

FABIANA BALLETE DE CARA ARAUJO

**ESTUDO COMPARATIVO DA DEGRADAÇÃO DE FORÇAS
GERADAS POR ELÁSTICOS ORTODÔNTICOS SINTÉTICOS
E MOLAS DE NÍQUEL-TITÂNIO**

São José dos Campos
2006

FABIANA BALLETE DE CARA ARAUJO

**ESTUDO COMPARATIVO DA DEGRADAÇÃO DE FORÇAS
GERADAS POR ELÁSTICOS ORTODÔNTICOS SINTÉTICOS
E MOLAS DE NÍQUEL - TITÂNIO**

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista, como parte dos requisitos para obtenção do título de DOUTOR, pelo Programa de Pós-Graduação em Odontologia Restauradora, Especialidade em Dentística

Orientador Prof. Dr. Weber José da Silva Ursi

São José dos Campos

2006

Apresentação gráfica e normatização de acordo com :

BELLINI, A. B.; SILVA, E. B. Manual para elaboração de monografias: estrutura do trabalho científico. São José dos Campos: FOSJC/UNESP, 2002. 82p.

CARA ARAUJO, F.B. Estudo comparativo da degradação de forças geradas por elásticos ortodônticos sintéticos e molas de níquel-titânio. 2006. 108f. Tese (Doutorado em Odontologia Restauradora, Especialidade em Dentística) - Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista, São José dos Campos, 2006.

DEDICATÓRIA

A **Deus** e à **Virgem Maria** pelo seu amor que nos sustenta todos os dias.

Ao nosso filho **Gabriel** que estamos aguardando com muita felicidade e amor.

Ao meu esposo **Daniel**, pela compreensão, dedicação e carinho, fundamentais na realização deste trabalho.

Aos meus pais **Felício** e **Cleonice** pelo amor incondicional, e esforço para minha formação.

À minha querida irmã **Ana Claudia** pelo amor e companheirismo que nos une.

Aos meus tios **João** e **Mercedes** pelos cuidados e amor que têm por mim.

À amiga **Márcia** por sua solicitude e ajuda inestimáveis.

À minha sogra **Cesira** e à **Mariana** pelo carinho que nos dedicam.

Aos meus queridos avós que se foram **Matheus**, **José** e **Flávia** pela simplicidade e amor.

À minha querida avó **Angela**, pelo seu exemplo de força, perseverança e amor, que nos encoraja a seguir.

À memória dos meus queridos tios **Roberto e Lourdes** e ao dedicado e amigo **Willians**, pela saudades e falta que vocês fazem no nosso convívio.

A todos os meus tios, primos e primas pelo carinho que destinam à minha pessoa.

Aos amigos **Karen Yui , Gisela, Daniel Nagamine, Sidney, Washington, Tânia, Daniela Garcia, Eun Mi Park, Érika e Sérgio Ogata** por nossa amizade.

Ao Prof. Dr. **Weber José da Silva Ursi**
por ter me acolhido mais uma vez como
sua orientada, pela confiança depositada em
meus trabalhos e pelo aprimoramento de
nossa pesquisa, dedico esta tese, e agradeço
pela ajuda inestimável que me permitiu galgar
o título de Doutora.

Ao Prof. Dr. **Roberto Chaib Stegun**, meu eterno
mestre, por sua amizade, orientação e exemplo,
dedico especialmente este trabalho, e o título
alcançado.

Ao Prof. Dr. **Sigmar de Mello Rode**,
pelas oportunidades que me ofereceu,
e pelo carinho com que me acolheu
como professora na Universidade
Ibirapuera.

Ao Prof. Dr. **Carlos Alberto Adde**
pela amizade e ajuda que vem nos
prestando desde os tempos da
Faculdade, compartilhamos nossa
conquista.

AGRADECIMENTOS

À **Faculdade de Odontologia da Universidade Estadual Paulista**, na pessoa de seu Diretor Prof. Dr. **Paulo Villela dos Santos Junior**, pela oportunidade e acolhimento.

À **Faculdade de Engenharia da Universidade Estadual Paulista**, na pessoa do Sr. **Urbano Gonçalves de Oliveira**, pela contribuição valiosa na realização deste trabalho.

À **Universidade Ibirapuera**, na pessoa do Coordenador do curso de Odontologia Prof. Dr. **Sigmar de Mello Rode**, pelas oportunidades oferecidas.

Ao Prof. Dr. **Clóvis Pagani** pela orientação e conduta exemplares que nos coordenou durante o Curso de Pós- Graduação.

À Prof^a. Dr^a. **Maria Amélia Máximo Araujo** pela dedicação e exemplo a nós oferecidos.

Aos Prof. Dr. **Rebeca de Nicoló, Lúcia Teramoto e João Batista Becker** pela atenção, dedicação e carinho prestados.

Às técnicas de laboratório **Josiana e Michele**, pela ajuda na realização desta pesquisa.

À Sr^a. **Thaís Coccareli** pela realização da análise estatística deste trabalho.

À Sr^a **Angela de Britto Bellini** pelas orientações e aprimoramento desta Tese.

Aos colegas do Curso de Pós – Graduação, em especial **Karen Cristina Kazue Yui**, pelo companherismo e afeição que desenvolvemos.

Às senhoras **Irena, Aparecida e Rose**, pela solicitude em atender-nos na Secretaria da Pós - Graduação.

A todos meu muito obrigado...

**“Confia ao Senhor
as tuas obras
e teus pensamentos
serão estabelecidos”.**
Provérbios 16:3

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS.....	10
RESUMO.....	16
1 INTRODUÇÃO.....	17
2 REVISÃO DA LITERATURA.....	20
3 PROPOSIÇÃO.....	46
4 MATERIAL E MÉTODO.....	47
4.1 Material.....	47
4.2 Método.....	58
5 RESULTADOS.....	62
5.1 Molas de Ni-Ti.....	62
5.2 Elásticos sintéticos.....	67
5.3 Molas de Ni-Ti x elásticos sintéticos.....	71
6 DISCUSSÃO.....	77
7 CONCLUSÃO.....	88
7.1 Elásticos sintéticos.....	88
7.2 Molas de Ni-Ti.....	88
7.3 Molas de Ni-Ti x elásticos sintéticos.....	89
5 REFERÊNCIAS	90
APÊNDICES.....	99
<i>ABSTRACT</i>	108

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1-Placa em resina acrílica utilizada para fixação dos elásticos ortodônticos e das molas de Ni-Ti	36
FIGURA 2 -Pinça para transferência dos elásticos	38
FIGURA 3 -Dinamômetro	39
FIGURA 4 -Parafuso giratório para a movimentação do disco acrílico	41
FIGURA 5 -Disco de acrílico e haste de latão.....	42
FIGURA 6 -Placa de alumínio em “L”posicionadora da haste de latão.....	43
FIGURA 7 -Dispositivo posicionador do dinamômetro.....	44

LISTA DE QUADROS

QUADRO 1- marcas comerciais de elásticos sintéticos.....	36
QUADRO 2- marcas comerciais de molas de Ni-Ti.....	36

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ABNT = Associação Brasileira de Normas Técnicas

C.I.= Circuito interno

cm = Centímetro

Co-Cr-Ni = Cobalto-cromo-níquel

g = Grama(s)

gf/mm = Gramas força por milímetro

h = Hora(s)

l = Litro(s)

Lb = Libra(s)

min = Minuto(s)

mm = Milímetro(s)

Ni-Ti = Níquel-Titânio

oz. = Onça(s)

pol. = Polegada(s)

seg. = segundos

°C = Grau Centígrado

CARA ARAUJO, F.B. **Estudo comparativo da degradação de forças geradas por elásticos ortodônticos sintéticos e molas de Níquel-Titânio**. 2006. 108f. Tese (Doutorado em Odontologia Restauradora-Especialidade em Dentística)- Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista, São José dos Campos, 2006.

RESUMO

Analísaram-se separada e comparativamente três marcas comerciais de elásticos ortodônticos sintéticos e de molas de NiTi (MORELLI, ORMCO e GAC), quanto à degradação da força sofrida por estes materiais em função do tempo, quando submetidos a simulação das condições bucais. Os elásticos e molas foram inicialmente termociclados (temperaturas de 15°C e 45°C), em seguida estirados em 20mm, imersos em saliva artificial a 37°C e desativados em 0,5mm semanais. As leituras da quantidade de força gerada pelas amostras foram realizadas nos momentos: inicial, 1, 24, 48 horas, 7, 14, 21 e 28 dias. Observou-se significativa redução na quantidade de força gerada pelos elásticos na primeira hora de ativação, que variou de 49,5% a 53%, enquanto que para as molas a degradação foi significativamente menor, com valores entre 4,2% e 18,1%. Ao término de 28 dias de testes, as amostras de elásticos sofreram redução média na quantidade de força gerada entre 82,7% e 91,2% (GAC-82,7%, ORMCO-86,0% e MORELLI-91,2%) já as amostras de molas apresentaram degradação média de força entre 17,5% e 32,2% (MORELLI-17,5%, ORMCO-27,3% e GAC-32,2%). Concluiu-se que, em geral, os elásticos promoveram maior índice inicial de força que as molas, mas após as primeiras 24 horas de ativação a quantidade de força gerada pelos elásticos era menor que a promovida pelas molas, que assim apresentaram níveis médios de força mais constantes que os elásticos ao longo dos testes.

PALAVRAS-CHAVE: elastômeros, aparelhos ortodônticos; molas; níquel-titânio

1 INTRODUÇÃO

A movimentação ortodôntica é melhor alcançada quando os dentes são submetidos à forças leves e contínuas (ANGOLKAR et al.⁴, 1992). Para tanto, os ortodontistas podem fazer uso de artifícios como os elásticos de látex e sintéticos (BATY et al.¹⁰, 1994), ou de molas que podem ser confeccionadas em aço-inoxidável, Cobalto-Cromo-Níquel (Co-Cr-Ni) ou, mais modernamente, em ligas de Níquel - Titânio (Ni-Ti) (MELSEN et al.³⁵, 1994).

Os elásticos sintéticos foram desenvolvidos pela indústria petroquímica na década de 20, mas somente passaram a ser utilizados na prática clínica nos anos 60 (Baty et al.¹⁰, 1994).

Apesar dos elásticos sintéticos serem considerados importantes fontes de transmissão de força aos dentes, seu uso oferece como principal desvantagem a intensa degradação de força que ocorre principalmente nas primeiras horas após sua ativação (BISHARA & ANDREASEN¹¹, 1970; DE GENOVA et al.¹⁴, 1985; CARA ARAUJO¹³, 2003). Além disso, o comportamento dos elásticos sintéticos é grandemente afetado pela presença de umidade (VON FRAUNHOFER et al.⁵¹, 1992;), e pelo aumento da temperatura (STEVENSON & KUSY⁴⁷, 1994), o que torna o meio bucal um ambiente propício para sua degradação.

Por outro lado, mais recentemente, as molas confeccionadas em ligas de Ni-Ti aparecem como alternativa promissora na geração de

forças leves e contínuas aos dentes, o que torna a movimentação dentária mais eficiente e com menores riscos de trauma periodontal ou de reabsorção radicular (VON FRAUNHOFER et al.⁵¹, 1992; RYAN⁴³, 1995). As molas podem ser do tipo abertas, que promovem força de compressão, ou fechadas, que geram carga de tração sobre os dentes e são utilizadas para o fechamento de espaços na prática ortodôntica (RYAN⁴³, 1995).

A primeira liga de Ni-Ti foi desenvolvida em 1960 e recebeu o nome de Nitinol devido aos seus componentes: Níquel (Ni), Titânio (Ti) e ao seu local de origem: Naval Ordnance Laboratory (Nol), e foi comercializada pela Unitek Corporation (BARWART et al.⁷, 1996). Apesar da importância do Nitinol outras ligas de Ni-ti foram e vêm sendo desenvolvidas (HURST et al.²⁶, 1990).

As duas principais características que envolvem o uso das molas confeccionadas em Ni-Ti são os fenômenos de memória de corpo e superelasticidade (MIURA et al.³⁶, 1986; BARWART et al.⁷, 1996; MANHARTSBERGER & SEIDENBUSCH³⁴, 1996). Memória de corpo corresponde à capacidade do material voltar à sua conformação inicial após ser submetido à deformação plástica (ANDREASEN³, 1980). Esta característica é inerente à possibilidade das ligas de Ni-Ti alterar suas ligações atômicas em função da temperatura à que são submetidas (MANHARTSBERGER & SEIDENBUSCH³⁴, 1996).

Por outro lado, o fenômeno de superelasticidade se refere à capacidade do material gerar forças relativamente constantes em diferentes quantidades de ativação (MIURA et al.³⁶, 1986;

RYAN⁴³, 1995; MANHARTSBERGER & SEIDENBUSCH³⁴, 1996).

Assim, mediante dois sistemas geradores de força distintos e levando em consideração a importância de se aplicar forças de magnitudes conhecidas aos dentes, avaliamos o comportamento dos elásticos sintéticos e das molas de Ni-Ti quando submetidos à simulação das condições bucais que envolvem o fechamento de espaços dentários.

2 REVISÃO DA LITERATURA

Bishara & Andreasen¹¹, em 1970, analisaram comparativamente a degradação de força sofrida por elásticos sintéticos e de látex num período de três semanas. As amostras foram mantidas imersas em água destilada a 37°C, e testadas em distâncias que variaram de 20 a 40 milímetros, com incrementos de seis milímetros entre elas. Os estudos revelaram que ambos os tipos de elásticos sofreram significativa redução na quantidade de carga gerada na primeira hora de testes. Neste período de tempo, os elásticos sintéticos apresentaram uma redução na quantidade de força gerada de 45,3%, a 54,7% em três dias e de 67,5% em três semanas de avaliações. Baseados nestes dados, os autores sugeriram o emprego de elásticos sintéticos com cargas iniciais maiores que as consideradas ideais, compensando, desta forma, a intensa degradação de força sofrida por estes materiais.

Ware⁵², em 1971, fez comparações entre as propriedades físicas de elásticos de látex e sintéticos e constatou que os últimos sofreram maior deformação média por milímetro de estiramento, cerca de 48gf/mm, o que lhes conferiu pouca precisão no ajuste de forças leves. Além disso, observou que os elásticos sintéticos sofreram maior influência do meio que os elásticos de látex, e mostraram maior degradação de força em água destilada a 37°C que em ambiente seco. Também concluiu que os elásticos sintéticos sofreram maior redução na quantidade de carga em função do tempo que os elásticos de látex.

Hershey & Reynolds²⁴, em 1975, avaliaram comparativamente a degradação de força sofrida por elásticos sintéticos quando mantidos continuamente estirados (teste estático) e quando submetidos à simulação da movimentação dentária, com redução de 0,25mm ou 0,5mm semanais na sua distância de estiramento (teste dinâmico). As amostras foram mantidas em água destilada a 37°C, e as leituras foram realizadas nos intervalos de 10 minutos, uma hora, 24 horas e depois semanalmente, da primeira a sexta semanas de avaliações. Observaram no teste estático que, nos primeiros dez minutos de estiramento, os elásticos sofreram uma redução média de 25% na quantidade de força gerada, enquanto que em uma hora de ativação esta queda foi de 36%, em 24 horas de 53% e em seis semanas de testes 58% da carga inicial gerada pelos elásticos havia sido perdida. Por outro lado, quando considerou-se o teste dinâmico, verificou-se que, para uma diminuição na quantidade de estiramento de 0,25mm semanais, houve uma redução média na quantidade de carga gerada de 72% ao final de seis semanas; enquanto que para uma redução de 0,5mm semanais a queda na quantidade de força foi de 82%. Portanto, concluíram que a simulação da movimentação dentária influencia significativamente na quantidade de força remanescente gerada pelos elásticos no final do período de avaliações. Neste trabalho, os autores ainda estudaram a influência da magnitude inicial da força quanto à sua redução ao longo do tempo, e concluíram não haver correlação entre quantidade de força inicial e sua degradação.

Kovatch et al.³⁰, em 1976, averiguaram o comportamento de elásticos sintéticos quando submetidos a diferentes variáveis como

quantidade de carga inicial, distância de estiramento e velocidade para a realização deste. Os testes foram feitos em dois meios distintos: seco ou saliva artificial a 37°C, por um período de sete dias. Concluíram que as amostras sujeitas a um estiramento mais lento mostraram-se mais resistentes à fratura, além de manterem maior quantidade de carga em função do tempo. Portanto, os autores recomendaram o estiramento lento dos elásticos até seu posicionamento final na cavidade bucal.

Varner & Buck⁴⁹, em 1978, determinaram a quantidade de força liberada por elásticos sintéticos em função do tempo de estiramento a que foram submetidos. As amostras foram mantidas em temperatura de 37°C, e testadas em distâncias que variaram de 26mm a 40 milímetros, com incrementos de 2 milímetros entre elas. Notaram que os espécimes estirados em 26mm apresentaram média de força de 1,1 Lb em duas horas de testes e de 0,8 Lb em quatro semanas de avaliações. Por outro lado, os elásticos alongados em 40 milímetros mostraram média de força de 1,7 Lb em duas horas de testes e de 1,3 Lb ao final dos experimentos. Portanto, uma redução média de 26% na carga gerada para todas as amostras. Os autores ressaltaram que o remanescente de força ao longo de quatro semanas foi suficiente para promover a movimentação dentária. Assim, não recomendaram a troca dos elásticos antes de quatro semanas de uso.

Ash & Nikolai⁶, em 1978, avaliaram a influência do meio sobre o comportamento dos elásticos sintéticos. Para tanto, testaram amostras destes materiais em meios seco, úmido e *in vivo*, de modo que, todos os espécimes foram estendidos em 26mm e as leituras de

força, por eles gerada, foram feitas nos intervalos inicial, 1 hora, 8 horas, 24 horas, uma, duas, três e quatro semanas após o início dos experimentos. Os autores constataram que o decréscimo de força foi 20% maior no meio bucal que em ambiente seco, ao final de três semanas. Também notaram que os elásticos sintéticos perderam mais força *in vivo* que em ambiente aquoso, após o primeiro dia de testes. Por fim, concluíram que, em meio seco, a degradação de força sofrida pelas amostras ocorreu apenas nos primeiros dias de testes; enquanto que, em ambiente úmido, esta ocorreu até a segunda semana de experimentos, e *in vivo* foi notada até o término das avaliações.

