de Pearson foi utilizado para indicar se há uma relação entre o remanescente de força e o ganho de massa dos elásticos corrente.

Para verificar a variação de massa e da deformação plástica foi realizada a análise de variância (ANOVA) de um fator. O teste de Tukey foi realizado para identificar as diferenças entre os grupos.

O valor global de significância adotado nas análises de variância e testes de Tukey foi de 5% ($p < 0,05$).

O erro potencial na técnica de detecção e medição foi estimado por seleção aleatória de 10 mensurações de força do grupo 100gf e 10 mensurações de força do grupo 300gf. Utilizamos a fórmula de Dahlberg para avaliar o erro do método.

5 RESULTADOS

O erro do método encontrado foi de 1,6g para as mensurações do grupo 100gf, e 3,4g para o grupo 300gf.

Para melhor compreensão, os resultados estão apresentados em forma de tabelas e gráficos.

5.1 Remanescente de força (100gf)

Para avaliar o remanescente de força utilizamos o teste de Tukey. Observamos em todos os grupos de elásticos corrente uma significativa queda no remanescente de força na primeira hora do teste. As forças remanescentes variaram de 72,9 a 59,7% da força inicial de 100gf. O remanescente de força após 24h se mostrou menor a cada mensuração até completar 4 semanas. Após 4 semanas os elásticos corrente dos grupos MO-C, AO-M e RM-M apresentaram resultados de remanescente de força estatisticamente semelhantes ($p < 0.05$), 47,3, 44,8 e 44,1% respectivamente. Para o grupo 100gf a média em porcentagem do remanescente de força foi de 41,66%. Os grupos 3M-C e AO-C com menores resultados e estatisticamente semelhantes ($p < 0.05$), apresentaram remanescentes de força, 33,3 e 38,9% respectivamente. Os valores médios e desvios padrão, da força remanescente em porcentagem de cada modelo comercial em função do tempo quando iniciados em 100gf, estão descritos na tabela 5.1 e demonstrados no gráfico 5.1.

Tabela 5.1 – Médias e desvios padrão (DP) da força remanescente em percentual em função do tempo quando iniciado com 100gf*

Modelo comercial	1h	24h	1s	2s	3s	4s
3M-C	72,9 (4,0) ^a	64,0 (3,7) ^b _c	52,2 (3,5) ^e _{f, g, h}	43,5 (4,5) ^j _{k, l, m}	39,9 (4,7) ^l _m	33,3 (2,7) ⁿ
AO-M	61,7 (5,7) ^b _c	58,0 (5,5) ^c _{d, e}	53,6 (3,9) ^d _{e, f, g}	47,7 (7,3) ^g _{h, l, j}	45,8 (7,3) ⁱ _{j, k, l}	44,8 (7,4) ^j _{k, l, m}
RM-M	61,2 (2,7) ^b _c	58,2 (2,8) ^c _{d, e}	53,7 (4,2) ^d _{e, f, g}	48,8 (4,0) ^f _{g, h, i, j}	45,3 (3,5) ⁱ _{j, k, l}	44,1 (3,7) ^j _{k, l, m}
AO-C	59,7 (4,1) ^b _{c, d}	52,7 (3,5) ^e _{f, g, h}	48,4 (2,9) ^f _{g, h, i, j}	45,7 (2,6) ⁱ _{j, k, l}	41,1 (2,3) ^k _{l, m}	38,9 (1,9) ^m _n
MO-C	65,6 (3,3) ^b	59,8 (2,3) ^b _{c, d}	58,3 (3,2) ^c _{d, e}	54,5 (2,6) ^d _{e, f}	51,4 (2,1) ^f _{g, h, i}	47,3 (3,3) ^h _{i, j, k}

*Letras iguais correspondem a valores estatisticamente semelhantes

Gráfico 5.1 - Percentual de força remanescente dos elásticos corrente, no período de 4 semanas, quando iniciado com 100gf

5.2 Remanescente de força (300gf)

Para avaliar o remanescente de força utilizamos o teste de Tukey. Observamos em todos os grupos de elásticos corrente uma significativa queda no remanescente de força na primeira hora do teste. As forças remanescentes variaram de 57,7 a 51,8% da força inicial de 300gf. O remanescente de força após 24h se mostrou menor a cada mensuração até completar 4 semanas. Após 4 semanas os elásticos corrente dos grupos MO-C, AO-M, RM-M e AO-C apresentaram resultados de remanescente de força estatisticamente semelhantes ($p < 0.05$), 41,4, 40,2, 40,1 e 40,9% respectivamente. Para o grupo 300gf a média em porcentagem do remanescente de força foi de 38,50%. O grupo 3M-C com o menor resultado e estatisticamente diferente ($p < 0,05$), apresentou remanescente de força de 30%. Os valores médios e desvios padrão, da força remanescente em porcentagem de cada material em função do tempo quando iniciados em 300gf, estão descritos na tabela 5.2 e demonstrados no gráfico 5.2.

