

PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO RIO GRANDE DO SUL  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA  
MESTRADO EM ORTODONTIA E ORTOPEDIA FACIAL

**JANISE BIZARRO PEREIRA PORTO**

**AVALIAÇÃO *IN VITRO* DAS FORÇAS GERADAS POR  
CADEIAS ELÁSTICAS E MOLAS FECHADAS DE NiTi**

Porto Alegre  
2009

JANISE BIZARRO PEREIRA PORTO

**AVALIAÇÃO *IN VITRO* DAS FORÇAS GERADAS POR CADEIAS ELÁSTICAS E  
MOLAS FECHADAS DE NiTi**

Dissertação apresentada como parte dos requisitos para obtenção do grau de Mestre, pelo Programa de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia, área de concentração em Ortodontia e Ortopedia Facial, da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul.

Orientador: Prof. Dr. Eduardo Martinelli Santayana de Lima

Porto Alegre

2009

## **Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)**

P853a Porto, Janise Bizarro Pereira  
Avaliação in vitro das forças geradas por cadeias  
elásticas e molas fechadas de NiTi / Janise Bizarro Pereira  
Porto. – Porto Alegre, 2009.  
109 f.

Diss. (Mestrado) – Faculdade de Odontologia, Pós-  
Graduação em Odontologia, Área de concentração em  
Ortodontia e Ortopedia Facial, PUCRS.

Orientador: Prof. Dr. Eduardo Martinelli Santayana de  
Lima.

1. Maloclusão. 2. Retração (Odontologia). 3. Dentição.  
4. Resistência dos Materiais. I. Lima, Eduardo Martinelli  
Santayana de. II. Título.

CDD 617.643

**Bibliotecário Responsável**  
Ginamara Lima Jacques Pinto  
CRB 10/1204

## **DEDICATÓRIA**

*A meus amados pais Marcos (in memoriam) e Maria pela base sólida, que sempre me fez enfrentar a vida de frente, pelo incentivo e apoio incondicional durante toda a minha formação profissional; não medindo esforços para que meus objetivos fossem atingidos. Muito obrigada pelo amor, carinho e compreensão a mim sempre dedicados ao longo da vida. Obrigada também por aceitarem a privação da minha companhia durante o tempo de meus estudos.*

*A meus irmãos Gisele, Amaro e Eduardo que através da relação de amor, amizade e carinho ao longo da vida contribuíram para a minha formação pessoal e profissional.*

*A minha cunhada, Cristina, uma grande incentivadora profissional.*

*As minhas sobrinhas Juliana e Fernanda pelo amor e companheirismo que sempre rodearam as nossas vidas*

*Amo Vocês!*

## **AGRADECIMENTOS**

À Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul que juntamente com a CAPES possibilitaram a realização deste curso, contribuindo integralmente para a minha formação profissional.

À Profª Dra. Nilza Pereira da Costa e ao Prof. Dr. José Antonio Poli de Figueiredo que sempre dedicaram muito amor e seriedade ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia.

À Profª Dra. Luciane Macedo de Menezes, coordenadora do Mestrado em Ortodontia, que nunca mediu esforços para o crescimento profissional de todos os alunos, exemplo de disciplina e dedicação e uma das pessoas que me incentivou na realização deste curso.

Ao meu orientador Prof. Dr. Eduardo Martinelli Santayana de Lima por todo o seu apoio e incentivo no amadurecimento das minhas ideias e conhecimentos que me levaram a execução e conclusão deste trabalho. Obrigada pelas excelentes supervisões, dedicação e amizade ao longo deste curso.

À Profª Ma. Susana Maria Deon Rizzato, uma grande amiga e incentivadora profissional. Exemplo de humanidade e profissionalismo no trato com os pacientes e exemplo a seguir.

Ao Prof. Dr. Telmo Bandeira Berthold, que acompanhou e contribuiu grandemente para a minha formação profissional, sendo meu professor na graduação, especialização e no mestrado, muito obrigada também pela amizade ao longo destes anos.

Ao Prof. Dr. Ernani Menezes Marchioro, que durante esses dois anos contribuiu com seus conhecimentos e experiência clínica, mantendo sempre um clima de excelente convivência.

A Prof<sup>a</sup> Dra. Ana Maria Spohr, coordenadora do Laboratório de Materiais Dentários e ao Prof. Dr. Hugo Mitsuo Silva Oshima, que me orientou diretamente na realização desta pesquisa junto ao laboratório de Materiais Dentários.

Aos demais professores que fizeram parte desta jornada em sala de aula, muito obrigada pela dedicação e conhecimentos transmitidos.

Ao Amaro, meu irmão, que devido aos seus conhecimentos profissionais participou diretamente na elaboração da metodologia deste trabalho, muito obrigada pela paciência e pelo tempo dispendido, imprescindíveis para o andamento desta pesquisa.

Ao também meu irmão Eduardo, que mesmo a distância conseguiu contribuir com esclarecimentos imprescindíveis para o bom entendimento do trabalho.

A minha colega e amiga Elizabeth pela paciência e disposição em auxiliar na revisão deste trabalho.

Aos professores do meu curso de Especialização em Ortodontia, Prof. Me. Carlos Alberto Mundstock, Prof. Me. Enio José Barcellos Ferreira, um grande incentivador para que eu realizasse este curso de Mestrado, ao Prof. Dr. José Renato Prietsch e Prof. Dr. Telmo Bandeira Berthold, que me iniciaram na Ortodontia e sempre foram exemplos de dedicação e amor à profissão.

Aos meus colegas da X turma de Mestrado, André Weissheimer, Daniela Marchioro, Maurício Mezzomo, Patrícia Picolli e Stefan Cardon, muito obrigada pela troca de conhecimentos, pelo carinho e excelente convivência durante o curso, foi muito bom ter vocês ao meu lado durante estes dois anos.

Aos colegas da IX turma de Mestrado, Ana Maria, Ariadna, Carine, Maíra, Ricardo e Luciano e aos colegas da XI turma, Alexandra, Álvaro, Eleonora, Laércio, Mauro e Susiane, por todos os bons momentos que nos acompanharam durante este tempo.

Às colegas Perpétua e Fabiane, obrigada pela amizade e auxílio ao longo do curso, favorecendo o bom andamento das clínicas.

Aos meus colegas de Especialização, Adriano Boza, Adriano Fröner, Claudia, Gerson e Humberto, meus queridos amigos, que juntos iniciamos a nossa jornada profissional, mesmo a distância seguem em meu coração.

A minha colega e grande amiga Eleonora, presente em minha vida desde o início da minha escolha profissional, muito obrigada pelo carinho, amizade e incentivo durante todos estes anos.

Às minhas queridas amigas Letícia e Alexandra que sempre me apoiaram e entenderam a minha ausência em muitos momentos durante a realização deste curso.

A minha querida colega e amiga Silvia por toda a força, carinho e permanentes palavras de incentivo antes e durante a realização deste curso.

A todos os meus colegas de grupo de estudo, Álvaro Arteché, Álvaro Kulczynski (em memória), Carine, Cristina, Eleonora, Elizabeth, Fabiana, Felipe, Luciano, Paulo, Silvia, Stefan e Viviane, que ao longo dos anos vêm contribuindo em muito para o meu enriquecimento profissional, sem falar nos grandes laços de amizade que se estabeleceram.

A todos os funcionários da FOPUCRS que sempre mantinham as clínicas em ordem e que com disposição e bom humor atendiam as nossas solicitações.

Enfim, agradeço a todos que de alguma forma passaram pela minha vida e contribuíram para a formação de quem sou hoje.

E obrigada a Deus por ter a chance de ter todas estas pessoas ao meu lado.

## RESUMO

PORTO, Janise Bizarro Pereira. **Avaliação *in vitro* das forças geradas por cadeias elásticas e molas fechadas de NiTi.** Orientador: Prof. Dr. Eduardo Martinelli Santayana de Lima. Porto Alegre: PUCRS, Faculdade de Odontologia – Dissertação (Mestrado em Ortodontia e Ortopedia Facial), 2009.

O objetivo do presente estudo foi avaliar, *in vitro*, as forças produzidas pelas molas fechadas de níquel-titânio de três marcas comerciais diferentes (American Orthodontics<sup>®</sup>, TP orthodontics<sup>®</sup> e Morelli<sup>®</sup>) e cadeias elásticas de duas marcas disponíveis comercialmente (American Orthodontics<sup>®</sup> – *Memory Chain* e Morelli<sup>®</sup> – convencional) quando submetidas a distensões de 50% e 100% do comprimento inicial e 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<sup>®</sup> à velocidade de 0,5mm/minuto. Os resultados foram submetidos a testes estatísticos ANOVA e Tukey. 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.

**Palavras-chave:** Ortodontia. Biomecânica. Fechamento de Espaço Ortodôntico / métodos. Níquel. Titânio. Elastômeros / uso terapêutico.

## ABSTRACT

PORTO, Janise Bizarro Pereira. **An *in vitro* assessment of the strength generated by elastomeric chains and NiTi closed-coil springs.** Supervisor: Prof. Dr. Eduardo Martinelli Santayana de Lima. Porto Alegre: PUCRS, Faculdade de Odontologia – Dissertation (Master Science in Orthodontics and Facial Orthopedics), 2009.

The aim of this *in vitro* study was to access the strength produced by the nickel titanium closed-coil springs from three different commercial brands (American Orthodontics<sup>®</sup>, TP orthodontics<sup>®</sup> and Morelli<sup>®</sup>) as well as elastomeric chains from two brands available in the market (American Orthodontics<sup>®</sup> – Memory Chain e Morelli<sup>®</sup> – conventional) when submitted to 50% and 100% distensions from initial length and then check their strength behavior within time. Both strength values were measured within five intervals of initial 3, 4, 6 and 9 weeks. The sample included 240 nickel titanium closed-coil springs and 80 of the elastomeric chains segments were divided into 16 groups according to the type of material, either nickel titanium closed-coil spring or elastomeric chains, commercial brand and distension submitted. Each group had 20 samples, distended in 50% or 100% from initial length and were kept distended on steel plates immersed in artificial saline solution at the steady temperature of 37°C. The strength developed by the samples was assessed through a tension test carried out by a mechanic essay machine Emic DL2000<sup>®</sup> at a 0,5mm/minute speed. The results were submitted to statistical ANOVA and Tukey tests. The NiTi closed coil springs and elastomeric chains distended 50% of the initial length showed initial force between 126.3 and 267.5 gf and between 192.6 and 267.8 gf, respectively; in the end of nine weeks the average strength was between 131.7 and 263 gf for the NiTi closed coil springs and between 123.7 and 141.3 gf for elastomeric chains. Distension of 100% of initial length of the average initial force produced by the NiTi closed coil springs was between 214.3 and 451.5 gf and elastomeric chains between 306.6 and 380.5 gf, after nine weeks of average strength remained between 196.7 and 397.3 gf for the NiTi closed coil springs and between 179.4 and 189.3 gf for elastomeric chains. Such results indicated that either the nickel titanium closed-coil spring or the elastomeric chains developed bigger initial strength as well as bigger power of degradation when distended at 100% from initial length as compared to the 50% distention. The NiTi closed-coil springs presented smaller power degradation percentage than the elastomeric chains in both distentions assessed.

**Key words:** Orthodontics. Biomechanics. Orthodontic closed space / system. Nickel. Titanium. Elastomer / therapeutic use.

## LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS

ANOVA	Análise de Variância
cm <sup>2</sup>	Centímetro quadrado
<i>et al.</i>	Abreviatura de et alli = e outros
Hg	Mercúrio
g	Gramma
gf	gramas-força
Kg	Quilograma
mm	Milímetro
N	Newton
°C	Grau Celsius
=	Igual
®	Marca Registrada
%	Por cento
x	Vezez
NiTi	Níquel-Titânio
SS	<i>Stainless Steel</i> (aço inoxidável)
Co-Cr-Ni	Cobalto-cromo-níquel
p	Probabilidade de erro
°	Graus
”	Polegadas
Sem	Semana
EMF	Efeito memória de forma
CCC	Grade espacial de forma cúbica de corpo centrado
HC	Grade espacial de estrutura hexagonal compacta
TP/025	Grupo de molas fechadas de níquel-titânio da TP Orthodontics®

	confeccionadas com fio de espessura 0,25mm
TP/036	Grupo de molas fechadas de níquel-titânio da TP Orthodontics® confeccionadas com fio de espessura 0,36mm
Morelli/9	Grupo de molas fechadas de níquel-titânio da Morelli® com 9mm de comprimento
Amer/9	Grupo de molas fechadas de níquel-titânio da American Orthodontics® com 9mm de comprimento
Morelli/12	Grupo de molas fechadas de níquel-titânio da Morelli® com 12mm de comprimento
Amer/12	Grupo de molas fechadas de níquel-titânio da American Orthodontics® com 12mm de comprimento
Morelli/13	Grupo de cadeias elásticas da Morelli® com segmentos de 13mm de comprimento
Amer/13	Grupo de cadeias elásticas da American Orthodontics® com segmentos de 13mm de comprimento

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1	- Molas fechadas de níquel-titânio utilizadas no experimento da esquerda para a direita: Morelli/12, Morelli/9, Amer/12, Amer/9, TP/025, TP/036 (a). Cadeias elásticas utilizadas no experimento: <i>Memory Chain</i> (cinza curto - American Orthodontics®) e Convencional (cinza longo - Morelli®) (b). .....	57
Figura 2	- Segmentos de cadeias elásticas utilizadas no experimento: Morelli/13 (a) e Amer/13 (b). .....	58
Figura 3	- Placas de aço inoxidável sustentando as amostras. Grupos 1, 2, 3 e 4 (a). Grupos 5, 6, 7 e 8 (b). Grupos 9, 10, 11 e 12 (c). Grupos 13, 14, 15 e 16 (d). .....	60
Figura 4	- Ganchos pré-fabricados fixados à cadeia elástica e à mola de níquel-titânio. ....	61
Figura 5	- Gancho de aço pré-fabricado: elo menor inserido nos pinos do suporte e elo maior adaptado às extremidades das amostras.....	62
Figura 6	- Máquina de ensaio mecânico Emic DL2000®. ....	63
Figura 7	- Adaptadores de aço em forma de “U” inseridos na máquina com amostra já fixada. ....	64
Figura 8	- Gancho de aço pré-fabricado cujo elo maior foi fixado à amostra e inserido ao adaptador em forma de “U”.....	64
Figura 9	- Alicates com travas de aço, em número de 5 (a). Uma das travas de aço acoplada ao alicate delimitando a quantidade de distensão empregada à amostra (b). .....	65
Figura 10	- Placas de aço armazenadas no organizador plástico contendo saliva artificial. ....	66
Figura 11	- Estufa de cultura Fanem LTDA, São Paulo. ....	67
Figura 12	- Seqüência da 1ª aferição realizada com uma amostra do grupo 10 (Morelli/12/100%). Amostra passiva fixada aos adaptadores da máquina (a). Amostra distendida para aferição da força (b). Alicates de transferência acoplado ao adaptador a fim de remover a amostra da máquina (c). Alicates com a respectiva trava de aço transferindo a amostra	

	para a placa de armazenamento (d). .....	68
Figura 13	- Seqüência da 1ª aferição realizada com uma amostra do grupo 13 (Morelli/13/50%). Amostra passiva (a). Amostra distendida (b). Alicate de transferência acoplado ao adaptador a fim de remover a amostra da máquina (c). Alicate transferindo a amostra para a placa de armazenamento (d). .....	69

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1	– Médias, desvios-padrão (gf), Análise de Variância e Teste de Tukey comparando os grupos de molas fechadas de níquel-titânio e cadeias elásticas com 50% de distensão, nos tempos avaliados. ....	71
Tabela 2	– Percentual médio, desvio-padrão, Análise de Variância e Teste de Tukey comparando a variação da força nos diferentes intervalos de tempo dos grupos de molas fechadas e cadeias elásticas na distensão de 50% do comprimento inicial. ....	73
Tabela 3	– Médias, desvios-padrão (gf), Análise de Variância e Teste de Tukey comparando os grupos de molas fechadas de níquel-titânio e cadeias elásticas com 100% de distensão, nos tempos avaliados. ....	77
Tabela 4	– Percentual médio, desvio-padrão, Análise de Variância e Teste de Tukey comparando a variação da força nos diferentes intervalos de tempo dos grupos de molas fechadas e cadeias elásticas na distensão de 100% do comprimento inicial. ....	78

## LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1	- Médias e intervalos de confiança (95%) dos percentuais de variação da força em T2. ....	74
Gráfico 2	- Médias e intervalos de confiança (95%) dos percentuais de variação da força em T3. ....	74
Gráfico 3	- Médias e intervalos de confiança (95%) dos percentuais de variação da força em T4. ....	75
Gráfico 4	- Médias e intervalos de confiança (95%) dos percentuais de variação da força em T5. ....	75
Gráfico 5	- Médias e intervalos de confiança (95%) dos percentuais de variação da força em T2. ....	79
Gráfico 6	- Médias e intervalos de confiança (95%) dos percentuais de variação da força em T3. ....	79
Gráfico 7	- Médias e intervalos de confiança (95%) dos percentuais de variação da força em T4. ....	80
Gráfico 8	- Médias e intervalos de confiança (95%) dos percentuais de variação da força em T5. ....	80
Gráfico 9	- Média de força (gf) desenvolvida ao longo do tempo pelo grupo de molas TP/025. ....	82
Gráfico 10	- Média de força (gf) desenvolvida ao longo do tempo pelo grupo de molas TP/036. ....	82
Gráfico 11	- Média de força (gf) desenvolvida ao longo do tempo pelo grupo de molas Morelli/9. ....	83
Gráfico 12	- Média de força (gf) desenvolvida ao longo do tempo pelo grupo de molas Amer/9. ....	83
Gráfico 13	- Média de força (gf) desenvolvida ao longo do tempo pelo grupo de molas Morelli/12. ....	84
Gráfico 14	- Média de força (gf) desenvolvida ao longo do tempo pelo grupo de molas Amer/12. ....	84

Gráfico 15	- Média de força (gf) desenvolvida ao longo do tempo pelo grupo de cadeias elásticas Morelli/13. ....	85
Gráfico 16	- Média de força (gf) desenvolvida ao longo do tempo pelo grupo de cadeias elásticas Amer/13. ....	85
Gráfico 17	- Média de força (gf) desenvolvida pelas molas fechadas e cadeias elásticas ao longo do tempo, quando distendidas 50% do comprimento inicial. ....	86
Gráfico 18	- Média de força (gf) desenvolvida pelas molas fechadas e cadeias elásticas ao longo do tempo, quando distendidas 100% do comprimento inicial. ....	86

## LISTA DE QUADROS

Quadro I	– Características das molas fechadas de níquel-titânio utilizadas no experimento. ....	57
Quadro II	– Características das cadeias elásticas utilizadas no experimento. ....	59
Quadro III	– Distribuição dos grupos utilizados no experimento. ....	59

## SUMÁRIO

<b>1 Introdução</b> .....	<b>17</b>
<b>2 Revisão de literatura</b> .....	<b>20</b>
2.1 Movimentação ortodôntica .....	20
2.2 Força ótima para a movimentação ortodôntica .....	22
2.3 Elastômeros .....	25
2.4 Liberação e degradação da força das cadeias elastoméricas .....	29
2.5 Molas de níquel-titânio .....	38
2.6 Liberação e degradação da força das molas de níquel-titânio .....	45
2.7 Comparação entre a degradação da força das molas de níquel-titânio e produtos elastoméricos .....	49
<b>3 Proposição</b> .....	<b>55</b>
<b>4 Material e Método</b> .....	<b>56</b>
<b>5 Resultados</b> .....	<b>71</b>
5.1 Molas fechadas de níquel-titânio e cadeias elásticas distendidas 50% do comprimento inicial .....	71
5.2 Molas fechadas de níquel-titânio e cadeias elásticas distendidas 100% do comprimento inicial .....	77
5.3 Comportamento dos grupos de molas fechadas de níquel-titânio e cadeias elásticas distendidas 50% e 100% do comprimento inicial .....	82
<b>6 Discussão</b> .....	<b>87</b>
6.1 Análise das forças liberadas .....	90
6.2 Implicações clínicas e considerações finais .....	97
<b>7 Conclusão</b> .....	<b>101</b>
<b>Referências</b> .....	<b>103</b>
<b>Anexos</b> .....	<b>109</b>
Anexo 1 – Carta de aprovação da Comissão Científica e de Ética da Faculdade de Odontologia da PUCRS .....	109

## 1 INTRODUÇÃO

A obtenção de uma estética facial agradável é um dos objetivos do tratamento ortodôntico. Muitas vezes a exodontia de pré-molares, seguida da retração dos caninos para o fechamento de espaço, é indicada para a correção do apinhamento, redução da protrusão dentária e correção da relação sagital entre os arcos dentários (MARTINS JC et al., 2009).

