

UNIVERSIDADE DO SAGRADO CORAÇÃO

TALITA PRADO AZULAY

**EFEITO DO TEMPO E DA TEMPERATURA
SOBRE A DEGRADAÇÃO DE FORÇA *IN VITRO* DE
MOLAS FECHADAS EM NiTi**

BAURU
2016

TALITA PRADO AZULAY

**EFEITO DO TEMPO E DA TEMPERATURA
SOBRE A DEGRADAÇÃO DE FORÇA *IN VITRO* DE
MOLAS FECHADAS EM NiTi**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado ao Centro de Ciências da Saúde como parte dos requisitos para obtenção do título de bacharel em Odontologia, sob orientação do Prof^ª. Dr.^ª Luciana Monti Lima Rivera.

BAURU
2016

Azulay, Talita Prado

A997e

Efeito do tempo e da temperatura sobre a degradação de força in vitro de molas fechadas em NiTi / Talita Prado Azulay. -- 2016. 26f. : il.

Orientadora: Profa. Dra. Luciana Monti Lima Rivera.

Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Odontologia) - Universidade do Sagrado Coração - Bauru - SP

1. Degradação de força. 2. Temperatura. 3. Molas. 4. Níquel-titânio. I. Rivera, Luciana Monti Lima. II. Título.

ATA DE DEFESA DE TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO

Ata de Defesa do Trabalho de Conclusão de Curso em Odontologia de Talita Prado Azulay.

Ao dia cinco de dezembro de dois mil e dezesseis, reuniu-se a banca examinadora do trabalho apresentado como Trabalho de Conclusão de Curso em Odontologia de Talita Prado Azulay intitulado: **"Efeito do tempo e da temperatura sobre a degradação de força in vitro de molas fechadas em NITI"**. Compuseram a banca examinadora os professores Dra. Luciana Monti Lima Rivera, Dr. Guilherme Ferreira da Silva e Dra. Carolina Ortigosa Cunha. Após a exposição oral, a candidata foi arguida pelos componentes da banca que se reuniram, e decidiram, APROVADA, com a nota 10 a monografia. Para constar, fica redigida a presente Ata, que aprovada por todos os presentes, segue assinada pelo Orientador e pelos demais membros da banca.

Luciana Monti Lima

Dra. Luciana Monti Lima Rivera (Orientadora)

Guilherme F. Silva

Dr. Guilherme Ferreira da Silva (Avaliador 1)

Carolina Ortigosa Cunha

Dra. Carolina Ortigosa Cunha (Avaliador 2)

Dedico este trabalho a toda minha família, que me apoiaram e estiveram presente durante toda essa caminhada, acima de qualquer situação.

AGRADECIMENTOS

Primeiramente á Deus, por ter iluminado meus caminhos, me amparou e guiou para eu chegar onde estou;

Agradeço aos meus pais Dirceu e Raquel, que sempre me ensinaram que a maior herança que eles poderiam deixar para seus filhos seria o estudo, além do protótipo de pais dedicados e preocupados, que lutaram juntos para passar e mostrando os maiores valores que se podem ter;

Agradeço aos meus avôs José Carlos e Nair, que me mimaram durante todos esses anos e faziam de tudo para que mesmo longe eu estivesse perto deles em pensamentos;

A minha orientadora Luciana, pelo exemplo de mulher batalhadora, professora, esposa e mãe, além de toda confiança depositada em mim;

A todo corpo docente da Universidade, pelo conhecimento e experiência compartilhados e alguns pelos laços de amizade;

As minhas amigas de faculdade, que estiveram sempre presentes nesse período, me apoiando e sempre me ajudando;

Enfim, a todos que passaram na minha vida durante essa jornada.

Muito obrigada!

“Pouca coisa é necessária para
transformar inteiramente uma vida:
amor no coração e sorriso no rosto”
Martin Luther King