Young & Sandrik⁵³, em 1979, pesquisaram o efeito do pré – estiramento para dois tipos de elásticos sintéticos: CK gray Unitek e C2 gray Alastiks, e observaram que as amostras não pré – estiradas sofreram uma redução média de força de 36,6% em uma hora de estiramento contínuo, e de 56,4% em 24 horas de avaliações. Notaram que as amostras CK gray Unitek pré – estiradas apresentaram aumento de 7,4% na força gerada em relação aos espécimes não pré – estirados. No entanto, não houve diferença estatisticamente significativa na quantidade de carga remanescente entre os elásticos C2 gray Alastiks que receberam ou não o pré–estiramento. Ao término de quatro semanas de testes, as amostras sofreram uma redução na quantidade de força que variou de 60 a 80% do valor gerado inicialmente.

Andreasen³, em 1980, ressaltou o Nitinol como material único para uso ortodôntico devido às suas duas propriedades diferenciais de memória de corpo e superelasticidade, que lhe garantem melhor manuseio, sem que ocorram deformações permanentes. Quanto à

memória de corpo, o autor afirmou que esta é a capacidade de um material voltar a sua conformação inicial após ter sido submetido à deformação plástica. O melhor aproveitamento desta característica é alcançado com a obtenção da forma desejada do Nitinol em temperaturas elevadas, seguido do resfriamento em temperatura ambiente, o que gera certa deformação. Assim, quando a aparatologia ortodôntica confeccionada em Nitinol é posicionada no interior da cavidade bucal, o aumento da temperatura faz com que ela retome suas configurações originais, alcançadas em altas temperaturas.

Persson et al.³⁹, em 1983, ressaltaram a escassez de informações sobre os materiais elásticos de uso odontológico disponíveis no mercado, e propuseram-se avaliar três tipos de elásticos (dois de látex e um sintético) quanto às suas características de força x extensão, força x tempo, efeitos da exaustão e a influência do meio sobre o seu comportamento. Observaram que os elásticos sintéticos apresentaram maior limite de elasticidade que os espécimes de látex, o que gerou menores índices de deformação permanente nas amostras sintéticas. Assim, os elásticos de látex são preferíveis em situações onde se exijam menores índices de força. Além disso, notaram, após os testes de exaustão, que todas as amostras ficaram enfraquecidas, e que o meio de teste úmido (soro a 37°C) tornou a degradação de força mais intensa, especialmente para os elásticos sintéticos. Neste estudo, todos os espécimes sofreram intensa redução de força na primeira hora de estiramento constante. Esta queda tornou-se menor no primeiro dia de testes, e muito pequena no restante do período de três semanas de avaliações.

Killiany & Duplessis²⁹, em 1985, analisaram comparativamente o comportamento de cadeias elastoméricas sintéticas Short Plastic Chain (cadeia convencional) e Energy Chain (cadeia elastomérica melhorada). As amostras foram mantidas em saliva artificial a 37°C, e as aferições foram realizadas nos tempos inicial, 24 horas, 72 horas e semanalmente até se completar oito semanas. Nas primeiras 24 horas as amostras de elásticos convencionais liberaram maior nível médio de força. No entanto, após este período e até o término de oito semanas, os elásticos “melhorados” geraram maior quantidade de força que os convencionais. Os autores concluíram ser necessárias pesquisas *in vivo* para comprovar a veracidade dos dados.

Rock et al.⁴⁰, em 1985, avaliaram a relação força x extensão de 13 marcas comerciais de elásticos sintéticos e notaram não existir relação linear entre quantidade de força e extensão para todos os elásticos estudados. Concluíram que a força de três newtons, segundo os autores, suficiente para a retração de caninos, foi obtida com um estiramento de cinquenta a 75% do comprimento inicial dos elásticos, independentemente do número de elos alongados.

De Genova et al.¹⁴, em 1985, analisaram o comportamento de três marcas comerciais de elásticos sintéticos, Ormco Power Chain II, Rocky Mountain Orthodontics Energy e TP Elastic – O Chain, quando mantidos continuamente estirados em 20 milímetros (simulação de retração de canino, quando da extração de primeiro pré – molar), e quando sujeitos à simulação da movimentação dentária , com redução de 0,5mm semanais na quantidade de estiramento das amostras. Os elásticos foram mantidos em saliva artificial a 37°C, e as leituras

realizadas nos momentos inicial, cinco minutos, trinta minutos, uma hora, oito horas, 24 horas, dois, três, quatro, cinco, seis, sete, 14 e 21 dias. Registraram, em 24 horas de testes, uma redução média de força de 52% para as amostras da Ormco, de 40% para os espécimes da TP, e de 35% para os da marca Rocky Mountain.

Os autores ainda avaliaram os efeitos da termociclagem sobre o comportamento das amostras, realizando-se diariamente ciclos de trinta minutos, com variações de temperatura de 15°C e 45°C e duração de trinta segundos cada. Concluíram que a termociclagem promoveu maior retenção de força, sendo que, em 24 horas de testes, as amostras termocicladadas retiveram 4% mais energia do que aquelas que não receberam tal tratamento. Além disso, observaram que a simulação da movimentação dentária promoveu maior redução na quantidade de força gerada pelos elásticos do que quando mantidos continuamente estirados.

Kuster et al.³², em 1986, testaram duas marcas comerciais de elásticos sintéticos, Alastik da Unitek e Power Chain II da Ormco, *in vitro* e *in vivo*. No primeiro teste, as amostras foram estendidas continuamente em 21mm e 25mm, e avaliadas nos intervalos inicial, 15 minutos, duas horas, oito horas, 24 horas, três dias, uma, duas, três e quatro semanas. Após o período de quatro semana, as amostras apresentaram comportamentos similares, e sofreram redução de 25% a 30% na quantidade de força inicial, sendo que nos primeiros 15 minutos de testes a redução da força foi de seis a 11% e de dez a 16% nas primeiras duas horas de experimentações. As avaliações *in vivo* contaram com a participação de 25 pacientes que se submeteram à

utilização contínua dos referidos elásticos sintéticos por quatro semanas. Como resultados, os autores registraram uma maior redução na quantidade de carga que nos testes *in vitro*, sendo que no momento oito horas houve um decréscimo na força de 28% a 34% do seu valor original.

Miura et al.³⁶, em 1986, avaliaram alguns tipos de arcos ortodônticos, entre eles os Ni-Ti de fabricação japonesa, quanto sua dureza, memória de corpo e superelasticidade. Dentre todos os arcos estudados, os de Ni-Ti apresentaram a menor média de deformação permanente durante sua ativação, e além disso, registraram uma curva de quantidade de ativação x força diferente dos demais, de modo que a força gerada permaneceu relativamente constante em diferentes quantidades de ativação. Esta característica única foi chamada de superelasticidade, e clinicamente seu uso se relacionou à movimentação fisiológica dos dentes, pois as forças liberadas foram leves e contínuas por um longo período de desativação dos arcos.

Rock et al.⁴¹, 1986, consideraram o efeito de um mês de uso clínico sobre as propriedades de oito marcas comerciais de elásticos sintéticos, previamente testados em laboratório. Para tanto, foram avaliadas amostras formadas de três e quatro elos, empregadas na terapêutica de fechamento de espaços, após extrações de primeiros pré-molares. Os elásticos permaneceram em posição por quatro semanas, e, passado este período, os autores constataram uma redução média de força de 40%, tanto para as amostras constituídas por três elos como para aquelas compostas por quatro elos. Também notaram que a proporção força x extensão foi reduzida em 37% a 65% para os

elásticos de três elos e de 34% a 67% para aqueles constituídos por quatro elos. Após quatro semanas de uso continuado, os elásticos formados por três elos promoveram uma movimentação dentária que variou de zero a 3,8mm, e os compostos por quatro elos causaram movimentação de zero a 5,1mm.

Sonis et al.⁴⁶, em 1994, avaliaram 25 pacientes que necessitavam de retração de canino após extrações de primeiros pré – molares, totalizando oitenta quadrantes. Destes, trinta foram tratados com elásticos sintéticos Unitek Alastiks, dez com elásticos sintéticos Rocky Mountain Energy e quarenta com filamentos de látex recobertos com nylon da Unitek. Os pacientes foram reavaliados a cada três semanas, onde se mensurava a quantidade de fechamento dos espaços. Os autores concluíram, mediante o emprego dos três diferentes materiais, não haver diferença estatisticamente significativa na quantidade de fechamento de espaço, e ainda classificaram empiricamente os elásticos sintéticos como mais higiênicos e fáceis de manusear que os filamentos de látex.

Argollo et al.⁵, em 1987, enumeraram como vantagens do uso de elásticos o fato de poderem ser colocados e retirados com facilidade, serem descartáveis e não necessitarem de ativação. Por outro lado, consideraram como desvantagem a degradação que sofrem pela ação da saliva e uso continuado, o que gera inconstância na quantidade de força gerada ao longo do seu uso. Comentaram ainda que a força empregada quando da utilização dos elásticos deve ser dosada para que não haja prejuízos ao periodonto.

Miura et al.³⁷, em 1988, fabricaram molas abertas e fechadas a

partir de arcos de Ni-Ti. As molas fechadas foram sujeitas a testes de tração e as abertas de compressão, e suas características foram comparadas às das molas confeccionadas em aço – inoxidável. As molas de Ni-Ti exibiram superelasticidade e memória de corpo semelhantes a dos arcos que as originaram. Em adição, os autores mostraram que os valores de força gerados por estas molas podem ser controlados por alterações no diâmetro do fio, no tamanho do seu lúmen, na sua temperatura média de transição (TMT) e na angulação da suas hélices. Assim, quando o diâmetro do fio de Ni-Ti, utilizado na confecção da mola aumentou, e seu lúmen permaneceu constante, a força gerada também aumentou. Por outro lado, quando o tamanho do lúmen da mola aumentou, e seu diâmetro permaneceu constante, observaram redução da carga gerada no mesmo intervalo de estiramento. Por fim, notaram que quanto maior a temperatura de transformação Martensite (resfriamento), menor a carga gerada pelas molas. A característica mais importante associada ao emprego das molas de Ni-Ti foi a capacidade de gerar força leve e contínua por longo período de tempo, o que, segundo os autores, torna este material de eleição na obtenção de ótima movimentação dentária.

Huget et al.²⁵, em 1990, estudaram a influência do meio de estocagem sobre as características dos elásticos sintéticos mantidos continuamente estirados em 38mm. As amostras foram testadas em ambiente seco e em água deionizada a 37°C, nos intervalos de um, sete, 42 e setenta dias. Os resultados mostraram que o armazenamento dos espécimes em meio úmido teve efeito relevante sobre a sua degradação, tornando-a mais intensa do que quando os elásticos foram

mantidos em ambiente seco seco. Constataram que o enfraquecimento sofrido pelos elásticos sintéticos em meio úmido é decorrente da ação de moléculas de água sobre as ligações covalentes que formam estes materiais, o que promove a degradação das cadeias elastoméricas sintéticas.

Ferriter et al.¹⁹, em 1990, avaliaram os efeitos do pH sobre os níveis de degradação de força sofrida por sete marcas comerciais de elásticos sintéticos, que foram mantidos continuamente estirados em distâncias de 14,6mm, 15mm e 19,3mm e imersos em soluções de pH 4,95 ou pH 7,26 por quatro semanas. Os resultados permitiram concluir que a solução básica induziu maior redução nos níveis de força que a solução ácida. Assim, formularam a hipótese de que o decréscimo ocorrido na força gerada pelos elásticos é inversamente proporcional ao pH do meio bucal, de modo que o pH acima do neutro é considerado mais deletério as cadeias elastoméricas sintéticas.

Hurst et al.²⁶, em 1990, investigaram quantitativamente o fenômeno de memória de corpo em sete diferentes marcas comerciais de arcos ortodônticos, quando submetidos à deformação plástica, em temperaturas inferiores à sua TMT, e então aquecidos à temperaturas superiores à TMT. Observaram médias de 89% a 94% de memória de corpo em seis das ligas estudadas; enquanto que para somente uma delas este percentual foi de 41,3%. Relacionaram o baixo percentual de memória de corpo com a liga que apresentou a TMT coincidente com a temperatura ambiente, o que lhe conferiu reduzida capacidade de deformação plástica. Por este motivo, concluíram que a TMT deve ser razoavelmente menor do que a temperatura bucal para que ocorra

melhor aplicação clínica do fenômeno de memória de corpo.

Almeida et al.², 1991, analisaram a degradação de força sofrida por sete diferentes tipos de elásticos sintéticos, que foram mantidos continuamente estirados de modo que as amostras atingiram o dobro do seu tamanho original. Os elásticos foram imersos em solução de Ringer a 10% e a 37°C. O estudo revelou redução de 35% da força inicial no primeiro dia de testes e de 75% em quatro semanas de avaliações, não havendo diferença estatisticamente significativa entre os diferentes tipos de elásticos.

Angolkar et al.⁴, 1992, avaliaram a degradação de força sofrida por três tipos de molas (aço – inoxidável, Co-Cr-Ni e Ni-Ti) quando ativadas para gerar cargas entre 150g e 160g. As amostras foram mantidas em saliva artificial a 37°C, e as leituras foram realizadas nos tempos quatro horas, 24 horas, três, sete, 14, 21 e 28 dias. Observaram que todas as amostras apresentaram redução na quantidade de força produzida em função do tempo, mais notadamente nas primeiras 24 horas de ativação. As molas de aço – inoxidável e de Co-Cr-Ni sofreram maior redução na carga produzida que as molas de Ni-Ti. De modo geral, houve uma redução de oito a vinte por cento na força gerada por todas as molas em 28 dias de testes, o que foi considerado relativamente reduzido quando comparados à degradação sofrida pelos elásticos de látex e sintéticos, no mesmo período de avaliações.

Von Fraunhofer et al.⁵¹, em 1992, examinaram os efeitos da saliva artificial e da aplicação tópica de flúor sobre as propriedades elásticas de três marcas comerciais de elásticos sintéticos: Power Chain II da Ormco, Alastik C1 da UniteK e E - Chain da TP

Orthodontics. As amostras foram analisadas em um dos seguintes meios: seco, saliva artificial, água destilada, solução de cloreto de potássio (0,4%), solução de fluoreto de estanho (0,31%) ou solução de flúor fosfato acidulado (0,31%). As leituras foram realizadas nos tempos inicial, quatro horas, 24 horas, uma, duas, três e quatro semanas. Os resultados mostraram haver necessidade de aumento na quantidade de estiramento dos elásticos em um intervalo de 0,5mm a 2mm para que houvesse a manutenção dos níveis de força em 150g ou de 5mm para que ocorresse a constância da carga em 300g, após quatro semanas de imersão em saliva artificial. A degradação de força sofrida pelos espécimes com baixo módulo de elasticidade (Ormco e Unitek) foi afetada por todos os meios de estocagem, quando comparados aos estudos feitos em meio seco; já a degradação de força ocorrida com as amostras da TP (maior módulo de elasticidade) foi significativa apenas quando se realizou sua estocagem em saliva artificial ou solução de flúor fosfato acidulado.

Almeida¹, em 1993, avaliou a degradação de força sofrida por diferentes cores de elásticos sintéticos nacionais quando mantidos continuamente estirados em 25 mm e expostos a temperatura de 24°C. As leituras foram realizadas nos intervalos inicial, um hora, seis horas, 12 horas, 24 horas, 72 horas, uma, duas, três e quatro semanas. Registraram redução de força de 17,06% a 36,10% nas primeiras 24 horas de testes, e ao término de quatro semanas os elásticos de cor cinza mantiveram 76,69% da sua carga inicial, e os elásticos de cor verde claro 37,69%, registrando, respectivamente, o maior e o menor percentuais de força remanescente.

Lu et al.³³, em 1993, avaliaram a redução de força sofrida pelas cadeias elastoméricas sintéticas em função do tempo, da cor (incolor ou cinza) e de três diferentes quantidades de estiramento. As cadeias foram imersas em água destilada a 37°C por seis semanas. As amostras foram avaliadas no momentos inicial, 1 h, 8 h, 24 h, três dias e semanalmente até atingir seis semanas. A quantidade de estiramento das cadeias foi reduzida em 0,5mm semanais. Os resultados mostraram que a força gerada em quarenta milímetros de estiramento era maior que a observada quando o alongamento era de 35mm e trinta milímetros, respectivamente. Ainda observaram que o remanescente de força era maior para as amostras estendidas em trinta milímetros que as estiradas em 35mm e quarenta milímetros. Para todas as cadeias elastoméricas estudadas houve maior degradação de força na primeira hora de estiramento, e os maiores valores médios de força foram detectados também na primeira hora de uso.

Samuels et al.⁴⁴, em 1993, realizaram comparações quanto ao fechamento de espaços, após a extração de primeiros pré – molares em 17 pacientes submetidos ao uso de molas de Ni-Ti ou elásticos sintéticos e constataram que o uso de molas de Ni-Ti resultaram em maior quantidade de fechamento de espaços, uma vez que estas produziram forças leves e contínuas, e os elásticos sofreram acentuada redução na quantidade de força liberada ao longo do tempo, atingindo médias de cinquenta por cento de degradação.

Von Fraunhofer et al.⁵⁰, em 1993, compararam a liberação de forças geradas por molas de Ni-ti, abertas e fechadas, com molas de aço – inoxidável, durante o período de desativação destes materiais.

Para tanto, as molas fechadas foram alongadas em seis milímetros, e então seguiu-se a desativação. Observaram, para as molas de Ni-Ti, que as variações na quantidade de estiramento praticamente não alteraram a quantidade de força produzida por estes materiais; enquanto que as molas de aço – inoxidável promoveram uma carga inicial bastante alta, seguida de intensa redução na força, associada a pequena diminuição na quantidade de estiramento. Assim, os autores concluíram que as molas de Ni-Ti são capazes de produzir forças leves e contínuas mesmo mediante a variações na sua quantidade de ativação.

Baty & Von Fraunhofer ⁹, em 1994, investigaram o comportamento de quatro cores distintas de elásticos sintéticos, oriundos de três diferentes marcas comerciais. As amostras foram estendidas para gerar carga de 150g ou 300g e estocadas em meios seco, água destilada ou saliva artificial, todos a 37°C, e as leituras foram realizadas nos momentos inicial, uma hora, quatro horas, 24 horas, uma, duas e três semanas. Todas as amostras geraram, inicialmente, quantidade de força suficiente para promover movimentação dentária. No entanto, após 24 horas de experimentos, os elásticos, estocados em meio úmido, necessitaram de uma maior quantidade de estiramento para gerarem a mesma quantidade de força alcançada inicialmente, denotando degradação de força ao longo do tempo de ativação.