A biomecânica ortodôntica utiliza uma variedade de sistemas de forças que tem como objetivo promover a movimentação dentária de forma mais fisiológica possível. Existe uma diversidade de sistemas de forças utilizados, incluindo as alças, utilizadas em arcos contínuos ou segmentados, os elásticos de látex intra-orais, os produtos elastoméricos, tais como cadeias elásticas e ligaduras elásticas individuais unidas a amarrilhos metálicos, as molas espirais abertas e fechadas, as molas de retração, incorporadas aos arcos, (VON FRAUNHOFER; COFFELT; ORBELL, 1992) aparelho extrabucal, magnetos (ANGOLKAR et al., 1992) e também as molas de NiTi (NIGHTINGALE; JONES, 2003).

As alças de fechamento podem causar algum dano à gengiva do paciente ou irritar a mucosa. Os magnetos são frequentemente muito caros e volumosos, sendo de difícil higiene (JOSELL; LEISS; REKOW, 1997). Já as cadeias elastoméricas são econômicas, de uso fácil, relativamente higiênicas, são confortáveis e não requerem a colaboração dos pacientes, além disso, apresentam a possibilidade de opção de cores, aumentando assim a sua aceitação pelo público (JEFFRIES; VON FRAUNHOFER, 1991; VON FRAUNHOFER; COFFELT; ORBELL, 1992; JOSELL; LEISS; REKOW, 1997).

Em função dessas vantagens, os elásticos em cadeia são os sistemas de força mais utilizados na clínica diária para o fechamento de espaços decorrente de extrações dentárias (MATTA; CHEVITARESE, 1998).

Os elásticos são usados em Ortodontia em função de que quando distendidos geram uma energia potencial elástica capaz de se transformar em energia mecânica que produz o movimento dentário. Uma das características desses elásticos é a incapacidade de desenvolver um nível de força contínuo por um longo período de tempo porque suas propriedades mecânicas modificam-se com o tempo como consequência do fenômeno da relaxação, podendo resultar numa força menos desejável para a condução do movimento dentário (WONG, 1976; KILLIANY; DUPLESSIS, 1985). Além disso, as cadeias elastoméricas absorvem saliva, mancham-se e deformam-se permanentemente depois de distendidas dentro da cavidade bucal (ANDREASEN; BISHARA, 1970), características estas decorrentes da influência da temperatura, da quantidade de distensão a que são submetidas e do PH salivar (MATTA; CHEVITARESE, 1997).

Portanto, as forças desenvolvidas pelas cadeias elásticas não são constantes e se degradam com o tempo (JOSELL; LEISS; REKOW, 1997). Para compensar a alta e rápida perda de força, acabam sendo utilizadas com uma carga inicial de força muito maior do que a desejável. Além disso, os pacientes devem comparecer ao consultório com alguma frequência a fim de trocar as cadeias elásticas para que a quantidade de força permaneça adequada (SONIS; VAN DER PLAS; GIANELLY, 1986).

Os módulos elásticos associados a amarrilhos metálicos são dispositivos simples, econômicos e confiáveis, além de serem de fácil higienização (DIXON et al., 2002). No entanto, os níveis de força gerados e o padrão de degradação destas forças, quando utilizados para o fechamento de espaços na mecânica de deslizamento, ainda não estão bem elucidados (MORESCA; VIGORITO, 2005).

As molas fechadas de níquel-titânio também têm sido utilizadas tanto para o tracionamento dentário como para o fechamento de espaços, associadas à mecânica de deslizamento, por promoverem uma liberação suave e constante de força durante o tempo de ativação (MANHARTSBERGER; SEIDENBUSCH, 1996; SAMUELS; PEAK, 1998). Duas propriedades únicas das ligas de níquel-titânio, a memória de forma e a superelasticidade,

fazem com que as molas fechadas exerçam a mesma força em uma extensão relativamente curta ou longa com um mínimo de deformação permanente (TRIPOLT et al., 1999). Assim a integridade dos tecidos periodontais é preservada e o movimento dentário ocorre mais eficientemente (SANTOS et al., 2006). No entanto, apesar de sua comprovada eficiência clínica (SAMUELS et al., 1993; NATTRASS; IRELAND; SHERRIFF, 1997; SAMUELS; RUDGE; MAIR, 1998; DIXON et al., 2002; NIGHTINGALE; JONES, 2003), ainda são dispositivos de custo elevado e, por vezes, promovem desconfortos aos pacientes devido ao seu volume e disposição que ocupam no vestíbulo bucal (VON FRAUNHOFER; COFFELT; ORBELL, 1992; NATTRASS; IRELAND; SHERRIFF, 1997) além de apresentarem certa dificuldade para limpeza (JOSELL; LEISS; REKOW, 1997). No entanto, as molas são relativamente fáceis de serem colocadas e não requerem a cooperação do paciente, favorecendo a ocorrência de um ótimo movimento dentário (SONIS, 1994).

Fatores como o custo benefício e o tempo de cadeira devem ser considerados na escolha do método de fechamento de espaço. As molas de níquel-titânio são a opção mais cara, mas apresentam vantagens como eficiência e são relativamente rápidas na hora de reativação. Os elásticos em cadeia são mais baratos, mas exige mais tempo para substituí-los a cada visita. O tempo de cadeira com as ligaduras ativas também é maior porque precisam ser substituídas a cada visita e o número de visitas necessário para a obtenção do mesmo fechamento de espaço é maior comparado com os outros métodos (DIXON et al., 2002).

O conhecimento sobre as alterações nas propriedades mecânicas das cadeias elásticas e das molas de níquel-titânio, quando estiradas, é de grande interesse para o emprego desses materiais, uma vez que poderão permanecer por um tempo relativamente longo na boca dos pacientes sendo extremamente desejável que durante esse intervalo continuem exercendo uma força adequada clinicamente (SOUZA et al., 2008).

A escolha correta do sistema de força para o fechamento de espaço e o conhecimento de suas características, assim como o monitoramento cuidadoso da quantidade de força liberada nos diferentes intervalos de tempo, são imprescindíveis para a realização segura e satisfatória do tratamento ortodôntico. Desse modo, o objetivo deste trabalho foi avaliar a tensão liberada pelas molas de níquel-titânio e cadeias elásticas e acompanhar o comportamento das mesmas em função do tempo e da quantidade de estiramento a que são submetidas.

## 2 REVISÃO DE LITERATURA

### 2.1 Movimentação Ortodôntica

A movimentação ortodôntica é obtida a partir da aplicação de forças biomecânicas, que são forças artificiais induzidas clinicamente, cuja energia provém principalmente de dispositivos mecânicos planejados como arcos, molas espirais e auxiliares, elásticos, parafusos e etc. Estas forças quando aplicadas na coroa de um dente produzem uma série de reações biológicas no ligamento periodontal que resultam no movimento do dente dentro do osso alveolar (PROFFIT, 1991).

O sistema de força ideal deve apresentar alguns critérios como: oferecer forças ótimas para o movimento dentário; ser confortável e higiênico ao paciente; requerer mínima manipulação por parte do operador e pequeno tempo de cadeira; exigir mínima colaboração por parte do paciente e ser econômico (SONIS; VAN DER PLAS; GIANELLY, 1986).

Além disso, também deve apresentar propriedades mecânicas que proporcionem forças leves e contínuas, preserve a integridade do ligamento periodontal e feche o espaço dentro de um pequeno período de tempo (CONSOLARO, 2005) e não cause danos nem ao dente nem às estruturas de suporte (NATTRASS; IRELAND; SHERRIFF, 1997).

O movimento ortodôntico, durante o fechamento de espaço, pode ser obtido através de duas mecânicas. A primeira, mecânica do arco segmentado, o dente se move através da ativação das alças do fio ortodôntico. A segunda, mecânica de deslizamento, envolve o movimento do bráquete através do arco, ou deslizamento do arco através dos bráquetes e tubo. A grande diferença entre os dois tipos de mecânica é a fricção. Uma vez que a mecânica

do arco segmentado não envolve fricção, esta é chamada de técnica livre de fricção (DRESCHER; BOURAUUEL; SCHUMACHER, 1989).

Segundo Proffit (1991), o movimento dental ortodôntico ótimo é produzido por uma força leve e contínua. O desafio ao planejar o uso de um aparelho ortodôntico é produzir um sistema de força com esta característica, ou seja, gerar forças que não são nem muito grandes nem muito variáveis ao longo do tempo. É particularmente importante que as forças leves não diminuam rapidamente, enfraquecendo-se devido à perda de elasticidade do material em si, ou em função de uma mudança na quantidade de força emitida decorrente da movimentação dentária. Tanto o comportamento dos materiais envolvidos no sistema de força quanto os fatores mecânicos na resposta dos dentes precisam ser considerados no desenho de um sistema de aparelho ortodôntico através do qual a mecanoterapia é sugerida.

A literatura ortodôntica é dominada pela teoria de pressão e tensão que considera que a reação tecidual se segue à movimentação mecânica do dente. Os ortodontistas, de modo geral, relatam que a zona de pressão é a zona de reabsorção e que a zona de tensão é de aposição. Pesquisas baseadas em análises de dentes de macaco, que são realizadas com diferentes níveis de força, demonstraram que a reabsorção direta pode ser uma resposta a níveis de força relativamente baixos. A reabsorção solapante, por outro lado, é um mecanismo reparador no sentido de remover o osso alveolar subjacente ao ligamento periodontal isquêmico. A lacuna do osteócito neste osso aparece vazia como um sinal da apoptose ou necrose do osteócito. Estudos atuais confirmam que as reações da parede alveolar podem ser causadas por mudanças na força que ocorrem durante vários tipos de carga e que a localização do centro de resistência depende não somente do relacionamento anatômico do dente, do ligamento periodontal, do osso circundante, mas também das diferenças na microanatomia nos diferentes níveis do alvéolo assim como da magnitude da força aplicada (MELSEN et al., 2007).

A microanatomia da parede alveolar indica que somente forças leves podem ser aplicadas para evitar a isquemia e necrose local. Acredita-se que a reabsorção direta é uma reação a níveis baixos de força e a reabsorção indireta a níveis altos de força (MELSEN et al., 2007).

Conforme as variações intra e interindividuais na anatomia das estruturas alveolares de suporte, as forças ortodônticas, com a mesma magnitude, podem gerar largas diferenças na

distribuição da carga e da força nos tecidos em diferentes indivíduos. As últimas pesquisas têm mostrado que áreas do osso alveolar carregadas com altas cargas de tensão são geralmente também carregadas com altas compressões simultaneamente. Isto significa que geralmente as forças ortodônticas podem criar áreas de tensão e compressão que não são facilmente demarcadas como descrita na teoria pressão-tensão. A densidade criada no local de uma força numa específica área do osso alveolar pode ser considerada uma interação entre ambos os componentes de tensão e compressão. Frequentemente os componentes de tensão e compressão atuam simultaneamente, tornando difícil encontrar áreas exclusivas de tensão e compressão (MELSEN et al., 2007).

## **2.2 Força Ótima para a Movimentação Ortodôntica**

Schwarz (1932 apud REN; MALTHA; KUIJPERS-JAGTMAN, 2003) desenvolveu o conceito de força ótima, concluindo ser tal força comparável à força que o sangue exerce nas paredes dos vasos da microcirculação, de 15 a 20 mmHg e correspondente a 20 a 26 g/cm<sup>2</sup> na superfície da raiz, devendo ser apenas moderadamente maior. Com essa intensidade, torna-se possível movimentar os dentes de tal maneira que o ligamento periodontal e o tecido ósseo alveolar consigam restabelecer sua normalidade e clinicamente o paciente tenha uma situação de dor e desconforto suportáveis.

Do ponto de vista clínico, força ótima é a que produz rápida taxa de movimento do dente sem o desconforto do paciente ou dano posterior no tecido (perda do osso alveolar e reabsorção radicular, em particular). Do ponto de vista histológico, força ótima é a que produz um nível de pressão no ligamento periodontal que basicamente mantém a vitalidade do tecido através de sua extensão e que inicia a resposta máxima celular (aposição e reabsorção). Portanto, forças ótimas produzem reabsorção direta do processo alveolar. Como forças ótimas não requerem período de tempo algum para reparo, aparentemente, tais forças podem ser obrigadas a agir continuamente (BURSTONE, 2002).

Em nível clínico o ortodontista é limitado à dentição e a mudanças ósseas ou sintomas do paciente, o que não implica que cuidadosa observação clínica não será útil na determinação das forças ótimas. Ausência de dor e mobilidade mínima após ajuste do aparelho são exemplos de respostas clínicas que sugerem níveis de pressão desejados no ligamento periodontal. Entretanto, é perigoso usar a taxa de movimento de um dente como o indicador de força ótima. A taxa é enganosa, uma vez que forças contínuas pesadas e leves têm

capacidade de mover dentes rapidamente. Estudos clínicos e histológicos em longo prazo são necessários para definir, minuciosamente, a natureza de uma força ótima (BURSTONE, 2002).

Uma força é definida como um vetor que tem uma magnitude e uma direção. A unidade correta usada para expressar as forças é o Newton (N). No entanto, na Ortodontia a força tem sido comumente expressa em gramas (g) (PINTO, 2006).

Em relação à quantidade de força necessária para o fechamento de espaços na mecânica de deslizamento, diferentes opiniões podem ser encontradas na literatura ortodôntica.

Através da realização de um trabalho, os autores Smith e Storey (1952 apud BOKAS; WOODS, 2006) observaram que as taxas máximas de movimento dentário, no caso de retração dos caninos, ocorriam com forças aproximadas de 150 a 250 gf, sem danos aos tecidos periodontais. Quando as forças aplicadas eram superiores a estes valores, havia uma pequena movimentação do canino e em contrapartida era visto uma movimentação considerável dos dentes de ancoragem.

Segundo REITAN (1957), para a obtenção de um rápido movimento dentário, as zonas hialinizadas devem ser evitadas ou terem as suas extensões reduzidas e isto é obtido através de forças leves e contínuas. Este autor recomendou forças de 150 a 250 gf nos estágios finais de retração do canino superior.

Foi sugerido que forças de aproximadamente 150 gf são forças fisiológicas, ideais para o movimento de corpo dos caninos (LEE, 1965).

Alguns autores consideram a força de 300 gf ideal para a retração de corpo do canino (HIXON et al., 1969).

Boester e Johnston (1974) investigaram a relação da quantidade de movimento dentário decorrente de forças entre 55 e 310 gf e relataram que uma força de 55 gf produzia uma retração de canino muito mais lenta quando comparada a uma força de 310 gf, no

entanto, não houve diferença significativa na quantidade de movimentação de canino quando foram usadas forças de 140, 225 e 310 gf.

Quinn e Yoshikawa (1985) sugeriram que a força de 100 a 200 gf é eficiente para a retração do canino.

De qualquer forma, existe geralmente um consenso de que as forças necessárias para alcançar o movimento dentário fisiológico com ótima resposta tecidual devem ser leves e contínuas (ANGOLKAR et al., 1992; BATY; VOLZ; VON FRAUNHOFER, 1994).

Após um extenso levantamento bibliográfico, foi verificado que os principais fatores que impossibilitam determinar o nível de força recomendado para uma ótima eficiência nos diferentes movimentos ortodônticos são: a impossibilidade de se calcular precisamente a distribuição de estresse no ligamento periodontal; a falta de controle nos movimentos dentários nos experimentos clínicos; e a grande variação individual em estudos clínicos, tanto em humanos quanto em animais. Mesmo utilizando-se níveis de força iguais, padronizados e constantes, o ritmo de movimentação dentária pode variar substancialmente entre os indivíduos e até no mesmo indivíduo. Deste modo, existe uma dificuldade na quantificação da força necessária para promover os movimentos dentários necessários no fechamento de espaços. No entanto, melhores resultados clínicos têm sido observados com forças variando entre 150 gf e 200 gf (REN; MALTHA; KUIJPERS-JAGTMAN, 2003).

A seleção adequada das forças a serem aplicadas para a movimentação dentária ortodôntica é essencial para a realização de um bom tratamento, devendo-se procurar manter a integridade do suprimento sanguíneo capilar do ligamento, para promover o máximo de reabsorções ósseas do tipo frontal, bem como evitar as áreas de hialinização ao redor do osso alveolar do lado de pressão. Deste modo, também podem ser evitados maiores desconfortos para os pacientes, tais como sensibilidade e dor, muito embora a relação entre magnitude de força aplicada e dor não seja muito clara. Evita-se também o desagradável e irreversível efeito atribuído à aplicação de forças excessivas, que são as reabsorções radiculares (NETO; CAETANO, 2004).

Bousquet, Tuesta e Flores-Mir (2006) decidiram utilizar em um estudo uma força média de 200 gf, baseado em recomendações de outros autores que utilizaram forças entre

100 e 250 gf para a retração dos caninos, a fim de evitar hialinização e reabsorção radicular. Verificaram que forças maiores que 300 gf restringem o suprimento sanguíneo e causam necrose. Forças leves reduzem o fluxo sanguíneo, mas também estimulam a reabsorção óssea que estimula o movimento dentário.

Portanto, baseado em pesquisas recentes, a existência de uma força de nível ótimo pode ser questionada. Não existe um relacionamento direto entre magnitude de força ortodôntica e quantidade de movimento dentário indicando que uma mudança no nível da força não resulta, necessariamente, em uma mudança na quantidade de movimento dentário. Não existe um consenso universal que considere que um determinado nível de força seja responsável por iniciar o movimento dentário. Um padrão universal de valores de forças ótimas parece ainda não existir (MELSEN et al., 2007).

Este fato é decorrência da Ortodontia ainda não dispor de recursos tecnológicos que permitam ao profissional mensurar, com um mínimo de precisão, a intensidade de força aplicada em uma determinada região da raiz dentária. A padronização se faz em cima da força exercida por um determinado aparelho como uma mola, mas não sobre uma determinada área da raiz. A aplicação de forças e sua uniformização dependem, e muito, da habilidade e treinamento do profissional. Pode ser afirmado que o conceito de força ótima ou ideal ainda é teórico e norteia princípios ortodônticos práticos, mas não é aplicável diretamente na ativação de aparelhos. Estudos mais recentes estão sendo orientados para correlacionar a magnitude e duração da força no movimento ortodôntico com o fluxo sanguíneo gengival, usando aparelhos do tipo “Laser Doppler” (CONSOLARO, 2005).

### **2.3 Elastômeros**

O termo elastômero se refere a materiais que possuem a característica de retornarem às suas dimensões originais após sofrerem deformações (BATY; STORIE; VON FRAUNHOFER, 1994).

A deformação pode ser tanto elástica quanto plástica ou uma combinação de ambas. Uma deformação elástica é reversível, desaparece quando a força é removida. Uma deformação plástica representa uma deformação permanente do material que nunca se recupera quando a força é removida (ANUSAVICE, 1998).

Provavelmente o primeiro material elástico ou elastômero conhecido foi a borracha natural utilizada por civilizações Maias e Incas. A matéria-prima dessas borrachas naturais era obtida da árvore *Hevea Brasiliensis* que pode ser encontrada na Amazônia. Porém, o uso destas borrachas era limitado devido às suas propriedades físicas de absorção de água e instabilidade térmica. Estes fatores desfavoráveis foram solucionados a partir de dois fatos importantes ocorridos no século XIX, os quais possibilitaram a resolução destes problemas e permitiram a criação da indústria da borracha. Primeiramente, em 1820, Thomas Hancock idealizou uma máquina que tornava a borracha mais macia e moldável. E, em 1839, com o advento da vulcanização, preconizado por Charles Goodyear, as propriedades físicas da borracha natural, em relação à sua resistência e capacidade elástica, foram melhoradas, fazendo com que a utilização deste material aumentasse consideravelmente (BATY; STORIE; VON FRAUNHOFER, 1994; MATTA; CHEVITARESE, 1998; MARTINS, MM et al., 2006 a; MARTINS, MM et al., 2006 b).