RESUMO

As molas de NiTi apresentam excelente propriedade elástica, o que lhes confere a capacidade de exercer valores constantes de força durante sua deformação por um longo período. No entanto, ao serem submetidas a processos adicionais na sua fabricação, podem sofrer mudanças em suas propriedades mecânicas, incluindo a degradação de força diante de variações de temperatura significantes. Este estudo in vitro teve por objetivo avaliar a degradação de forças de molas fechadas de NiTi de duas marcas comerciais submetidas a força constante sob diferentes condições de temperatura. Foram utilizadas um total de 90 molas fechadas de NiTi, sendo 45 da marca Morelli® e 45 da Rocky Mountain® Orthodontics, que foram submetidas a força constante em suportes padronizados de tubos de polyvinyl chloride (PVC), separadas horizontalmente por 0,5mm de distância e distendidas 2 vezes o seu tamanho original. Os espécimes ficaram imersos em saliva artificial, distribuídos em frascos armazenados em 3 temperaturas distintas (15°C, 37°C e 55°C) controladas por um termostato e termômetro digital. A força das molas foi aferida por meio de um dinamômetro digital durante o período experimental, por um examinador cego, nos seguintes intervalos de tempo: inicial (0), 1, 7, 14, 21 e 28 dias, foram realizadas com o software BioEstat® versão 5.0. Análise estatística descritiva, incluindo médias e desvios padrão, cálculo de porcentagem de degradação de força foram realizadas para os grupos avaliados. Os dados dos valores de forças avaliadas foram submetidos ao teste Kruskal-Wallis e comparações múltiplas de Dunn, com nível de significância de 5%. Os resultados evidenciaram que as molas da marca Rock Mountain®, independente da temperatura, obtiveram uma força inicial maior do que as molas da marca Morelli®, entretanto, houve uma degradação mais acentuada da força das molas Rock Mountain®, com exceção das molas do grupo 37°C (ROC37) que teve uma acentuada degradação de força no 7º dia do experimento, mas voltou a exercer força semelhante à força inicial no 28º dia. Pôde-se concluir que ao final de 28 dias, todas as molas, independente de marca, temperatura e força inicial, apresentaram valores de força similares, com exceção de ROC37.

Palavras-chaves: Desenho de aparelho ortodôntico. Degradação de força. Temperatura

ABSTRACT

The NiTi springs have excellent elastic property, which gives them the ability to exercise constant force values during deformation for a long period. However, when being subjected to additional processes in their manufacture, can undergo changes in their mechanical properties, including strength degradation before significant temperature variations. This in vitro study aimed to assess the degradation of strength of NiTi closed coil springs from two commercial subjected to constant force under different temperature conditions. We used a total of 90 spring closed NiTi, 45 and 45 mark the Morelli® Rocky Mountain® Orthodontics, which were subjected to constant force on standardized supports of polyvinyl chloride (PVC), separated horizontally by 0.5mm distance and stretched 2 times its original size. The specimens were immersed in artificial saliva, distributed in bottles stored in three different temperatures (15 °, 37 ° C and 55 ° C) controlled by a thermostat and digital thermometer. The spring force was measured using a digital force gauge during the experimental period, by a blinded investigator, in the following intervals: Initial (0), 1, 7, 14, 21 and 28 days, statistical analyzes were performed with the BioEstat® software version 5.0. descriptive statistics, including means and standard deviations, percentage calculation of strength degradation were carried out to the groups. The data values of the measured forces were subjected to the Kruskal-Wallis test and Dunn's multiple comparisons with 5% significance level. The results showed that the springs of the brand Rock Mountain®, independent of temperature, obtained an initial force bigger than the springs of Morelli® brand, however, there was a bigger degradation of the force of the springs Rock Mountain®, except for springs 37 group (ROC37) had a marked force degradation on the 7th day of the experiment, but he returned to force similar to the initial force on the 28th day. It was concluded that at the end of 28 days, all the springs, regardless of brand, temperature and initial force, showed similar strength values, except for ROC37.

Keywords: Orthodontic appliance design . Strength degradation. Temperature

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

gf – grama

cm – centímetros

h – hora

mm – milímetros

NiTi – Níquel- Titânio

MOR – Morelli

ROC – Rock Mountain

ISO – Internacional Organization for Standardization

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO.....	10
2. OBJETIVO.....	14
2.1. OBJETIVO GERAL.....	14
2.2. OBJETIVO ESPECÍFICO.....	14
3. METODOLOGIA.....	15
3.1. CÁLCULO DE AMOSTRA E GRUPOS EXPERIMENTAIS.....	15
3.2. DELINEAMENTO DO ESTUDO.....	16
3.3. ANÁLISE DA DEGRADAÇÃO DE FORÇA.....	17
4. RESULTADOS.....	19
5. DISCUSSÃO.....	21
6. CONCLUSÕES.....	24
7. REFERÊNCIAS.....	25

1 INTRODUÇÃO

A movimentação dentária induzida é um processo biológico múltiplo caracterizado por reações sequenciais do tecido periodontal em resposta às forças biomecânicas que induzem alteração em duas regiões do tecido periodontal (HELLER, NANDA, 1979). Para que a movimentação dentária seja realizada, são necessários dispositivos ortodônticos que permitam a aplicação e direcionamento da força sobre o dente.

A força aplicada sobre o dente, deve obedecer o que pode ser chamado de força ótima, que segundo Storey e Smith (1952), pode ser definida como um sistema de forças que produz uma resposta biológica máxima com mínimo dano tecidual.

O movimento ortodôntico para fechamento de espaços pode ser realizado por meio de algumas técnicas, como a do arco segmentado, utilização de cadeias elastoméricas e molas fechadas de NiTi. As cadeias elastoméricas apresentam desvantagens, pois quando distendidas e expostas ao ambiente oral, absorvem água e saliva, podem manchar-se e sofrer fadiga, levando à sua deformação (ANDREASEN, BISHARA, 1970). Conseqüentemente, há rápida perda de força ao longo do tempo e inúmeros trabalhos tem relatado esta degradação (SANTOS et al., 2007; LARRABEE et al., 2012; SANTOS et al., 2012; PITHON et al., 2013).