Baty et al.¹⁰, em 1994, em outro trabalho, realizaram revisão de literatura sobre os elásticos sintéticos e concluíram que estes são importantes instrumentos na realização da movimentação dentária,

pois são relativamente baratos e geram um sistema de forças aceitável para promover movimentação ortodôntica dentro do prazo de três a quatro semanas de uso continuado. Observaram que a maioria dos elásticos sintéticos comercializados comportaram-se de maneira similar, de modo que geralmente ocorreram redução média de força na ordem de cinquenta a setenta por cento no primeiro dia de uso continuado, e de sessenta a setenta por cento em três semanas de testes. Ainda ressaltaram que fatores bucais como movimentação dentária, variações de temperatura e de pH, presença de saliva, e uso de enxaguatórios fluoretados contribuem para a degradação dos elásticos neste meio.

Melsen et al.³⁵, em 1994, avaliaram 19 tipos de molas fechadas das marcas GAC, Ortho Organizer, Ortho Arch, Masel, Lancer e TP. As amostras foram testadas em temperatura ambiente e submetidas a estiramentos de 0,5 em 0,5 mm, até atingirem 100% de extensão. Após estes procedimentos os espécimes foram sujeitos ao relaxamento até alcançarem novamente seu comprimento inicial. A partir dos resultados encontrados, as molas foram agrupadas em quatro diferentes grupos, segundo a quantidade média de força gerada por milímetro de alteração no seu comprimento. De todas as molas avaliadas apenas as da marca GAC comportaram-se como superelásticos, mantendo uma força relativamente constante em diferentes distâncias de ativação.

Sonis et al.⁴⁵, em 1994, declarou que um sistema de forças ideal deve promover ótima movimentação dentária, com mínimo prejuízo aos dentes, ser confortável e higiênico, além de ser facilmente

empregado e não necessitar de cooperação do paciente no seu uso. Em seu trabalho, o autor tratou de 27 pacientes, totalizando-se cem quadrantes onde se objetivava a retração de caninos. Destes, em cinquenta foram utilizadas molas de Ni-Ti e nos outros cinquenta foram empregados elásticos de látex 3/16 de polegada, trocados diariamente pelos pacientes. Como resultados verificou que a velocidade de fechamento dos espaços promovida pelas molas de Ni-Ti foi vinte vezes maior que a proporcionada pelos elásticos de látex, e atribuiu este fato à constância na quantidade de força liberada pelas molas, e da não necessidade de cooperação do paciente.

Stevenson & Kusy⁴⁷, em 1994, pesquisaram os efeitos da acidez, da presença de oxigênio e da temperatura sobre as propriedades mecânicas de três cadeias elastoméricas sintéticas. Para tanto, todas as amostras, menos as do grupo controle, foram submetidas ao pré – estiramento e depois sujeitas a diferentes tratamentos por dez ou cem dias. As variações nas condições de tratamento dos espécimes aparentemente afetaram a magnitude da carga residual após seu relaxamento. Das variáveis estudadas, o aumento da temperatura mostrou-se como o principal fator no mecanismo de degradação de força, responsável pela deterioração das propriedades mecânicas dos três produtos avaliados.

Ryan⁴³, 1995, discutiu as vantagens e desvantagens do uso de molas de Ni-Ti em comparação com o emprego de elásticos sintéticos, e ressaltou que as molas de Ni-Ti promoveram uma movimentação dentária mais eficiente, com menores riscos de trauma periodontal ou ocorrência de reabsorções radiculares, devido a promoção de forças

leves e contínuas, o que garantiu maior conforto e aceitabilidade por parte do paciente. Por outro lado, comentou que o uso deste tipo de aparatologia é mais oneroso que o emprego de elásticos, além de haver possibilidade de ferimento de tecidos moles, de movimentação descontrolada dos dentes e ainda riscos de remoção da mola pelo ato mastigatório ou escovação.

Barwart⁷, em 1996, relatou que as molas de Ni-Ti exibem propriedades superelásticas similares aos dos fios confeccionados com esta mesma liga, e que as molas exercem forças leves e constantes ao longo do aumento ou diminuição da sua ativação, o que lhes confere capacidade de promover movimentação fisiológica dos dentes. No entanto, ressaltou que a constância da força somente se manifesta quando a temperatura também é mantida inalterada, o que não ocorre no interior da cavidade bucal devido a variabilidade de temperatura dos alimentos ingeridos. Assim, avaliou os efeitos da mudança de temperatura sobre a força gerada pelas molas, que foram submetidas ao aquecimento e resfriamento de 50°C e 20°C, respectivamente, enquanto eram mantidas continuamente estiradas. Para todas as molas testadas houve aumento na geração de força com a elevação da temperatura, e diminuição da carga com a redução da temperatura, de modo que em temperatura de 37°C a força gerada pelas molas de Ni-Ti foi vinte vezes maior que produzida em 20°C. Desse modo, concluiu que mínimas mudanças na temperatura causaram alterações significativas na quantidade de força gerada pelas molas superelásticas de Ni-ti.

Kurol et al.³¹, em 1996, avaliaram, em manequins, a magnitude

de força aplicada por diferentes ortodontistas para a realização de um mesmo movimento ortodôntico. Notaram grande variação nas quantidades de força aplicadas, e também verificaram que a maioria dos profissionais relataram não fazer uso rotineiro do dinamômetro para a aferição das forças obtidas.

Manhartsberger & Seidenbusch³⁴, em 1996, testaram o comportamento de molas abertas e fechadas da marca GAC dos tipos leve, médio e pesado, uma vez que o fabricante afirma que as molas fechadas ativadas de três a 15mm não sofrem deformação permanente e continuam gerando carga constante quando são submetidas à desativação. Os testes foram realizados em temperatura de 37°C e as leituras feitas nos momentos inicial e quatro semanas. Segundo o fabricante as molas tipo leve deveriam gerar força constante de 100 gramas desde seu comprimento inicial (três milímetros) até o estiramento de 15mm, e também durante o processo desativação. No entanto, verificaram que a ativação de um a 12mm gerou cargas entre 82,1g e 114,2g. Do mesmo modo, as molas tipo médio e pesado também apresentaram disparidades de valores de força em relação às informações fornecidas pelo fabricante. Além disso, os autores observaram decréscimo na quantidade de carga gerada após quatro semanas de ativação contínua em sete milímetros.

Filleul & Jordan²⁰, em 1997, ressaltaram que a superelasticidade se relaciona com mudanças estruturais que ocorrem nas ligas de Ni-Ti em determinadas temperaturas. O estado estrutural destas ligas em altas temperaturas é dito “austenite”, e em temperaturas reduzidas é chamado “martensite. A pesquisa avaliou o efeito da torção e da

temperatura sobre os arcos de Ni-Ti. Percebeu-se que a dureza da liga mostrou-se aumentada com a elevação da temperatura e diminuída com a redução da mesma. Assim, a ingestão de alimentos ou bebidas quentes torna maior a força aplicada sobre os dentes, enquanto que esta mostra-se menor quando se faz o consumo de alimentos e bebidas frias ou geladas.

Nattrass et al.³⁸, em 1998, estudaram os efeitos do meio e da temperatura sobre amostras de elásticos sintéticos e molas fechadas de Ni-Ti, que permaneceram continuamente estirados em 25mm. Os espécimes foram imersos em água destilada, Coca – Cola e solução de açafraão e mantidos em temperatura ambiente por 28 dias. As leituras foram realizadas nos intervalos inicial, 15 minutos, trinta minutos, uma hora, 24 horas, sete, 14, 21 e 28 dias. A influência da temperatura sobre ambos materiais foi averiguada submetendo-se as amostras à imersão em água destilada a dez, 22 ou 37°C por 28 dias. Perceberam que os elásticos sintéticos sofreram influência de todos os meios de testes, ocorrendo acentuada redução na quantidade de carga gerada pelas amostras na primeira hora de avaliações. Por outro lado, o comportamento das molas foi afetado apenas pela variação de temperatura, e o decréscimo desta promoveu redução na quantidade de força gerada pelas molas.

Barwart et al.⁸, em 1999, determinaram a temperatura média de transição (TMT) para quatro tipos de molas de Ni-Ti da marca GAC, ressaltando que somente acima desta temperatura as molas assumem características de superelásticos. Estabeleceram que a temperatura de transformação austenite (aquecimento) manifestou-se no intervalo de

9,7°C a 17,1°C até o intervalo de 29,23°C a 37°C; já a temperatura de transformação martensite (resfriamento) ocorreu entre os intervalos de 32,6°C a 25,4°C até 12,7°C a 6,5°C. Observaram que as molas comportaram-se como superelásticos quando se atingiu e ultrapassou a TMT, e que houve perda desta propriedade quando se alcançou as temperaturas finais da fase de transformação martensite. Os autores concluíram que melhores resultados são alcançados com este tipo de liga quando a TMT é inferior a temperatura corpórea, e também inferior às temperaturas de resfriamento que ocorrem na cavidade bucal durante a ingestão de alimentos ou bebidas geladas (21,3°C). Por fim, constataram que a temperatura final do processo de transformação martensite foi inferior a 21,3°C, para todas as molas estudadas, o que garante a manutenção das características de superelasticidade das ligas de Ni-Ti quando mantidas no interior da cavidade bucal. No entanto, ressaltaram que a força gerada pelas molas não manteve-se constante ao longo dos testes, pois pequenas variações na temperatura refletiram alterações significativas na energia liberada pelas molas.

Eliades et al.¹⁶, em 1999, examinaram estruturalmente elásticos sintéticos de três diferentes marcas comerciais quando mantidos continuamente estirados e expostos ao ar por 24 horas, ou quando mantidos na cavidade bucal por 24 horas ou três semanas. Constataram que os elásticos apresentaram maior sinal de estresse nas pontes inter – elos. Para as amostras testadas *in vivo*, notou-se em 24 horas a formação de biofilme bacteriano sem ocorrência de calcificação; já em três semanas de avaliações pode se observar a

calcificação do biofilme bacteriano sobre os elásticos.

Tripolt et al.⁴⁸, em 1999, avaliaram três tipos de molas de Ni-Ti da marca GAC dos tipos leve, médio e pesado, em temperatura de 37°C e em outras temperaturas que variaram de 15°C a 60°C. O objetivo desta pesquisa foi avaliar a constância da força gerada por estes materiais. Para tanto, as amostras foram ativadas da posição inicial (passiva) até o estiramento em 15mm. A partir deste ponto, as molas foram sujeitas a um processo de desativação até se atingir novamente seu comprimento passivo. Registraram uma redução significativa na quantidade de carga gerada pelas molas quando elas foram desativadas da posição 15mm até 12,5mm. No entanto, da posição 7,5mm até 2,5mm a força permaneceu praticamente constante. Concluíram que a temperatura influencia grandemente o comportamento destes materiais, e que a 37°C as molas testadas portaram-se como superelásticos.

Kanchana & Godfrey²⁸, em 2000, recomendaram que as amostras de elásticos fossem manipuladas, durante seus respectivos testes, com o auxílio de pinças de extremidades fixas. Este artifício impede a variação na quantidade de estiramento das amostras, de modo a se poder evitar o fenômeno de recuperação elástica e consequentemente a obtenção de resultados falsos.

Grassi et al.²³, em 2001, estudaram o comportamento de dez tipos de cadeias elastoméricas sintéticas submetidas à simulação da terapia clínica de distalização de caninos, com o auxílio de um dispositivo para simular a movimentação dentária. Os elásticos foram estendidos em cem por cento do seu comprimento inicial, e

submetidos a termociclagem. As leituras foram realizadas nos tempos um, sete, 14 e 21 dias e registraram um decréscimo médio de força na ordem de 50 a 70% no primeiro dia de testes e de 70 a 80% em três semanas de pesquisas. Concluíram que as cadeias elastoméricas sintéticas produziram força suficiente para causar movimentação dentária em não mais que três ou quatro semanas de uso. Também constataram que os elásticos transparentes sofreram menor degradação de força que os de cor cinza.

Iijima et al.²⁷, em 2001, avaliaram, por micro-difusão de Raios-X, as fases de transformação austenite e martensite que ocorrem nos materiais que apresentam memória de corpo e superelasticidade. Observaram que a variação na quantidade de estresse e da temperatura influenciaram intensamente o comportamento destes materiais. Além disso, notaram que a temperatura austenite final também tem influência sobre o comportamento das ligas que constituem as molas de Ni-Ti, pois se esta for inferior à temperatura bucal o nível de força gerado pelas molas é maior do que quando esta temperatura for superior à temperatura bucal.

Russell et al.⁴², em 2001, analisaram comparativamente duas marcas de elásticos de látex e sintéticos da GAC e da Masel, e constataram que os elásticos de látex da marca GAC apresentaram maior resistência à fratura que os elásticos sintéticos desta mesma marca. Além disso, os elásticos sintéticos da GAC mostraram melhores propriedades viscoelásticas que os espécimes da GAC de látex e sintéticos da Masel. Constataram também que em 24 hora de testes as amostras de elásticos sintéticos sofreram uma redução média

de força de sessenta por cento em relação a quantidade de força gerada por elas inicialmente.

Cara Araujo¹³, em 2003, avaliou separada e comparativamente cinco marcas comerciais de elásticos sintéticos e de látex quando mantidos continuamente estirados. As amostras de elásticos sintéticos foram estendidas em vinte milímetros, e imersas em saliva artificial a 37°C por quatro semanas. As leituras foram realizadas nos momentos inicial, ½ hora, uma hora, seis horas, 12 horas, 24 horas, dois, sete, 14, 21 e 28 dias. Os elásticos sintéticos sofreram uma redução de força de 20,3 % a 38,47% na primeira hora de ativação e de 47,7% a 75,95% em 28 dias de estiramento constante. Concluiu que a força gerada em 21 dias de teste foi estatisticamente semelhante à aquela produzida em 28 dias de ativação, o que permitiu recomendar o uso dos elásticos por até por quatro semanas, caso a quantidade de carga produzida em 21 dias seja considerada adequada para produzir movimentação dentária.

Eliades et al.¹⁷, em 2004, observaram a deformação permanente, a força de estiramento e a resistência das cadeias elastoméricas sintéticas. Dois tipos de cadeias foram avaliadas (abertas e fechadas), com e sem união intermodular, de três diferentes marcas comerciais. Os espécimes foram divididos em quatro grupos: a) material sem uso; b) sujeito à 24 h de estiramento em 50% do seu comprimento inicial e mantidos em meio seco; c) exposto ao ambiente oral por 24h; d) exposto ao meio bucal por três semanas. A variação da forma da cadeia (aberta ou fechada) e a presença ou não de espaçamento inter-elos não alterou os efeitos sobre a deformação. Também não observaram correlação entre o tipo de tratamento e a força promovida

pelas cadeias.

Gil et al.²², em 2004, avaliaram os efeitos mecânicos, microestruturais e citotóxicos das ligas de Ni-Ti-Cu, segundo as variações de concentração de cobre, comparadas às ligas de Ni-Ti. Notaram que, para as ligas de Ni-Ti, quando ocorreu um aumento de 0,6% na concentração de níquel houve variação de 11,2 °C na temperatura martensite inicial da liga. No entanto, para as ligas de Ni-Ti-Cu a mesma variação na concentração de níquel promoveu redução de 0,8°C na temperatura martensite inicial. Também perceberam que a presença do cobre estabilizou as características de superelasticidade e tornou mais estável a geração de força pela liga. Porém, estudos em fibroblastos humanos mostraram certo grau toxicidade nestas células.

Eliades et al.¹⁸, em 2005, estudaram as características estruturais das cadeias de poliuretano e suas modificações produzidas por envelhecimento químico e mecânico. Testaram três marcas comerciais de elásticos nas seguintes condições: a) sem uso; b) após três semanas de estiramento constante em meio seco; c) após três semanas de imersão em solução envelhedora de etanol e água; d) após três semanas de estiramento em solução envelhedora. O estiramento das amostras em meio seco reduziu as ligações não hidrogenadas de carboxiluretano e metileno, enquanto que a imersão das mesmas em solução de água e etanol reduziu as ligações não hidrogenadas de carboniluretano, enquanto a carboniluréia desapareceu. Os autores concluíram que este tipo de experimento é incapaz de simular as condições reais e complexas que ocorrem no meio bucal, mas pode auxiliar no entendimento do processo de

degradação que acomete estes materiais.

Ainda Eliades et al.¹⁸, em 2005, testaram os efeitos do envelhecimento sobre os aspectos morfológicos, estruturais e mecânicos de materiais ortodônticos metálicos e poliméricos, quando mantidos em meio bucal. Os autores alertaram quanto a necessidade de encurtamento do tempo de troca dos elásticos sintéticos, e também mostraram que a força gerada pelas molas de Ni-Ti é muito alterada pelas variações de temperatura que ocorrem no meio bucal.

Fonseca²¹, em 2005, estudou a influência da pigmentação das cadeias elastoméricas sintéticas sobre a degradação de força, quando as amostras foram mantidas estiradas em saliva artificial, a 37°C, por 28 dias de testes. Observou que para os elásticos da marca TP houve diferença estatística entre a quantidade de força gerada pelas amostras nos diferentes intervalos de tempo, para todas as cores avaliadas. Constatou também que os espécimes da marca TECNIDENT, com pigmentação cinza, atingiram o maior índice médio de degradação de forças (52%), seguidos pelas amostras de cor vermelha da marca TP (46%). As amostras transparentes e de cor cinza da marca TP apresentaram os menores valores de degradação de força ao longo do tempo de experimentos, 12% e 14%, respectivamente.

3 PROPOSIÇÃO

Este trabalho teve como proposta avaliar comparativamente a degradação de força sofrida por três marcas comerciais de elásticos ortodônticos sintéticos e de molas de Níquel-Titânio, em função do tempo de estiramento a que foram submetidos.

4 MATERIAL E MÉTODO

4.1 Material

4.1.1 Elásticos sintéticos e molas de Ni-Ti

Adquiriram-se os elásticos ortodônticos e molas de Ni-Ti do tipo fechadas em embalagens seladas e dentro do prazo de validade. Foram analisadas dez amostras de cada uma das seguintes marcas comerciais: Ormco, GAC e Morelli (Quadros 1 e 2 e figuras 1 e 2) .