Com isto, a borracha natural transformou-se em um material mais elástico e mais estável termicamente, possibilitando a difusão do seu uso de maneira geral e, especificamente, na Ortodontia. Os primeiros ortodontistas que defenderam a utilização de elásticos de borracha natural (elásticos de látex) na prática ortodôntica foram Angle, Case e Backer (BATY; STORIE; VON FRAUNHOFER, 1994).

De acordo com o material de fabricação, existem dois tipos de elásticos ortodônticos: os de borracha e os sintéticos. Os elásticos de borracha ou látex são obtidos a partir da extração vegetal seguida por um processo de fabricação até a obtenção do produto final. Atualmente são muito utilizados como auxiliares em aparelhos extrabucais, máscaras faciais, além da aplicação como elásticos intermaxilares para correção da relação ântero-posterior, da linha média e da intercuspidação. Os elásticos sintéticos ou elastoméricos, também chamados de plásticos, são obtidos por meio de transformações químicas do carvão, petróleo e alguns álcoois vegetais (LORIATO; MACHADO; PACHECO, 2006). A composição interna destes materiais é determinada pelo nível de tecnologia empregada e pela qualidade das matérias-primas empregadas na manufatura do material (MARTINS, MM et al., 2006 a; MARTINS, MM et al., 2006 b).

Quimicamente os elastômeros são considerados polímeros. A origem grega da palavra explica sua estrutura, onde “poli” significa muitas e “meros”, partes. São substâncias

compostas por várias moléculas que se repetem formando uma cadeia à parte das unidades fundamentais, que são denominados monômeros. Estes polímeros são compostos por ligações primárias e secundárias com fraca atração molecular. Inicialmente o polímero apresenta um padrão espiral e quando este se deforma, devido à aplicação de uma força, as cadeias poliméricas se ordenam em uma estrutura linear com ligações cruzadas em alguns pontos ao longo das mesmas. A modificação do padrão espiral para linear ocorre devida às fracas ligações secundárias, enquanto a recuperação de sua estrutura inicial se deve às custas das ligações cruzadas. A deformação permanente só ocorre quando o polímero é distendido acima de seu limite elástico, promovendo a quebra das ligações cruzadas. O elastômero ideal seria aquele que, após ser distendido abaixo do seu limite elástico, retornaria à sua exata configuração inicial. Porém, sabe-se que esta situação é utópica, pois algumas cadeias poliméricas distendidas deslizam de modo irreversível umas sobre as outras e obtém-se um novo arranjo espacial (WONG, 1976; MATTA; CHEVITARESE, 1998; MARTINS, MM et al., 2006 a).

Os elastômeros foram introduzidos na década de 60 e desde então são partes integrantes da prática ortodôntica. Suas principais aplicações incluem o fechamento de espaços em geral, como os diastemas ou espaços provenientes de extrações dentárias, a retração de caninos, correção de giroversões e desvios de linha média e a fixação dos arcos aos bráquetes, como substituto das ligaduras metálicas (DE GENOVA et al., 1985; NIGHTINGALE; JONES, 2003; ARAUJO; URSI, 2006).

Os elastômeros poliuretanos mais utilizados em ortodontia são as ligaduras elásticas e os elásticos em cadeia, também conhecidos como módulos elásticos ou cadeias elastoméricas. São formados por tiras de elastômeros compostos pela união de vários elos. Apresentam-se em três configurações básicas, denominadas cadeias fechada, curta ou longa, também chamadas de curta, média e longa. Nas cadeias fechadas, os elos unem-se de modo contínuo uns aos outros, enquanto nas configurações curta e longa há presença de segmentos do mesmo material entre os elos, porém de diferentes comprimentos (MARTINS, MM et al., 2006 a; MARTINS, MM et al., 2006 b).

Estes materiais possuem algumas vantagens em relação aos demais sistemas de forças existentes. Além de serem de fácil aplicação, requerem pouco tempo de trabalho do profissional, geram forças leves, apresentam baixo custo, estão disponíveis em uma grande

variedade de cores, são confortáveis para o paciente e não necessitam da cooperação do mesmo (BATY; STORIE; VON FRAUNHOFER, 1994; JOSELL; LEISS; REKOW, 1997; MORESCA; VIGORITO, 2005).

No entanto, estes materiais apresentam deficiências. Uma das maiores consiste na sua inabilidade de manter uma força desenvolvida durante um determinado período de tempo. Observações clínicas constataram que os módulos elastoméricos, quando removidos do sistema, estavam permanentemente alongados e haviam sofrido deformação plástica. Esta deformação é relacionada à quantidade de tempo e de distensão a que estes materiais foram submetidos (WONG, 1976; ROCK; WILSON; FISHER, 1985; BATY; VOLZ; VON FRAUNHOFER, 1994).

Os efeitos da deformação plástica são manifestados pelo decréscimo na capacidade de liberação da força desses materiais elásticos. Tanto os elásticos quanto as cadeias elásticas sofrem deformação plástica quando são distendidos, sendo que a quantidade de deformação sofrida pelas cadeias elásticas é maior do que a sofrida pelos elásticos e quanto maior a distensão, maior será a deformação (BISHARA; ANDREASEN, 1970; MATTA; CHEVITARESE, 1998).

As alterações facilmente observadas no volume e na coloração dos elásticos usados no meio bucal são devidas ao preenchimento de espaços vazios da matriz por fluidos e restos bacterianos. Isto ocorre porque os elastômeros sintéticos, quando são distendidos e expostos ao ambiente oral, absorvem água e saliva sofrendo quebra de suas ligações internas, deformando-se permanentemente (ANDREASEN; BISHARA, 1970; WONG, 1976; ASH; NIKOLAI, 1978; DE GENOVA et al., 1985; BATY; STORIE; VON FRAUNHOFER, 1994). Os polímeros se decompõem quando expostos ao contato prolongado com a água, ácidos ou calor úmido (YOUNG; SANDRIK, 1979). Também apresentam rápida perda de força devido ao efeito de relaxação, resultando em perda gradual de sua efetividade.

O relaxamento, relaxação ou diminuição da tensão é definido como uma diminuição no valor da força transmitida além do tempo por um elemento mantido fixo, num estado de ativação constante de distensão. Se um elástico ortodôntico é distendido ou suportado entre dois pontos rígidos e a força induzida for monitorada, pode ser verificado que a magnitude da força encontrada será menor à medida que o tempo de ativação for maior. O padrão geral de

relaxamento destes materiais é que a representação da força versus o tempo é não linear com grande diminuição da força imediatamente após a distensão, sendo que a diminuição vai depender do material, da extensão da ativação e do período de ativação, horas ou dias (HOWARD; NIKOLAI, 1979).

Vários estudos com elásticos em cadeia demonstraram que estes elásticos não conseguem produzir níveis constantes de força por um longo período de tempo e que a maior perda de força ocorre nas primeiras horas. Após este período, a perda se apresenta de forma mais estável (ANDREASEN; BISHARA, 1970; WONG, 1976; ASH; NIKOLAI, 1978; DE GENOVA et al., 1985; BATY; STORIE; VON FRAUNHOFER, 1994).

Além disso, fatores como temperatura, composição enzimática e variação do pH salivar e forças mastigatórias também influenciam na deformação, na perda de força e no comportamento de relaxação das cadeias elastoméricas. Portanto, os elásticos sintéticos não podem ser considerados materiais elásticos ideais, uma vez que as suas propriedades mecânicas são influenciadas pelo tempo e pelo meio ambiente a que são submetidos (DE GENOVA et al., 1985; BATY; STORIE; VON FRAUNHOFER, 1994; ARAUJO; URSI, 2006).

#### **2.4 Liberação e Degradação da Força das Cadeias Elastoméricas**

Vários trabalhos demonstraram que os elásticos, quando testados em meio úmido, sofreram maior degradação de força ao longo do tempo do que quando testados em meio seco (ASH; NIKOLAI, 1978; HUGET; PATRICK; NUNEZ, 1990; STEVENSON; KUSY, 1994). A elevação da temperatura foi considerada um fator agravante na redução de carga gerada pelos elásticos (STEVENSON; KUSY, 1994; NATTRASS; IRELAND; SHERRIFF, 1998). Sendo assim, muitos estudos foram realizados em meio aquoso a 37°C, simulando as condições bucais (BISHARA; ANDREASEN, 1970; DE GENOVA et al., 1985; HUGET; PATRICK; NUNEZ, 1990; VON FRAUNHOFER; COFFELT; ORBELL, 1992).

Através de um trabalho *in vitro*, foram comparadas as forças exercidas pelos elásticos e cadeias elásticas. Foi observada uma diminuição da força em 10% para os elásticos e 45,3% para as cadeias elásticas na primeira hora; 17,2% e 54,7% após as primeiras 24 horas, para os elásticos e cadeias elásticas respectivamente. Ao final da primeira semana, os elásticos haviam perdido 21,9% da força enquanto que as cadeias elásticas perderam 60,5% da força

inicial. Ao final da terceira semana, a força remanescente nos elásticos foi de 74,9%, enquanto que nas cadeias elásticas permaneceram, em média, 32,5% da força. Segundo os autores não existe diferença quando os materiais são testados na saliva ou na água. Além disso, tanto os elásticos como as cadeias elásticas sofrem alterações na aparência ao final do seu uso. As cadeias elásticas tornam-se menos transparentes e os elásticos assumem uma coloração mais amarelada, ou seja, estes materiais absorvem água e pigmentos presentes na saliva. As alterações acontecem também nas propriedades dos materiais (BISHARA; ANDREASEN, 1970).

Andreasen e Bishara (1970), *in vitro*, verificaram que as cadeias elásticas apresentam uma maior deformação permanente em relação ao seu comprimento original, comparado aos elásticos. Eles observaram uma deformação permanente das cadeias elásticas em aproximadamente 50% do seu comprimento original após 24 horas, enquanto que os elásticos convencionais permaneceram deformados somente 23% no mesmo período. Além disso, foi constatado que ambos absorvem pigmentos quando em contato com a saliva, apresentam uma diminuição da força quando imersos em saliva ou água e que a maior parte da perda ou diminuição da força, tanto das cadeias elásticas como dos elásticos, ocorre nas primeiras 24 horas. Para compensar esta perda, os autores recomendam que as cadeias elásticas, quando colocadas em posição, sejam distendidas quatro vezes o seu comprimento original para compensar a larga força perdida nas primeiras 24 horas.

Uma vez que a rápida degradação de força dos elásticos também pode ocorrer devida à própria movimentação dentária, alguns autores ressaltaram a importância da simulação desta movimentação durante os testes de força com os elásticos.

Hershey e Reynolds (1975) compararam uma variedade de cadeias elásticas de diferentes fabricantes. Através de uma plataforma construída para o experimento, foi possível simular o movimento dentário de 0,25mm ou 0,50mm por semana. Os autores encontraram uma degradação da força maior que 50% durante as primeiras 24 horas em todos os módulos testados, tanto nos módulos que simularam o movimento dentário como nos módulos que se mantiveram inalterados na sua distensão. Após quatro semanas, a média de força remanescente foi de 40% da força inicial nas amostras que não simularam o movimento dentário e de um terço e um quarto da força inicial nas amostras com simulação do movimento de 0.25 mm/semana e 0.50 mm/semana, respectivamente. Mesmo com estes

resultados, segundo os autores, a degradação da força exibida pelos elásticos em cadeia indica que estes podem produzir uma força efetiva para o movimento dentário por um período de 4 a 6 semanas.

O procedimento de pré-estiramento dos elásticos em cadeia antes de sua aplicação clínica é um recurso mecânico utilizado para evitar uma queda brusca na força liberada pelo elástico após sua fixação nos elementos dentários a serem movimentados (WONG, 1976; YOUNG; SANDRIK, 1979; BATY; VOLZ; VON FRAUNHOFER, 1994; STEVENSON; KUSY, 1994).

Wong (1976) comparou elásticos em cadeia de duas marcas, mantidos distendidos em água a 37°C. Seu estudo sugeriu que a grande perda de força se dá nas primeiras 3 horas, e que a perda de força inicial nas primeiras 24 horas variou de 50% a 75%. Além disso, o material elastomérico, quando submetido ao procedimento de pré-distensão em um terço do seu comprimento, resultando numa pré-distensão das moléculas de polímero da cadeia, resultará num aumento da força do material.

Ash e Nikolai (1978) realizaram um estudo onde compararam a degradação da força das cadeias elásticas distendidas e estocadas em ar, água e *in vivo* e observaram que o ambiente oral exibe uma degradação da força significativamente maior após 30 minutos quando comparado às amostras deixadas em ambiente seco. Nenhuma diferença foi notada entre as cadeias mantidas na água e *in vivo* até uma semana. Entretanto, após três semanas as cadeias localizadas *in vivo* sofreram uma grande perda da força quando comparadas com aquelas estocadas na água, mas ambas ainda mantinham níveis de força maior do que 160 gf, que, de acordo com Storey e Smith (1952 apud ASH E NIKOLAI 1978), é efetiva para o movimento dentário. Segundo os autores, os efeitos da mastigação, da higiene oral, das enzimas salivares e das variações de temperatura que ocorrem dentro da cavidade oral influenciam no processo de degradação da força.

Quanto à coloração das cadeias elásticas, Ash e Nikolai (1978) concluíram que não existe diferença entre as cadeias transparente e cinza, no que se refere à degradação da força, tanto em estudo *in vivo* como *in vitro*.

Baty, Volz e Von Fraunhofer (1994) realizaram um estudo para investigar a capacidade e a estabilidade dimensional das cadeias elásticas coloridas. Quatro cores diferentes (Cinza, Rosa, Azul e Verde) de três fabricantes diferentes (Masel, Ormco, Unitek) foram estudadas, sendo que todas apresentavam a configuração de filamento curto. Todas as amostras foram submetidas a uma determinada distensão de tal forma que gerasse uma força de 150 e 300 gf. A força desenvolvida por cada cadeia foi testada em 0 (momento inicial da distensão), em 1, 4 e 24 horas e em 1, 2, e 3 semanas; e as amostras foram mantidas armazenadas a 37°C em ambiente seco, água destilada e saliva artificial. Foi constatado que a distensão necessária para desenvolver uma força de 150 ou 300 gf foi maior para todas as cadeias depois de 4 a 24 horas de exposição em água destilada e saliva artificial. Entretanto a distensão necessária para alcançar estas forças variou entre os fabricantes. Em geral as cadeias coloridas de um determinado fabricante apresentavam comportamento similar ao da cadeia cinza do mesmo fabricante. Todas as cadeias testadas apresentaram a capacidade de desenvolver força compatível com o movimento dentário depois de 3 semanas armazenadas em fluidos.

A tese de Williams e Von Fraunhofer (1990 apud Baty, Storie e Von Fraunhofer 1994), sugeriu que o material utilizado para colorir os elásticos em cadeia poderia promover alteração na quantidade de força inicial gerada e na capacidade do elástico em reter a força original.

Os trabalhos de Souza e Abrão (2003 e 2004 apud MARTINS; MM et al., 2006 b) não encontraram indícios de que a coloração dos elásticos pudesse interferir, de forma significativa, na força gerada inicialmente.

Brantley et al. (1979) sugeriram a pré-distensão das cadeias elásticas para que os ortodontistas obtivessem forças mais constantes no uso destes materiais.

Segundo Baty, Storie e Von Fraunhofer (1994) os benefícios da pré-distensão são pequenos e provavelmente sem significado clínico.

Foi realizado um trabalho onde foram testadas 13 cadeias elásticas encontradas comercialmente, a fim de avaliar a relação da força com o comprimento inicial das mesmas. As amostras apresentavam 2, 3 e 4 elos. Os resultados da investigação fizeram com que os

autores recomendassem distender de 50% a 75% do comprimento original das cadeias, independente do número de elos, a fim de desenvolver uma força aproximada de 300 gf (3N). Também foi constatado que os módulos elastoméricos sofreram uma degradação maior da força no ambiente bucal, de aproximadamente 50%, após quatro semanas. Segundo os autores esta maior degradação que ocorre nas cadeias elásticas após o seu uso na cavidade oral pode decorrer da diminuição da distensão devido ao movimento dentário, da degradação do produto elastomérico em função do stress mecânico e também da exposição ao ambiente oral (ROCK; WILSON; FISHER, 1986).

De Genova et al. (1985) citam um trabalho realizado por Brooks e Hershey (1976) no qual houve a ação da pré-distensão e aplicação de calor (simulando o consumo de bebidas quentes por parte do paciente) sobre as cadeias elásticas. Encontraram que a quantidade de degradação da força das cadeias elásticas é similar àquelas que não receberam calor e não foram pré-distendidas, embora a taxa de degradação tenha sido mais rápida quando é aplicado calor. Consequentemente, a pré-distensão das cadeias elásticas parece apresentar pequeno ou nenhum valor clínico.

De Genova et al (1985), entre outros objetivos, estudaram o efeito da variação térmica observada na cavidade bucal na degradação da força gerada por cadeias elásticas de três laboratórios diferentes (Ormco, Rocky Mountain<sup>®</sup> e TP<sup>®</sup>), realizando termociclagem entre 15° e 45°C em amostras imersas em saliva artificial. Surpreendentemente as amostras submetidas à termociclagem retiveram um percentual de força significativamente maior do que as amostras mantidas à temperatura constante de 37°C. A reunião dos resultados revelou que a média das forças remanescentes oscilou entre 42% e 61% após 02 semanas. Inclusive segundo os autores este ambiente é mais representativo do que ocorre na cavidade bucal.

Num segundo momento, foram comparadas as taxa de degradação das forças das cadeias elásticas termocicladas que mantiveram constante as suas distensões comparadas àquelas que simularam um movimento dentário de 0,25mm por semana. As amostras que foram submetidas à simulação do movimento retiveram de 9% a 13% menos força quando comparadas àquelas que tiveram distensão constante. Estes autores também relataram que as cadeias de intervalo curto, quando distendidas, geralmente exerciam valores maiores de força do que as cadeias elásticas que apresentaram intervalo longo (DE GENOVA et al., 1985).

Com o objetivo de avaliar a degradação da força resultante da relaxação ocorrida em diferentes materiais, foram testadas duas marcas de cadeias elásticas, American Orthodontics® *Plastic Chain* (elástico em cadeia convencional) e Rocky Mountain® *Energy Chain* (elástico em cadeia do tipo energizado). As amostras avaliadas *in vitro* foram estiradas o dobro dos seus comprimentos iniciais, imersas em saliva à temperatura corporal e mantidas desta forma durante várias semanas. A força inicial do *Energy Chain* era de aproximadamente 330 gf, enquanto que o da American Orthodontics® era de 375 gf. Além das forças iniciais, foram medidas também as forças exercidas nos períodos de 24 e 72 horas e semanalmente durante 8 semanas. Os resultados mostraram diferenças significativas entre os dois tipos de elástico com relação ao percentual da força em cada período de tempo avaliado. O elástico energizado manteve percentuais de forças mais elevados durante todo o experimento. Depois de estocadas as amostras em ambiente oral simulado por quatro semanas, o *Energy Chain* reteve 66% da força inicial enquanto que o elástico em cadeia da American Orthodontics possuía apenas 33% da sua força inicial (KILLIANY; DUPLESSIS, 1985).

A fim de comparar a diferença na degradação das forças das cadeias elásticas em ambientes distintos, Kuster, Ingervall e Burgin (1986) utilizaram cadeias elásticas de duas companhias diferentes, Alastic (Unitek Co.) e Power Chain II (Ormco Co.), armazenadas em ar e *in vivo*. As cadeias elásticas armazenadas em ar foram distendidas de 82% a 115% dos seus comprimentos originais e após quatro semanas mantiveram de 70% a 75% da sua força inicial. Já as cadeias elásticas, *in vivo*, com aproximadamente 100% de distensão, apresentaram em torno de 43% a 52% da sua força inicial após quatro semanas. Portanto houve um declínio maior da força durante o teste intra-oral quando comparado ao laboratorial.