As molas de NiTi são confeccionadas a partir da liga de níquel-titânio, a qual foi desenvolvida pelo Naval Ordinance Laboratory (NOL), em Silver Springs, Maryland, na década de 1960. Esta liga apresenta excelente propriedade elástica, o que lhe confere a capacidade de exercer valores constantes de força durante sua deformação por um longo período (BARWART, 1996). Esta característica é desejada em movimentos dentários, onde considera-se que uma força mais leve e constante seja fisiologicamente preferível (ANGOLKAR et al., 1992).

Angolkar et al. (1992) determinaram a degradação de forças de molas fechadas de aço inoxidável, de cobalto-cromo-níquel (Co-Cr-Ni) e de níquel-titânio (NiTi). Pode-se observar que as molas proporcionaram uma força inicial de 150 a 160g e, durante um período total de 28 dias, as molas foram mantidas em saliva artificial a 37°, com o intuito de simular o ambiente bucal, e tiveram a força aferida. Todas as molas apresentaram perda de força ao longo do tempo, sendo a maior perda ocorrida nas primeiras 24 horas.

Santos et al. (2007) compararam a perda de força de cadeias elastoméricas e molas fechadas de NiTi, mantidas por um período de 28 dias em saliva artificial. Avaliaram quatro diferentes marcas comerciais e observaram que ao final deste período as cadeias elastoméricas

apresentaram uma perda de força que variou de 37,4% a 71,6%, em contrapartida, as molas fechadas de NiTi perderam de 22,6% a 45,8% da força inicial. Devido a menor perda de força, as molas de NiTi mostraram ser mais adequadas para movimentação dental.

Embora a liga de NiTi tenha excelentes propriedades, as molas são submetidas a processos adicionais na sua fabricação que podem modificar suas propriedades mecânicas, além disso, as forças que incidem sobre elas possuem componentes de torção e tração junto às forças de dobramento (HAN, QUICK, 1993). Outro fator importante associado à degradação de forças, está relacionado ao meio, pois segundo Espinar-Escalona et al. (2013), a cavidade oral é um dos ambientes mais inóspitos do corpo humano. Sendo assim, arcos ortodônticos, bem como molas e braquetes estão sujeitos a variações de temperatura significantes, podendo variar de 5°C a 70°C (ESPINAR-ESCALONA et al., 2013) e variações de pH (NATRASS et al., 1998).

Natrass et al. (1998) avaliaram o efeito de 3 fatores ambientais comuns (água, coca-cola® e solução turmérica) e da temperatura (10°C, 22°C, 37°C) sobre molas fechadas de NiTi e cadeias elastoméricas. A força foi aferida semanalmente por um período de 4 semanas e o estudo mostrou que as cadeias elastoméricas foram afetadas por ambas as variações (pH e temperatura), sendo que a temperatura mostrou-se afetar mais as propriedades viscoelásticas, ao passo que a medida que a temperatura aumentou, maior foi a perda de força. As molas de NiTi foram minimamente afetadas pela temperatura e não foram afetadas pelo ambiente.

Espinar-Escalona et al. (2013) avaliaram os efeitos das variações de temperatura sobre as molas de NiTi e o comportamento da corrosão deste material. As molas foram mantidas em saliva artificial e divididas em 3 grupos: temperatura a 15°C, 27°C e 55°C. Algumas molas de cada grupo foram selecionadas para análise de corrosão por meio de um circuito aberto. Observou-se que uma temperatura de 18°C induziu um aumento na força da mola em 30%, entretanto quando a temperatura retornou para 37°C a força retornou aquela inicial. A uma temperatura de 15°C, a força da mola diminuiu em 46% quando comparada a força inicial. O potencial de corrosão diminuiu a medida que a temperatura aumentou.

Apesar da liga de NiTi ter melhorado as suas propriedades mecânicas, estas não necessariamente são acompanhadas de uma melhora da resistência à corrosão. A pobre resistência à corrosão pode não somente interferir na efetividade do tratamento, como também resultar em reações tóxicas e alérgicas devido a liberação de níquel (KASSAB, GOMES, 2013).

Segundo Espinar-Escalona et al. (2013), alguns estudos têm avaliado os efeitos de diferentes parâmetros sobre o comportamento da corrosão de arcos ortodônticos de NiTi,

entretanto poucos trabalhos têm investigado a degradação de ligas de NiTi com técnicas eletroquímicas em saliva artificial. Portanto, torna-se imprescindível a pesquisa do comportamento dessa liga em molas fechadas utilizadas na prática ortodôntica, esclarecendo as interferências da temperatura e da corrosão na degradação de força.