Tabela 5.2 – Médias e desvios padrão (DP) da força remanescente em percentual em função do tempo quando iniciado com 300gf*

Modelo comercial	1h	24h	1s	2s	3s	4s
3M-C	51,8 (1,8) ^{d, e, f}	41,5 (1,5) ^{m, n}	34,8 (2,8) ^o	30,8 (2,4) ^p	29,3 (2,4) ^p	30,0 (2,7) ^p
AO-M	57,7 (2,5) ^{a, b}	51,1 (2,3) ^{d, e, f, g}	47,4 (1,4) ^{g, h, i}	42,9 (1,3) ^{k, l, m, n}	41,9 (1,4) ^{l, m, n}	40,2 (2,0) ⁿ
RM-M	56,8 (2,0) ^b	52,5 (3,1) ^{c, d, e}	49,0 (3,0) ^{e, f, g, h}	47,0 (2,3) ^{h, i, j}	43,3 (2,4) ^{j, k, l, m}	40,0 (1,9) ⁿ
AO-C	56,1 (1,6) ^{b, c}	48,3 (1,7) ^{f, g, h}	45,7 (1,3) ^{h, i, j, k, l}	42,9 (1,1) ^{k, l, m, n}	42,0 (1,0) ^{k, l, m, n}	40,9 (1,1) ^{m, n}
MO-C	60,6 (2,5) ^a	54,4 (3,3) ^{b, c, d}	47,7 (3,9) ^{g, h, i}	45,7 (3,8) ^{h, i, j, k}	44,4 (3,5) ^{i, j, k, l, m}	41,4 (4,4) ^{m, n}

*Letras iguais correspondem a valores estatisticamente semelhantes

Gráfico 5.2 - Percentual de força remanescente dos elásticos corrente, no período de 4 semanas, quando iniciado com 300gf

5.3 Variação de massa

A variação de massa foi realizada em percentual, subtraindo a massa final da massa inicial, após 4 semanas de testes, para os grupos de 100gf e 300gf.

Observamos que não houve diferença estatística para a variação de massa para os elásticos entre os dois grupos ($p > 0,05$), empregando o teste de ANOVA. Os grupos RM-M e AO-M foram os grupos que tiveram a menor variação de massa, com resultados estatísticos semelhantes ($p < 0,05$). Os grupos 3M-C e AO-C obtiveram as maiores variações de massa com os resultados estatísticos semelhantes ($p < 0,05$).

Os valores médios e desvios padrão, da variação de peso em porcentagem de cada material, estão descritos na tabela 5.3.

Tabela 5.3 - Médias e desvios padrão (DP) da variação de massa em porcentagem

	3M-C	RM-M	AO-M	AO-C	MO-C
100gf	3,08 (0,75) ^{a, b}	1,00 (0,76) ^{d, e}	0,29 (1,79) ^e	2,46 (0,85) ^{a, b, c}	2,31 (1,18) _{b, c, d}
300gf	3,83 (1,13) ^a	0,44 (0,54) ^e	1,15 (1,33) ^{c, d, e}	1,94 (0,97) ^{b, c, d}	0,35 (0,34) ^e

*Letras iguais correspondem a valores estatisticamente semelhantes

5.4 Deformação plástica

A deformação plástica foi realizada em porcentual, subtraindo o comprimento final do comprimento inicial de cada corpo de prova, após 4 semanas de testes, para os grupos de 100gf e 300gf. O resultado dessa subtração foi dividido pelo comprimento inicial e multiplicado por 100 para obtermos os resultados da deformação plástica em porcentagem.