As cadeias elastoméricas distendidas 50% do seu comprimento inicial perdem menos força do que quando distendidas a 100 ou 200% do seu comprimento. Esta degradação da força ocorre devido ao fenômeno de relaxação. Além disso, o longo tempo de permanência em água aumenta substancialmente a quantidade de degradação da força (HUGET; PATRICK; NUNEZ, 1990).

A desinfecção e esterilização das cadeias elastoméricas tornou-se um procedimento comum na prática ortodôntica. Neste sentido foi realizado um trabalho para avaliar a influência da solução alcalina nas propriedades destes elastômeros. Foram simulados os processos de desinfecção (30 minutos) e esterilização (10 horas e uma semana), com imersão

de amostras de elásticos em cadeia de seis fabricantes diferentes em solução de glutaraldeído. Os resultados indicaram que o uso da solução alcalina de glutaraldeído não produziu efeitos deletérios nas propriedades das cadeias elásticas, no que diz respeito ao uso clínico destes materiais, sendo então este produto indicado para desinfecção e/ou esterilização (JEFFRIES; VON FRAUNHOFER, 1991). Josell, Leiss e Rekow (1997) também sugerem a desinfecção ou esterilização das cadeias elásticas em solução de glutaraldeído.

Baseados em uma extensa revisão da literatura, Baty, Storie e Von Fraunhofer (1994) concluíram que as cadeias elastoméricas geralmente perdem de 50 a 70% da força inicial durante o primeiro dia e após três semanas retêm apenas de 30 a 40% da força original. Os autores também fizeram referência a um trabalho de Storie, Von Fraunhofer e Regennitter, 1992 onde foram investigadas a liberação inicial e a degradação da força de elásticos em cadeia na cor cinza e o elástico em cadeia que libera flúor (Ortho Arch). Foi encontrado que, embora este último apresente uma liberação de força inicial alta quando distendido em 100%, o elástico em cadeia cinza reteve 38% da sua força inicial enquanto que o que libera flúor apresentou somente 14% da força após uma semana quando armazenados em água destilada a 37°C. Após três semanas o elástico em cadeia que libera flúor mantinha somente 6% da sua força inicial não sendo suficiente para promover um eficiente movimento dentário.

Stevenson e Kusy (1994) através de um estudo avaliaram o efeito de várias condições ambientais sobre as propriedades mecânicas de três cadeias elastoméricas de base poliuretana com diferentes formulações químicas e processos de fabricação. Entre as variáveis estudadas, o aumento na temperatura do ambiente foi o que pareceu exercer significativa influência no mecanismo de degradação responsável pela deterioração das propriedades mecânicas dos elastômeros de poliuretano. A acidez e o conteúdo de oxigênio não tiveram efeitos significativos.

Foram avaliados sete tipos de elásticos plásticos em cadeia (Unitek – Cinza, cristal e pink; American orthodontics – cinza, cristal e o *Memory Chain* e Ortho Arch Company – cinza), quanto à liberação de força, quando distendidos 100% dos seus comprimentos originais e mantidos imersos em saliva artificial com pH 4,9 ou 7,2, durante 3 semanas. Este estudo foi realizado simulando a movimentação do canino para distal, sendo que as distensões das amostras foram diminuídas em 0,5mm/semana. Todos os tipos de elásticos usados no experimento desenvolveram forças iniciais excessivas para o movimento ortodôntico,

variando de 317 a 445 gf. Foi constatada considerável degradação das forças nas 4 horas iniciais de ativação. Ao final do experimento, a maior degradação foi verificada no tipo Unitek cristal, apresentando em torno de 26% da força inicial, enquanto que a menor degradação da força foi constatada com o tipo *American Memory Chain*, apresentando em torno de 46% a 48% da força inicial. Quanto a influência do pH da saliva na degradação de força, observaram-se diferenças estatisticamente significantes nos tipos *American Memory* e Unitek cinza, tendo ocorrido maior degradação no meio básico; no tipo Unitek pink a maior perda de força foi em meio ácido (MATTA; CHEVITARESE, 1997).

Segundo Josell, Leiss e Rekow (1997) um ambiente oral de pH básico (7,26) causa mais rápida degradação da força do que um ambiente ácido (4,95), portanto a fisiologia específica e a dieta do paciente são condições que podem influenciar o desenvolvimento das forças. Os autores avaliaram elásticos em cadeia das marcas *American Orthodontics*<sup>®</sup>, *Dentaurum*, *GAC*, *Ormco*, *Rocky Mountain*<sup>®</sup> e *TP Orthodontics*<sup>®</sup>. Verificaram que a maior queda na intensidade das forças liberadas ocorreu na primeira hora e que os níveis de degradação das forças, após 28 dias, variaram de 85% a 30% do valor liberado inicialmente, dependendo do grupo testado. Segundo os autores, a quantidade de degradação da força depende de um número de fatores, incluindo o material usado pelo fabricante, a adição ou não de coloração, a configuração da cadeia elástica (aberta ou fechada), a pré-distensão, pH da saliva do paciente e também tanto a técnica de estocagem como a técnica de esterilização do material.

Com o objetivo de verificar a influência de dois níveis distintos de pH agora na deformação plástica sofrida pelas cadeias elásticas, Matta e Chevitarese (1998) testaram sete tipos de elásticos em cadeia (Unitek – Cinza, cristal e pink; *American orthodontics* – cinza, cristal e o *Memory Chain* e *Ortho Arch Company* – cinza) distendidos 100% dos seus comprimentos iniciais e mantidos em saliva artificial com pH 4,9 ou 7,2. Após três semanas os resultados permitiram concluir que os elásticos do tipo *American Memory Chain* apresentaram a menor deformação permanente, com média de 54%, enquanto a maior foi verificada pelos elásticos do tipo Unitek cristal, sofrendo uma deformação média em torno de 76% do seu comprimento inicial. Com relação à influência do pH da saliva artificial na deformação sofrida pelos elásticos, não houve diferenças estatisticamente significativas, quando os elásticos foram mantidos em saliva com pH ácido ou básico.

Cardoso (2000) através de um estudo avaliou o percentual de degradação da força liberado por três tipos de cadeias elásticas das marcas American Orthodontics<sup>®</sup>, Unitek e Morelli<sup>®</sup>, quando submetidos ao procedimento de esterilização química em soluções de glutaraldeído das marcas *Cidex 28 Long Life e Anti-G Plus*. Foram encontradas diferenças significativas no percentual de degradação da força para os elásticos esterilizados, com as duas soluções avaliadas, sendo maior conforme o maior tempo de armazenamento das amostras em saliva artificial, sendo que a *Anti-G Plus* apresentou o maior percentual de degradação. Porém, os resultados demonstraram uma influência muito pequena dos procedimentos de esterilização química quando comparados aos demais fatores envolvidos no percentual de degradação das forças liberadas.

Uma pesquisa foi realizada com o objetivo de comparar as taxas de degradação da força de segmentos de cadeias elásticas de três tamanhos diferentes (três, cinco e sete elos) de um único fabricante, quando distendidas para liberar uma força inicial próxima a 200 gf. As amostras foram avaliadas num período inicial, quatro e 24 horas, uma e quatro semanas, após a ativação. Isto partiu da hipótese de que uma cadeia maior perderia menos força do que uma de menor tamanho quando fossem distendidas para desenvolver a mesma força inicial. Nos primeiros três intervalos de medições, os segmentos de três elos apresentaram as menores taxas de relaxação da força, enquanto que, ao final da quarta semana, os segmentos de sete elos apresentaram um percentual médio de degradação da força inicial menor que os segmentos de três e de cinco elos. Nos intervalos de oito horas, duas e três semanas, não foram observadas diferenças significativas estatisticamente entre os segmentos. Segundo os autores os fatores que influenciam na degradação da força incluem a quantidade de distensão inicial, o tempo de distensão, a incorporação de fluoretos e a temperatura do ambiente (NETO; CAETANO, 2004).

Conforme Eliades e Bourauel (2005), as ligaduras elásticas e as cadeias elastoméricas apresentaram um padrão de degradação da força caracterizado por uma diminuição de 50% dentro das primeiras 24 horas, constatado em estudos *in vitro*, e sugeriram que ocorra uma maior diminuição da força no ambiente intra-oral, uma vez que na cavidade oral as ligaduras são expostas à degradação enzimática e também a alterações de temperatura que contribuem para a diminuição da tensão, contribuindo para o envelhecimento *in vivo* destes materiais. De acordo com os autores, este padrão de envelhecimento é caracterizado pela calcificação de íons e proteínas absorvidos. Este efeito, associado a outros fatores inerentes da cavidade oral,

promove alterações nas características morfológicas, estruturais e nas propriedades mecânicas das ligas e polímeros ortodônticos.

Araújo e Ursi (2006) avaliaram, *in vitro*, cinco marcas comerciais de cadeias elásticas sintéticas (Morelli<sup>®</sup>, Ormco, GAC, TP<sup>®</sup> e Unitek) quanto à degradação da força em função do tempo, quando mantidos continuamente estirados em 20mm. A leitura da quantidade da força gerada pelos elásticos foi feita nos intervalos de meia hora, 1, 6, 12, 24 e 48 horas e 7, 14, 21 e 28 dias. Verificou-se uma redução na quantidade de força gerada pelos elásticos de 20,31% a 38,47% na primeira hora de testes e de 47,7% a 75,95% em 28 dias de estiramento constante. Com isto concluíram que todas as marcas comerciais estudadas sofreram significativa redução na quantidade da força liberada na primeira hora de ativação e que a média da força gerada em 21 e 28 dias de testes foi semelhante para todas as amostras pesquisadas.

Giollo (2007) realizou um estudo clínico com 15 pacientes submetidos a extrações de primeiros pré-molares superiores a fim de avaliar o fechamento de espaço na retração dos caninos superiores através de dois tipos de cadeias elásticas (“Memory Chain” e “Convencional”, ambos da American Orthodontics<sup>®</sup>). O objetivo do trabalho foi determinar a diferença média de movimento dentário e a perda de ancoragem dos primeiros molares permanentes. A retração dos caninos foi realizada com cadeia elástica “Convencional” na hemiarcada direita e “Memory Chain” na esquerda com força de 150 gf. A distalização dos caninos foi avaliada a cada três semanas, sendo que a avaliação da quantidade média de fechamento de espaços foi feita em quatro locais diferentes e a perda de ancoragem medida entre o primeiro molar permanente e o ponto mais medial da terceira ruga palatina nos modelos de gesso. Os resultados demonstraram maior movimentação com cadeias elásticas “Memory Chain” em uma das medidas de fechamento de espaço nas três primeiras semanas de tratamento, sendo que houve perda de ancoragem para ambos os elásticos sem diferença estatística entre eles.

## **2.5 Molas de Níquel-Titânio**

Quando um material aparentemente deformado plasticamente recupera total ou parcialmente sua forma quando aquecido em uma temperatura adequada diz-se que este material possui memória de forma. Apesar do efeito memória de forma (EMF) ter sido observado pela primeira vez nos anos 30, sua utilização comercial deve ser remetida ao início

dos anos 60, quando o pesquisador Willian F. Buehler, engenheiro metalúrgico, desenvolveu uma liga metálica com memória de forma de composição aproximadamente equiatômica de níquel e titânio. Esta liga foi denominada nitinol, em razão dos elementos químicos e em homenagem ao laboratório onde desenvolveu as pesquisas, *Naval Ordnance Laboratory* (NOL) em *Silver Spring Maryland*. Foi somente no final da década de 70 que o nitinol e outras ligas de NiTi com melhores propriedades, desenvolvidas por pesquisadores chineses e japoneses, começaram a se popularizar, especialmente nas áreas médicas e odontológica, como alternativas viáveis a outros materiais largamente utilizados, como o aço inoxidável (REIS, 2001; BURSTONE, 2002; CAMPISTA, 2005).

Em um metal os átomos do material se encontram em posições ordenadas e bem definidas em vez de se disporem aleatoriamente como em um gás ou em um sólido amorfo. Esta grade espacial onde cada átomo ocupa uma posição específica é chamada de rede cristalina. Numa liga de NiTi existem duas fases cristalinas presentes de acordo com a temperatura do material, que conferem particularidades mecânicas importantes para o uso ortodôntico, austenita e martensita (HIDALGO, 2007).

A grade espacial de forma cúbica de corpo centrado (CCC) indica a fase austenítica, que compreende a forma mais rígida da liga de NiTi. Em contra partida a estrutura cristalina hexagonal compacta (HC) representa a forma menos rígida da liga de NiTi, denominada de fase martensítica. Dependendo do processo de fabricação dos fios de NiTi, haverá um ou outro tipo de estrutura. Se o fio for trabalhado à frio formará uma liga de NiTi martensítica estável. Este fio não apresentará capacidade de mudança de configuração cristalina (transformação martensítica), e apresentará um comportamento gráfico semelhante aos fios trançados de baixo calibre de aço inoxidável. Este fio é também referido como NiTi trabalhado a frio, apresentando-se sempre como martensítico, por isso é chamada de M-NiTi. Esta modalidade de fios NiTi disponibilizou-se para comercialização nos anos 70, ou seja, foi a primeira liga de níquel-titânio, chamada nitinol. Os fios ortodônticos dos anos 90 certamente foram os fios de NiTi do grupo ativo (A-NiTi), superando os M-NiTi por oferecerem a singular vantagem da superelasticidade (GURGEL; RAMOS; KERR, 2001).

Existe atualmente duas outras ligas de NiTi disponíveis, uma liga austenítica ativa, superelástica, e uma liga martensítica ativa, termoativada (BRITTO et al., 2004).

A memória de forma e a superelasticidade das ligas de níquel-titânio resultam da mudança de fase austenítica ↔ martensítica que ocorre na sua rede cristalina, influenciada por variações na temperatura e/ou tensão a que a liga está submetida. Na liga austenítica ativa, ambas as fases martensítica e austenítica desempenham um importante papel durante sua deformação mecânica. A martensita representa a fase menos rígida, a austenita representa a fase de alta rigidez. Assim, sob carga, a liga austenítica ativa, apresenta uma rigidez que produz uma força por ativação três vezes a força da ativação da liga martensítica convencional. Este efeito é rápido e muda para um longo patamar de isotensão seguido de nova inclinação onde a rigidez se torna compatível ao do nitinol martensítico. A transformação de fase por indução de tensão ocorre quando a fase austenítica do fio se transforma para a fase martensítica. Após a desativação ocorre o inverso, a região linear associada com a fase martensítica da liga convencional passa a apresentar um patamar de isotensão onde a fase martensítica transforma-se gradualmente na fase austenítica. Quando esta transformação por tensão induzida é completada, a inclinação inicialmente associada com a fase austenítica acontece novamente. Devido ao retorno (“springback”) ser quase total, esta série de eventos clínicos é considerada elástica, apesar do fato do seu comportamento ser bastante não linear. A região do patamar de isotensão no descarregamento, na qual a martensita se transforma reversivelmente em austenita, mostra claramente o atributo chave dessa liga, chamado de pseudoelasticidade ou superelasticidade. Já a liga martensítica ativa exibe um EMF induzido termicamente (BRITTO et al., 2004).

Portanto, fios superelásticos de ligas de níquel-titânio exibem grandes deformações elásticas devido ao seu comportamento singular relacionado à transformação martensítica de sua microestrutura, desta forma permitindo ao ortodontista a aplicação de forças suaves e contínuas para a movimentação dentária (BRITTO et al., 2004).

A maior parte dos materiais metálicos pode ser deformada elasticamente em até 0,5%; ligas de NiTi, contudo, podem ser deformadas em até 8% ou 10% de seu comprimento inicial e ainda retornar completamente à sua forma original. Nestas ligas, a partir de certo grau percentual de deformação elástica, usualmente em torno de 2% segundo Miura (1986), a relação entre a tensão e a deformação não é mais linear e a força, em vez de aumentar à medida que o material se deforma, permanece praticamente constante (REIS, 2001).

As ligas de NiTi apresentam algumas características mecânicas como baixo módulo de elasticidade e habilidade de se deformar numa grande extensão sem deformação plástica permanente, sendo assim altamente resilientes. Fios com alta resiliência exercem maior trabalho durante a desativação (SCHNEEVOIGT et al., 1999).

O Módulo de Elasticidade (Módulo de Young ou Módulo Elástico) descreve a relativa rigidez de um material e compreende um valor obtido da razão da tensão pela deformação:  $ME = \text{Tensão/Deformação}$  (ANUSAVICE, 1998).

O Módulo de elasticidade é constante para cada liga, o que não é influenciado por trabalho de endurecimento ou tratamento térmico, depende apenas da natureza das ligações atômicas e, portanto, é uma propriedade do material e não do objeto. O níquel-titânio tem um baixo módulo de elasticidade, aproximadamente 0,26 do aço, portanto o aço é mais resistente a deflexão que o níquel-titânio (BURSTONE, 2002).

A resiliência refere-se a quantidade de energia necessária para deformar um material até o limite proporcional (JUNIOR, 1999).

O Limite proporcional é definido como a maior tensão que o material pode suportar sem alterar a lei da proporcionalidade (tensão/deformação). Abaixo deste limite não existiria, teoricamente, a deformação permanente e o corpo voltaria ao seu tamanho original se a força de tensão fosse removida. Acima deste limite inicia a deformação permanente até a ruptura do corpo (JUNIOR, 1999).

O limite elástico é definido como a tensão máxima que um material pode resistir, sem que haja deformação permanente (JUNIOR, 1999).

Limites elásticos e de proporcionalidade são geralmente considerados idênticos, embora seus valores experimentais possam diferir ligeiramente (ANUSAVICE, 1998).

Se o material for deformado por uma tensão a um ponto acima do limite de proporcionalidade e antes do ponto de fratura, a remoção da força aplicada irá reduzir a tensão a zero, porém a deformação não será reduzida a zero porque tornou-se permanente. Portanto,

o objeto não retornará à sua dimensão original após a remoção da força aplicada (ANUSAVICE, 1998).

A liga de níquel-titânio apresenta a propriedade de superelasticidade, isto significa que estes materiais são capazes de exercerem valores de força razoavelmente constantes numa ampla variação de deformação. Estes fios superelásticos também são utilizados para a fabricação de molas abertas e fechadas (BARWART, 1996).

Esta característica da superelasticidade é particularmente desejável por proporcionar uma força constante por longo período de tempo, que é considerada uma força fisiologicamente preferível para a realização do movimento dentário (MIURA et al., 1986; VON FRAUNHOFER; BONDS; JOHNSON, 1993).

Uma vez que as ligas de níquel-titânio apresentam estas propriedades desejáveis e superiores em fios, há razão suficiente para acreditar que propriedades similares podem ser obtidas com a liga quando fabricadas na forma de molas (MIURA et al., 1986).

A maioria dos estudos sobre NiTi focaram-se nos arcos. As molas diferem dos arcos por serem submetidas a processos adicionais na fabricação que podem afetar suas propriedades mecânicas. Outra diferença é que as forças aplicadas às molas incluem componentes de torção e tração em adição às forças de dobramento. Apesar disso, as propriedades de tensão/deformação dos arcos e molas de NiTi são similares (HAN; QUICK, 1993).

As molas espirais foram introduzidas para o movimento dentário em 1931. Elas podem ser divididas em dois grupos, com espirais abertas ou fechadas (BOSHART et al., 1990).

As molas são usadas nos aparelhos fixos como auxiliares para movimentar um dente ou um grupo de dentes. Inicialmente eram fabricadas com ligas de aço inoxidável ou de níquel-cromo-cobalto (VON FRAUNHOFER; BONDS; JOHNSON, 1993). O uso das ligas de níquel-titânio surgiu da necessidade de forças mais leves e constantes durante a desativação, por serem estas propriedades desejáveis para o movimento ortodôntico. Por volta de 1975 foram introduzidas as molas ortodônticas de níquel-titânio usadas para movimentar

os dentes com forças leves e desativação lenta (LANGERON; FILLEUL; VAN HUMBEECK, 2001).

Segundo Tripolt et al (1999) as molas confeccionadas com níquel-titânio tem sido recomendadas em função de apresentarem um mínimo de deformação permanente e a possibilidade de uma força mais constante durante o movimento.