Quadro 1- Marcas comerciais dos elásticos sintéticos

Marca comercial	Tipo	Cor	Referência
Morelli	Médio	Cinza	60.05.511
Ormco	Médio	Cinza	639.003
GAC	Médio	Cinza	631.419.170

Quadro 2- Marcas comerciais das molas de Ni-Ti

Marca comercial	Tipo	Referência
Morelli	Médio	35.20.066
Ormco	Médio	222.5612
GAC	Médio	10.000.01



FIGURA 1- Amostras de elásticos sintéticos



FIGURA 2- Amostras de molas de Ni-Ti

4.1.2 Dispositivo para fixação dos elásticos e molas

Foram confeccionadas seis placas em resina acrílica, formadas por duas partes distintas e unidas por um expansor ortodôntico da marca comercial MORELLI. As placas apresentaram espessura de dez milímetros, comprimento de sessenta milímetros e largura de 35 milímetros. Cada uma das placas foi dividida, de modo que em seu comprimento foram feitas dez marcações alinhadas que distaram entre si cinco milímetros, restando cinco milímetros em cada uma das suas margens externas. As placas também receberam marcações alinhadas na sua largura de modo que, quando o expansor encontrava-se totalmente aberto, elas distaram entre si vinte milímetros.

As placas foram perfuradas nas marcações anteriormente realizadas, totalizando vinte orifícios em cada uma. As perfurações ficaram alinhadas horizontal e verticalmente, formando assim dez grupos de dois orifícios distantes entre si cinco milímetros.

Pinos de aço inoxidável foram adaptados em cada um destes orifícios, totalizando, em cada placa, dez conjuntos de pinos distantes, horizontalmente, cinco milímetros entre si. A Figura 3 ilustra o modelo de placas que foram empregadas.

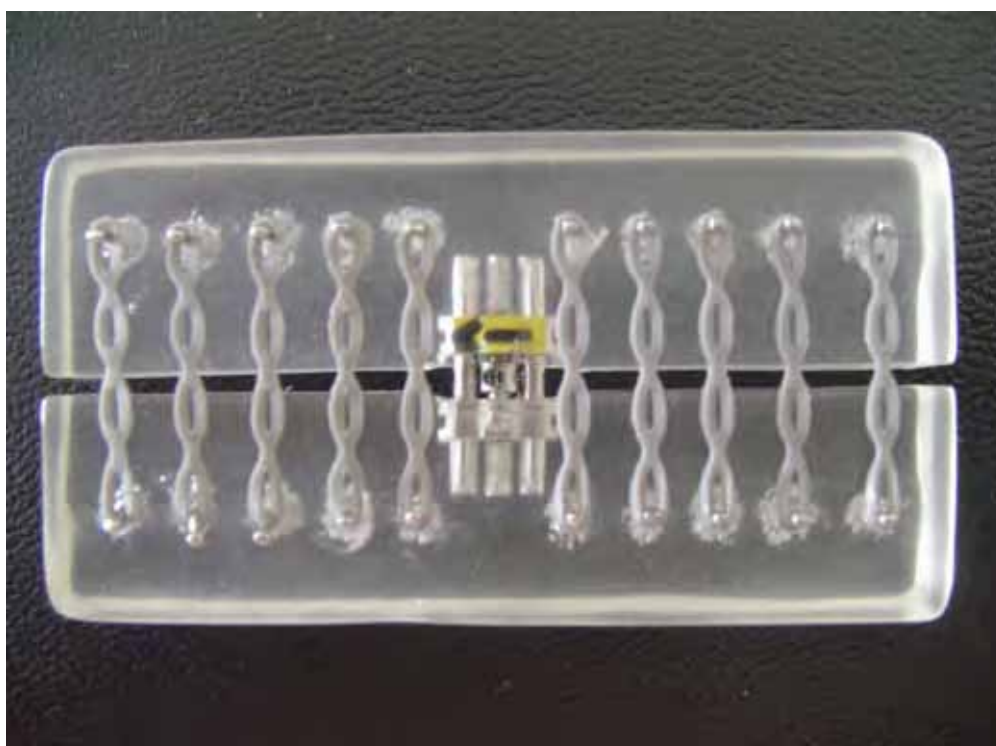


FIGURA 3 –Placa em resina acrílica utilizada como base para fixação dos elásticos ortodônticos e molas de Ni-Ti.

4.1.3 Caneta para identificação das placas de fixação dos elásticos

Foi utilizada uma caneta para circuito interno (C. I). Supergraf (Simavi Indústria e Comércio Limitada), para identificação das placas, uma vez que a impressão promovida por tal caneta se fixa às

superfícies plásticas, e mostra-se resistente à umidade e altas temperaturas. Cada uma das placas recebeu o nome da marca comercial das amostras estudadas, assim como os pares de pinos metálicos foram numerados de um a dez.

4.1.4 Recipientes para armazenamento das amostras

Os elásticos e as molas, devidamente fixados aos seus respectivos dispositivos, foram armazenados em recipientes plásticos, com tampa, da marca INPLAST, com dimensões de 16 x 10 x 5cm. Foram necessários dois destes recipientes na realização deste trabalho.

4.1.5 Saliva artificial

Foram utilizados 2,5l de saliva artificial (SALIFORM[®]) na realização desta pesquisa. Segundo especificações do fabricante o produto contém em sua formulação: cloretos de potássio, sódio, magnésio, cálcio, fosfato de potássio, fluoreto de sódio, tiocianato de potássio, sorbitol, metilparabeno e água deionizada.

4.1.6 Estufa bacteriológica

As amostras foram mantidas durante todo o experimento à temperatura constante de 37°C +/-1°C, devido ao emprego de estufa do tipo bacteriológica da marca comercial FARBE, modelo 119.

4.1.7 Termômetro

A constância da temperatura foi averiguada por aferições realizadas com um termômetro da marca INCONTERM, modelo

líquido em vidro, com fundo de escala de -10°C a 260°C , incrementos de 2°C , e erro admitido de $\pm 1^{\circ}\text{C}$.

4.1.8 Aparelho para termociclagem

Antes do início dos experimentos, as amostras de molas e elásticos foram termocicladadas em aparelho da marca comercial Ética (500 ciclos, com temperaturas de 15° e 45° e intervalos de 30s entre eles).

4.1.9 Pinças para transferência de amostras

Os elásticos e as molas foram mantidos estirados durante todo o período de testes em distâncias que variaram semanalmente. Na primeira semana de avaliações as amostras foram estendidas em vinte milímetros e após este período ocorreu diminuição da quantidade de estiramento em 0,5mm semanais, de modo que atingiram distâncias de 19,5mm, 19mm, 18,5mm e 18mm na última semana de experimentos.

Para tanto, um compasso de dupla ponta seca com dispositivo fixador de abertura foi adaptado dobrando-se suas pontas para permitir o transporte dos elásticos e das molas de suas respectivas bases de fixação para leitura no dinamômetro e vice-versa sem ocorrência de alterações na quantidade de estiramento das amostras, figura 4.



FIGURA 4- Pinça para transferência de molas e elásticos

4.1.10 Dinamômetro

As leituras de força gerada pelos elásticos e molas foram realizadas com um dinamômetro digital da marca comercial KERN, tipo MH5K5 , e série WM 00215, com capacidade de 5 Kg, com escala dividida de 5 em 5g, como pode ser observado na Figura 5.



FIGURA 5- Dinamômetro

4.1.11 Dispositivo para fixação do dinamômetro

Utilizou-se uma base retangular de compensado, revestida com fórmica, com 32cm de comprimento, 24cm de largura e 2cm de espessura para fixar o dispositivo suporte do dinamômetro. Tal suporte foi construído a partir de um segmento tubular de ferro (Metalon), de secção transversal retangular de 2 x 3cm e comprimento de 95cm, dobrado em forma de “U” invertido, formando duas hastes

verticais com 35cm de comprimento cada uma, e uma horizontal superior com 25cm de comprimento. Entre as hastes verticais de Metalon, e distando 8cm de seus extremos inferiores, soldou-se outra barra deste mesmo material, que passou a constituir a haste horizontal inferior, com 22cm de comprimento, que serviu de base para outro dispositivo, utilizado na acomodação dos elásticos e das molas durante as aferições de força. As hastes verticais foram fixadas perpendicularmente à base de fórmica, através de dois suportes metálicos em forma de L (confeccionados em chapa de ferro de 1 pol. de largura e 1/8 de pol. de espessura, com dimensões de 3 x 3cm), a elas lateral e inferiormente soldadas. Na porção horizontal destes suportes realizaram-se duas perfurações, com furadeira MAKITA[®], onde adaptaram-se dois parafusos de 1/8 de pol. com rosca soberba, responsáveis pela sua fixação à fórmica previamente perfurada.

No centro da haste horizontal inferior, a 11cm das hastes verticais, realizou-se uma perfuração para passagem de um parafuso, com rosca sem fim, com 8cm de comprimento e 7,4mm de diâmetro. Garantiu-se a imobilização radial deste parafuso com a colocação de duas porcas, com 3cm de diâmetro externo e 7,5mm de diâmetro interno, rebitada na face superior e soldada na face inferior desta haste. Na porção inferior deste parafuso fixou-se com DUREPOX[®] outra rosca, com as mesmas dimensões das anteriormente utilizadas, mas de perímetro externo circular, para facilitar o manuseio vertical do parafuso sobre seu próprio eixo axial. No extremo superior deste parafuso foi fixada uma rosca, com 2cm de comprimento, que serviu de suporte a um disco acrílico de 2,5cm de diâmetro e 2cm de

espessura, ao qual foi permitida total liberdade de rotação em torno do eixo axial da rosca supra citada (Figura 6).

No centro do disco acrílico escavou-se uma canaleta com 1cm de largura, 0,5cm de profundidade e comprimento igual ao diâmetro do disco.

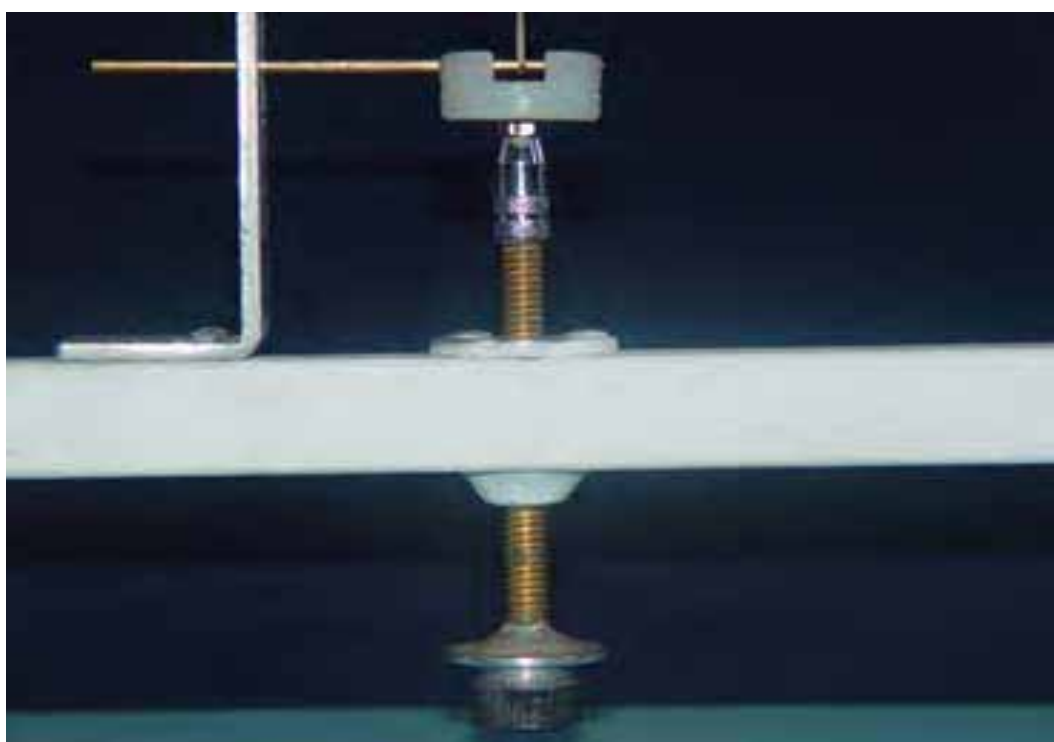


FIGURA 6 - Parafuso giratório para a movimentação do disco acrílico.

Perpendicularmente ao longo eixo da canaleta, realizou-se um orifício com 1/8 de pol. de diâmetro, comprimento igual ao diâmetro do disco, e a 1mm de sua superfície, para adaptação.

No interior do orifício, adaptou-se uma haste cilíndrica de latão com diâmetro de 1/8 de pol. e comprimento de 8,5cm. Em um dos seus extremos, distando 1cm da ponta, realizou-se um sulco, com ajuda de uma serra manual da marca STARRET[®], em todo o seu

contorno, para promover assentamento dos elásticos e das molas sempre na mesma posição. O lado sulcado da haste teve seu extremo afilado para facilitar seu manuseio e deslocamento dentro do disco acrílico (Figura 7).



FIGURA 7 – Disco acrílico e haste de latão.

Ainda sobre a haste horizontal inferior, arrebitou-se uma placa de alumínio, em forma de L, tendo comprimentos de 3,5cm em sua base e de 9,0cm em sua altura, e largura de 3cm, posicionada a 4,5cm do centro do parafuso com rosca sem fim. Esta placa recebeu 4 perfurações na vertical, paralelas entre si e ao orifício feito no disco acrílico, posicionadas a 2,6cm e 3,6cm de seu extremo superior. Os

orifícios serviram para orientar no sentido vertical o posicionamento da haste em latão, utilizada para acomodar os elásticos e as molas de maneira padronizada a 20mm de um gancho preso ao dinamômetro. Este gancho é parte integrante da aparatologia do dinamômetro e possui um sulco em seu extremo inferior, a 1cm de sua ponta, para permitir o posicionamento padronizado dos elásticos e molas durante as aferições (Figura 8).



FIGURA 8 – Placa de alumínio em “L” posicionadora da haste de latão.

Por fim, perfurou-se o centro da haste horizontal superior, da mesma forma que a inferior, onde adaptou-se um parafuso de 1/4 de pol. responsável pela fixação de uma placa de aço inoxidável com 11cm de comprimento x 4,5cm de largura e 1mm de espessura, usada como anteparo para impedir o movimento de balanço ântero-posterior

do dinamômetro. Da mesma forma este parafuso fixou uma aleta em forma de “U” para posicionar superiormente o dinamômetro (Figura 9).

A estrutura confeccionada em Metalon foi pintada, e colou-se uma escala milimetrada sobre a face anterior da haste vertical esquerda, com origem coincidindo com o orifício mais superior da placa de alumínio em “L” posicionadora da haste de latão.



FIGURA 9- Dispositivo posicionador do dinamômetro.

4.1.1 Materiais de consumo

- a) seis placas em resina acrílica com sessenta milímetros de comprimento, 35mm de largura e dez milímetros de espessura;
- b) seis expansores ortodônticos da marca MORELLI®;

- c) 120 pinos de aço inoxidável;
- d) trinta amostras de elásticos sintéticos divididos igualmente entre as marcas ORMCO, GAC e MORELLI;
- e) trinta amostras de molas de Ni-Ti divididas igualmente entre as marcas ORMCO, GAC e MORELLI;
- f) dois recipientes plásticos com tampa, 16x10x5cm (INPLAST[®]);
- g) dois litros de saliva artificial FÓRMULA E AÇÃO[®];
- h) uma estufa bacteriológica FARBE, modelo 119;
- i) um aparelho para termociclagem marca Ética;
- j) um dinamômetro digital da marca comercial KERN[®], tipo MH5K5, e série WM 00215, com capacidade para 5Kg, com escala dividida em 5g em 5g;
- k) um dispositivo posicionador do dinamômetro;
- l) um termômetro INCONTERM[®], modelo líquido em vidro, com fundo de escala de -10° a 260°C, incrementos de 2°C, e erro admitido de +/- 1°C;
- m) uma furadeira MAKITA[®] HP 500-H;
- n) uma broca NSK[®], com 0,5mm de diâmetro;
- o) uma serra manual marca STARRET[®];
- p) uma caneta para C.I.

4.2 Método

Primeiramente, determinou-se a distância em que as amostras de elásticos sintéticos e molas de Ni-Ti ficariam estendidas durante a

primeira semana de experimentos. A determinação da distância de vinte milímetros seguiu recomendações de De Genova et al¹⁴. (1985), que a considerou como a distância entre a face mesial de um bráquete colado na face vestibular de um canino até a face distal de outro bráquete colado na face vestibular de um segundo pré – molar, do mesmo lado da arcada, quando da extração de primeiro pré – molar (simulação de distalização de canino).

A simulação da movimentação dentária foi possível através da realização do movimento de fechamento do expansor ortodôntico situado entre as duas faces formadoras das placas de resina (1/2 volta no sentido de fechamento do expansor), de modo que semanalmente a distância de estiramento das amostras diminuiu 0,5 mm. Assim as amostras ficaram estendidas em vinte milímetros na primeira semana de testes e depois houve uma redução neste estiramento para que os espécimes alcançassem distâncias de 19,5mm, 19mm, 18,5mm e, por fim, 18 mm na quarta semana de testes.

A seguir, as placas de resina foram identificadas com caneta para C.I, segundo cada material: três placas para as amostras de elásticos sintéticos e três placas para as molas de Ni-Ti. Cada placa foi identificada com o nome comercial do fabricante dos elásticos sintéticos e das molas (MORELLI, ORMCO, GAC) e enumerada de um a dez sob cada par de pinos, onde foram colocados os elásticos e as molas.

Antes do início dos experimentos, foram colocados 300ml de saliva artificial SALIFORM[®], em cada um dos dois recipientes plásticos com tampa, onde as placas de resina e os respectivos elásticos e molas foram armazenados. Os recipientes plásticos foram

levados à estufa bacteriológica, devidamente calibrada em 37°C, até constatar-se, com um termômetro, que a saliva artificial também havia atingido 37°C.

Os elásticos sintéticos do tipo corrente foram obtidos de embalagens seladas e todas as amostras apresentaram coloração cinza e eram do tipo médio.

Os dez espécimes de cada marca comercial (MORELLI, ORMCO, GAC) eram compostos de quatro anéis ou elos da cadeia elastomérica sintética. Os elásticos da marca MORELLI apresentaram comprimento inicial de 12 mm e os da ORMCO e da GAC 14mm. Assim, as amostras de elásticos sintéticos das marcas ORMCO e GAC, foram estiradas em 42,8% do seu comprimento inicial, e as da marca MORELLI em 66,6% do seu comprimento inicial.