Observamos que houve diferença estatística entre os grupos de 100gf e 300gf ($p < 0,05$) no teste de Tukey. Os materiais MO-C, RM-M e AO-M tiveram resultados estatísticos semelhantes ($p < 0,05$) tanto para o grupo de 100gf quanto para o grupo 300gf. O material 3M-C obteve a maior deformação plástica, 24,97% para o grupo 300gf, com o resultado estatístico diferente dos outros materiais ($p < 0,05$).

Os valores médios e desvios padrão, da deformação plástica em porcentagem de cada material, estão descritos na tabela 5.4.

Tabela 5.4 - Médias e desvios padrão (DP) da deformação plástica (%)

	3M-C	RM-M	AO-M	AO-C	MO-C
100gf	6,05 (0,95) ^e	3,92 (0,88) ^f	4,50 (0,77) ^{e, f}	10,64 (0,77) ^d	3,45 (1,70) ^f
300gf	24,97 (2,15) ^a	21,09 (1,00) ^b	20,31 (0,60) ^b	16,92 (0,75) ^c	20,11 (1,41) ^b

*Letras iguais correspondem a valores estatisticamente semelhantes

5.5 Correlação variação de massa x força

A correlação entre o ganho de massa e o remanescente de força ao final das 4 semanas foi feita pelo teste de correlação estatístico de Pearson. Foi correlacionada a média do remanescente de força de cada material (3M-C, RM-M, AO-M, AO-C e MO-C), nos grupos de 100 e 300gf com a porcentagem média de ganho de massa ao final de 4 semanas. O teste estatístico mostrou uma correlação negativa com ($r=0,68$) e $p=0,03$, indicando uma correlação moderada em que quanto maior o ganho de massa (maior embebição), menor o remanescente de força.

Os valores médios da variação de massa em porcentagem de cada material associado ao remanescente de força ao final de 4 semanas, estão demonstrados no gráfico 5.3.

Gráfico 5.3 – Correlação variação de massa (%) x Força (gf)

6 DISCUSSÃO

A primeira pesquisa que avaliou as propriedades mecânicas dos elásticos corrente data de 1970 (Bishara; Andreasen, 1970). A partir desta data muitos estudos foram desenvolvidos (Andreasen; Bishara, 1970; Hershey; Reynolds, 1975; Rock et al., 1986; Huget et al., 1990; Von Fraunhofer et al., 1992; Baty et al., 1994; Natrass et al., 1998; Eliades et al., 2004; Santos et al., 2007; Halimi et al., 2012; Weissheimer et al., 2013; Yagura et al., 2013; Kanuru et al., 2014; Masoud et al., 2014; Aldrees et al., 2015; Omidkhoda et al., 2015; Oshagh et al., 2015). Dentre os fatores estudados, o que mais se encontra na literatura é sobre o decaimento de força. Este fenômeno ocorre com todos os elásticos e tem uma relação direta com a eficiência da movimentação dentária.

Os estudos sobre os elásticos corrente encontrados na literatura se dividem entre testes realizados *in vivo* ou *in vitro*. Analisando os estudos *in vitro* que se assemelham a este estudo, nos deparamos com mais algumas variações. Entre elas estão a variação do meio de degradação do elástico (saliva artificial, água destilada, outros meios aquosos e ar) e outros estudos diferem na metodologia quanto a magnitude da força utilizada e o comprimento dos elásticos. No presente estudo foi adotado como o meio de degradação a água destilada e a padronização de 6 elos de corrente elástica.

A análise do decaimento de força dos elásticos corrente foi realizada a partir de 5 modelos comerciais (3M-C, AO-C, AO-M, RM-M e MO-C) com dois níveis de carga inicial, sendo uma de 100gf e outra de 300gf. O intervalo de aferição do decaimento foi obtido em 6 intervalos de tempo, 1h, 24h, 1 semana, 2 semanas, 3 semanas e 4 semanas. Ao final dos testes os elásticos corrente foram pesados para mensurarmos a embebição. Não encontramos na literatura estudo que correlaciona o decaimento de força com a embebição do material elástico das ligaduras de correntes.

6.1 Decaimento de força

Há na literatura trabalhos sobre o decaimento de força dos elásticos correntes que variam de 24 a 75% ao longo de 4 semanas após o carregamento (Andreasen; Bishara, 1970; Hershey; Reynolds, 1975; Rock et al., 1986; Huget et al., 1990; Von Fraunhofer et al., 1992; Baty et al., 1994; Nattrass et al., 1998; Eliades et al., 2004; Santos et al., 2007; Halimi et al., 2012; Weissheimer et al., 2013; Yagura et al., 2013; Kanuru et al., 2014; Masoud et al., 2014; Aldrees et al., 2015; Omidkhoda et al., 2015; Oshagh et al., 2015).