Muitas variáveis afetam os níveis de força produzidos pelas molas, dentre elas o tipo de liga, o calibre ou espessura do fio, o tamanho do lúmen, o número total de espirais, a temperatura de transformação martensítica e o comprimento da mola (BOSHART et al., 1990; ANGOLKAR et al., 1992).

Segundo Eliades e Bourauel (2005) as forças desenvolvidas pelas molas superelásticas de NiTi podem ser substancialmente afetadas por pequenas mudanças na temperatura bucal.

As molas espirais abertas e fechadas da liga de níquel-titânio japonesa foram fabricadas da mesma liga que constituem os fios japoneses de níquel-titânio. Através dos testes de tensão e compressão ficou estabelecido que as ligas japonesas de níquel-titânio das molas espirais exibiam propriedades de superelasticidade e resiliência semelhantes às propriedades dos fios japoneses de níquel-titânio utilizados para confeccionar os arcos. Também foi constatado que a atividade superelástica pode ser efetivamente controlada por mudanças no diâmetro do fio, no tamanho do lúmen e na temperatura de transformação martensítica (MIURA et al., 1988).

Segundo os autores, aumentando o diâmetro do fio de níquel-titânio e mantendo constante o diâmetro do lúmen da mola, a quantidade de força é aumentada, mas o limite de superelasticidade é diminuído. Mantendo-se constante o diâmetro do fio e aumentando o diâmetro do lúmen, a força é diminuída e a superelasticidade é aumentada, com a elevação da temperatura da fase de transição a atividade superelástica é diminuída. Portanto, a mais importante característica da liga japonesa de níquel-titânio é a habilidade de exercer um longo limite de força leve e contínua (MIURA et al., 1988).

Assim, devido as suas propriedades únicas de memória de forma e módulo de elasticidade, as ligas de níquel-titânio têm atraído muitas considerações. Os fabricantes das

molares de níquel-titânio acreditam que estas produzem a força ideal para a movimentação dentária. No entanto, o método de fabricação exerce influência na qualidade destas molares, assim como nas suas propriedades mecânicas (ALAVI; YAGHCHIE, 2006).

A austenita e a martensita são fases com propriedades mecânicas diferentes e, portanto, de acordo com a quantidade de cada fase existente na liga também serão diferentes as propriedades mecânicas da liga. Isto quer dizer que fios de NiTi com mesmo diâmetro podem ter propriedades diferentes e mais adequadas a cada caso clínico, em função do tratamento termomecânico prévio realizado pelo fabricante (REIS, 2001).

Segundo o fabricante, as molares de níquel-titânio Morelli<sup>®</sup> oferecem forças leves e contínuas permitindo aumentar os intervalos das ativações. São excelentes dispositivos para obtenção de forças de tração ou compressão. As molares fechadas para tração apresentam extremidades preparadas para adaptação aos acessórios e estão disponíveis nos tamanhos 7, 9, 12 e 15mm de comprimento sendo confeccionadas com fio de espessura 0,25mm (.010'') (MORELLI ORTODONTIA).

As molares para tração de níquel-titânio Morelli<sup>®</sup> foram construídas para exercerem uma força média de 250 gf. Para que estas molares atuem neste nível de força é recomendado que as molares de 7, 9, 12 e 15mm sejam distendidas no intervalo de 10 a 15mm, 15 a 25mm, 25 a 35mm e 35 a 45mm, respectivamente (MORELLI ORTODONTIA).

As molares fechadas da TP Orthodontics<sup>®</sup> Brasil se apresentam, segundo o fabricante, no comprimento de 3mm, sendo classificadas como leve, confeccionadas com fio 0,25mm (.010''), média, confeccionadas com fio 0,31mm (.012'') e pesada confeccionadas com fio 0,36mm (.014''). Estas molares foram preparadas para exercerem as forças médias de 150 gf, 200 gf e 250 gf, respectivamente (TP ORTHODONTICS BRASIL).

A American Orthodontics<sup>®</sup> fornece molares fechadas de níquel-titânio com 9 e 12mm de comprimento, sendo ambas confeccionadas com fio de espessura 0,25mm (.010''). Segundo o fabricante, as molares exercem forças entre 200 e 300 gf (AMERICAN ORTHODONTICS).

## 2.6 Liberação e Degradação da Força das Molas de Níquel-Titânio

Foi realizado um estudo *in vitro* para determinar a degradação da força de molas fechadas confeccionadas com ligas de aço inoxidável (SS), cobalto-cromo-níquel (Co-Cr-Ni) e níquel-titânio (NiTi), distendidas para gerar um valor de força inicial de 150 a 160 gf. As molas foram divididas em dois grupos. No grupo I foram incluídas as molas de SS, Co-Cr-Ni e NiTi, todas com 0.010 x 0.030 polegadas e 12 mm de comprimento. O grupo II foi composto por molas de SS, Co-Cr-Ni e NiTi, todas com 0.010 x 0.036 polegadas e 6 mm de comprimento. Foi registrada a força inicial, 4 e 24 horas, 3, 7, 14, 21 e 28 dias após. Durante este tempo, as molas foram mantidas distendidas e imersas em solução de saliva artificial a 37°C. Os autores concluíram que todas as molas apresentaram uma degradação de força com o tempo. A maior perda de força ocorreu nas primeiras 24 horas com a maioria das molas. As molas de SS e de Co-Cr-Ni mostraram uma relativa perda de força maior no grupo I quando comparadas as molas NiTi do mesmo grupo. As molas NiTi do grupo II apresentaram uma degradação de força maior que as de SS e Co-Cr-Ni do mesmo grupo. A menor degradação de força foi apresentada pelas molas NiTi do primeiro grupo. Em geral as molas espirais apresentaram de 8 a 20% de redução da força ao final dos 28 dias o que é relativamente baixo quando comparado à perda de força apresentada pelos elásticos de látex e pelos módulos elásticos sintéticos (ANGOLKAR et al., 1992).

Von Fraunhofer, Bonds e Johnson (1993) realizaram um trabalho onde foram comparadas as forças desenvolvidas por molas abertas e fechadas de NiTi e aço inoxidável durante a desativação. As molas abertas foram submetidas ao teste de compressão (de 15 mm para 6 mm) e as molas fechadas foram submetidas ao teste de tração (de 3 mm para 9 mm). Os resultados mostraram que as molas fechadas produziram forças leves e contínuas de 75 a 90 gf no espaço de 6 mm de tração, enquanto que as molas abertas produziram forças de 55 a 70 gf no espaço de 9 mm de compressão. Concluíram que as molas de NiTi promovem forças constantes num espaço de 7 mm com uma única ativação. Já as molas de aço desenvolvem uma força inicial elevada que rapidamente diminui com a movimentação dentária, necessitando muitas ativações para um movimento dentário equivalente ao obtido com as molas superelásticas.

Foi realizado um estudo para avaliar o comportamento de molas espirais fechadas em relação à carga e deflexão e máxima força gerada de diferentes tipos e marcas comerciais (GAC, Lancer, Masel, Ortho Arch, Ortho Organizers, TP®). Os autores concluíram que, de

todos os produtos testados, somente as molas da marca GAC exibiram a característica do fio superelástico. Afirmaram também, através do estudo, que os chamados produtos superelásticos são na realidade somente molas que desenvolvem um baixo nível de força (MELSEN et al., 1994).

Foram testadas molas abertas e fechadas de níquel-titânio, através de um aparelho desenvolvido especialmente para determinar a força empregada, da Sentalloy GAC, Central Islip NY, nas classificações: branca – 50 gf, azul – 100 gf, amarela – 150 gf, vermelha – 200 gf. De acordo com o fabricante, as molas fechadas, com comprimento inicial de 3 mm, poderiam ser distendidas até 15mm sem sofrer deformação permanente, além disso, a força indicada seria mantida nesta distensão de 12 mm. As molas fechadas foram submetidas ao teste de tração e as abertas ao teste de compressão. As molas foram avaliadas por um período de quatro semanas. Foi verificado que a força sugerida pelo fabricante só poderia ser obtida dentro de alguns limites, sendo que, para atingir a força proposta, a ativação deveria ser reduzida, além disso, houve diminuição da força gerada pela mola entre a primeira e segunda avaliação. (MANHARTSBERGER; SEIDENBUSCH, 1996).

Segundo Miura et al. (1986) as molas e fios Japoneses de NiTi exibem propriedades superelásticas similares, sendo que as molas exercem uma força leve e contínua numa grande amplitude de ativação.

De acordo com Barwart (1996) o valor de carga constante só pode ser mantido numa temperatura também constante, acontece que a temperatura dentro da cavidade bucal varia conforme o consumo de alimentos ou líquidos mais frios ou mais quentes. Em função disto, o autor realizou um estudo a fim de investigar o efeito da mudança de temperatura sobre as forças desenvolvidas pelas molas de NiTi e de aço. As molas fechadas Japonesas de NiTi foram aquecidas e resfriadas numa variação de temperatura entre 20° e 50°C, numa extensão constante, a cada quatro minutos. Durante este procedimento, a força foi sendo continuamente registrada. Todas as molas examinadas demonstraram um aumento na carga quando a temperatura foi elevada, e uma diminuição quando a temperatura foi reduzida, sendo que as diferenças nos valores das cargas foram mais pronunciadas nas molas de NiTi do que nas de aço. Estes resultados demonstraram que as mudanças na temperatura podem ter importância significativa nas forças desenvolvidas pelas molas superelásticas de NiTi. Portanto, a superelasticidade ocorre em temperaturas específicas.

A fim de avaliar os efeitos dos fatores ambientais nas alterações da força exercida pelas molas de NiTi, foram utilizadas água, refrigerante de cola e solução turmerica (cúrcuma, também conhecida como açafrão da Índia, ingrediente básico no curry e na mostarda), em diferentes temperaturas, 10°C, 22°C e 37°C. As molas foram mantidas distendidas durante todo o período do teste e as forças foram aferidas na máquina de teste Instron no momento da ativação, após 30 e 60 segundos, 15, 30 e 60 minutos, após 24 horas e 7 dias. Foi estabelecido um grupo controle, não exposto às condições experimentais e mantidos a 22°C, sendo realizadas medidas semanais durante 4 semanas. Os resultados evidenciaram que as molas foram minimamente afetadas pela temperatura, havendo um pequeno aumento da força com o aumento da temperatura. Além disso, os autores ressaltaram para o fato de que as molas não sofrem o problema do dano estético sofrido pelas cadeias elastoméricas, principalmente com alimentos condimentados, além dos efeitos da degradação quando submetidas a altas temperaturas (NATTRASS; IRELAND; SHERRIFF, 1998).

Tripolt et al. (1999) estudaram as forças das molas fechadas de NiTi ativadas 15 mm da marca GAC do tipo pesado (200 gf), médio (150 gf) e leve (100 gf) em temperaturas que variaram de 15° a 60°C, em função das variações de temperatura que ocorrem na cavidade bucal quando da ingestão de alimentos ou líquidos. Os autores verificaram que as molas espirais superelásticas são extremamente sensíveis à temperatura e, portanto, produzem variações de forças de acordo com a temperatura a que são expostas. Entretanto, quando as molas de NiTi são utilizadas em temperatura próxima à corporal, apresentam uma curva de superelasticidade típica. A força gerada também varia em virtude da quantidade de ativação. Em pequenas ativações a superelasticidade não se manifestou, portanto níveis de força menos constantes podem ser esperados. Pequenas diferenças de magnitude de força foram encontradas entre as molas pesadas e médias. As molas leves exerceram forças próximas às descritas pelo fabricante. Os autores concluíram que é muito difícil empregar a magnitude de força desejada em função da quantidade de variáveis envolvidas como quantidade de ativação, variação na temperatura de transição entre os diferentes fabricantes e variações de temperatura na cavidade oral.

Schneevoigt et al. (1999) estudaram as características das forças desenvolvidas pelas molas abertas de NiTi de 7 marcas comerciais diferentes submetidas ao teste de compressão. As molas foram comprimidas o máximo possível e liberadas, sendo as mensurações da força realizadas nas temperaturas de 27°C, 37°C e 47°C. Além disso, três corpos de prova de cada

marca de três lotes diferentes foram analisados a fim de determinar a possível influência do processo de fabricação em um dado lote. O efeito de esterilização também foi testado, submetendo uma mola de cada marca a autoclavagem por cinco vezes (6 minutos a 134°C). Segundo os autores, a variação na temperatura tem forte influência nas propriedades mecânicas. O aumento na temperatura ocasionou o aumento na força liberada pelos corpos de prova. As molas estudadas apresentaram comportamento constante dentro de um certo lote, porém foram encontradas diferenças de um lote para outro com alto nível de significância, houve diferença de 18% na força entre os lotes. Não foi observada influência da esterilização no comportamento da força das molas. Concluíram que forças constantes podem ser geradas por materiais superelásticos se a temperatura também for constante.

Um estudo *in vitro* foi realizado com o objetivo de comparar a força gerada por molas fechadas de NiTi de diferentes marcas comerciais e determinar o padrão de degradação desta força ao longo do tempo. Para isto foram avaliadas 40 molas fechadas de NiTi divididas em quatro grupos de acordo com a marca comercial (Morelli<sup>®</sup>, Abzil<sup>®</sup>, TP Orthodontics<sup>®</sup> e American Orthodontics<sup>®</sup>). As molas foram distendidas até o dobro do seu comprimento original, sendo que as molas da TP Orthodontics<sup>®</sup> tinham inicialmente 3 mm e as demais 12 mm de comprimento. As amostras foram mantidas distendidas e imersas em solução de saliva artificial a 37°C. Uma máquina de ensaio foi utilizada para aferir a força inicial e em intervalos de 1, 24 e 96 horas e 7, 14, 21 e 28 dias. Os resultados indicaram que a força média gerada inicialmente foi de 196,08 gf para a American Orthodontics<sup>®</sup>, 208,48 gf para a TP Orthodontics<sup>®</sup>, 216 gf para a Abzil<sup>®</sup> e 223,18 gf para a Morelli<sup>®</sup>. Nos intervalos seguintes, foi constatado um decréscimo gradativo dos níveis de força. Ao final do experimento, foi observada uma diferença significativa apenas entre American Orthodontics<sup>®</sup>, que apresentou a menor taxa de degradação da força e TP Orthodontics<sup>®</sup>, que apresentou a maior taxa. Mesmo com as variações encontradas, os autores recomendaram as molas fechadas de NiTi estudadas como dispositivo para realizarem uma eficiente movimentação dentária (SANTOS et al., 2006).

Numa pesquisa laboratorial, foram testados três tipos de molas fechadas de níquel-titânio (leve, média e pesada) de três fabricantes diferentes (GAC, RMO<sup>®</sup>, 3M). Foram utilizadas 10 molas para cada grupo totalizando 90 molas. O comprimento inicial foi de 9 mm e as molas foram distendidas 12 mm. Os autores encontraram que as molas do tipo médio das marcas GAC e 3M eram recomendadas para a movimentação dos caninos por produzirem

forças próximas a 150 e 200 gf. As molas fechadas de níquel-titânio apresentaram um bom comportamento, mas foi sugerido que a quantidade de força necessária para cada movimento deveria ser considerada individualmente, isto porque algumas molas desenvolveram forças diferentes, estando indicadas para outros movimentos (ALAVI; YAGHCHIE, 2006).

## **2.7 Comparação entre a Degradação da Força das Molas de Níquel-Titânio e Produtos Elastoméricos**

A partir dos estudos apresentados, foi constatado que as cadeias elásticas fabricadas com poliuretano têm demonstrado uma grande perda de força inicial nas primeiras vinte e quatro horas, aproximadamente em torno de 50-75%, sendo incapazes de aplicar uma força leve e contínua por um longo período de tempo (ANDREASEN; BISHARA, 1970; HERSHEY; REYNOLDS, 1975; WONG, 1976; DE GENOVA et al., 1985; ELIADES; BOURAUUEL, 2005).

Em contrapartida, as molas fechadas superelásticas de níquel-titânio são resistentes à deformação permanente e produzem forças relativamente constantes durante a desativação (MIURA et al., 1986; MIURA et al., 1988; VON FRAUNHOFER; BONDS; JOHNSON, 1993; BARWART, 1996; TRIPOLT et al., 1999; LANGERON; FILLEUL; VAN HUMBECK, 2001). No entanto, as forças estão sujeitas a variações, dependendo da fabricação e da variação de temperatura da cavidade oral (MIURA et al., 1988; BOSHART et al., 1990; ANGOLKAR et al., 1992; SCHNEEVOIGT et al., 1999; TRIPOLT et al., 1999; ELIADES; BOURAUUEL, 2005).

Muitos estudos comparativos, laboratoriais e clínicos, têm comprovado a eficácia das molas fechadas de NiTi frente a outros dispositivos como as molas fechadas convencionais de aço inoxidável e os produtos elastoméricos.

Num destes estudos foram testadas, para o fechamento de espaços após a extração de pré-molares, as molas fechadas de níquel-titânio de força média de 150 gf (GAC) e os módulos elásticos (Unitek). O módulo elástico foi aplicado num quadrante e a mola adaptada no outro quadrante do mesmo arco dentário. Foi utilizada a mecânica de deslizamento com um arco de aço inoxidável 0.019" x 0.025" em bráquetes pré-ajustados 0.022" x 0.028". Os seis dentes anteriores foram retraídos contra o 2º pré-molar e o 1º molar. O módulo elástico foi ativado estendendo-se de 2 a 3mm, até o dobro do seu diâmetro, gerando uma força inicial

medida clinicamente de 400 a 500 gf. Os módulos elásticos foram trocados três vezes com intervalos de seis semanas, aproximadamente. Já as molas foram mantidas no local durante as reconsultas. Foram realizadas moldagens para a confecção de modelos de gesso, a fim de medir a quantidade de fechamento de espaço entre as consultas. Os autores concluíram que a força leve e contínua das molas de níquel-titânio é biologicamente mais aceitável do que as forças pesadas e intermitentes dos módulos elásticos e que, em virtude da rápida diminuição da força destes, há uma perda de ação dos mesmos. Portanto, segundo os autores, as molas foram hábeis em promover o fechamento de espaço mais rapidamente, quando comparadas aos módulos elásticos. Além disso, não encontraram diferenças quanto à quantidade de resíduo acumulado resultante da alimentação entre os dois sistemas. Os pacientes não relataram desconforto e o tempo de cadeira exigido foi menor com a presença das molas do que aquele requerido pelos módulos elásticos (SAMUELS et al., 1993).

As alterações, *in vitro*, das propriedades mecânicas das molas de NiTi, aço inoxidável e cadeias elásticas foram pesquisadas por Han e Quick (1993). As molas foram alongadas duas vezes o comprimento inicial e mantidas em saliva artificial a 37°C por 2, 4 e 6 semanas. As molas de níquel-titânio foram altamente resistentes à degradação da força e as molas de aço tornaram-se ligeiramente mais complacentes para a distensão. Os elásticos exibiram a maior diminuição da força. Os autores acrescentaram que, para um completo entendimento das propriedades mecânicas destes materiais, sob condições clínicas, seria aconselhável incluir simulação da mastigação e da movimentação dentária.

A fim de avaliar o fechamento de espaço após a extração de pré-molar, foram comparados dois sistemas de forças: mola de níquel-titânio e elástico convencional. Cinquenta espaços de extrações no grupo experimental foram fechados com molas de níquel-titânio, Sentalloy com força de 150 gf e cinquenta quadrantes do grupo controle receberam elásticos 3/16, fixados aos ganchos do canino e molar, com força de 180 gf. Os pacientes foram instruídos a mudarem o elástico diariamente. Foi utilizada uma mecânica de arco de aço contínuo .016" x .022". Os resultados indicaram que as molas de NiTi produziram um movimento duas vezes mais rápido que os elásticos. Isto aconteceu em função da habilidade das molas de manterem um nível de força relativamente constante comparado aos elásticos e pela eliminação do fator colaboração com o uso das molas (SONIS, 1994).