Para a obtenção das amostras com número de elos apropriado, as cadeias elastoméricas sintéticas foram cortadas com tesoura nos espaços inter-elos.

As molas de Ni-Ti das marcas ORMCO, GAC e MORELLI, eram médias e fechadas, e também foram obtidas a partir de embalagens seladas, dentro do prazo de validade, e apresentaram os seguintes comprimentos em repouso: MORELLI (12 mm), ORMCO (14 mm) e GAC (dez milímetros), de modo que as amostras da marca MORELLI foram estendidas em 66,6% , as da marca ORMCO 42,8% e da marca GAC 100% do seu comprimento inicial.

Tanto as amostras de elásticos sintéticos como as molas de Ni-Ti foram submetidas à termociclagem antes de serem posicionadas em suas respectivas placas de resina, de modo que foram realizados

quinhentos ciclos, com temperaturas de 15°C a 45°C , com intervalos de trinta segundos entre eles.

A mesma aparatologia foi utilizada no estudo dos elásticos sintéticos e das molas de Ni-Ti. O compasso de dupla ponta seca e extremidades fixas adaptado foi usado no manuseio das amostras.

As leituras da quantidade de força liberada pelas amostras foram realizadas no momento inicial e depois nos intervalos uma hora, 24 horas, 48 horas, sete, 14, 21 e 28 dias após o início dos testes.

Os resultados obtidos nas leituras, realizadas nos diferentes intervalos de tempo, podem ser encontrados nas Tabelas de número 13 a 18, no Apêndice deste trabalho.

Com a obtenção dos resultados foram construídos gráficos de força x tempo, para se quantificar a degradação da carga gerada pelas amostras em 28 dias de testes.

5 RESULTADOS

A existência de diferença significativa entre os perfis de evolução dos elásticos, assim como das molas, foi verificada por meio de análise de variância para medidas repetidas, a qual considerou que a mesma amostra foi testada várias vezes.

Por meio dos níveis descritivos para comparação múltipla, através do método de Tukey, observou-se que a interação entre as marcas e o tempo de testes foi significativa tanto para as amostras de elásticos como para as amostras de molas de Ni-Ti.

5.1 Molas de Ni-Ti

A análise das amostras de molas de Ni-Ti revelou que a quantidade média de força por elas exercida reduziu-se ao longo do tempo. As molas da marca GAC geraram a maior média inicial de força (240g) seguidas pelas amostras da marca MORELLI (142,5g) e ORMCO (131,5g). Ao término de 28 dias de experimentos os espécimes da marca GAC apresentaram a maior média final de força (162,5g), acompanhados pela marca MORELLI (117,5g) e ORMCO (95,5g), Tabela 1 e Figura 10.

Tabela 1 - Médias e desvio padrão (entre parêntesis) para a tensão das molas de Ni-Ti.

Tempo	MORELLI	ORMCO	GAC
0 h	142,5 (7,9)	131,5 (14,4)	240,0 (12,5)
1 h	136,5 (8,8)	119,0 (13,3)	196,5 (8,5)
24 h	135,0 (8,8)	120,0 (12,5)	190,5 (8,6)
48 h	133,5 (8,5)	119,5 (15,0)	188,0 (9,8)
7 dias	128,5 (7,8)	110,5 (12,4)	181,5 (8,8)
14 dias	127,5 (8,6)	106,0 (12,4)	172,5 (7,9)
21 dias	117,0 (6,8)	98,5 (13,6)	164,5 (8,3)
28 dias	117,5 (8,3)	95,5 (14,4)	162,5 (7,2)

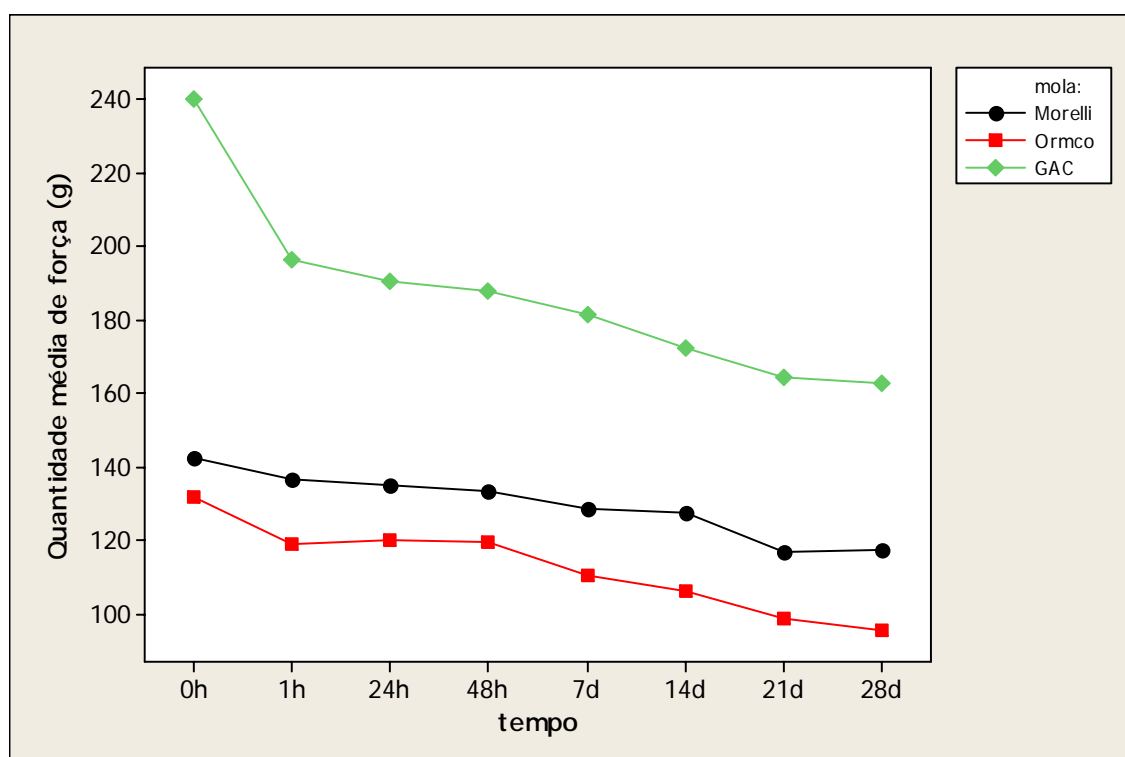


Figura 10- Médias de tensão x tempo para molas de Ni-Ti.

As molas da marca GAC sofreram o maior percentual de redução em seus níveis de força ao longo de 28 dias de testes (32,2%),

seguidas pelas amostras da marca ORMCO (27,3%) e da MORELLI (17,5%), Tabela 2.

Tabela 2- Redução percentual de força em função do tempo para molas de Ni-Ti.

Tempo	MORELLI	ORMCO	GAC
1h	4,2%	9,5%	18,1%
24h	5,2%	8,7%	20,6%
48h	6,3%	9,1%	21,6%
7 dias	9,8%	15,9%	24,3%
14 dias	10,5%	19,3%	28,1%
21dias	17,8%	25%	31,4%
28 dias	17,5%	27,3%	32,2%

O teste de análise de variância permitiu observar a interação entre os efeitos marca e tempo foi significativa (Tabela 3).

Tabela 3- Análise de variância para tensão das molas de Ni-Ti.

Efeito	g.l.	estatística F	p
marca	2	1096,30	< 0,001
tempo	7	60,29	< 0,001
marca * tempo	14	7,67	< 0,001

O efeito “marca”, estatisticamente significante ($p < 0,001$), indica que independente do tempo em que foram feitas as medidas, houve diferença estatística entre a quantidade média de força exercida pelas diferentes marcas de molas. Do mesmo modo, o efeito “tempo”,

também estatisticamente significativa ($p < 0,001$), indicou que independente da marca, houve diferença estatística entre a quantidade média de força exercida ao longo do tempo de testes.

Porém, é mais importante observar que houve uma interação estatisticamente significativa entre os efeitos “marca” x “tempo” ($p < 0,001$), ou seja, a evolução da quantidade média de força exercida por cada uma das marcas não foi semelhante ao longo do tempo. Por este motivo, cada uma das marcas de molas de Ni-Ti foi analisada separadamente para comparação da força exercida em cada um dos tempos de avaliação. A técnica de comparação múltipla, no caso o método de Tukey, indicou, a um nível de significância de 5%, em que momentos as comparações foram estatisticamente significantes.

Para as molas de Ni-Ti da marca MORELLI, as comparações múltiplas indicaram que houve diferença estatisticamente significativa entre a medida de força inicial e as aferições realizadas nos tempos 7, 14, 21 e 28 dias. As medidas de força registradas nos intervalos 1, 24, e 48h mostraram diferença significativa somente com as aferições feitas nos momentos 21 e 28 dias, e a quantidade média de força observada no tempo sete dias mostrou diferença estatística apenas com a tensão gerada no tempo 21 dias (Tabela 19- Apêndice).

Com um padrão semelhante ao comportamento das molas da marca MORELLI, as molas da marca ORMCO apresentaram diferença estatisticamente significativa na quantidade de força gerada apenas após o intervalo de sete dias. Assim, não houve diferença estatisticamente significativa entre os momento inicial e os tempos 1,

24 e 48 h. Por sua vez, as avaliações realizadas nos momentos 1, 24 e 48 horas mostraram diferença significativa com os intervalos 21 e 28 dias. As medidas realizadas a partir do tempo sete dias não mostraram diferença significativa com os intervalos 14, 21 e 28 dias, o que mostrou uma aparente estabilização da força a partir do sétimo dia de testes (Tabela 20 - Apêndice).

Por fim, as amostras da marca GAC mostraram um comportamento divergente das demais marcas avaliadas, pois começaram a apresentar redução estatisticamente significativa na quantidade média de força já na primeira hora de testes. A medida de força média registrada no momento inicial foi estatisticamente diferente das encontradas nos tempos 7, 14, 21 e 28 dias. As avaliações realizadas nos intervalos 24 e 48 h mostraram diferença significativa somente com os tempos 14, 21 e 28 dias. A partir do momento 14 dias houve estabilização das medidas de força geradas (Tabela 21- Apêndice).

Num segundo momento, foram realizadas comparações entre as diferentes marcas comerciais de molas de Ni-Ti, nos diferentes intervalos de tempo. Em todas as avaliações realizadas, com exceção da inicial, houve diferença estatística significativa entre as marcas. As comparações múltiplas indicaram que as médias de força, em seus respectivos intervalos de tempo, sempre foram diferentes umas das outras (Tabelas de 22 a 29 - Apêndice). A marca GAC apresentou maiores médias de força ao longo do tempo, seguida pela marca MORELLI e por último pela marca ORMCO (Tabela 1).

5.2 Elásticos sintéticos

A análise das amostras de elásticos sintéticos mostrou que a quantidade média de força por eles gerada reduziu-se ao longo do tempo, e que esta redução foi maior na primeira hora de testes. As amostras da marca MORELLI geraram a maior média inicial de força (332,0g), seguido pelas amostras da marca ORMCO (222,0g) e da GAC (212,0g). Por outro lado, os espécimes da marca GAC apresentaram maior média de força final (36,5g), seguidos da marca ORMCO (31,0g) e MORELLI (29,0g) (Tabela 4 e Figura 11).

Tabela 4 - Médias e desvio padrão (entre parêntesis) para a tensão dos elásticos sintéticos.

Tempo	MORELLI	ORMCO	GAC
0 h	332,0 (10,1)	222,0 (17,7)	212,0 (9,8)
1 h	156,0 (6,2)	105,5 (6,0)	107,5 (6,4)
24 h	107,0 (10,3)	88,0 (4,8)	90,0 (8,5)
48 h	91,0 (14,1)	78,5 (5,8)	81,0 (7,0)
7 dias	75,0 (13,9)	68,5 (4,7)	68,5 (7,5)
14 dias	68,0 (12,5)	66,0 (3,9)	65,5 (6,0)
21 dias	44,5 (10,7)	48,0 (4,8)	50,5 (6,4)
28 dias	29,0 (12,4)	31,0 (4,6)	36,5 (4,1)

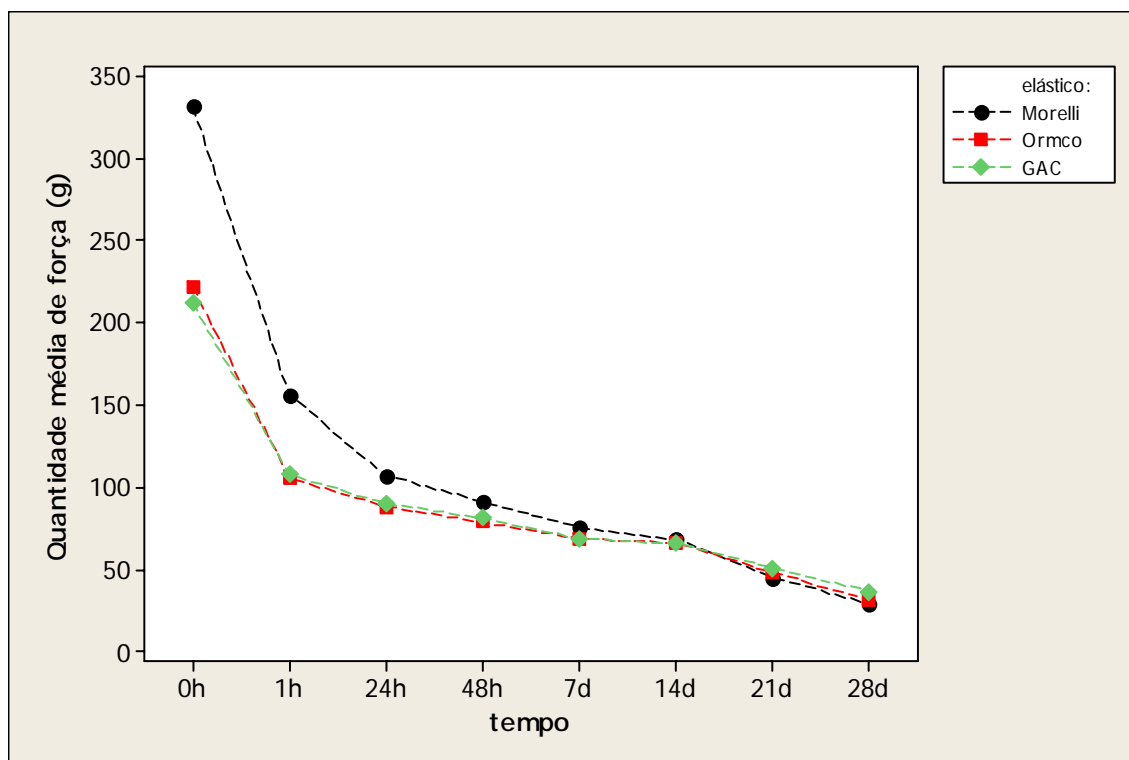


FIGURA 11- Médias de tensão x tempo para elásticos sintéticos.

As amostras de elásticos promoveram acentuada degradação na quantidade de força gerada na primeira hora de testes, MORELLI (53,0%), ORMCO (52,4%) e GAC (49,5%), mas a redução nos níveis médios de força foi observada até o momento 28 dias de testes. Os elásticos sintéticos da marca MORELLI apresentaram maior percentual de redução de força ao longo de 28 dias de experimentos (91,2%), seguidos pelas amostras da marca ORMCO (86,0%) e da GAC (82,7%), (Tabela 5).

Tabela 5- Redução percentual de força em função do tempo para elásticos sintéticos.

TEMPO	MORELLI	ORMCO	GAC
1 h	53%	52,4%	49,5%
24h	67,7%	60,3%	57,5%
48 h	72,5%	64,6%	61,7%
7 dias	77,4%	69,1%	67,6%
14 dias	79,5%	70,2%	69,1%
21 dias	86,5%	78,3%	76,1%
28 dias	91,2%	86,0%	82,7%

A análise de variância das médias de força encontradas nos diferentes intervalos de tempo, permitiu verificar a ocorrência de diferença estatisticamente significativa entre as marcas de elásticos estudadas (tabela 6).

Tabela 6- Análise de variância para tensão dos elásticos sintéticos.

Efeito	g.l.	estatística F	p
marca	2	190,30	< 0,001
tempo	7	1796,11	< 0,001
marca *	14	68,14	< 0,001
tempo			

O efeito “marca” estatisticamente significativa ($p < 0,001$) indicou que, independente do tempo em que as amostras foram aferidas, houve diferença estatística entre a quantidade média de força exercida pelas diferentes marcas. Do mesmo modo, o efeito “tempo”,

também estatisticamente significativa ($p < 0,001$), mostra que, independente da marca, houve diferença estatística entre a quantidade média de força gerada ao longo do tempo.

Por fim, a interação entre os efeitos “marca” x “tempo” estatisticamente significativa ($p < 0,001$), indicou que a evolução da quantidade média de força gerada por cada uma das marcas de elásticos não foi semelhante ao longo do tempo.

Assim, cada uma das marcas de elásticos foi analisada separadamente para se realizar a comparação da força gerada por elas, em cada um dos tempos de testes. A técnica de comparação múltipla, pelo método de Tukey, indicou, com nível de significância de 5%, em que tempos as comparações foram significantes.

Para os elásticos da marca MORELLI as comparações múltiplas indicaram que em praticamente todos os intervalos de tempo houve diferença estatisticamente significativa na quantidade média de força gerada. Só não foram significantes as comparações realizadas entre os momentos 24 e 48 h, 48 h e sete dias, sete e 14 dias e entre 21 e 28 dias (Tabela 30 - Apêndice).

Da mesma forma que os elásticos da marca MORELLI, as amostras da marca ORMCO apresentaram diferenças significantes em quase todos os tempos de avaliação, com exceção dos momentos 24 e 48 h, 48 h e sete dias e entre sete e 14 dias (Tabela 31 - Apêndice).

Assim como os demais, os elásticos da marca GAC mostraram diferenças em quase todos os intervalos de tempo avaliados. No

entanto, não houve diferença estatística gerada pelas amostras nos momentos 24 e 48 h e entre sete e 14 dias (Tabela 32 - Apêndice).

Após a análise da degradação de força para cada marca comercial, realizou-se a comparação da quantidade média de força gerada pelas três diferentes marcas entre si, nos diferentes intervalos de tempo.