Ren et al. (2003) em sua revisão sistemática sobre forças ótimas para movimentação ortodôntica encontram diferentes níveis de força para a movimentação de dentes. Para a retração de caninos a força varia de 18-1500gf enquanto para movimentação de molares a força variou de 100-50 gf. Concluíram que não há evidências científicas para a magnitude ótima de forças de movimentação ortodôntica.

Os dois níveis de forças pesquisados nesse trabalho foi determinado pelos trabalhos encontrados na revisão de literatura. Von Fraunhofer et al. (1992), estudaram dois níveis de força (150 e 300gf) e concluíram que forças abaixo de 300gf não críticas no potencial de alongamento dos elásticos corrente. Masoud et al. (2014), avaliando os elásticos corrente em 2 níveis de força (200 e 350gf) afirmaram que não houve diferença estatística no decaimento de força quando usado forças leves ou pesadas. Encontraram variação entre os níveis de força, 200gf e 350gf, de 2,12% em média. Taloumis et al. (1997), verificaram que a deformação plástica do material influencia no maior decaimento de força dos elásticos corrente.

No presente estudo foi observado que o nível de força 300gf obteve em média um remanescente 3,6% menor em relação ao nível de força 100gf ou seja, não houve diferença estatisticamente significativa entre os dois níveis de força escolhidos (tabelas 5.1 e 5.2). Esses resultados próximos podem ser explicados devido ao limite de deformação plástica do material não ter sido ultrapassado com carregamento de 300gf conforme já havia comentado Von Fraunhofer et al. (1992) e Taloumis et al. (1997).

Halimi et al. (2012), realizaram uma revisão sistemática após selecionarem 22 artigos sobre o decaimento de força durante um determinado tempo. Concluíram que os elásticos corrente não mantém uma força constante após o carregamento

durante todo o tempo, e que a força decai rapidamente nas primeiras horas. Na opinião dos autores, este decaimento pode depender da manufatura e do meio ambiente em que o elástico foi testado.

No presente estudo as medidas avaliadas pela análise de variância (ANOVA) $p < 0,001$ mostraram que o efeito do tempo sobre o decaimento de força seguiu um mesmo padrão para os 5 modelos comerciais. O decaimento foi maior na primeira hora do teste e após 1 semana se manteve relativamente constante até completar 4 semanas. Nossos resultados estão semelhantes aos de Halimi et al. (2012) e Masoud et al. (2014), porém Masoud et al. (2014) pesquisaram o decaimento de força durante 8 semanas. Observaram que da 2 semana até 6 semana não houve diferença significativa no decaimento de força, porém voltou a ser significativa a partir da 7 semana.

Ao analisar o fechamento de espaços com o uso dos elásticos correntes em um estudo clínico, Sonis et al. (1986) e Kanuru et al. (2014) compararam a quantidade de movimento da retração de caninos usando marcas diferentes de elásticos corrente durante 3 e 6 semanas. Concluíram que não houveram diferença estatística entre as marcas testadas. Sonis et al. (1986), utilizaram 2 marcas de elástico corrente (3M e Ormco) para retrações de caninos. Padronizaram a força entre 350-400gf e ao final de 3 semanas substituíram os elásticos por novos. Ao final de 6 semanas concluíram que não houve diferença nas taxas de movimentação dentária para os elásticos testados. Também estudando a retração de caninos, Kanuru et al. (2014), utilizaram 4 marcas de elástico corrente (Ormco, 3M, Rock Mountain e Highland) e padronizaram o comprimento dos elásticos em 5 módulos gerando uma força de aproximadamente 250g. Ao final de 3 e 6 semanas os resultados do movimento da retração de caninos foram estatisticamente semelhantes para as 4 marcas. Após 6 semanas, o percentual da distância percorrida dos caninos variou de 3,36 a 4,95% entre as 4 marcas de elásticos. Nestes estudos os autores relataram que todos os elásticos corrente tiveram um decaimento de força ao longo do tempo. Para Sonis (1986), essa variação da força ao longo do tempo não teve influência na movimentação dentária, uma vez que a força remanescente ainda se encontrava suficiente e dentro dos limites para ocorrer a movimentação. Nossos resultados mostram que a força remanescente encontrada no grupo de 300gf varia de 30% a 41,4% após 4 semanas, essa diferença de 11,4% (34,2gf) encontrada entre os modelos comerciais, pode não ser significativa para

observarmos diferenças entre as movimentações dentárias (tabela 5.2).