Samuels, Rudge e Mair (1998) avaliaram o fechamento de espaço após extrações de pré-molares em 18 pacientes com molas fechadas de níquel-titânio leve (100 gf) num quadrante e pesada (200 gf) no outro. A cada consulta foram realizadas moldagens para a confecção de modelos de gesso, a fim de avaliar o fechamento de espaço. Os autores relacionaram os resultados deste estudo com os resultados de um estudo anterior, já citado, datado de 1993. No estudo anterior foram comparadas as molas fechadas de níquel-titânio de 150 gf com os módulos elásticos e foi verificado que as molas produziram um fechamento de espaço mais eficiente. De acordo com os dois estudos, a média de fechamento de espaço foi de 0,76 mm/mês para o módulo elástico, 0,64 mm/mês para a mola leve de 100 gf, 1,04 mm/mês para a mola média de 150 gf e 0,96 mm/mês para a mola pesada de 200 gf. As molas média e pesada fecharam o espaço mais rapidamente do que o módulo elástico e a mola leve. Não houve diferença estatisticamente significativa na quantidade de fechamento de espaço entre as molas fechadas média e pesada. Foi sugerido pelos autores que as diferentes taxas de fechamento de espaço promovidas pelas molas leve e média poderiam ser aplicadas para fechar quantidade de espaço diferente em ambos os lados de um mesmo arco.

Através de um estudo clínico, foram comparadas as médias de fechamento de espaço, após a extração de pré-molares, produzidas por três sistemas diferentes: as ligaduras ativas (que constaram de um módulo elástico associado a um fio de ligadura), as cadeias elásticas e as molas de níquel-titânio. Dez pacientes, num total de 40 quadrantes, receberam as cadeias elásticas, doze pacientes, 48 quadrantes, receberam os amarrilhos ativos e onze pacientes, 44 quadrantes, as molas de níquel-titânio. Os amarrilhos ativos e as cadeias elásticas foram substituídos a cada reconsulta, as molas não foram substituídas, mas foram reativadas. A distribuição do sistema de fechamento de espaço em cada paciente foi aleatória. Foram confeccionados modelos de gesso no início do fechamento (T0) e 4 meses após (T1). O espaço presente nos quatro quadrantes foi medido em T0 e T1, a partir dos quais foi calculada a taxa de fechamento de espaço por mês e no período total de quatro meses. De acordo com os resultados, a média mensal de fechamento de espaço foi de 0,35mm para a ligadura ativa, 0,58mm para a cadeia elástica e 0,81mm para as molas de níquel-titânio (200 gf), sendo esta estatisticamente significativa. De acordo com os autores, as molas de níquel-titânio proporcionam um fechamento de espaço mais rápido, sendo considerado o sistema de escolha. No entanto, consideraram as cadeias elásticas como uma opção de tratamento mais barata e também efetiva (DIXON et al., 2002).

Nightingale e Jones (2003) investigaram a retenção da força e a quantidade de fechamento de espaço obtida com as cadeias elásticas (de intervalo médio) e molas de níquel-titânio com 9 mm de comprimento. A amostra contou com 22 pacientes submetidos a extrações de pré-molares, sendo que 15 receberam molas em um quadrante e cadeia elástica em outro para o fechamento de espaço. Os outros 7 pacientes receberam apenas cadeias elásticas. A média de força inicial foi 209 gf. Foram confeccionados modelos de gesso antes do início do tratamento e a cada reconsulta, com a finalidade de medir a quantidade de fechamento de espaço. As cadeias elásticas foram substituídas a cada consulta (em torno de 4 ou 6 semanas), já as molas foram somente reativadas. A média mensal de fechamento de espaço foi de 0,84 mm com a cadeia elástica e de 1,04 mm com a mola de níquel-titânio, sendo que a diferença não foi estatisticamente significativa. Os resultados indicaram uma melhor retenção da força com o uso das cadeias elásticas, quando comparadas com estudos anteriores, e que as forças de grande intensidade, geradas inicialmente, resultaram em maior perda de força. Além disso, as molas de níquel-titânio forneceram forças variáveis mesmo quando distendidas igualmente. Segundo os autores, este não foi um resultado esperado uma vez que o níquel-titânio tem sido valorizado por apresentar um comportamento mais confiável e seguro do que as cadeias elásticas. Concluíram ainda que as cadeias elásticas permaneceram ativas por um período substancial, não havendo a necessidade de retorno ao consultório a cada 04 semanas para substituí-las; e as molas de níquel-titânio não exerceram forças contínuas, sugerindo que a aplicação inicial da força ultrapassou as propriedades superelásticas destas molas.

Um estudo clínico com 12 pacientes que foram submetidos a extrações dentárias foi desenvolvido com o objetivo de comparar as forças geradas pelas molas fechadas de NiTi e pelas cadeias elásticas durante a realização do movimento de retração dos caninos. Também foi avaliada a perda de ancoragem do molar. Nesta pesquisa foram utilizadas molas fechadas Nitinol 3M/Unitek e cadeias elastoméricas Alastik 3M/Unitek. Ambos os sistemas desenvolveram força inicial de 200 gf e eram reativados a cada 4 semanas para continuarem gerando este mesmo padrão de força. O fechamento de espaço foi avaliado através de modelos de gesso obtidos a cada reconsulta. Os resultados demonstraram que o fechamento de espaço com as molas de NiTi foi de 1,85 mm/mês, apenas 0,17 mm/mês maior do que o obtido com as cadeias elásticas, que foi de 1,68 mm/mês. Com isto os autores concluíram que a quantidade de fechamento de espaço foi similar, tanto com o uso das molas como das cadeias elásticas, desde que reativadas a cada 4 semanas (BOKAS; WOODS, 2006).

Pinto (2006) realizou um trabalho clínico cujo objetivo foi avaliar o fechamento dos espaços na retração dos caninos permanentes superiores com dois métodos distintos, cadeias elásticas (“Memory Chain”, intervalo curto, da American Orthodontics<sup>®</sup>) e molas fechadas de níquel-titânio (TP Orthodontics<sup>®</sup>), ambos desenvolvendo força inicial de 150 gf. A amostra constituiu-se de 15 pacientes portadores de maloclusão de Classe II divisão 1<sup>a</sup> de Angle, onde 5 utilizaram aparelho extrabucal e 10 pacientes foram submetidos a extração de primeiros pré-molares superiores. A retração dos caninos superiores foi realizada com cadeias elásticas na hemiarcada direita e com molas de níquel-titânio na esquerda. Os resultados indicaram maior velocidade na retração dos caninos com o emprego das cadeias elásticas, não havendo diferença entre indivíduos do sexo masculino e feminino e entre os pacientes que utilizaram aparelho extrabucal e os submetidos às extrações dentárias.

Santos et al. (2007) realizaram um estudo *in vitro* para comparar a força gerada por cadeias elastoméricas e por molas fechadas de NiTi, comercialmente disponíveis, a fim de determinar o padrão de degradação da força. As amostras, 40 segmentos de cadeias elastoméricas e 40 molas fechadas, foram distendidas o dobro do comprimento original e imersas em solução de saliva artificial a 37°C. Tanto as cadeias elásticas quanto as molas apresentavam 12 mm de comprimento inicial, com exceção da mola da TP Orthodontics<sup>®</sup> que apresentava 3 mm. A força foi aferida no momento inicial, em 1, 4, 7, 14, 21 e 28 dias. Os resultados indicaram que as cadeias elastoméricas liberaram forças iniciais médias de 404 gf para a marca TP Orthodontics<sup>®</sup>, 402 gf para Abzil<sup>®</sup>, 351 gf para American Orthodontics<sup>®</sup> e 347 gf para Morelli<sup>®</sup>. As molas fechadas de NiTi geraram uma força média inicial de 223 gf para a marca Morelli<sup>®</sup>, 216 gf para a Abzil<sup>®</sup>, 208 gf para a TP<sup>®</sup> e 196 gf para a American Orthodontics<sup>®</sup>. A porcentagem média de degradação da força, após 28 dias, para as cadeias elastoméricas foi de 37,4% para a TP Orthodontics<sup>®</sup>, 48,1% para a American Orthodontics<sup>®</sup>, 65,4% para Morelli<sup>®</sup> e 71,6% para Abzil<sup>®</sup>. A porcentagem média de degradação da força após 28 dias para as molas fechadas de NiTi foi de 22,6% para American Orthodontics<sup>®</sup>, 29,8% para Abzil<sup>®</sup>, 30,6% para Morelli<sup>®</sup> e 45,8 % para TP Orthodontics<sup>®</sup>. Ao final do experimento foram observadas diferenças significantes entre as cadeias elastoméricas e as molas fechadas de NiTi. As cadeias elásticas desenvolveram altos valores de força inicial quando comparadas às molas e apresentaram uma grande degradação da força já nas primeiras 24 horas. Enquanto que as molas fechadas desenvolveram valores de força inicial próximas ao ideal e apresentaram uma progressiva perda de força ao longo dos 28 dias. De acordo com os

resultados, os autores recomendaram as molas fechadas de NiTi estudadas como o dispositivo mais adequado para movimentação dentária quando comparado às cadeias elastoméricas.

Alguns fatores influenciam a escolha do método de realização da retração dos caninos, como o custo-benefício e o tempo clínico. As molas fechadas de níquel-titânio apresentam propriedades físicas superiores e são fáceis de ativar, no entanto apresentam um custo superior em relação aos elásticos, motivo pelo qual as cadeias elásticas continuam muito populares na prática clínica (DIXON et al., 2002).

### **3. PROPOSIÇÃO**

A finalidade deste trabalho foi avaliar, *in vitro*, a força gerada pelas molas fechadas de níquel-titânio e cadeias elásticas, de diferentes marcas comerciais, submetidas a duas distensões diferentes e o padrão de comportamento destas forças ao longo do tempo.

#### 4. MATERIAL E MÉTODO

A amostra desta pesquisa foi constituída de 240 molas fechadas de níquel-titânio e 80 segmentos de cadeias elásticas. Foram selecionados seis tipos de molas fechadas de níquel-titânio, de três marcas disponíveis comercialmente<sup>1</sup>, e dois tipos de cadeias elásticas de dois fabricantes distintos<sup>2</sup>.

As molas Morelli<sup>®</sup> e American Orthodontics<sup>®</sup>, confeccionadas com fio de 0,25mm de espessura, apresentavam 9 e 12 mm de comprimento<sup>3</sup>. As molas TP Orthodontics<sup>®</sup> apresentavam 3 mm de comprimento e fios de espessura 0,25 e 0,36mm<sup>4</sup>. As cadeias elásticas<sup>5</sup> utilizadas foram a “*Memory Chain*” da American Orthodontics<sup>®</sup> e o elástico em corrente convencional da Morelli<sup>®</sup> (Figura 1, página 57).

---

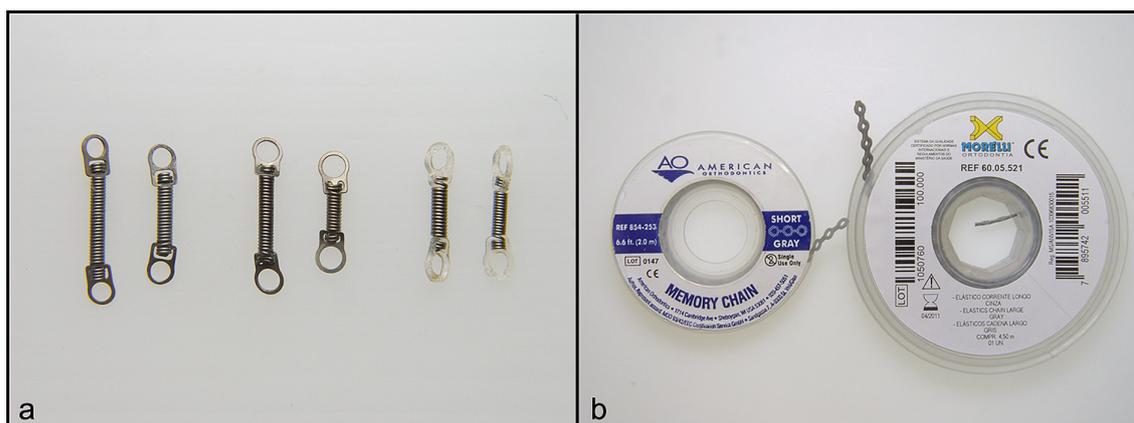
<sup>1</sup> American Orthodontics<sup>®</sup> (Sheboygan, WI, USA), TP Orthodontics<sup>®</sup> (La Porte, IN, USA) e Morelli<sup>®</sup> (Sorocaba, SP, Brasil)

<sup>2</sup> American Orthodontics<sup>®</sup> (Sheboygan, WI, USA) e Morelli<sup>®</sup> (Sorocaba, SP, Brasil)

<sup>3</sup> Código do catálogo: Morelli<sup>®</sup> 35.20.065 e 35.20.066, American Orthodontics<sup>®</sup> 855-180 e 855-181

<sup>4</sup> Código do catálogo: 210-510 e 210-512

<sup>5</sup> Código do Catálogo: 854-253 e 60.05.521



**Figura 1:** Molas fechadas de níquel-titânio utilizadas no experimento da esquerda para a direita: Morelli/12, Morelli/9, Amer/12, Amer/9, TP/025, TP/036 (a). Cadeias elásticas utilizadas no experimento: “Memory Chain” (cinza curto - American Orthodontics®) e Convencional (cinza longo - Morelli®) (b).

As molas de níquel-titânio apresentavam-se em número de 10 em embalagens plásticas ou de acrílico e assim foram mantidas até o início do experimento. As 240 molas de níquel-titânio foram divididas em 12 grupos de 20 amostras, variando a marca comercial, a espessura do fio nas quais são confeccionadas, o comprimento original das mesmas e a distensão a que foram submetidas (Quadro I, página 57).

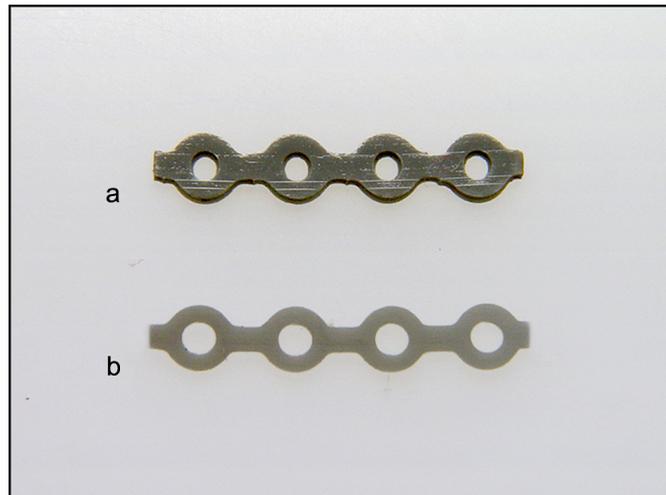
**Quadro I:** Características das molas fechadas de níquel-titânio utilizadas no experimento. \* As molas foram distendidas 50% do seu comprimento inicial. \*\* As molas foram distendidas 100% do seu comprimento inicial

Marca Comercial	MOLAS DE NÍQUEL TITÂNIO											
	American				TP				Morelli			
Espessura (mm)	0,25	0,25	0,25	0,25	0,25	0,25	0,36	0,36	0,25	0,25	0,25	0,25
Comprimento (mm)	9	9	12	12	3	3	3	3	9	9	12	12
n	20	20	20	20	20	20	20	20	20	20	20	20
Distensão (%)	50*	100**	50*	100**	50*	100**	50*	100**	50*	100**	50*	100**

As cadeias elásticas apresentavam-se como tiras únicas de cadeias elastoméricas enroladas em forma de carretéis e acondicionadas em embalagens plásticas.

Antes de serem testadas as cadeias elásticas foram mantidas em suas embalagens originais ao abrigo da luz e sob refrigeração, eliminando assim eventuais alterações causadas por variações na temperatura e luminosidade.

Para a realização dos procedimentos experimentais, as cadeias elásticas foram cuidadosamente removidas dos carretéis, sem serem distendidas, e cortadas com um comprimento de 13 mm cada amostra, equivalente a quatro elos, sendo este representativo do comprimento geralmente utilizado pelos ortodontistas em casos de retração de caninos após a extração de pré-molares. Esta medida milimétrica foi equivalente para os dois fabricantes utilizados nesta pesquisa (Figura 2, página 58).



**Figura 2:** Segmentos de cadeias elásticas utilizadas no experimento: Morelli/13 (a) e Amer/13 (b).

Os 80 segmentos de cadeias elásticas foram divididos em 04 grupos variando a marca comercial e a distensão empregada (Quadro II, página 59).

**Quadro II** – Características das cadeias elásticas utilizadas no experimento \* Os segmentos de cadeias elásticas foram distendidos 50% do seu comprimento inicial. \*\* Os segmentos de cadeias elásticas foram distendidos 100% do seu comprimento inicial.

	<b>Cadeias Elásticas</b>			
	<b>Morelli</b>		<b>American Orthodontics</b>	
Comprimento (mm)	13	13	13	13
n	20	20	20	20
Distensão	50*	100**	50*	100**

Todas as amostras foram divididas e agrupadas conforme as suas características e a distensão a que seriam submetidas (Quadro III, página 59).

**Quadro III:** Distribuição dos grupos utilizados no experimento

Grupo	N	Legenda	Marca	Dispositivo	Espessura (mm)	Comprimento Inicial (mm)	Distensão (%)
1	20	TP/025/50%	TP	Mola	0,025	3	50
2	20	TP/025/100%	TP	Mola	0,025	3	100
3	20	TP/036/50%	TP	Mola	0,036	3	50
4	20	TP/036/100%	TP	Mola	0,036	3	100
5	20	Morelli/9/50%	Morelli	Mola	0,025	9	50
6	20	Morelli/9/100%	Morelli	Mola	0,025	9	100
7	20	Amer/9/50%	American Orthodontics	Mola	0,025	9	50
8	20	Amer/9/100%	American Orthodontics	Mola	0,025	9	100
9	20	Morelli/12/50%	Morelli	Mola	0,025	12	50
10	20	Morelli/12/100%	Morelli	Mola	0,025	12	100
11	20	Amer/12/50%	American Orthodontics	Mola	0,025	12	50
12	20	Amer/12/100%	American Orthodontics	Mola	0,025	12	100
13	20	Morelli/13/50%	Morelli	Cadeia elástica	-	13	50
14	20	Morelli/13/100%	Morelli	Cadeia elástica	-	13	100
15	20	Amer/13/50%	American Orthodontics	Cadeia elástica	-	13	50
16	20	Amer/13/100%	American Orthodontics	Cadeia elástica	-	13	100

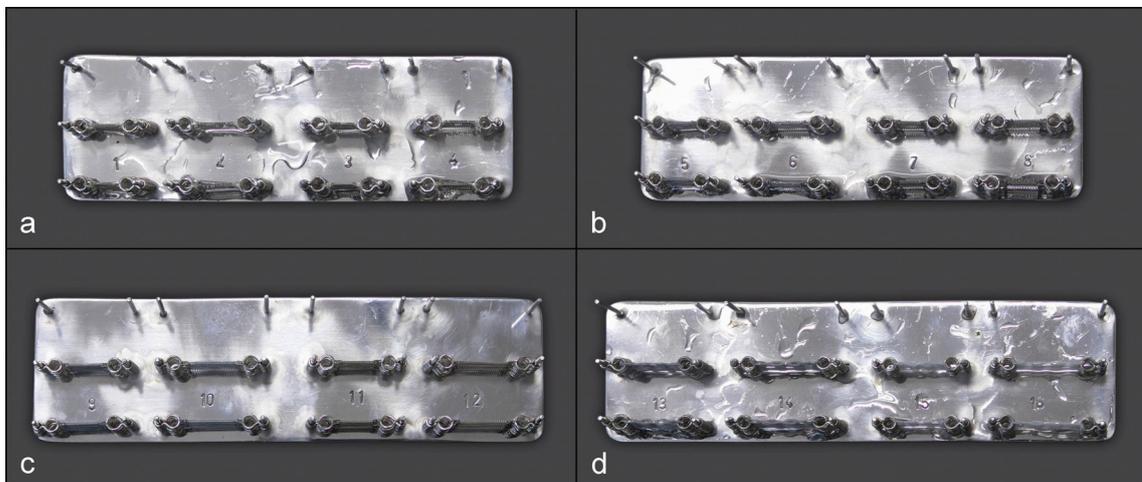
Foram confeccionadas 4 placas de aço inoxidável com 3mm de espessura e 50mm de largura, sendo duas com comprimento de 165mm e outras duas com comprimentos de 186mm

e 193mm. Cada placa foi dividida de modo que em seu comprimento foram feitas 24 marcações alinhadas, sendo 8 distribuídas no comprimento da placa e três na largura.