2 OBJETIVO

2.1. Objetivo Geral

Este estudo *in vitro* tem como objetivo avaliar o padrão de degradação de força das molas ortodônticas fechadas de NiTi de duas marcas comerciais diferentes esticadas de forma padrão e sob 3 diferentes temperaturas, a fim de buscar a eficiência das diferentes molas.

2.2. Objetivo Específico

Os objetivos específicos deste trabalho são, avaliar a progressão da degradação de forças sofrida por molas fechadas de NiTi em diferentes intervalos de tempo, comparando duas marcas comerciais e o efeito das diferentes temperaturas no processo de degradação das molas fechadas de NiTi, comparando duas marcas comerciais.

3 METODOLOGIA

3.1.Cálculo da Amostra e Grupos Experimentais

O cálculo de amostra baseou-se no estudo de Santos et al. (2007), que considerou uma diferença significativa entre as amostras de 12 ± 7 gf para a degradação de força, com nível de significância de 1% e poder do teste de 95%, em um teste de hipótese bicaudal, determinando o tamanho da amostra de no mínimo 12 espécimes por grupo.

As distribuições dos espécimes estão descritas na Tabela 1. Para o presente estudo determinou-se que os testes de degradação de força seriam realizados em 15 espécimes por grupo, segundo a temperatura do meio, para não diminuir o poder estatístico do estudo (Tabela 1), totalizando 90 molas fechadas de NiTi, 45 da marca Morelli® e 45 da Rocky Mountain® Orthodontics.

Tabela 1. Distribuição dos grupos experimentais para análise da degradação de força.

	N			
	Grupo I	Grupo II	Grupo III	
	T° 37°	T° 15°	T° 55°	N total
Mola de NiTi (Morelli®)	15	15	15	45
Mola de NiTi (Rocky Mountain® Orthodontics)	15	15	15	45

Fonte: Elaborado pela autora.

3.2. Delineamento do estudo

Foram utilizadas molas fechadas de NiTi (Morelli Ortodontia®, Sorocaba, SP, Brasil) de 3mm de comprimento, confeccionadas com um fio de níquel-titânio de 0,20 mm x 0,80 mm de diâmetro (luz da mola) com 7mm de comprimento. Também foram utilizadas as molas de NiTi (Rocky Mountain® Orthodontics, Denver, CO, USA) de 0,20mm x 0,80mm de diâmetro (luz da mola) com 9 mm de comprimento.

O estudo laboratorial para avaliar os efeitos da temperatura sobre as molas de NiTi foi conduzido em suportes padronizados de tubos de *polyvinyl chloride* (PVC), como sugerido por Pithon et al. (2013). Estes tubos foram perfurados nas extremidades para suportar ganchos para as molas. Após acomodação dos ganchos, separados horizontalmente por 3mm de distância, foi inserida resina acrílica quimicamente ativada dentro dos tubos para estabilidade e maior retenção dos mesmos. A distância de uma extremidade a outra foi de 14mm (LARRABEE et al., 2012; PITHON et al., 2013). As molas fechadas de NiTi foram distendidas 2 vezes o seu tamanho original (SANTOS et al, 2007).

Foi utilizado como meio líquido a saliva artificial comercial (Saliform, Fórmula e Ação, São Paulo, SP, Brasil), composto por: Cloreto de sódio: 0,067%; natrosol: 0,5%; benzoato de sódio: 0,05%; sorbitol líquido: 2,4% e água destilada: 96,983%. A temperatura de cada grupo experimental foi controlada por um termostato e um termômetro digital (Splolabor, São Paulo, Brasil).

No grupo controle (Grupo I), os espécimes foram mantidos em saliva artificial a 37°C \pm 1°C por 28 dias, a condição ideal para mimetizar as condições da cavidade bucal (LARRABEE et al., 2012; PITHON et al., 2013).

Para simular as alterações de temperatura da cavidade bucal, simulando a ingestão de alimentos e/ou bebidas quentes e/ou frios pelo paciente, os espécimes foram mantidos em duas diferentes temperaturas durante o período de imersão em saliva artificial. O Grupo II foi mantido durante todo o período do estudo a uma temperatura de 15°C e o Grupo III foi mantido a 55°C, para simular ingestão de alimentos ou líquido frios e quentes, respectivamente (ESPINAR-ESCALONA et al., 2013).

3.3. Análise da degradação de força

A força foi aferida durante o período experimental, por um examinador cego, por seis vezes, nos seguintes intervalos de tempo: inicial (0), 1, 7, 14, 21 e 28 dias. Estas medidas foram realizadas por meio de um dinamômetro digital (Instrutherm DD-300, São Paulo, Brasil) (LARRABEE et al., 2012), o qual foi previamente calibrado com a distância dos suportes, ou seja, 14mm.

Para medição das forças, os suportes contendo os espécimes foram retirados dos recipientes com saliva artificial. Imediatamente antes da medição, as molas foram retiradas dos respectivos suportes e colocadas no dinamômetro. O registro da força foi anotado em uma planilha e o espécime devolvido ao suporte. Depois que todos os grupos foram medidos, estes foram inseridos novamente nos recipientes e submersos totalmente em saliva artificial, a qual teve seu nível verificado diariamente.