Embora os presentes achados laboratoriais sejam um guia útil para o comportamento clínico dos elásticos corrente, o comportamento clínico não necessariamente pode ser o mesmo. Devemos ter cautela na extrapolação de achados *in vitro* ao comportamento *in vivo*.

6.2 Elásticos corrente de memória x convencional

Os elásticos corrente podem ser de dois tipos de materiais: termoplásticos (convencionais) ou termorrígidos (memória). Os materiais termoplásticos têm suas ligações dipolo ou de Van der Waals fracas entre as suas ligações poliméricas, enquanto os materiais termorrígidos têm ligações químicas covalentes fortes. Cada material tem as suas vantagens e desvantagens. Os materiais termoplásticos têm um acabamento de superfície melhor, emitem menos compostos orgânicos voláteis, são recicláveis e tem um custo menor de fabricação. No entanto, eles deformam com o calor. Por outro lado, os materiais termorrígidos são mais adequados para temperaturas mais altas, mas falta-lhes um acabamento de superfície (Taloumis et al., 1997; Masoud et al., 2014).

Em estudos que comparam elásticos corrente convencionais com os elásticos corrente de memória, Masoud et al. (2014) e Aldrees et al. (2015) relataram que o decaimento de força dos elásticos de memória foi de 25,35% a 19,9% menor que os elásticos convencionais.

Os resultados de nossa pesquisa mostraram que os elásticos corrente, com memória e sem memória, se comportaram de forma semelhante, exceto para o grupo 3M-C (sem memória) que teve um remanescente de força 10% menor quando comparado aos demais grupos de elásticos (tabela 5.2), Balhoff et al. (2011) em seu estudo sobre decaimento de força informou também que os elásticos da 3M tiveram um menor remanescente de força em relação aos outros (Ormco, GAC, RMO). Os diferentes resultados obtidos no presente estudo quando comparados a de outros autores podem estar associados as metodologias utilizadas. Aldrees et al. (2015) estiraram os elásticos corrente em 100% do seu tamanho original gerando carregamentos iniciais diferentes, tendo uma variação de 282,25 gf até 673,92 gf. O carregamento inicial é diretamente associado a deformação plástica e, esta

influência no decaimento de força. Este fato pode ter relação direta com os resultados diferentes de decaimento obtidos. Em nosso estudo, diferente do de Aldrees et al. (2015), não adotamos o carregamento inicial feito por porcentagem de estiramento, por entendermos que os elásticos corrente possuem densidade de polímeros, espessura, volume, processos de manufatura, módulo de elasticidade e limite de deformação plástica diferentes entre si. A padronização de ativação por porcentagem de comprimento pode não ser um método adequado, Baty et al. (1994) em sua revisão sistemática apontaram os mesmos erros para a padronização da ativação por porcentagem.

Por outro lado, um dos fatores que mais alteram a degradação da força é o meio em que os elásticos são testados. Levando isso em consideração Masoud et al. (2014) utilizaram saliva artificial como meio de degradação dos elásticos corrente no seu estudo. Os autores obtiveram um decaimento de força 20% maior dos elásticos corrente convencionais em comparação com os de memória. Utilizar um meio de degradação diferente pode contribuir para resultados de decaimento de força diferentes.

No presente estudo foi utilizado água destilada por esta ser mais acessível e não se diferir da saliva artificial quanto a degradação dos elásticos, obtendo assim níveis de remanescente de força semelhantes (Huget et al., 1990; Von Fraunhofer et al., 1992) por não conter nenhum outro tipo de elemento químico que pudesse reagir com os elásticos corrente, alterando ainda mais suas propriedades mecânicas, e, também, para que pudesse ser mensurado somente a absorção da água sem a interação de nenhum outro fator químico.

Weissheimer et al. (2013) realizaram um estudo comparando os elásticos corrente, entre eles o convencional (Morelli) e de memória (American Orthodontics) usando 300gf como carregamento inicial. Os resultados dos remanescentes de força após 4 semanas foram em média 40% para ambos os elásticos, semelhantes aos encontrados no presente estudo (MO-C 41,4% e AO-M 40,2%) (tabela 5.2), mostrando um mesmo comportamento dos dois tipos de elástico (convencional e memória).