A distância entre as marcações em relação ao comprimento da placa variou conforme o grupo e a distensão a ser empregada, sendo que entre cada grupo havia uma distância de 10 mm restando 5 mm para cada margem externa. No sentido da largura da placa, as marcações distaram entre si em 20 mm, restando 5 mm também para as margens externas.

As placas foram então perfuradas nas marcações anteriormente realizadas, nas quais foram soldados pinos metálicos de aço inoxidável de 1,5 mm de diâmetro e 25 mm de altura.

A numeração dos grupos foi realizada a cada seis pinos dispostos no sentido da largura da placa, que sustentavam uma determinada amostra, totalizando um número de 4 grupos por placa. As amostras foram numeradas de um a vinte, dentro de cada grupo (Figura 3, página 60).



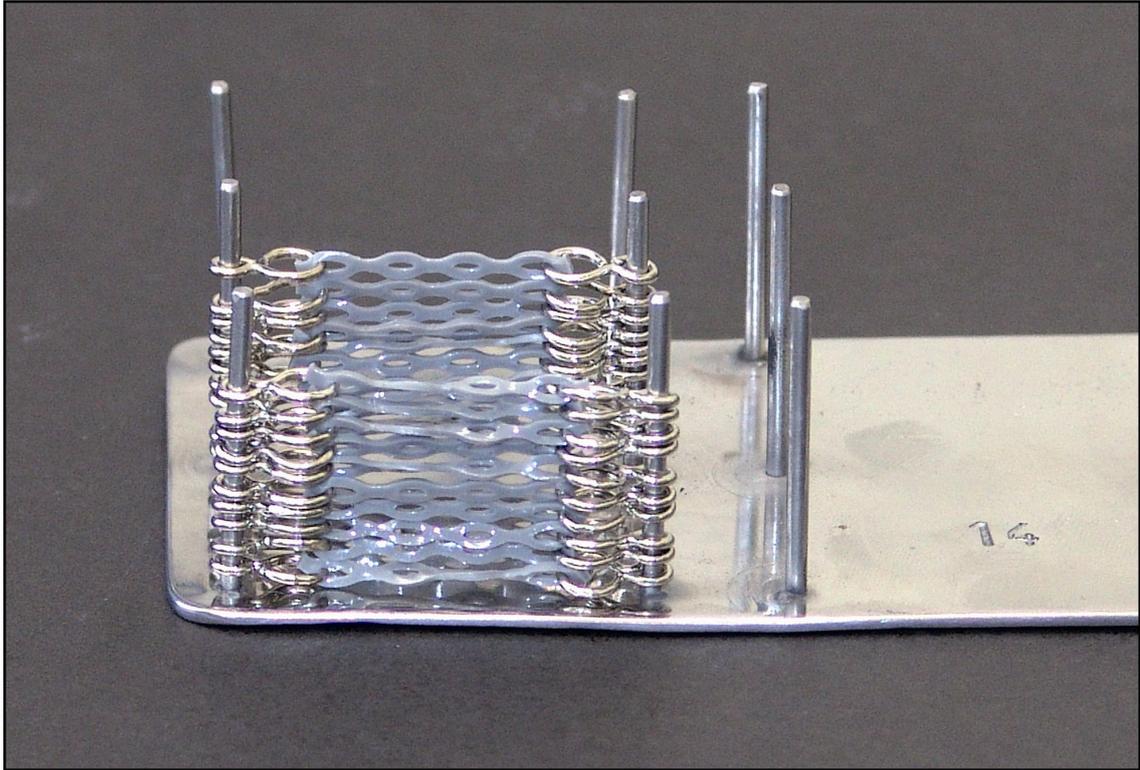
**Figura 3:** Placas de aço inoxidável sustentando as amostras. Grupos 1, 2, 3 e 4 (a). Grupos 5, 6, 7 e 8 (b). Grupos 9, 10, 11 e 12 (c). Grupos 13, 14, 15 e 16 (d).

As molas apresentam um helicóide para fixação nas suas extremidades onde foram adaptados ganchos de aço pré-fabricados. E os segmentos das cadeias elásticas foram unidos aos ganchos de fixação através dos elos das extremidades (Figura 4, página 61). Os ganchos de aço pré-fabricados foram utilizados tanto para fixar cada lado das molas e das cadeias

elásticas aos pinos do suporte (Figura 5, página 62), como também para permitir a adaptação das amostras à máquina de ensaio mecânico.



**Figura 4:** Ganchos pré-fabricados fixados à cadeia elástica e à mola de níquel-titânio.



**Figura 5:** Gancho de aço pré-fabricado: elo menor inserido nos pinos de suporte e elo maior adaptado às extremidades das amostras.

A determinação da intensidade das forças liberadas pelas amostras foi realizada através do estiramento das mesmas em uma máquina de ensaio mecânico<sup>6</sup> (Figura 6, página 63).

---

<sup>6</sup> Emic DL 2000<sup>®</sup> com uma célula de carga de 50 N, do laboratório de Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia da PUC-RS. O equipamento foi calibrado por técnicos qualificados da EMIC, de acordo com as características e parâmetros adotados na presente pesquisa (Certificado de Calibração número: 542/07)



**Figura 6:** Máquina de ensaio mecânico Emic DL2000®.

Para que as molas e as cadeias elásticas, juntamente com os ganchos de fixação, fossem adaptadas à máquina de ensaio, foi necessária a confecção de dois adaptadores de aço em forma de “U”, com uma das extremidades preparadas para acoplar na máquina de ensaio e a outra para receber o gancho de fixação das amostras (Figura 7 e 8, página 64).



**Figura 7:** Adaptadores de aço em forma de “U” inseridos na máquina com amostra já fixada.

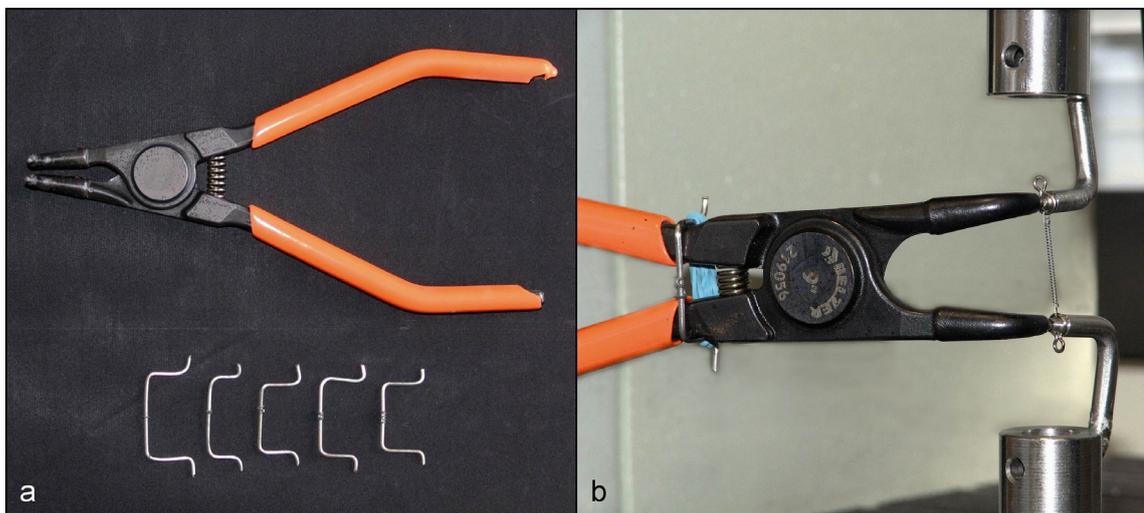


**Figura 8:** Gancho de aço pré-fabricado cujo elo maior foi fixado à amostra e inserido ao adaptador em forma de “U”.

Conforme o grupo testado, as amostras foram distendidas 50% ou 100% do comprimento inicial.

A distância entre os pinos de aço do suporte e entre os adaptadores acoplados à base da máquina de teste foi a mesma, variando de acordo com a amostra analisada, ou seja, as molas com comprimento de 3 mm foram distendidas a 4,5 e 6 mm; as molas com comprimento de 9 mm foram distendidas a 13,5 e 18 mm; e as molas com comprimento de 12 mm foram distendidas a 18 mm e 24 mm. O mesmo vale para as cadeias elásticas, estas foram distendidas a 19,5 e 26 mm, uma vez que o comprimento inicial foi de 13 mm. Esta distância foi determinada por um paquímetro digital<sup>7</sup>.

As amostras distendidas no início do experimento assim permaneceram até ao final da pesquisa, mesmo durante a transferência da máquina de ensaio para o suporte de aço e vice-versa. Para o procedimento de transferência, foi utilizado um alicate<sup>8</sup> ao qual foram adaptadas travas confeccionadas de fio de aço 1,2 mm, que mantinham as amostras distendidas no comprimento determinado para cada grupo durante o trajeto (Figura 9, página 65).



**Figura 9:** Alicates com travas de aço, em número de 5 (a). Uma das travas de aço acoplada ao alicate delimitando a quantidade de distensão empregada à amostra (b).

<sup>7</sup> Mitutoyo (Suzano, SP, Brasil)

<sup>8</sup> Alicates Belzer - Alicates anéis externos bico curvo 9" – 219056BBR

Para simular o uso das molas e cadeias elásticas na cavidade oral, as amostras, após serem distendidas e terem suas forças aferidas em todos os períodos de tempo, eram fixadas nos suportes de aço e armazenadas num organizador plástico<sup>9</sup> contendo saliva artificial<sup>10</sup> (Figura 10, página 66), e mantido numa estufa<sup>11</sup> (Figura 11, página 67), a uma temperatura constante de 37°C.

Antes do início do experimento, fez-se o pré-aquecimento da saliva artificial a 37°C, também na estufa. O nível da saliva artificial existente no recipiente plástico era avaliado semanalmente para que a quantidade de saliva fosse sempre suficiente para cobrir as amostras. A saliva artificial foi elaborada apresentando a seguinte fórmula básica: Cloreto de sódio: 0,067%; natrosol: 0,5%; benzoato de sódio: 0,05%; sorbitol líquido: 2,4% e água destilada: 96,983%.

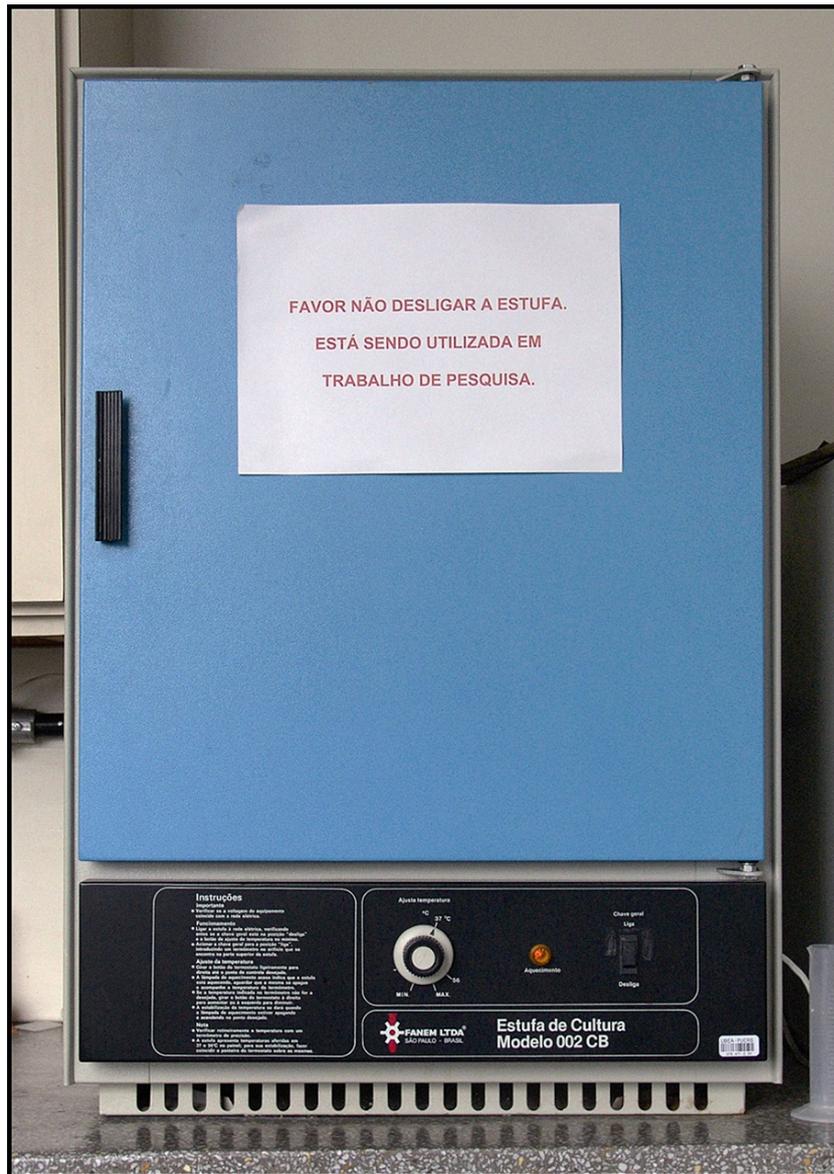


**Figura 10:** Placas de aço armazenadas no organizador plástico contendo saliva artificial.

<sup>9</sup> Sanremo, cujas medidas são 288mm(comprimento) x 172mm(largura) x 90mm(altura)

<sup>10</sup> Farmácia Spengler – Porto Alegre – RS

<sup>11</sup> Estufa de cultura, modelo 002CB, da marca Fanem LTDA, São Paulo



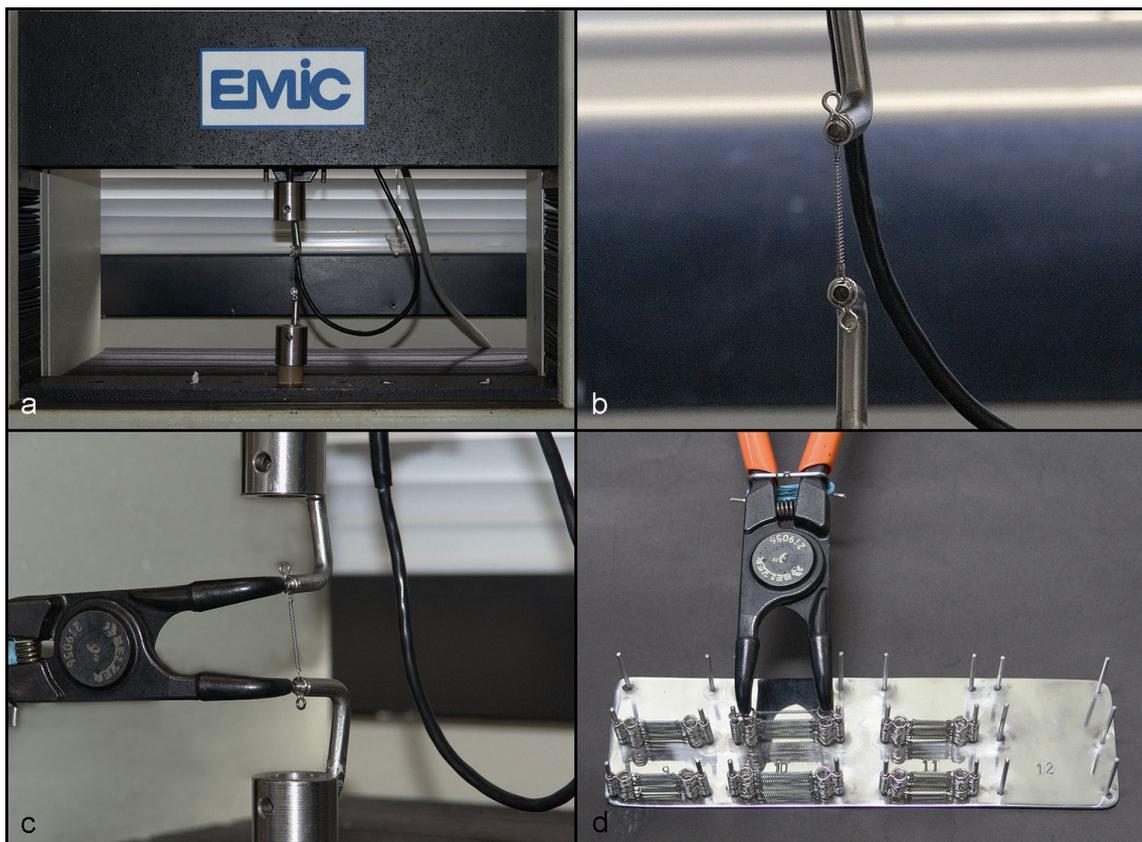
**Figura 11:** Estufa de cultura Fanem LTDA, São Paulo.

Os testes foram realizados em temperatura ambiente quando então as amostras eram posicionadas na máquina de ensaio, uma por vez, em posição passiva, sem ativação, para a primeira aferição. Para a determinação das intensidades das forças, as amostras foram distendidas através da máquina de ensaios de tração, a qual foi ajustada com o auxílio do paquímetro digital onde foram determinados os limites mínimo e máximo entre os ganchos da máquina de testes, coincidentes com as distâncias inicial e final às quais as amostras deviam ser tracionadas.

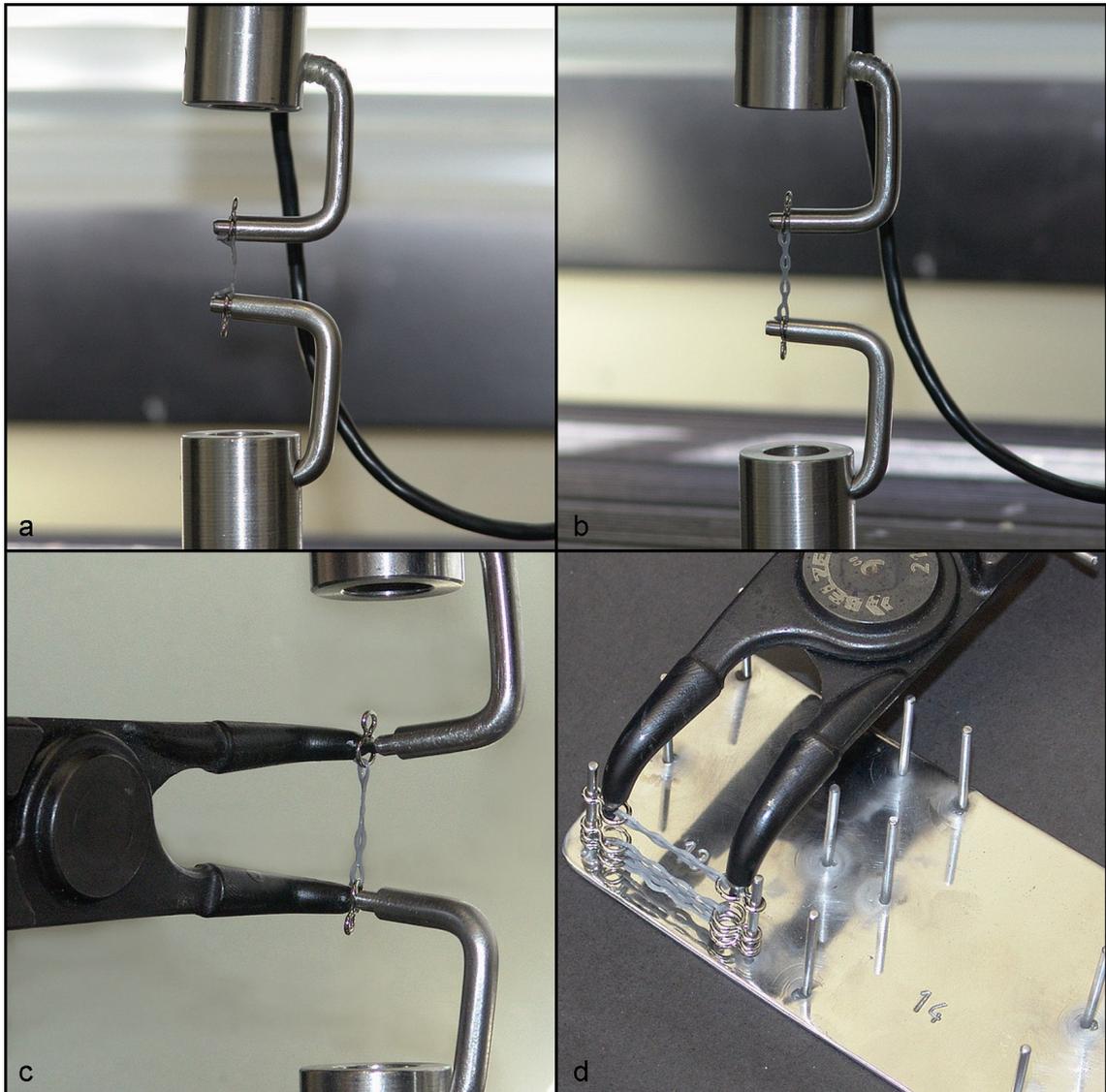
A velocidade de distensão adotada foi de 0,5mm/minuto, sendo que foi permitido às cadeias elásticas e às molas um período de estabilização de 5 segundos antes do registro da força.