Figura 1: Tubo de PVC com as molas numeradas



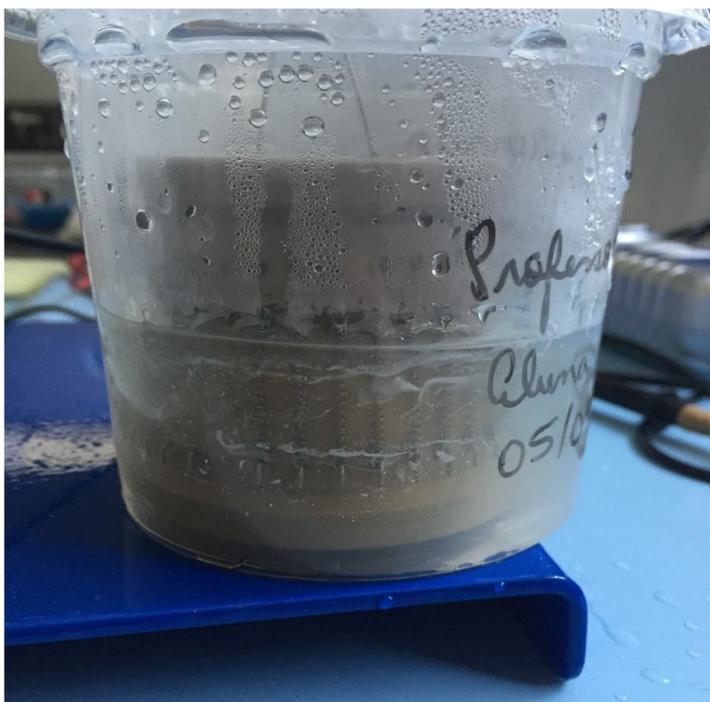
Fonte: Elaborado pela autora.

Figura 2: Dinamômetro para aferir a força.



Fonte: Elaborado pela autora.

Figura 3: Tubo PVC no meio líquido- saliva artificial.

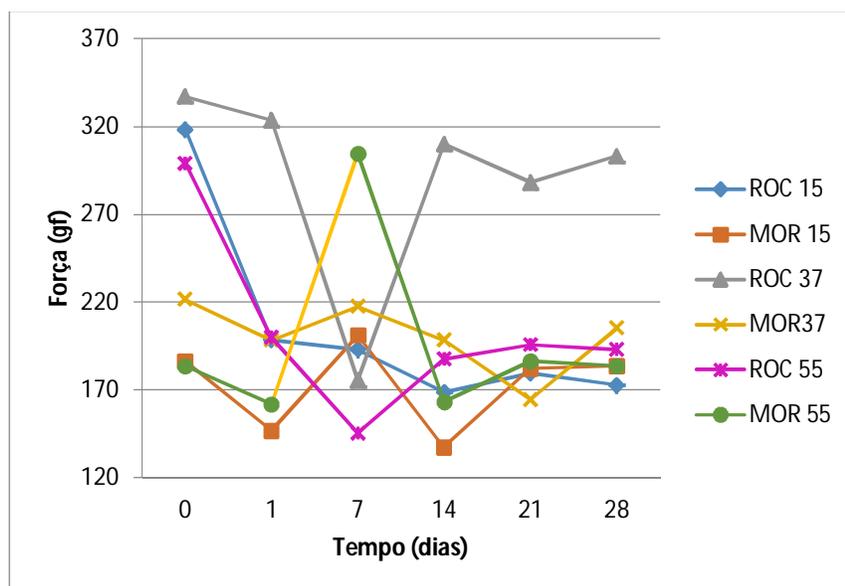


Fonte: Elaborado pela autora.

4 RESULTADOS

A análise da degradação de força ocorrida durante os períodos avaliados (0, 1, 7, 14, 21 e 28 dias) das molas de NiTi está representada no Gráfico 1 por MOR15, MOR37 e MOR55 (Morelli® 15°C, 37°C e 55°C, respectivamente), e ROC15, ROC37 e R55 (Rock Mountain® 15°C, 37°C e 55°C, respectivamente). Pôde-se observar que as molas da marca Rock Mountain®, independente da temperatura, obtiveram uma força inicial maior do que as molas da marca Morelli®. Entretanto, houve uma degradação mais acentuada da força das molas Rock Mountain®, com exceção de ROC37 que teve uma acentuada degradação de força no 7º dia do experimento, mas voltou a exercer força semelhante à força inicial no 28º dia.

As molas da marca Morelli® também sofreram degradação de força nas primeiras 24 horas. Após este período, ocorreram pequenas oscilações e ao final de 28 dias, todas as molas, independente de marca e temperatura apresentaram forças similares, com exceção de ROC37.