Os testes estatísticos mostraram que houve diferença entre as marcas somente até a avaliação realizada no momento 48 h. A partir da aferição feita no momento sete dias, não foram detectadas diferenças entre as médias de força geradas pelas três marcas de elásticos sintéticos (Tabelas 33 a 36 - Apêndice).

5.3 Molas de Ni-Ti x elásticos sintéticos

Além das análises anteriores, executou-se as comparações entre os elásticos sintéticos e as molas de Ni-Ti quanto ao padrão de degradação de forças desenvolvido por cada grupo ao longo do tempo.

Para as três marcas comerciais estudadas, a evolução da quantidade média de força gerada pelas molas e elásticos foi bastante divergente.

As amostras de elásticos sintéticos da marca MORELLI geraram força inicial média superior à liberada pelas molas. No entanto, no momento 1 h a força promovida pelos elásticos reduziu-se substancialmente, e no intervalo 24 h a força gerada pelas molas mostrou-se superior à promovida pelos elásticos, mantendo-se assim até o término de 28 dias de testes (Tabela 7 e Figura 12).

Tabela 7 - Médias e desvio padrão (entre parêntesis) para a tensão das molas de Ni-Ti e elásticos sintéticos da marca MORELLI.

Tempo	molas	elásticos
0 h	142,5 (7,9)	332,0 (10,1)
1 h	136,5 (8,8)	156,0 (6,2)
24 h	135,0 (8,8)	107,0 (10,3)
48 h	133,5 (8,5)	91,0 (14,1)
7 dias	128,5 (7,8)	75,0 (13,9)
14 dias	127,5 (8,6)	68,0 (12,5)
21 dias	117,0 (6,8)	44,5 (10,7)
28 dias	117,5 (8,3)	29,0 (12,4)

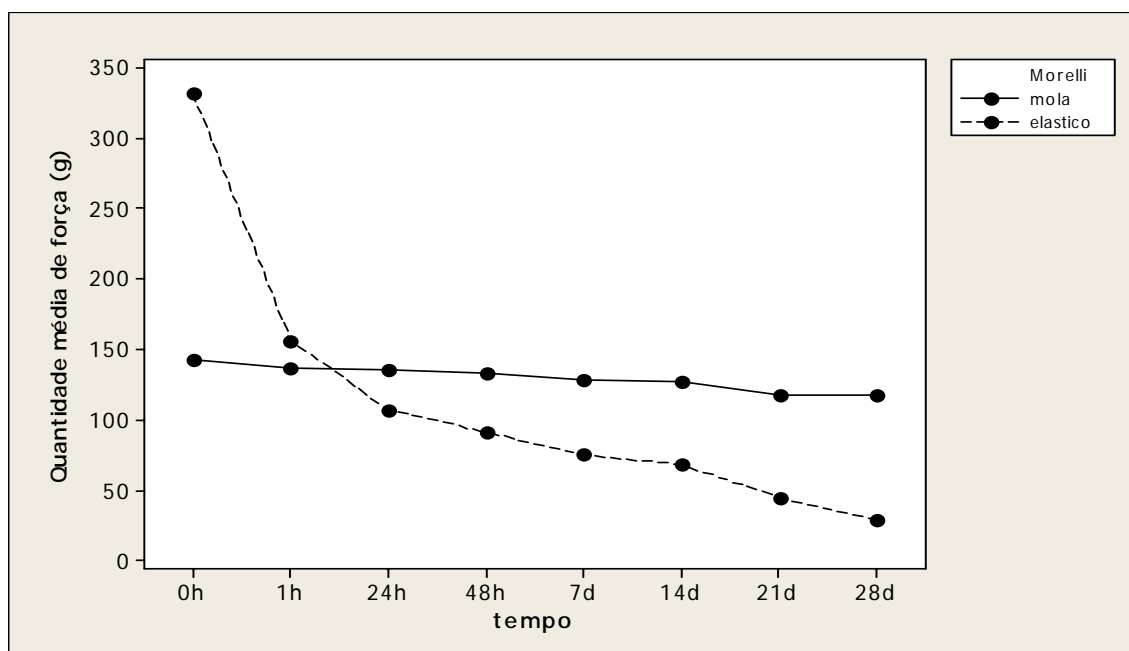


FIGURA 12- Médias de tensão x tempo para molas de Ni-Ti e elásticos da marca MORELLI.

A análise de variância mostrou haver interação entre os efeitos “tipo”, mola ou elástico, e o “tempo”, o que causou diferença

estatisticamente significativa quanto à evolução da força média gerada ao longo do tempo.

O efeito “tipo”, estatisticamente significativa ($p < 0,001$), indicou que, independente do tempo em que foram realizados os testes, houve diferença estatística entre a quantidade média de força exercida pelas molas e elásticos das três marcas comerciais. Da mesma forma, o efeito “tempo”, também estatisticamente significativa ($p < 0,001$), revelou que, independente da amostra ser do tipo mola ou elástico, houve diferença estatística entre a quantidade média de força gerada ao longo do tempo para as três marcas comerciais (Tabelas 8 a 10).

Tabela 8- Análise de variância para tensão das molas de Ni-Ti x elásticos da marca MORELLI .

Efeito	g.l.	estatística F	p
tipo	1	114,53	< 0,001
tempo	7	542,93	< 0,001
tipo * tempo	7	399,78	< 0,001

Tabela 9- Análise de variância para tensão das molas de Ni-Ti x elásticos da Marca ORMCO.

Efeito	g.l.	estatística F	p
tipo	1	191,13	< 0,001
tempo	7	197,69	< 0,001
tipo * tempo	7	96,73	< 0,001

Tabela 10- Análise de variância para tensão das molas de Ni-Ti x elásticos da Marca GAC.

Efeito	g.l.	estatística F	p
tipo	1	3309,39	< 0,001
tempo	7	271,02	< 0,001
tipo * tempo	7	41,50	< 0,001

Uma vez que a interação “tipo” (mola ou elástico) x tempo foi significativa, constatou-se haver diferença significativa entre a quantidade de força gerada pelas molas e elásticos nos diferentes intervalos de tempo. Em todas as análises foram detectadas diferenças estatísticas significantes para as três marcas comerciais (teste t para amostras independentes).

As molas e elásticos da marca ORMCO apresentaram um padrão muito semelhante ao desenvolvido pelas amostras da marca MORELLI. Os elásticos geraram força média inicial superior à exercida pelas molas, e no tempo 1 h apresentaram média inferior à das molas neste mesmo período, seguindo este padrão até o tempo 28 dias (tabela 11 e Figura 13).

Tabela 11 - Médias e desvio padrão (entre parêntesis) para a tensão das molas de Ni-Ti e elásticos sintéticos da marca ORMCO.

Tempo	molas	elásticos
0 h	131,5 (14,4)	222,0 (17,7)
1 h	119,0 (13,3)	105,5 (6,0)
24 h	120,0 (12,5)	88,0 (4,8)
48 h	119,5 (15,0)	78,5 (5,8)
7 dias	110,5 (12,4)	68,5 (4,7)
14 dias	106,0 (12,4)	66,0 (3,9)
21 dias	98,5 (13,6)	48,0 (4,8)
28 dias	95,5 (14,4)	31,0 (4,6)

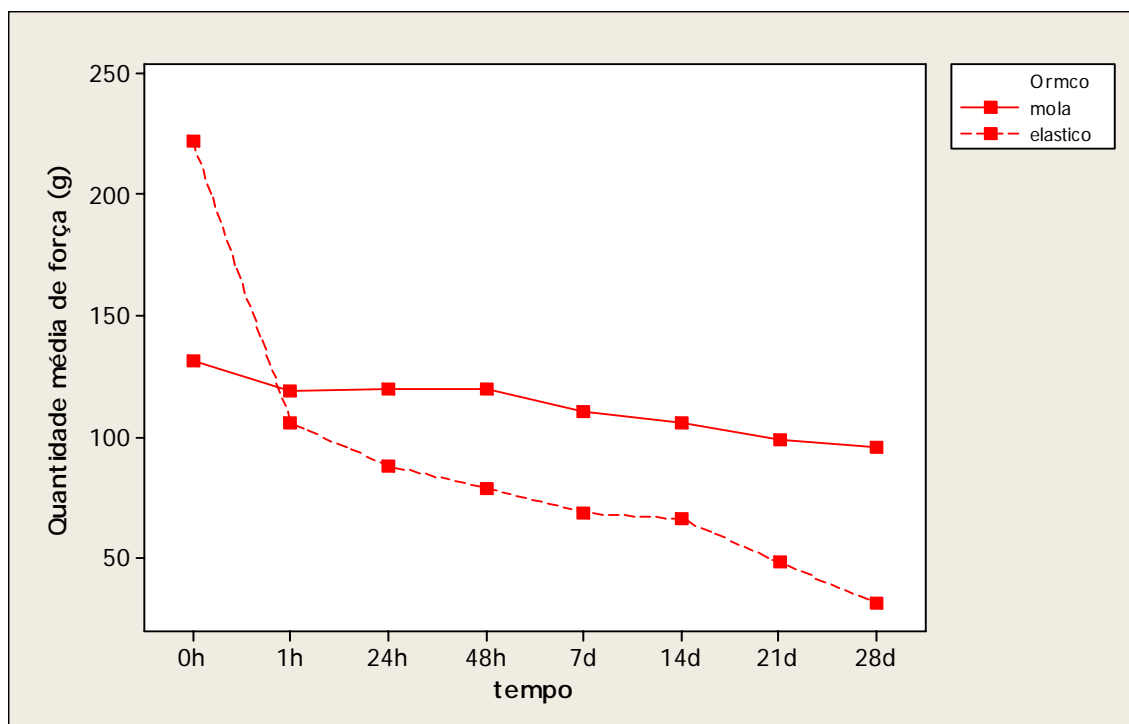


FIGURA 13- Médias de tensão x tempo para molas de Ni-Ti e elásticos da marca ORMCO.

A força gerada pelas molas e elásticos da marca GAC também diminuiu ao longo do tempo, mas diferentemente das outras marcas, uma vez que desde o momento inicial as molas geraram carga superior à produzida pelos elásticos (tabela 12 e Figura 14).

Tabela 12 - Médias e desvio padrão (entre parêntesis) para a tensão das molas de Ni-Ti e elásticos sintéticos da marca GAC.

Tempo	molas	elásticos
0 h	240,0 (12,5)	212,0 (9,8)
1 h	196,5 (8,5)	107,5 (6,4)
24 h	190,5 (8,6)	90,0 (8,5)
48 h	188,0 (9,8)	81,0 (7,0)
7 dias	181,5 (8,8)	68,5 (7,5)
14 dias	172,5 (7,9)	65,5 (6,0)
21 dias	164,5 (8,3)	50,5 (6,4)
28 dias	162,5 (7,2)	36,5 (4,1)

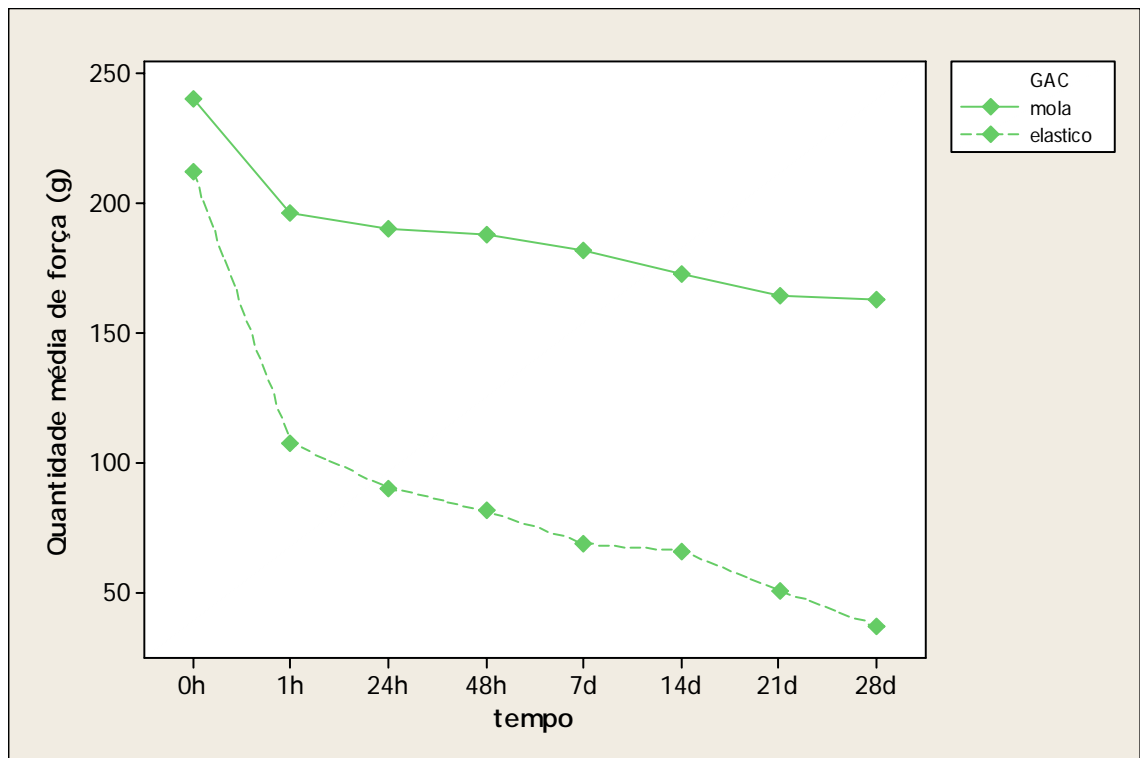


FIGURA 14- Médias de tensão x tempo para molas de Ni-Ti e elásticos da marca GAC.

6 DISCUSSÃO

Os elásticos ortodônticos sintéticos assim como as molas são considerados significantes fontes de transmissão de força aos dentes. Desse modo, justifica-se o estudo destes diferentes materiais utilizados, geralmente, com a mesma finalidade.

Neste trabalho, todas as amostras de elásticos sintéticos utilizadas apresentaram coloração cinza, eram do tipo médio e constituídas por quatro elos, como preconizado por De Genova et al.¹⁴ (1985). A escolha de uma única cor de elásticos seguiu os resultados de Almeida¹ (1993) e Fonseca²¹ (2005) que avaliaram a influência da pigmentação dos elásticos sintéticos sobre sua degradação. Assim, o uso de uma cor única de elásticos evitou possíveis variações que poderiam ter surgido em decorrência do emprego de amostras com pigmentações distintas.

Antes da ativação, todas as amostras, tanto de elásticos como de molas, foram submetidas à termociclagem. Para tanto, realizaram-se quinhentos ciclos de termociclagem com variações de temperatura de 15°C e 45°C, como recomendado por De Genova et al.¹⁴ (1985) e realizado por Grassi et al.²³ (2001), de modo a simular as variações de temperatura que ocorrem nas superfícies dentárias durante a ingestão de alimentos e/ou bebidas geladas e quentes, respectivamente.

Todas as amostras foram mantidas continuamente estiradas e imersas em saliva artificial a 37°C, diferentemente do proposto por Varner e Buck⁴⁹ (1978), Rock et al.⁴⁰ (1985), Almeida¹ (1993) que

realizaram seus experimentos em meio seco, porém de acordo com os trabalhos de Ware⁵² (1971), Kovatch et al.³⁰ (1976), Ash & Nikolai⁶ (1978), Brantley et al.¹² (1979), Persson et al.³⁹ (1983) e Huget et al.²⁵ (1990), que mostraram ser a degradação de força sofrida pelos materiais elásticos significativamente maior quando testados em meio úmido que quando avaliados em ambiente seco.

Alguns autores realizaram seus testes em água destilada a 37°C, como Bishara & Andreasen¹¹ (1970), Hershey & Reynolds²⁴ (1975), Brantley et al.¹² (1979), Huget et al.²⁵ (1990), ou ainda em solução de Ringer, também a 37°C, como Almeida et al.² (1991). Contudo, de acordo com as pesquisas de Von Fraunhofer et al.⁵¹ (1992), entendeu-se que a saliva artificial é o único meio que afeta significativamente todos os elastômeros, inclusive as cadeias elastoméricas com alto ou baixo módulo de elasticidade.

A temperatura do meio de testes foi mantida continuamente em 37°C +/- 1°C, de modo a se realizar a simulação dos valores encontrados na cavidade bucal, e também por ter a temperatura influência significativa sobre a degradação de forças sofrida pelos elásticos e molas, Stevenson & Kusy⁴⁷ (1994). Segundo as recomendações de Kanchana & Godfrey (2000)²⁸, todas as amostras de elásticos como as de molas foram transferidas, das suas respectivas bases de fixação para leitura no dinamômetro, por meio de um dispositivo adaptado como pinças de extremidades fixas, que impediu a variação na quantidade de estiramento das amostras, de modo que se pode evitar o fenômeno de recuperação elástica e conseqüentemente a obtenção de resultados falsos.

As amostras de elásticos e de molas foram mantidas continuamente estiradas em 20mm por sete dias, simulando-se a distância entre a face mesial de um bráquete colado à face vestibular de um canino até a face distal de um outro bráquete colado à face vestibular de um segundo pré - molar do mesmo lado da arcada, conforme preconizado por De Genova et al.¹⁴ (1985). A partir da primeira semana de testes, a distância de estiramento das amostras foi reduzida em 0,5mm semanais, como proposto por Hershey & Reynolds²⁴ (1975), De Genova et al.¹⁴ (1985) e Lu et al.³³ (1993), para simulação da movimentação dentária, atingindo-se, assim, uma distância de estiramento de 18mm ao término de 28 dias de experimentos.

Esta pesquisa estendeu-se por um período de 28 dias de testes, de acordo com trabalhos de De Genova et al.¹⁴ (1985), Kuster et al.³² (1986), Almeida¹ (1993), Natrass et al.³⁸ (1998), Cara Araujo¹³ (2003) e Fonseca²¹ (2005), que consideraram este intervalo de tempo coincidente com o período médio de troca dos materiais estudados pela maioria dos clínicos.

As amostras de elásticos sintéticos da marca MORELLI geraram a maior média de força inicial (332,0g) em comparação com os espécimes das marcas ORMCO (222,0g) e GAC (212,0g). Tal fato pode ser atribuído ao menor espaço inter-elos exibido pelas amostras da marca MORELLI, o que causou maior estiramento dos elásticos, gerando, assim, proporcionalmente maior carga, como também observado nos trabalhos de Varner & Buck⁴⁹ (1978). Por este mesmo motivo, de acordo com Lu et al.³³ (1993), pôde-se explicar a maior

degradação de força sofrida pelas amostras da marca MORELLI ao término de 28 dias (91,2%), em comparação com as amostras da marca ORMCO (86,0%) e da marca GAC (82,7%), uma vez que os elásticos da marca MORELLI apresentaram comprimento inicial de 12mm e os das marcas ORMCO e GAC 14mm, o que gerou 66,6% de deformação para os elásticos MORELLI e 44,4% de deformação para os demais espécimes estudados.