A análise dos resultados neste sugere que, enquanto trabalharmos dentro do limite de deformação plástica dos materiais, os elásticos corrente de memória e convencionais vão proporcionar decaimento de força semelhantes.

6.3 Deformação plástica e variação de massa

Observamos visualmente neste estudo que os elásticos corrente de memória que provavelmente, em função da sua propriedade química requer um estiramento maior do que os elásticos convencionais para o carregamento inicial de força. Esta mesma observação foi relatada por Masoud et al. (2014) e pode estar relacionada com a natureza e composição química do material e com a microestrutura destes polímeros. Clinicamente essa informação deve ser levada em consideração, uma vez que os elásticos corrente de memória podem sofrer maior estiramento inicial, quando comparado aos convencionais e, apresentar uma deformação plástica menor. Isso poderia interferir diretamente no decaimento de força destas ativações.

A deformação plástica dos elásticos corrente pode ser explicada pela degradação química (embebição), por exceder o limite de deformação plástica e pelo rearranjo interno de moléculas desordenadas que passam a ser lineares. Isso pode ser corroborado com as afirmações de Taloumis et al. (1997) que afirmaram que, quanto menor forem as alterações dimensionais dos elásticos, menor é a porcentagem de perda de força. Em nossa pesquisa os elásticos corrente da marca 3M obtiveram a maior deformação plástica após 4 semanas, 24,97% para o grupo 300gf (tabela 5.4), sendo estatisticamente significante em relação aos outros materiais ($p < 0,05$). Também verificamos os menores remanescentes de força (tabela 5.2).

Já Eliades et al. (2004) concluíram que os elásticos corrente, independentemente da sua forma geométrica sofrem o alongamento quando estirados. E, Yagura et al. (2013) concluíram que a deformação plástica é diretamente proporcional ao grau de estiramento.

Quando observamos a deformação plástica sofrida pelos elásticos corrente de nossa pesquisa, notamos uma clara distinção se compararmos os grupos 100gf e 300gf. Para o grupo 300gf a deformação plástica média foi 20,68% enquanto no grupo 100gf a deformação plástica média foi 5,71% (tabela 5.4). O grupo de maior força (300gf) teve uma deformação plástica maior que o grupo de menor força (100gf). Esse resultado é semelhante ao encontrado por Yagura et al. (2013) que obtiveram de 10% até 20% de deformação permanente quando estiraram de 10 até 30% do comprimento inicial do elástico corrente.

Em nossa revisão de literatura não encontramos nenhum estudo que avaliasse

o ganho de massa dos elásticos corrente. No presente estudo os elásticos foram pesados em balança analítica ao final da última mensuração de força, ou seja, após a 4 semana. A variação de massa (peso final – peso inicial) foi expressa em porcentagem de ganho de massa. Os resultados nos mostram que todos elásticos corrente ganharam massa, ou seja apresentaram o processo de embebição, conforme pode ser demonstrado na (tabela 5.3). Podemos verificar também nessa tabela que o fator carga não teve influência no processo de embebição ($P > 0,05$).

6.4 Efeito da embebição no decaimento de força

Wong (1976) relatou que decaimento de força tem uma relação direta com o meio em que os elásticos sofrem a degradação. Comparando os resultados de estudos em que as condições de armazenamento foram em meio aquoso e em ambiente seco, os que utilizaram o meio aquoso apresentaram resultados com um maior decaimento de força. Von Fraunhofer et al. (1992) compararam diferentes meios, e observaram que os elásticos corrente quando imersos em água tiveram um menor remanescente de força em comparação ao grupo controle em meio seco (ar). Os autores concluíram que a água teve influência no decaimento de força. Em nosso estudo utilizamos a água destilada por motivos já explicados anteriormente.

Huget et al. (1990) explicaram em seu estudo que os poliuretanos, material do qual os elásticos corrente são feitos, quando são degradados quimicamente em meio aquoso tem suas macromoléculas ligadas às moléculas de água por pontes de hidrogênio. A água absorvida funciona inicialmente como agente plastificante e facilitador do deslocamento de moléculas dentro da cadeia de poliuretano, alterando assim as propriedades mecânicas e químicas do material.