Fonte: Elaborado pela autora.

Gráfico 1- Análise da degradação de força (gf) das molas de NiTi dos Grupos ROC15, MOR15, ROC37, MOR37, ROC55 e MOR55 nos intervalos de tempo: dia 0, 1º dia, 7º dia, 14º dia, 21º dia e 28º dia.

As porcentagens de perda de força das molas dos diferentes grupos experimentais estão demonstradas na Tabela 2. A comparação estatística iniciou-se pela aplicação do teste de normalidade Shapiro-Wilk aos dados tabulados, onde se pode identificar alguns grupos experimentais com dados não-normais ($p < 0,05$). Diante disso, o teste estatístico elegível para comparação dos resultados de força foi o teste Kruskal-Wallis seguido de análise de Dunn, ambos ao nível de significância de 5% (Tabela 3).

Tabela 2. Porcentagem de força perdida pelas molas fechadas de NiTi das duas marcas avaliadas, segundo as temperaturas e os intervalos de tempo estudados.

Temperatura	Marca	1 dia (%)	7 dias(%)	14 dias (%)	21 dias(%)	28 dias (%)
15°C	ROC	37,8	26,2	47,1	43,6	45,8
	MOR	44,2	21,9	26,3	2,15	1,1
37°C	ROC	68,7	9,7	8,1	14,5	10,0
	MOR	10,5	12,8	10,5	25,8	7,36
55°C	ROC	31,0	39,4	35,2	32,4	33,4
	MOR	12,2	4,4	11,1	10,8	0

ROC= Rock Mountain®; MOR= Morelli®

Fonte: Elaborado pela autora.

Tabela 3. Média e Desvio Padrão dos valores de força (gf) das molas fechadas de NiTi das duas marcas avaliadas, segundo as temperaturas e os intervalos de tempo estudados.

Temperatura	Marca	Intervalos de tempo (dias)					
		Inicial (0)	1	7	14	21	28
		M±DP	M±DP	M±DP	M±DP	M±DP	M±DP
15°C	ROC	318,1±19,3 ^A BC	197,8±25, 4 ^{AB}	234,5±24, ,4 ^{AB}	168,2±27, ,5 ^A	179,4±40, 7 ^A	172,3±35,6 A
	MOR	185,5±7,1 ^{ADE}	103,4±29, 5 ^{ACDE}	144,7±21, ,4 ^{ACDE}	136,6±24, ,4 ^{BCD}	181,5±32, 5 ^B	183,5±34,6 ^B
37°C	ROC	336,5±18,3 ^{DF} G	105,1±18, 3 ^{BCFGH}	303,8±22, ,4 ^{CFGH}	309,0±17, ,3 ^{ABEF}	287,5±30, 5 ^{ABCDE}	302,8±19,3 ABCDE
	MOR	221,2±12,2 ^{BF}	197,8±17, 3 ^{DF}	192,7±12, ,2 ^{DF}	197,8±11, ,2 ^{CG}	164,1±15, 2 ^C	204,9±11,2 ^C
55°C	ROC	298,7±20,3 ^{EH}	199,8±33, 6 ^{EG}	175,3±14, ,2 ^{EG}	187,6±25, ,4 ^{DE}	195,7±24, 4 ^D	192,7±28,5 D
	MOR	183,5±0 ^{CGH}	161,1±15, 2 ^H	175,3±14, ,2 ^{BH}	163,1±18, ,3 ^{FG}	185,5±16, 3 ^E	183,5±13,2 ^E

M= Média; DP= Desvio padrão; ROC= Rock Mountain®; MOR= Morelli®. Letras iguais na vertical representam diferença estatisticamente significante, Kruskal-Wallis e Dunn ($p < 0,05$).

Fonte: Elaborado pela autora.

5 DISCUSSÃO

Antes de iniciar o experimento, no tempo Inicial (0) as molas de uma mesma marca comercial apresentaram valores padronizados, com ausência de diferenças estatísticas entre elas, justificando ainda mais as influências da temperatura e do tempo na degradação de força. No entanto, observa-se no tempo inicial que as molas Rock Mountain[®] apresentam aproximadamente o dobro dos valores de força das molas Morelli[®] (Tabela 3). A grande maioria dos grupos apresentou valores de força maiores somente no início do experimento com degradação de força ao longo dos 28 dias (Gráfico 1), com exceção do grupo de molas Rock Mountain[®] à 37°C, que apresentou resultados de força no 21º e 28º dias estatisticamente maiores do que todos os grupos (Tabela 3). Ao final dos 28 dias de experimento não houve diferença estatisticamente significativa entre os valores de força avaliados, independente da marca e da temperatura, com exceção novamente do grupo de molas Rock Mountain[®] à 37°C que mantiveram o valor mensurado.