Os elásticos sintéticos sofreram redução significativa na quantidade de força gerada após a primeira hora de testes, registrando-se percentuais de queda entre 49,5% e 53%.

Ao comparar-se os resultados deste trabalho com os demais encontrados na literatura, observou-se que na primeira hora de experimentos eles foram condizentes com os achados de Bishara & Andreasen¹¹ (1970), Hershey & Reynolds²⁴ (1975), Ash & Nikolai⁶ (1978), Young & Sandrik⁵³ (1979), De Genova et al.¹⁴ (1985), Killiany & Duplessis²⁹ (1985), Grassi et al.²³ (2001), Russell et al.⁴² (2001), e Eliades & Bouravel¹⁵ (2005). No entanto, Rock et al.⁴⁰ (1985), Almeida¹ (1993) e Kuster et al.³² (1993) encontraram menores percentuais de degradação de força neste mesmo período de tempo, possivelmente por terem realizado seus experimentos em meio seco.

Ao término de 28 dias de testes verificou-se redução média de força que variou de 82,7% a 91,2%, condizentes com pesquisas realizadas por Hershey & Reynolds²⁴ (1975), Brantley et al.¹² (1979), Ferriter et al.¹⁹ (1990) e Almeida et al.² (1991). Porém, maior que a redução média de força encontrada nos trabalhos de Bishara & Andreasen¹¹ (1970), Ash & Nikolai⁶ (1978), Killiany & Duplessis²⁹

(1985), Kuster et al.³² (1986), Baty et al.⁹⁻¹⁰ (1994), Cara Araujo¹³ (2003), uma vez que estes autores realizaram seus trabalhos de forma estática, ou seja, não foram realizadas simulações de movimentação dentária pela redução da quantidade de estiramento das amostras ao longo do período de testes.

Neste trabalho, observou-se ainda maior degradação final de força que a encontrada por Ash & Nikolai⁶ (1978) e Rock et al.⁴¹ (1986), quando eles realizaram seus testes *in vivo*. Este fato possivelmente se deve à variação na quantidade de movimentação dentária que pode girar em torno de médias de 0,25mm a 0,5mm semanais, e na presente pesquisa apenas a distância de 0,5mm foi considerada. Sonis et al.⁴⁶ (1986) encontraram médias de movimentação dentária de 0,4mm a 1,7mm em quatro semanas de testes. Desse modo, *in vivo*, a quantidade de movimentação de 1,5mm considerada nesta pesquisa pode não ser alcançada em 28 dias de monitoramento, o que pode ter causado uma redução média de força *in vivo* menor que a observada *in vitro*.

Avaliando-se comparativamente elásticos sintéticos e molas de Ni-Ti observou-se que a degradação de forças que acometeu os elásticos foi bastante superior à sofrida pelas molas, uma vez que os elásticos são muito susceptíveis à degradação do meio (ROCK et al.⁴¹,1986). Ao final de 28 dias de testes, as amostras de molas de Ni-Ti da marca MORELLI sofreram degradação média de força de 17,5%, enquanto que os elásticos desta mesma marca foram sujeitos à uma redução média de força de 91,2%. O mesmo pode ser observado pelas amostras da marca ORMCO, onde as molas tiveram redução

média de 27,3% e os elásticos 86,0% e da marca GAC, apresentando níveis de redução de carga de 32,2% para as molas e 82,7% para as amostras de elásticos. Estas observações concordam com os trabalhos realizados, *in vivo*, por Samuels et al.⁴⁴ (1993), Sonis et al.⁴⁵ (1994) e Nattrass et al.³⁸ (1998), que averiguaram movimentação dentária promovida pelas molas até vinte vezes maior que a gerada pelos elásticos, uma vez que estes tiveram suas cargas muito reduzidas até atingirem patamares médios de força não mais condizentes com a movimentação dentária.

Ao término de 28 dias de testes, os elásticos, ao contrário das molas de Ni-Ti, apresentaram aparência opaca e deformidades, possivelmente relacionadas à ocorrência de deformações permanentes. Segundo Eliades et al.¹⁶ (1999) e Eliades et al.¹⁷ (2004), estas deformações se manifestam mais intensamente nas ligações inter-elos dos elásticos, e se relacionam ao fenômeno de embebição das amostras, associada à manutenção da temperatura em 37°C, considerada elevada para estes materiais, que então sofreram aceleração do seu processo de degradação de forças.

Na literatura, poucos trabalhos são encontrados sobre molas de Ni-Ti. Por este motivo, estudar o comportamento das ligas de Ni-Ti através dos arcos ortodônticos tornou-se uma alternativa viável, uma vez que as molas são confeccionadas a partir destes (MIURA et al.³⁷, 1988). Assim, nesta pesquisa alguns experimentos realizados com arcos ortodônticos de Ni-Ti foram utilizados como base no melhor entendimento dos resultados obtidos (ANDREASEN³, 1980, MIURA

et al.³⁶, 1986, HURST et al.²⁶, 1990, FILLEUL & JORDAN²⁰, 1997, IJIMA et al.²⁷, 2001, GIL et al.²², 2004).

Do mesmo modo que os elásticos sintéticos, as molas de Ni-Ti foram testadas sob condições simuladoras da cavidade oral. Para tanto as amostras foram submetidas a quinhentos ciclos de termociclagem com temperaturas de 15°C e 45°C, e mantidas imersas em saliva artificial a 37°C por 28 dias.

Na literatura, não foram encontrados trabalhos onde a termociclagem tenha sido realizada como metodologia de estudo das molas de Ni-Ti. Porém, é unânime, entre os autores, a importância da temperatura sobre o comportamento destes materiais (ANDREASEN³, 1980, MIURA et al.³⁶, 1986, MIURA et al.³⁷, 1988, HURST et al.²⁶, 1990, BARWART⁷, 1996, NATTRASS et al.³⁸, 1998, FILLEUL & JORDAN²⁰, 1999, TRIPOLT et al.⁴⁸, 1999, IJIMA et al.²⁷, 2002, ELIADES et al.¹⁸, 2005). Assim, considerou-se de fundamental importância a simulação das variações de temperatura que as molas estão sujeitas durante a ingestão dos mais variados alimentos e bebidas.

Mesmo sabendo que a umidade do meio de testes não interfere no processo de degradação das molas de Ni-Ti (NATRASS et al.³⁸, 1998, como ocorre com os elásticos, optou-se pela manutenção das molas em saliva artificial a 37°C por todo o período de testes, como realizado por Angolkar et al.⁴ (1992), na tentativa de aproximar ao máximo as condições do teste às condições bucais.

Todas as amostras de molas foram estendidas inicialmente em 20mm (DE GENOVA et al.¹⁴, 1985). No entanto, alguns autores

testaram este tipo de molas em quantidades de estiramento menores que a empregada nesta pesquisa, o que pode ter contribuído para geração de cargas com menor intensidade que as médias de força encontradas neste trabalho (VON FRAUNHOFER et al. ⁵⁰, 1993, TRIPOLT et al. ⁴⁸,1999).

Por outro lado, as médias de força iniciais encontradas neste estudo foram condizentes com as médias detectadas por Angolkar et al. ⁴ (1992). Entre as amostras estudadas, as da marca comercial GAC geraram as maiores médias de força inicial e final, possivelmente pelo fato de apresentarem comprimento inicial de repouso menor que das outras marcas: GAC (10mm), MORELLI (12mm) e ORMCO (14mm). Do mesmo modo, os espécimes da GAC sofreram as maiores médias de degradação de força ao longo do período de testes, quando comparados com as demais marcas de molas.

Possivelmente, o fato relatado acima pode estar relacionado com a ultrapassagem do limite de elasticidade das molas, o que gerou certos níveis de deformação permanente, que se associaram ao maior ou menor índice de degradação de força. Segundo Hurst et al. ²⁶ (1990), o máximo efeito de memória de corpo e superelasticidade são obtidos quando a deformação for inferior a 8% do comprimento linear do material, quando em temperaturas menores que a temperatura média de transição (TMT) da liga de Ni-Ti avaliada. Apesar de não se ter trabalhado em temperatura inferior a TMT, durante a ativação das molas, a quantidade de estiramento das amostras superou bastante o valor de 8%, variando entre 42,8% e 100%, o que pode ter contribuído

para a redução das características de superelasticidade das molas de Ni-Ti, principalmente para as da marca GAC.

Quanto a quantidade de força gerada pelas molas, ela foi considerada muito mais constante que para as amostras de elásticos sintéticos, como também observado por Natrass et al.³⁸ (1998). No entanto, apesar se sofrerem menores médias de degradação de força em função do tempo de ativação, as molas das três marcas comerciais estudadas não comportaram-se integralmente como superelásticos, onde a quantidade de força produzida, em diferentes quantidades de ativação, é a mesma.

Este trabalho concordou com os resultados de Angolkar et al.⁴ (1992), que também observaram a degradação da força gerada pelas molas principalmente no primeiro dia de testes, assim como as pesquisas de Manhartsberger & Seidenbusch³⁴ (1996). No entanto, a degradação de força encontrada neste trabalho foi maior que a verificada por Angolkar et al.⁴ (1992), o que possivelmente pode estar relacionado ao processo de desativação das molas. Além disso, apenas as amostras da marca GAC sofreram redução de força estatisticamente significativa na primeira hora de ativação, provavelmente devido ao maior estiramento oferecido a estas amostras, o que pode ter gerado maior índice de deformação permanente nas mesmas, como observado por Hurst et al.²⁶ (1990).

Ainda Angolkar et al.⁴ (1992) notaram redução da força gerada pelas molas apenas nas primeiras leituras, e a estabilização da mesma até o término dos 28 dias de experimentos, somando uma degradação média de 20% em relação a carga inicial. O mesmo não foi observado

nesta pesquisa, onde foram constatadas variações de força estatisticamente significantes até o 14º dia de testes, possivelmente associadas à desativação que as molas sofreram semanalmente, numa amplitude de 0,5mm.

A força gerada pelas molas de Ni-Ti, das três marcas avaliadas, tornou-se praticamente constante após duas semanas de testes, coincidindo com os achados de Tripolt et al.⁴⁸ (1999) que notaram maior índice de redução de carga no início do processo de desativação, estabilizando-se a força a seguir. No entanto, não concordou com as observações feitas por Von Fraunhofer et al.⁵⁰ (1993) que consideraram apenas a quantidade de desativação das molas, mas não o tempo clínico de uso das mesmas. Assim, estes autores avaliaram a quantidade de força gerada pelas molas desativadas em apenas um dia de testes, o que permitiu concluir que além da quantidade de desativação, o tempo também é fator determinante na redução de carga sofrida pelas molas de Ni-Ti.

As amostras de molas sofreram uma redução média de força que variou de 17,5% a 32,2%, o que significou, ao término de 28 dias, de experimentos que as molas continuaram exercendo força sobre os dentes, necessitando de controle contínuo por parte do ortodontista, como salientado por Ryan et al.⁴³ (1995).

Além disso, a quantidade de força gerada pelas molas pode variar conforme a ingestão de alimentos e/ou bebidas quentes ou frias. Assim, a constância da tensão depende diretamente da constância da temperatura bucal (HURST et al.²⁶ (1990), BARWART⁷, 1996, FILLEUL & JORDAN²⁰, 1997, NATTRASS et al.³⁸, 1998,

BARWART⁸, 1999, TRIPOLT et al.⁴⁸, 1999, IJIMA et al.²⁷, 2002), o que é praticamente impossível de se estabelecer.

Um outro fator que deve ser levado em consideração no estudo do comportamento das molas é a composição da liga de Ni-Ti que a constitui, Gil et al.²² (2004), pois em algumas situações o acréscimo de cobre à liga pode alterar a sua TMT, e conseqüentemente seu comportamento de geração de forças mediante às variações de temperatura.

De acordo com Melsen et al.³⁵ (1994), notou-se uma carência de informações por parte dos fabricantes quanto ao comportamento das molas nas diferentes quantidades de ativação e temperatura que podem ser atingidos durante o tratamento ortodôntico.

Por fim, observou-se que tanto as amostras de elásticos sintéticos como as de molas de Ni-Ti não ofereceram força constante ao longo de 28 dias de testes, o que gera necessidade de controle periódico da força liberada por estes materiais, na tentativa de se manter níveis aceitáveis de força, dependendo do movimento dentário desejado, como preconizados por Argolo et al.⁵ (1987) e Kurol et al.³¹ (1996).

Além disso, cabe ao ortodontista definir a intensidade, a constância e o tempo de aplicação de uma dada força para cada caso em específico, o que não nos permite afirmar que as molas de Ni-Ti são clinicamente superiores aos elásticos sintéticos pelo fato de gerarem níveis médios de força mais estáveis que os primeiros.

7 CONCLUSÕES

A partir dos dados encontrados nesta pesquisa parece lícito concluir que:

7.1 Elásticos sintéticos

- a) todas as marcas de elásticos sintéticos sofreram significativa redução na quantidade de força gerada na primeira hora de ativação;
- b) a partir do momento sete dias, não foram detectadas diferenças estatisticamente significativas entre a quantidade de força gerada pelas amostras das três diferentes marcas avaliadas.

7.2 Molas de Ni-Ti

- a) todas as marcas de molas sofreram redução estatisticamente significativa na quantidade de força gerada, ao longo de 28 dias de testes;
- b) as molas das três diferentes marcas comerciais geraram quantidades de força média estatisticamente diferentes entre si durante todo o período de avaliações;
- c) para as amostras da marca MORELLI e GAC a quantidade de carga gerada no momento 14 dias foi estatisticamente semelhante à gerada no tempo 28 dias; e para a marca ORMCO não houve

diferença estatisticamente significante entre a quantidade média de força gerada no momento sete e 28 dias.

7.3 Elásticos sintéticos x molas de Ni-ti

- a) em todos os momentos avaliados, a degradação de força foi maior para os elásticos sintéticos que para as molas de NiTi, que por sua vez, geraram níveis médios de força mais constantes que os elásticos;
- b) em geral, os elásticos promoveram maior índice inicial de força que as molas de NiTi; no entanto, após as primeiras 24 horas de ativação, a quantidade média de força gerada pelos elásticos era estatisticamente inferior à gerada pelas molas de NiTi.

8 REFERÊNCIAS *

- 1 ALMEIDA, R. C. **Influência da pigmentação na força de tração desenvolvida por cadeias elastoméricas brasileiras**. 1993. 81f. Dissertação (Mestrado em Odontologia, Área de Concentração em Ortodontia)–Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, Piracicaba, 1993.
- 2 ALMEIDA, R. R. et al. Degradação da força das cadeias elastoméricas. **Ortodontia**, v.24, n.3, p.11-3 , set./dez. 1991.
- 3 ANDREASEN, G. A clinical trial of alignment of teeth using a 0.019 inch thermal nitinol wire with a transition temperature range between 31°C. and 45°C. **Am J Orthod**, v.78, n.5 , p.528-37, Nov. 1980.
- 4 ANGOLKAR, P. V. et al. Force degradation of closed coil springs: an in vitro evaluation. **Am J Orthod Dentofac Orthop**, v.102, n.2 , p.127-33, Aug. 1992.
- 5 ARGOLLO, E. ^a et al. Forças elásticas. **Rev Naval Odontol**, p.5-10, jan./dez 1987.

¹ ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. Rio de Janeiro. **Informação e documentação**: referência elaboração, NBR 6023. Rio de Janeiro. 2002. 23p.

- 5 ASH, J. L.; NIKOLAI, R. J. Relaxation of orthodontic elastomeric chains and modules in vitro and in vivo. **J Dent Res**, v.5, n.5/6, p.685- 90, May/June 1978.
- 7 BARWART, O. The effect of temperature change on the load value of Japanese NiTi coil springs in the superelastic range. **Am J Orthod Dentofac Orthop**, v.110, n.5 , p.553-8, Nov. 1996.
- 8 BARWART, O.; ROLLINGER, J. M.; BURGER, A. An evaluation of the transition temperature range of super-elastic orthodontic NiTi springs using differential scanning calorimetry. **Eur J Orthod**, v.21, n.5, p.497-502, Oct. 1999.
- 9 BATY, D. L.; VON FRAUNHOFER , J. A. Force delivery properties of colored elastomeric modules. **Am J Orthod Dent Orthop**, v.106, n.1, p.40-6, July 1994. <http://bases.bireme.br/cgi-bin/wxislind.exe/iah/online/> .Acesso em: 28 Ago. 2004.
- 10 BATY, D. L. et al. Syntetic elastomeric chains: a literature review. **Am J Orthod Dent Orthop**, v.105, n.6 , p.536-42, June 1994.
- 11 BISHARA, S.E.; ANDREASEN,G. E. A comparision of time related forces between plastics alastiks and latex elastics. **Angle Orthod**, v.40, n.4, p.319-28, Oct. 1970.

- 12 BRANTLEY W.A. et al. Effects of prestretching on force degradation characteristics of plastics modules. **Angle Orthod**, v.49, n.1, p.37-43, Jan. 1979.
- 13 CARA ARAUJO, F.B.. **Estudo da degradação de forças geradas por elásticos ortodônticos sujeitos à simulação das condições orais**. 2003. 105f. Dissertação (Mestrado em Odontologia Restauradora)–Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista, São José dos Campos, 2003.
- 14 DE GENOVA D.C. et al. Force degradation of orthodontic elastomeric chains—a product comparison study. **Am J Orthod**, v.87, n.5, p. 377-84, May 1985.
- 15 ELIADES, T; BOURAUUEL, C. Intraoral aging of orthodontic materials: the picture we miss and clinical relevance. **Am J Orthod Dent Orthop**, v.127, n.4, p. 403-12, Apr. 2005.
- 16 ELIADES, T.; ELIADES, G.; WATTS D.C. Structural conformation of in vitro and in vivo aged orthodontic elastomeric modules. **Eur J Orthod**, v. 21, n.6, p.64-58, Dec. 1999.
- 17 ELIADES, T. et al. Tensile properties of orthodontics elastomeric chains. **Eur J Orthod**, v.26, n.6, p.157-162, Apr. 2004.