Em seu estudo Taloumis et al. (1997) avaliaram as alterações do volume dos elásticos correlacionando-o ao decaimento de força, encontrando uma forte correlação. Também analisaram um grupo de elásticos corrente não estirados submetidos a um meio aquoso e concluíram que, os elásticos corrente mesmo quando não estirados tiveram uma alteração do seu volume de 0,06% a 3,15%. Esse fenômeno também foi observado em nossa pesquisa.

Os dados dos remanescentes de força dos elásticos (3M-C, AO-M, AO-C e RMO-M) (tabela 5.1 e 5.2) após 4 semanas de testes foram correlacionados com os

dados do ganho de massa (tabela 5.3). O teste estatístico mostrou uma correlação negativa ($r=0,68$) e $p=0,03$, indicando uma correlação moderada em que quanto maior o ganho de massa (maior embebição), menor o remanescente de força (gráfico 5.3). Estudos anteriores apenas sugeriam essa relação, agora estatisticamente comprovada.

6.5 Considerações finais

Ao analisar os resultados dessa pesquisa com os elásticos corrente, concluímos que decaimento de força foi expressivamente maior na primeira hora de utilização e, após esse período, se manteve praticamente constante. Provavelmente, a movimentação dentária induzida, provocada pela pressão da raiz dentária, contra a parede do processo alveolar, aconteça nas primeiras horas da aplicação do elástico corrente e, partir daí há a presença de uma força residual de manutenção dessa pressão para que a reabsorção frontal desejada aconteça nos dias subsequentes a aplicação da força inicial. Provavelmente, a redução de mais 50% da força inicial dos elásticos corrente não compromete o objetivo inicial da movimentação dentária. Outra observação é que deve-se utilizar sempre o dinamômetro para aferir a força inicial aplicada e não realizar a aplicação do elástico corrente em função do seu comprimento ou número de módulos. Este estudo sugere que a indústria de materiais odontológicos desenvolva no futuro elásticos corrente mais resistentes a permeabilidade de água.

7 CONCLUSÕES

Após a ativação e carregamento os elásticos correntes imerso em água, durante 4 semanas, concluímos que:

1. O decaimento de força se apresentou maior na primeira hora do dia, e nos intervalos de tempo seguintes se mostrou menor e contínuo. Os elásticos da empresa 3M Unitek apresentaram os menores remanescentes de força e foram estatisticamente diferente dos demais elásticos ($p < 0,05$).
2. Todos os elásticos corrente tiveram ganho de massa por embebição, sendo que a carga inicial (100 e 300gf) não influenciou neste processo. Todos os elásticos corrente sofreram deformação plástica. A deformação plástica teve influência da carga inicial (100 e 300gf).
3. Houve uma correlação moderada com ($r=0,68$) e $p=0,03$ indicando que quanto maior o ganho de massa (maior embebição), menor o remanescente de força.

REFERÊNCIAS¹

Aldrees AM, Al-Foraidi SA, Murayshed MS, Almoammar KA. Color stability and force decay of clear orthodontic elastomeric chains: An in vitro study. *Int Orthod*. 2015 Sep;13(3):287-301. doi: 10.1016/j.ortho.2015.06.003.

Andreasen GF, Bishara S. Comparison of alastik chains with elastics involved with intra-arch molar to molar forces. *Angle Orthod*. 1970 Jul;40(3):151-8.

Antony PJ, Paulose J. An in-vitro study to compare the force degradation of pigmented and non-pigmented elastomeric chains. *Indian J Dent Res*. 2014 Mar-Apr;25(2):208-13. doi: 10.41003/0970-9290.135924.

Balhoff DA, Shuldborg M, Hagan JL, Ballard RW, Armbruster PC. Force decay of elastomeric chains - a mechanical design and product comparison study. *J Orthod*. 2011 Mar;38(1):40-7. doi: 10.1179/14653121141227.

Baty DL, Storie DJ, von Fraunhofer JA. Synthetic elastomeric chains: a literature review. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1994 Jun;105(6):536-42.

Bishara SE, Andreasen GF. A comparison of time related forces between plastic alastiks and latex elastics. *Angle Orthod*. 1970 Oct;40(4):319-28.

Bousquet JA, Tuesta O, Flores-Mir C. In vivo comparison of force decay between injection molded and die-cut stamped elastomers. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2006 Mar;129(3):384-9.