Pithon *et al.* (2013) ao avaliarem a interferência de diferentes formulações de clorexidina na força de elásticos ortodônticos, constataram que durante as primeiras 24 horas, não foram notadas nenhuma diferença estatística, uma vez que os grupos apresentaram mínima variação de força nas primeiras 24 horas, ocorrendo diferenças estatísticas depois do 14º dia do experimento. No presente estudo, onde foram utilizadas molas de NiTi, já nas primeiras 24 h nota-se uma grande porcentagem de perda de força (Tabela 2). Para todos os grupos esta perda de força oscila durante o período de avaliação, mas a porcentagem de perda de força realmente expressiva aos 28 dias só é observada nas molas da Rock Mountain[®] mantidas a 15°C e 55°C, que perderam 45,8% e 33,4% da força, respectivamente. Os demais grupos, ao final do 28º dia, apresentaram baixa porcentagem de perda de força, sendo que a mola da Morelli[®] à 55°C apresentou 0% de degradação de força.

Porto (2009) avaliou, *in vitro*, as forças produzidas pelas molas fechadas de níquel-titânio de três marcas comerciais diferentes (American Orthodontics[®], TP orthodontics[®] e Morelli[®]) e cadeias elásticas de duas marcas disponíveis comercialmente (American Orthodontics[®] Memory Chain e Morelli[®] convencional) quando submetidas a distensões de 50% e 100% do comprimento inicial para verificar o comportamento destas forças ao longo do tempo. As forças foram aferidas em cinco intervalos de tempo: inicial, 3, 4, 6 e 9 semanas. Para tanto 240 molas fechadas de níquel-titânio e 80 segmentos de cadeias elásticas foram divididos em 16 grupos de acordo com o tipo de material, mola fechada de níquel-titânio ou cadeia elástica, marca comercial e distensão submetida. Para cada grupo 20 amostras foram

distendidas em 50% ou 100% do comprimento inicial e assim mantidas em placas de aço e imersas em solução de saliva artificial à temperatura constante de 37°C. As forças desenvolvidas pelas amostras foram aferidas através de um teste de tração realizado por uma máquina de ensaio mecânico Emic DL2000® à velocidade de 0,5mm/minuto. Os resultados evidenciaram que as molas fechadas de NiTi e cadeias elásticas distendidas 50% do comprimento inicial apresentaram força inicial entre 126,3 e 267,5 gf e entre 192,6 e 267,8 gf, respectivamente; ao final de 9 semanas a média de força ficou entre 131,7 e 263 gf para as molas fechadas e entre 123,7 e 141,3 gf para as cadeias elásticas. Na distensão de 100% do comprimento inicial a média de força inicial apresentada pelas molas fechadas de NiTi ficou entre 214,3 e 451,5 gf e para as cadeias elásticas entre 306,6 e 380,5 gf; após 9 semanas a média de força permaneceu entre 196,7 e 397,3 gf para as molas fechadas de NiTi e entre 179,4 e 189,3 gf para as cadeias elásticas. Os resultados indicaram que tanto as molas fechadas de níquel-titânio como as cadeias elásticas desenvolveram forças iniciais maiores e maior taxa de degradação da força ao longo do tempo quando distendidas 100% do comprimento inicial quando comparadas a distensão de 50%. As molas fechadas de NiTi apresentaram menores percentuais de degradação da força do que as cadeias elásticas nas duas distensões avaliadas.

No presente estudo, a distância de uma extremidade a outra da mola foi de 14mm, ou seja as molas fechadas de NiTi foram distendidas 2 vezes o seu tamanho original, demonstrando suficientemente a degradação de força ao longo do tempo. Além disso, os valores de força das molas fechadas de NiTi testadas no presente estudo variou entre 178,4 e 354,8 gf.

Outros trabalhos utilizaram distensões um pouco menores do que a utilizada no presente estudo. Momeni Danaei *et al.* (2013) analisaram o efeito da termociclagem e autoclavagem sobre a força gerada por molas de NiTi. Foram analisadas 14 molas fechadas de 9mm, as quais foram distendidas no máximo 12mm, tiveram a força aferida por uma máquina de teste universal (ZwickRoell Z 020; Ulm, Alemanha), a 25°C. Foi realizada termociclagem (1000 ciclos de 5 – 55°C) e autoclavagem (134°C, 32 PSI, 3 min) das molas e posteriormente a força novamente aferida. A força final das molas mostrou que a esterilização em autoclave aumenta os seus níveis de força, enquanto que a termociclagem os diminui. Embora tenha ocorrido essas alterações nos níveis de força, segundo os autores, elas não são clinicamente significativas, o que permite que o procedimento de esterilização possa ser utilizado na prática clínica.