- 18 ELIADES, T. et al. *In vitro* degradation of polyurethane orthodontic elastomeric modules. **J Oral Rehabil**, v.32, n. 1 , p.72-7. Jan. 2005.
- 19 FERRITER, J.P.; MEYERS, C.E.; LORTON, L. The effect of hydrogen ion concentration on the force degradation rate of orthodontic polyurethane chain elastics. **Am J Orthod Dentofac Orthop**, v. 98, n. 5, p. 404-10, Nov. 1990.
- 20 FILLEUL, M.P.; JORDAN, L. Torsional properties of Ni-Ti and Cooper Ni-Ti wires: the effect of the temperature on physical properties. **Eur J Orthod**, v. 19, n.6, p.637-46, Dec. 1997.
- 21 FONSECA. J. M. **Avaliação da influência da pigmentação sobre a força gerada por cadeias elastoméricas sintéticas.** 2005. 87f. Dissertação (Mestrado em Odontologia Restauradora)–Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista, São José dos Campos, 2005.
- 22 GIL, F. J. et al. Microstructural, mechanical and cytotoxicity evaluation of different NiTi and NiTiCu shape memory alloys. **J Mat Sci**, v. 15, n.11 , June, 2004.

- 23 GRASSI, V.; MERLATI, G.; MENGHINI, P. Le catenelle elastiche in ortognatodonzia. Valutazione in vitro di dieci proposte. **Minerva Stomatol**, V.50, n. 11/12, p. 381-9, Nov./Dec. 2001. (Abstract). Disponível em <http://bases.bireme.br/cgi-bin/wxislind.exe/iah/online/>. Acesso em: 28 Ago. 2004.
- 24 HERSHEY H.G.; REYNOLDS, W.G. The plastic module as a orthodontic tooth- moving mechanism. **Am J Orthod**, v. 67, n. 5, p. 555-62, May 1975.
- 25 HUGET, E.F.; PATRICK, K.S.; NUNEZ, L.J. Observations on the elastic behavior of a synthetic orthodontic elastomer. **J Dent Res**, v. 69, n. 2, p. 496-501, Feb. 1990.
- 26 HURST, L. et al. An evaluation of the shape-memory phenomenon of nickel-titanium orthodontic wires. **Am J Orthod Dentofac Orthop**, v.98, n.1 , p.72-6, July 1990.
- 27 IJIMA, M. et al. Micro X-ray diffraction study of superelastic nickel- titanium orthodontic wires at different temperatures and stresses. **Biomaterials**. v.23, n.8 , p.1769-74. Apr. 2002.
- 28 KANCHANA, P.; GODFREY, K. Calibration of force extension and force degradation characteristics of orthodontic latex elastics. **Am J Orthod Dentofac Orthop**, v. 118, n. 3, p. 280- 7, Sept. 2000.

- 29 KILLIANY, D.; DUPLESSIS, J. Relaxation of elastomeric chains. **J Clin Orthod**, v. 19, n. 8, p. 592-3, Aug. 1985.
- 30 KOVATCH, J.S. et al. Load- extension- time behavior of orthodontic elastiks. **J Dent Res**, v. 55, n.5, Sept./ Oct. 1976.
- 31 KUROL, J. et al. Force magnitude applied by orthodontists. Na inter and intra- individual study. **Eur J Orthod**, v. 18, n. 1, p. 69-75, Feb. 1996.
- 32 KUSTER, R.; INGERVALL, B.; BÜRGIN, W. Laboratory and intra –oral tests of the degradation of elastics chains. **Eur J Orthod**, v. 8, n. 3, p. 202-8, Aug. 1986.
- 33 LU. T. C. et al. Force decay of elastomeric chain – a serial study. Part II. **Am J Orthod Dentofac Orthop**, v.104, n.4 , p.373-7, Oct. 1993.
- 34 MANHARTSBERGER, C.; SEIDENBUSCH, W. Force delivery of Ni-Ti coil springs. **Am J Orthod Dentofac Orthop**, v.109, n.1 , p.8-21, Jan. 1996.
- 35 MELSEN, B. et al. Force system developed from closed coil springs. **Eur J Orthod**, v. 16, n. 6, p. 531-9, Oct. 1994.

- 36 MIURA, F. et al. The super- elastic property of the Japanese Ni-Ti alloy wire for use in orthodontics. **Am J Orthod Dentofac Orthop**, v.90, n.1, p. 1-10, July 1986.
- 37 MIURA, F. et al. The super- elastic Japanese Ni-Ti alloy wire for use in orthodontics. Part III. Studies on the japanese NiTi alloy coil springs. **Am J Orthod Dentofac Orthop**, v.94, n.2, p. 89-96, Aug.1988.
- 38 NATTRASS, C.; IRELAND, A. J.; SHERRIFF, M. The effect of environmental factors on elastomeric chain and nickel titanium coil springs. **Eur J Orthod**, v. 20, n. 2, p. 169-76, Apr. 1998.
- 39 PERSSON, M.; KILIARIDIS, S.; LENNATSSON, B. Comparative studies on orthodontic elastic threads. **Eur J Orthod**, v. 5, n.2 , May 1983.
- 40 ROCK, W.P.; WILSON, H.J.; FISHER, S.E. A laboratory investigation of orthodontic elastomeric chains. **Br J Orthod**, v. 12, n. 4, p. 202-7, Oct. 1985.
- 41 ROCK, W.P. et al. Force reduction of orthodontic elastomeric chains after one month in the mouth. **Br J Orthod**, v. 13, n.3, p. 147-50, July 1986.

- 42 RUSSELL, K.A. et al. In vitro assesment of the mechanical properties of latex and non- latex orthodontic elastics. **Am J Orthod Dentofac Orthop**, v.120, n.1, p.361-44, July 2001.
- 43 RYAN, A. Superelastic nickel titanium coil springs. **Br J Orthod**, v. 22, n. 4, p. 370-6, Nov. 1995.
- 44 SAMUELS, R.H.A. et al. A comparasion of the rate of space closure using a nickel–titanium spring and na elastic module: a clinical study. **Am J Orthod Dentofac Orthop**, v. 103, n. 5, p. 464-7, May 1993.
- 45 SONIS, A. L. Comparision of NiTi coil springs vs elastics in canine retraction. **J Clin Orthod**, v. 28, n. 6, p. 293-5, May 1994.
- 46 SONIS, A.L. et al. A comparision of elastomeric auxiliaries versus elastics thread on premolar extraction site closure: an in vivo study. **Am J Orthod**, v.89, n.1, p.73-8, Jan.1986.
- 47 STEVENSON, J.S.; KUSY, R.P. Force application and decay characteristics of untreated and treated polyurethane elastomeric chains. **Angle Orthod**, v. 64, n. 6, p. 455-67, Apr. 1994.
- 48 TRIPOLT, H. et al. Force characteristics of nickel-titanium tension coil springs. **Am J Orthod Dentofac Orthop**, v.115, n.5, p.498-507, May 1999.

- 49 VARNER, R.E.; BUCK, D.L. Force production and decay rate in elastiks modules. **J Biomed Mater Res**, v. 12, n. 3, p. 361-6, Sept. 1978.
- 50 VON FRAUNHOFER, J.A.; BONDS, P.W.; JOHNSON, B.E. Force generation by orthodontic coil springs. **Angle Orthod**, v.63, n. 2, p.145-8, Aug.1993.
- 51 VON FRAUNHOFER, J.A.; COFFELT, M.T.P.; ORBELL, G.M. The effects of artificial saliva and topical fluoride treatments on the degradation of the elastics properties of the orthodontics chains. **Angle Orthod**, v.62, n.4, p.265-74, Apr.1992.
- 52 WARE, A.L. Some properties of plastics modules used for tooth moviment. **Aust Orthod J**, v.2, n.5, p.200-2, Feb. 1971
- 53 YOUNG, J.; SANDRIK. J. The influence of preloading on stress relaxation of orthodontic elastic polymers. **Angle Orthod**, v.49, n.2 p. 104-9, Apr. 1979.

APÊNDICE

Apêndice A - Tabelas de força (em gramas) x tempo para cada grupo de amostras avaliadas.

Tabela 13- Molas de NiTi da marca MORELLI

Amostra	0H	1H	24H	48H	7 dias	14 dias	21 dias	28 dias
1	150	145	140	135	135	135	120	120
2	145	135	130	130	125	125	110	115
3	135	130	130	130	130	125	115	110
4	130	125	120	120	120	115	110	110
5	145	140	140	140	130	130	120	120
6	135	125	125	125	120	120	110	105
7	155	150	150	150	140	140	130	130
8	140	130	140	130	120	120	115	115
9	150	145	140	140	140	140	125	130
10	140	140	135	135	125	125	115	120

Tabela 14- Molas de NiTi da marca ORMCO

Amostra	0H	1H	24H	48H	7 dias	14 dias	21 dias	28 dias
1	110	85	90	85	80	75	65	60
2	140	120	120	120	120	115	110	105
3	120	120	120	115	105	105	95	95
4	145	125	125	125	110	110	105	100
5	125	110	110	105	105	100	95	95
6	120	120	120	120	110	100	95	90
7	160	130	135	135	120	115	110	110
8	130	125	125	130	115	110	95	90
9	135	125	125	130	120	115	110	110
10	130	130	130	135	120	115	105	100

Tabela 15- Molas de NiTi da marca GAC

Amostra	0H	1H	24H	48H	7 dias	14 dias	21 dias	28 dias
1	255	205	175	170	170	170	165	160
2	230	185	200	200	190	185	180	175
3	225	210	190	190	185	170	165	165
4	225	195	195	195	185	175	170	170
5	250	195	195	195	180	165	160	160
6	240	200	195	180	170	170	155	155
7	245	195	190	190	175	170	165	165
8	230	185	175	175	175	160	150	150
9	260	210	195	200	195	185	160	160
10	240	205	195	190	190	175	165	165

Tabela 16-Elásticos sintéticos da marca MORELLI

Amostra	0H	1H	24H	48H	7 dias	14 dias	21 dias	28 dias
1	320	165	120	100	85	80	50	45
2	335	160	105	80	60	60	40	20
3	335	150	90	70	60	55	35	15
4	350	160	105	80	70	60	40	20
5	325	155	100	85	65	55	30	20
6	335	145	100	85	60	55	35	20
7	340	155	105	95	85	75	45	25
8	335	150	105	95	85	75	50	35
9	330	160	115	100	80	75	55	40
10	315	160	125	120	100	90	65	50

Tabela 17- Elásticos sintéticos da marca ORMCO

Amostra	0H	1H	24H	48H	7 dias	14 dias	21 dias	28 dias
1	220	100	85	70	65	60	45	35
2	205	105	80	75	70	65	45	25
3	230	105	95	85	75	70	55	30
4	225	100	90	75	70	70	50	30
5	235	110	90	80	70	70	50	40
6	235	95	80	70	60	60	40	25
7	235	110	90	80	65	65	45	30
8	235	105	90	80	70	65	55	35
9	180	115	90	85	65	65	45	30
10	120	110	90	85	75	70	50	30

Tabela18- Elásticos sintéticos da marca GAC

Amostra	0H	1H	24H	48H	7 dias	14 dias	21 dias	28 dias
1	195	115	100	85	75	70	55	40
2	205	105	85	80	65	65	40	35
3	215	115	105	90	85	75	60	40
4	200	110	95	85	70	70	55	40
5	220	110	90	85	70	65	50	40
6	220	110	90	80	70	70	55	35
7	220	100	85	75	60	60	40	30
8	210	95	75	65	60	55	40	30
9	225	105	85	80	65	60	50	35
10	210	110	90	85	65	65	50	40

Apêndice B - Tabelas de comparações múltiplas para tensão das molas de Ni-Ti e elásticos sintéticos nos diferentes intervalos de tempo.

Tabela 19- Comparações múltiplas (método de Tukey) para tensão das molas de Ni-Ti da marca MORELLI.

mola: MORELLI	0 h	1 h	24 h	48 h	7dias	14 dias	21 dias	28 dias
0 h					*	*	*	*
1 h							*	*
24 h							*	*
48 h							*	*
7 dias							*	
14 dias								
21 dias								
28 dias								

*comparações estatísticas significantes

Tabela 20- Comparações múltiplas (método de Tukey) para tensão das molas de Ni-Ti da marca ORMCO.

mola: ORMCO	0 h	1 h	24 h	48 h	7 dias	14 dias	21 dias	28 dias
0 h					*	*	*	*
1 h							*	*
24 h							*	*
48 h							*	*
7 dias								
14 dias								
21 dias								
28 dias								

*comparações estatísticas significantes

Tabela 21- Comparações múltiplas (método de Tukey) para tensão das molas de Ni-Ti da marca GAC.

mola: GAC	0 h	1 h	24 h	48 h	7 dias	14 dias	21 dias	28 dias
0 h		*	*	*	*	*	*	*
1 h					*	*	*	*
24 h						*	*	*
48 h						*	*	*
7 dias							*	*
14 dias								
21 dias								
28 dias								

*comparações estatísticas significantes

Tabela 22- Comparação entre as marcas de molas no momento inicial.

Tempo: 0h	Morelli	Ormco	GAC
Morelli			*
Ormco			*
GAC	*	*	

* comparações estatísticas significantes

Tabela 23- Comparação entre as marcas de molas no momento 1 h.

Tempo: 1h	Morelli	Ormco	GAC
Morelli		*	*
Ormco	*		*
GAC	*	*	

*comparações estatísticas significantes

Tabela 24- Comparação entre as marcas de molas no momento 24 h.

Tempo: 24h	Morelli	Ormco	GAC
Morelli		*	*
Ormco	*		*
GAC	*	*	

*comparações estatísticas significantes

Tabela 25- Comparação entre as marcas de molas no momento 48 h.

Tempo: 48h	Morelli	Ormco	GAC
Morelli		*	*
Ormco	*		*
GAC	*	*	

* comparações estatísticas significantes

Tabela 26- Comparação entre as marcas de molas no momento 7 dias.

Tempo: 7 dias	Morelli	Ormco	GAC
Morelli		*	*
Ormco	*		*
GAC	*	*	

*comparações estatísticas significantes

Tabela 27- Comparação entre as marcas de molas no momento 14dias.

Tempo: 14 dias	Morelli	Ormco	GAC
Morelli		*	*
Ormco	*		*
GAC	*	*	

*comparações estatísticas significantes

Tabela 28 Comparação entre as marcas de molas no momento 21dias.

Tempo: 21 dias	Morelli	Ormco	GAC
Morelli		*	*
Ormco	*		*
GAC	*	*	

* comparações estatísticas significantes

Tabela 29- Comparação entre as marcas de molas no momento 28 dias.

Tempo: 28 dias	Morelli	Ormco	GAC
Morelli		*	*
Ormco	*		*
GAC	*	*	

* comparações estatísticas significantes

Tabela 30- Comparações múltiplas (método de Tukey) para tensão dos elásticos da marca MORELLI.

elástico: MORELLI	0 h	1 h	24 h	48 h	7 dias	14 dias	21 dias	28 dias
0 h		*	*	*	*	*	*	*
1 h			*	*	*	*	*	*
24 h					*	*	*	*
48 h						*	*	*
7 dias							*	*
14 dias							*	*
21 dias								
28 dias								

*comparações estatísticas significantes

Tabela 31- Comparações múltiplas (método de Tukey) para tensão dos elásticos da marca ORMCO.

elástico: ORMCO	0 h	1 h	24 h	48 h	7 dias	14 dias	21 dias	28 dias
0 h		*	*	*	*	*	*	*
1 h			*	*	*	*	*	*
24 h					*	*	*	*
48 h						*	*	*
7 dias							*	*
14 dias							*	*
21 dias								*
28 dias								

*comparações estatísticas significantes

Tabela 32- Comparações múltiplas (método de Tukey) para tensão dos elásticos da marca GAC.

elástico: GAC	0 h	1 h	24 h	48 h	7 dias	14 dias	21 dias	28 dias
0 h		*	*	*	*	*	*	*
1 h			*	*	*	*	*	*
24 h					*	*	*	*
48 h					*	*	*	*
7 dias							*	*
14 dias							*	*
21 dias								*
28 dias								

*comparações estatísticas significantes

Tabela 33- Comparação entre as marcas de elásticos no momento inicial.

Tempo: 0h	Morelli	Ormco	GAC
Morelli		*	*
Ormco			
GAC			

* comparações estatísticas significantes

Tabela 34- Comparação entre as marcas de elásticos no momento 1 h.

Tempo: 1h	Morelli	Ormco	GAC
Morelli		*	*
Ormco			
GAC			

* comparações estatísticas significantes

Tabela 35- Comparação entre as marcas de elásticos no momento 24h.

Tempo: 24h	Morelli	Ormco	GAC
Morelli		*	
Ormco			
GAC			

*comparações estatísticas significantes

Tabela 36- Comparação entre as marcas de elásticos no momento 48h.

Tempo: 48h	Morelli	Ormco	GAC
Morelli		*	*
Ormco			
GAC			

* comparações estatísticas significantes

CARA ARAUJO, F.B. **Force degradation of orthodontic elastomeric chains and NiTi coil springs.** 2006. 108f. Tese (Doutorado em Odontologia Restauradora) – Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista. São José dos Campos, 2006.

ABSTRACT

Three commercial marks of synthetic elastics and NiTi coil springs (MORELLI, ORMCO, GAC) were separately and comparably analyzed, according to the force degradation generated by these materials, because of the time, when maintained stretched in artificial salivary, 37°C. The synthetic elastics and NiTi coil springs were thermal- cycled (15°C-45°C) and stretched in 20mm, and this stretch was reduced in 0,5mm weekly. The readings of the amount generated for elastics and coil springs were done in the intervals 0, 1, 24, 48h, 7, 14, 21 and 28 days. Where observed significative reduction on the amount of force generated for the elastics in the first hour of the activation (49,5%- 53%), and 82,7% - 91,2% in 28 days of the tests (MORELLI - 91,2%, ORMCO – 86,0%, GAC – 82,7%);, while the generated force for NiTi coil springs suffered a reduction of 4,2%-18,1%, in the first hour of the experimentation and 17,5% - 32,2% in 28 days of the stretch (MORELLI – 17,5%, ORMCO – 27,3%, GAC – 32,2%). We conclude that for most elastics delivered larger initial force that NiTi coil springs, but after 24 hours of activation the NiTi coil springs delivered larger force that the elastics and generated level of the force more constant that elastics.

KEYWORDS: *elastomer, orthodontic appliance, nickel-titanium coil springs*