Eliades T. Orthodontic material applications over the past century: Evolution of research methods to address clinical queries. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2015 May;147(5 Suppl):S224-31. doi: 10.1016/j.ajodo.2015.03.007.

Eliades T, Eliades G, Silikas N, Watts DC. Tensile properties of orthodontic elastomeric chains. *Eur J Orthod*. 2004 Apr;26(2):157-62.

Halimi A, Benyahia H, Doukkali A, Azeroual MF, Zaoui F. A systematic review of force decay in orthodontic elastomeric power chains. *Int Orthod*. 2012 Sep;10(3):223-40. doi: 10.1016/j.ortho.2012.06.013.

---

¹ De acordo com Estilo Vancouver.

Hershey HG, Reynolds WG. The plastic module as an orthodontic tooth-moving mechanism. *Am J Orthod*. 1975 May;67(5):554-62.

Huget EF, Patrick KS, Nunez LJ. Observations on the elastic behavior of a synthetic orthodontic elastomer. *J Dent Res*. 1990 Feb;69(2):496-501.

Kanuru RK, Azaneen M, Narayana V, Kolasani B, Indukuri RR, Babu PF. Comparison of canine retraction by in vivo method using four brands of elastomeric power chain. *J Int Soc Prev Community Dent*. 2014 Nov;4(Suppl 1):S32-7. doi: 10.4103/2231-0762.144586.

Masoud AI, Tsay TP, BeGole E, Bedran-Russo AK. Force decay evaluation of thermoplastic and thermoset elastomeric chains: A mechanical design comparison. *Angle Orthod*. 2014 Nov;84(6):1026-33. doi:10.2319/010814-28.1.

Nattrass C, Ireland AJ, Sherrieff M. The effect of environmental factors on elastomeric chain and nickel titanium coil springs. *Eur J Orthod*. 1998 Apr;20(2):169-76.

Omidkhoda M, Rashed R, Khodarahmi N. Evaluation of the effects of three different mouthwashes on the force decay of orthodontic chains. *Dent Res J (Isfahan)*. 2015 Jul-Aug;12(4):348-52.

Oshagh M, Khajeh F, Heidari S, Torkan S, Fattahi HR. The effect of different environmental factors on force degradation of three common systems of orthodontic space closure. *Dent Res J (Isfahan)*. 2015 Jan-Feb;12(1):50-6.

Ren Y, Maltha JC, Kuijpers-Jagtman AM. Optimum force magnitude for orthodontic tooth movement: a systematic literature review. *Angle Orthod*. 2003 Feb;73(1):86-92.

Rock WP, Wilson HJ, Fisher SE. Force reduction of orthodontic elastomeric chains after one month in the mouth. *Br J Orthod*. 1986 Jul;13(3):147-50.

Santos AC, Tortamano A, Naccarato SR, Dominguez-Rodriguez GC, Vigorito JW. An in vitro comparison of the force decay generated by different commercially available elastomeric chains and NiTi closed coil springs. *Braz Oral Res*. 2007 Jan-Mar;21(1):51-7.

Sonis AL, 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*. 1986 Jan;89(1):73-8.

Stroede CL, Sadek H, Navalgund A, Kim DG, Johnston WM, Schricker SR, et al. Viscoelastic properties of elastomeric chains: an investigation of pigment and manufacturing effects. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2012 Mar;141(3):315-26. doi: 10.1016/j.ajodo.2011.07.023.

Taloumis LJ, Smith TM, Hondrum SO, Lorton L. Force decay and deformation of orthodontic elastomeric ligatures. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1997 Jun;111(1):1-11.

von Fraunhofer JA, Coffelt MT, Orbell GM. The effects of artificial saliva and topical fluoride treatments on the degradation of the elastic properties of orthodontic chains. *Angle Orthod*. 1992 Winter;62(4):265-74.

Weissheimer A, Locks A, de Menezes LM, Borgatto AF, Derech CD. In vitro evaluation of force degradation of elastomeric chains used in orthodontics. *Dental Press J Orthod*. 2013 Jan-Feb;18(1):55-62.

Wong AK. Orthodontic elastic materials. *Angle Orthod*. 1976 Apr;46(2):196-205.

Yagura D, Baggio PE, Carreiro LS, Takahashi R. Deformation of elastomeric chains related to the amount and time of stretching. *Dental Press J Orthod*. 2013 May-Jun;18(3):136-42.