Espinar-Escalona *et al.* (2013) verificaram o efeito das variações de temperatura sobre a força de molas fechadas e o comportamento de corrosão das mesmas. Foram analisadas 50 molas (GAC-Orthospain, ref 10-000-20), mantidas em saliva artificial, distendidas em 8mm, ou seja, 3,9 vezes o seu comprimento original. Durante o período de teste, as molas eram desativadas até atingirem 4mm de distensão, e a temperatura variava para 15°C ou 55°C, posteriormente, as molas eram novamente distendidas e voltavam para a temperatura de 37°C. A análise de força foi feita por meio de uma máquina de teste universal MTS-Adamel (100 N load cell) e a análise de corrosão seguiu de acordo com o ISO-Padrão 10993-15:2000. A força da mola aumentou em até 30% quando a temperatura foi elevada, em contraponto à situação de diminuição da temperatura, quando a força diminuiu. Essas mudanças de temperatura não modificaram o comportamento superelástico das molas.

6 CONCLUSÕES

No que concerne à força, a degradação inicial é mais marcante nas molas da marca Rock Mountain[®], embora também ocorra na marca Morelli[®]. Após o período de 24 horas, a força torna-se mais constante e atingindo patamares semelhantes para ambas as marcas testadas, independente da temperatura. Ao final dos 28 dias de experimento não houve diferença estatisticamente significante entre os valores de força avaliados, independente da marca e da temperatura, com exceção grupo de molas Rock Mountain[®] à 37°C.

REFERÊNCIAS

- ANDREASEN, G. F.; BISHARA, S. Comparison of alastik chains with elastics involved with intra-arch molar to molar forces. **Angle Orthodontics**. 1970; 40(3): 151-58.
- ANGOLKAR, P. V.; ARNOLD, J. V.; NANDA, R. S.; DUCANSON Jr, M. G. Force degradation of closed coil springs: An in vitro evaluation. **American Journal of Orthodontics Dentofac Orthop**. 1992; 102(2): 127-33.
- BARWART, O. The effect of temperature change on the load value of Japanese NiTi coil springs in the superelastic range. **American Journal Orthod Dentofac Orthop**. 1996; 110(5): 553-58.
- ESPINAR-ESCALONA, E.; LLAMAS-CARRERAS, J. M.; BARRERA-MORA, J. M.; ABALOS--LASBRUCCI, GIL-MUR, F. J. Effect of temperature on the orthodontic clinical applications of NiTi closed-coil springs. *Med Oral Cir Bucal*. 2013; 18(4): e721-4.
- HAN, S.; QUICK, D. C. Nickel-titanium spring properties in a simulated oral environment. *Angle Orthod*. 1993; 63(1): 67-72.
- HELLER, I. J.; NANDA, R. Affect of metabolic alteration of periodontal fibers on orthodontic tooth movement. An experimental study. **American Journal Orthodontist**. 1979; 75(3): 239-58.
- KASSAB, E. J.; GOMES, J. P. Assessment of nickel titanium and beta titanium corrosion resistance behavior in fluoride and chloride environments. **The Angle Orthodontist**. 2013; 83(5): 864-69.
- LARRABEE, T. M.; LIU, S. S. Y.; TORRES-GORENA, A.; SOTO-ROJAS, A.; ECKERT G. J.; STEWART, K. T. The effects of varying alcohol concentrations commonly found in mouth rinses on the force decay of elastomeric chain. **European Journal of Orthodontics**. 2012; 82(5): 894-99.
- MOMENI DANAEI, S.; OSHAGH, M.; KHOZAEI, A. Effect of Recycling and Autoclave Sterilization on the Unloading Forces of NiTi Closed-Coil Springs: An In vitro Study. **Journal of Dentistry Shiraz Univ Med Sci**. 2013;14(4):184-90.
- NATRASS, C.; IRELAND, A. J.; SHERRIFF, M. The effect of enviromental factors on elastomeric chain and nickel titanium coil springs. 1998; 20: 169-76.
- PITHON, M. M.; SANTANA, D. A.; SOUZA, K. H.; FARIAS, I. M. A. O. Does chlorhexidine in different formulations interfere with the force of orthodontic elastics? **The Angle Orthodontist**. 2013; 83(2): 313-18.
- PORTO, J. B. P. Avaliação in vitro das forças geradas por cadeias elásticas e molas fechadas de NiTi. Dissertação Mestrado – Faculdade de Odontologia, PósGraduação em Odontologia, Área de concentração em Ortodontia e Ortopedia Facial, PUCRS. Porto Alegre, 2009. 109 f.

SANTOS, A. C. S.; TORTOMANO, A.; NACCARATO, S. R. F.; DOMINGUEZ-RODRIGUEZ, G. C.; VIGORITO, J. W. An in vitro comparison of the force decay generated by different commercially available elastomeric chains and NiTi closed coil springs. **Braz Oral Res.** 2007; 21(1):51-7.

SANTOS, R. L.; PITHON, M. M.; ROMANOS, M. T. V. The influence of pH levels on mechanical and biological properties of nonlatex elastics. **The Angle Orthodontist.** 2012; 82(4): 709-14.

STOREY, E.; SMITH, R. Force in orthodontics and its relation to tooth movement. **Australian Dental Journal.** 1952; 56(1): 11-18.