A força foi registrada em Newtons (N) e convertida para gramas (g) multiplicando os resultados por  $100 \times 1,0197$ .

Ao término do ensaio, a amostra foi retirada da máquina de tração e transferida para os seus respectivos pinos de assentamento na placa de aço com o auxílio do alicate de transferência, devidamente ajustado com a respectiva trava de aço para que a distância fosse a mesma entre os ganchos da máquina, das extremidades do alicate e entre os pinos do suporte de aço ao qual a amostra permaneceu fixada (Figura 12, página 68 e Figura 13, página 69).



**Figura 12:** Seqüência da 1ª aferição realizada com uma amostra do grupo 10 (Morelli/12/100%). Amostra passiva fixada aos adaptadores da máquina (a). Amostra distendida para aferição da força (b). Alicate de transferência acoplado ao adaptador a fim de remover a amostra da máquina (c). Alicate com a respectiva trava de aço transferindo a amostra para a placa de armazenamento (d).



**Figura 13** - Sequência da 1ª aferição realizada com uma amostra do grupo 13 (Morelli/13/50%). Amostra passiva (a). Amostra distendida (b). Alicate de transferência acoplado ao adaptador a fim de remover a amostra da máquina (c). Alicate transferindo a amostra para a placa de armazenamento (d).

A cada intervalo de tempo de 3, 4, 6 e 9 semanas, as placas eram retiradas da saliva artificial, colocadas sobre papel absorvente e com o auxílio do alicate de transferência as amostras eram levadas para aferição na máquina de ensaio mecânico.

Após todas as amostras terem as suas forças aferidas e terem sido levadas aos suportes de aço, todos os quatro suportes com as amostras eram recolocados no recipiente plástico, contendo saliva artificial e mantido em estufa de cultura com temperatura controlada de 37°C,

durante todo o tempo do experimento, sendo removido deste ambiente somente nos momentos de mensuração das forças.

Os resultados foram obtidos com o *Software Mtest* que opera conectado à máquina de ensaio. A aferição dos corpos de prova foi realizada no momento da distensão (T1), após 03 semanas (T2), 04 semanas (T3), 06 semanas (T4) e 09 semanas (T5). Os dados foram avaliados dentro de cada grupo nos cinco tempos e posteriormente os grupos foram comparados entre si, também em T1, T2, T3, T4 e T5.

Registraram-se as forças geradas (gf) pelas amostras nos cinco tempos indicados e posteriormente foram calculadas a média e o desvio padrão da força para cada grupo nos respectivos intervalos de tempo. Com isto foi possível comparar o comportamento das forças dentro de cada grupo e entre os grupos ao longo do tempo.

A avaliação do comportamento da força exercida pelas amostras foi sempre realizada calculando-se o percentual de força perdido ou ganho em relação à força inicial, em cada intervalo de tempo e para cada grupo testado.

Para verificar as diferenças entre os percentuais médios de variação da força sofrida por cada grupo e entre os grupos, foi utilizada a análise de variância de medidas repetidas (ANOVA) seguida pelo teste de Tukey, sendo considerado o nível de significância de 95%.

## 5 RESULTADOS

### 5.1 Molas Fechadas de Níquel-Titânio e Cadeias Elásticas Distendidas 50% do Comprimento Inicial

**Tabela 1** - Médias, desvios-padrão (gf), Análise de Variância e Teste de Tukey comparando os grupos de molas fechadas de níquel-titânio e cadeias elásticas com 50% de distensão nos tempos avaliados.

TEMPOS	T1	T2	T3	T4	T5
GRUPOS	Média ± DP	Média ± DP	Média ± DP	Média ± DP	Média ± DP
1 (TP/025)	126,3 ± 11,0 <sup>a,b</sup>	149,9 ± 8,7 <sup>c</sup>	128,6 ± 10,6 <sup>a,b</sup>	125,6 ± 9,0 <sup>a</sup>	131,7 ± 6,6 <sup>b</sup>
3 (TP/036)	267,5 ± 27,7 <sup>a</sup>	293,1 ± 24,8 <sup>b</sup>	235,7 ± 29,1 <sup>c</sup>	246,8 ± 30,3 <sup>c</sup>	263,0 ± 32,5 <sup>a</sup>
5 (Morelli/9)	162,9 ± 15,3 <sup>a</sup>	158,2 ± 17,8 <sup>a,b</sup>	151,9 ± 14,4 <sup>c</sup>	152,1 ± 14,7 <sup>b,c</sup>	159,3 ± 13,7 <sup>a</sup>
7 (Amer/9)	206,3 ± 36 <sup>a</sup>	182,9 ± 40,2 <sup>b</sup>	170,2 ± 33,4 <sup>c</sup>	169,9 ± 32,6 <sup>c</sup>	178,4 ± 33,9 <sup>b</sup>
9 (Morelli/12)	127,9 ± 7,1 <sup>a</sup>	159,2 ± 8,7 <sup>b</sup>	136,7 ± 8,7 <sup>c</sup>	143,2 ± 8,2 <sup>d</sup>	137 ± 8,7 <sup>c</sup>
11 (Amer/12)	135,5 ± 9,1 <sup>a</sup>	179,5 ± 8,9 <sup>b</sup>	161,2 ± 9,4 <sup>c</sup>	163,3 ± 8,8 <sup>c</sup>	157,1 ± 8,5 <sup>d</sup>
13 (Morelli/13)	267,8 ± 13,2 <sup>a</sup>	153,9 ± 10 <sup>b</sup>	177,6 ± 9,8 <sup>c</sup>	146,4 ± 7,4 <sup>d</sup>	141,3 ± 9,6 <sup>d</sup>
15 (Amer/13)	192,6 ± 11,5 <sup>a</sup>	165,1 ± 10,2 <sup>b</sup>	141,9 ± 8,5 <sup>c</sup>	126,8 ± 8,1 <sup>d</sup>	123,7 ± 8,5 <sup>d</sup>

Nota: Médias seguidas da mesma letra não diferem entre si (p>0,05).

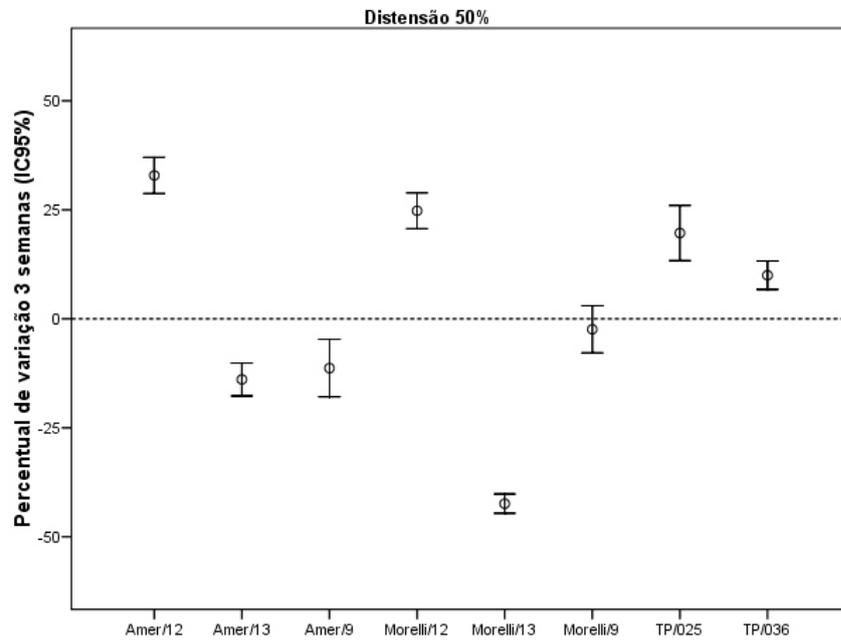
As forças se mantiveram constantes em relação às forças iniciais, após T5, nos grupos 1 (TP/025), 3 (TP/036) e 5 (Morelli/9). Nos grupos 7 (Amer/9), 13 (Morelli/13) e 15 (Amer/13) foram constatadas degradação das forças, já nos grupos 9 (Morelli/12) e 11 (Amer/12) foi verificado aumento das forças.

Quanto às avaliações intermediárias, no grupo 5 (Morelli/9), as forças se mantiveram constantes em T2 e foram seguidas de degradação até T3 se mantendo constantes até T4. No grupo 7 (Amer/9), as forças sofreram degradação progressiva até T3 e se mantiveram em T4. No grupo 15 (Amer/13), as forças sofreram degradação progressiva até T4.

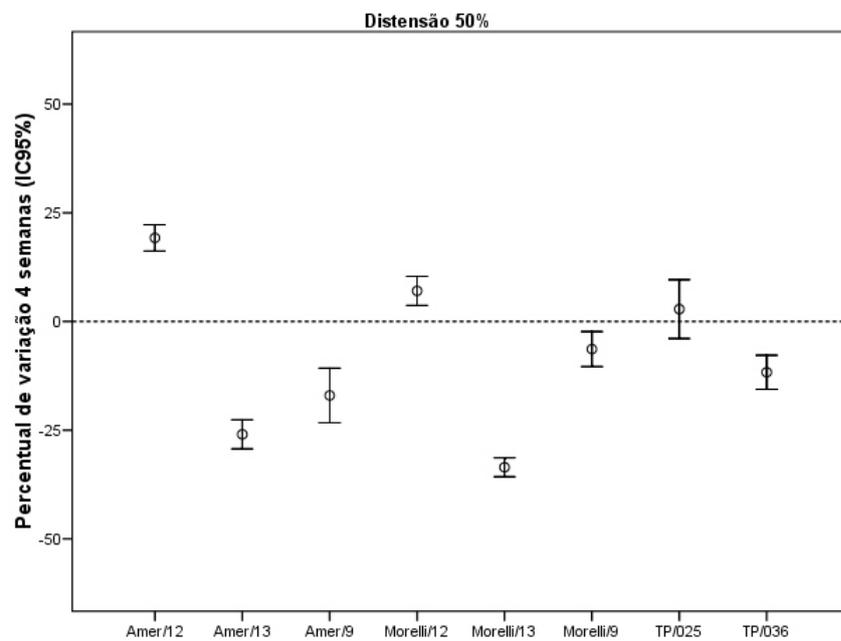
**Tabela 2** - Percentual médio, desvio-padrão, Análise de Variância e Teste de Tukey comparando a variação da força nos diferentes intervalos de tempo dos grupos de molas fechadas e cadeias elásticas na distensão de 50% do comprimento inicial.

	1 (TP/025)	3 (TP/036)	5 (Morelli/9)	7 (Amer/9)	9 (Morelli/12)	11 (Amer/12)	13 (Morelli/13)	15 (Amer/13)
3 Sem	19,7 ± 13,5 <sup>a,b</sup>	10 ± 7 <sup>b</sup>	-2,4 ± 11,6 <sup>c</sup>	-11,3 ± 14,1 <sup>c,d</sup>	24,8 ± 8,8 <sup>a,e</sup>	32,9 ± 8,8 <sup>e</sup>	-42,4 ± 4,7 <sup>f</sup>	-13,9 ± 8,1 <sup>d</sup>
4 Sem	2,8 ± 14,5 <sup>a</sup>	-11,7 ± 8,3 <sup>b,c</sup>	-6,4 ± 8,6 <sup>c</sup>	-17,0 ± 13,4 <sup>b,d</sup>	7,0 ± 7,1 <sup>a</sup>	19,2 ± 6,5 <sup>e</sup>	-33,5 ± 4,7 <sup>f</sup>	-25,9 ± 7,1 <sup>d,f</sup>
6 Sem	0,3 ± 11,4 <sup>a</sup>	-7,8 ± 5,5 <sup>b</sup>	-6,3 ± 8,4 <sup>a,b</sup>	-17,3 ± 12 <sup>c</sup>	12,1 ± 5,2 <sup>d</sup>	20,8 ± 7,2 <sup>e</sup>	-45,2 ± 3,7 <sup>f</sup>	-33,9 ± 6,2 <sup>g</sup>
9 Sem	5,1 ± 10,6 <sup>a,b,c</sup>	-1,7 ± 5,5 <sup>c,d</sup>	-1,7 ± 8,7 <sup>b,d</sup>	-13,2 ± 11 <sup>e</sup>	7,2 ± 6,1 <sup>a</sup>	16,2 ± 6,1 <sup>f</sup>	-47,2 ± 4 <sup>g</sup>	-35,5 ± 6,7 <sup>h</sup>

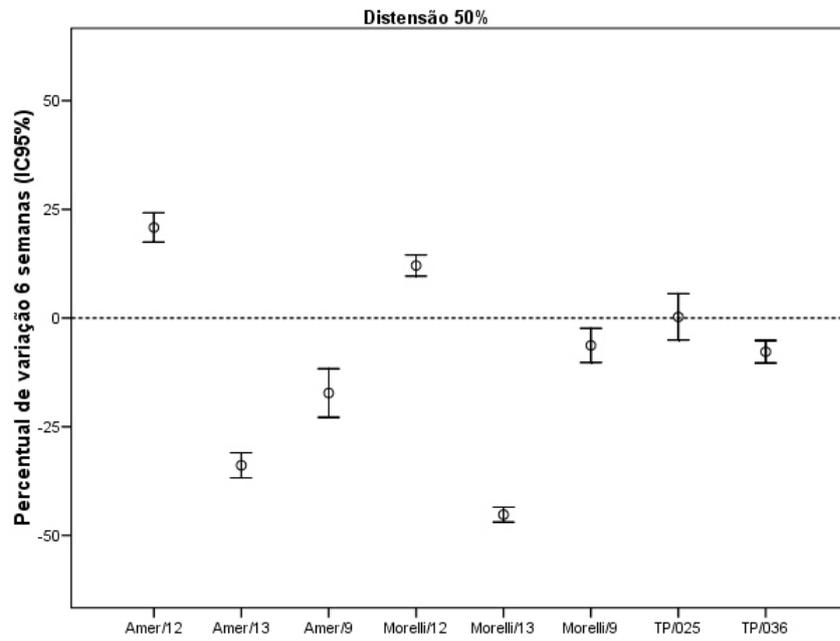
Nota: Médias seguidas da mesma letra não diferem entre si ( $p > 0,05$ ).



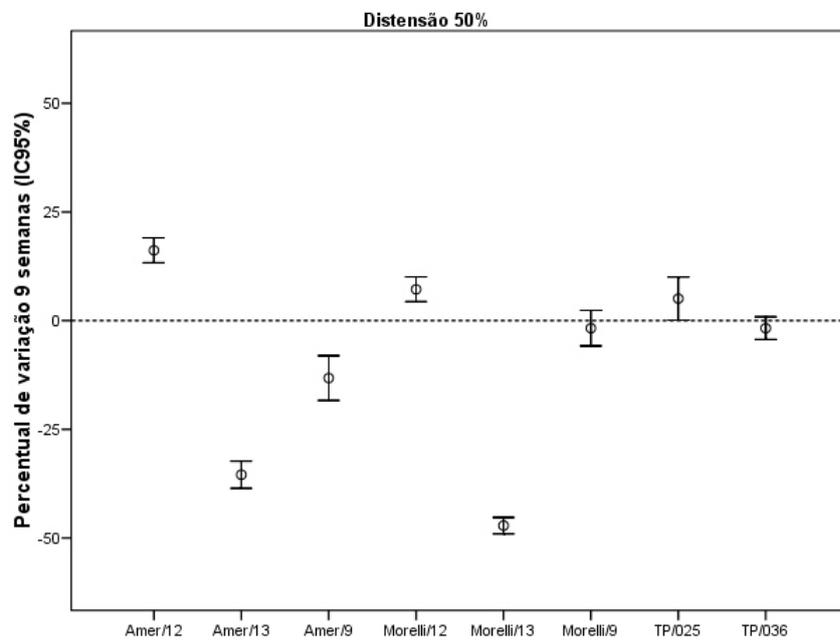
**Gráfico 1:** Médias e intervalos de confiança (95%) dos percentuais de variação da força em T2.



**Gráfico 2:** Médias e intervalos de confiança (95%) dos percentuais de variação da força em T3.



**Gráfico 3:** Médias e intervalos de confiança (95%) dos percentuais de variação da força em T4.



**Gráfico 4:** Médias e intervalos de confiança (95%) dos percentuais de variação da força em T5.

As molas dos grupos 1 (TP/025) e 3 (TP/036) geraram força inicial média de 126,3f g e 267,5 gf respectivamente, o aumento sofrido em T2 foi seguido de degradação em T3, se mantendo em T4.

As molas do grupo 5 (Morelli/9) geraram em T1 força média de 162,9 gf que se manteve em T2, sofrendo degradação em T3 (6,4%) se mantendo até T4, sendo que ao final de T5 as forças se mantiveram em relação a inicial.

As molas do grupo 7 (Amer/9) geraram em T1 força média de 206,3 gf que foi seguida de degradação progressiva até T2 e T3 (11,3% e 17%, respectivamente) se mantendo em T4 e T5.

As molas do grupo 9 (Morelli/12) e 11 (Amer/12) geraram em T1 força média de 127,9 gf e 135,5 gf, respectivamente, após o aumento sofrido em T2, as forças em T3, T4 e T5 se mantiveram acima dos valores iniciais, mas num percentual menor em relação a T2.

O grupo 13 de cadeias elásticas Morelli/13 geraram em T1 força média de 267,8 gf sofrendo degradação em T2 de 42,4%. Em T3, T4 e T5 as forças continuaram se mantendo abaixo dos valores iniciais (33,5%, 45,2% e 47,2% respectivamente).

O grupo 15 de cadeias elásticas Amer/13 geraram em T1 força média de 192,6 gf. Em T2, T3 e T4 houve degradação progressiva da força de 13,9%, 25,9% e 33,9% respectivamente, tendendo a se manter ao final de T5.

## 5.2 Molas Fechadas de Níquel-Titânio e Cadeias Elásticas Distendidas 100% do Comprimento Inicial

**Tabela 3** - Médias, desvios-padrão (gf), Análise de Variância e Teste de Tukey comparando os grupos de molas fechadas de níquel-titânio e cadeias elásticas, com 100% de distensão, nos tempos avaliados.

TEMPOS	T1	T2	T3	T4	T5
GRUPOS	Média ± DP	Média ± DP	Média ± DP	Média ± DP	Média ± DP
2 (TP/025)	214,3 ± 11,1 <sup>a</sup>	196,3 ± 9,6 <sup>b</sup>	189,2 ± 6,9 <sup>c</sup>	201,7 ± 9,1 <sup>b</sup>	198,6 ± 10 <sup>b</sup>
4 (TP/036)	451,5 ± 44,2 <sup>a</sup>	396,4 ± 34,1 <sup>b</sup>	384,8 ± 35,9 <sup>c</sup>	417,4 ± 39,8 <sup>d</sup>	397,3 ± 35,2 <sup>b</sup>
6 (Morelli/9)	238,8 ± 12,6 <sup>a</sup>	193,8 ± 7,2 <sup>b</sup>	195,6 ± 7,8 <sup>b,c</sup>	207,9 ± 12,9 <sup>d</sup>	201,3 ± 9,9 <sup>c,d</sup>
8 (Amer/9)	320,3 ± 70,8 <sup>a</sup>	255,2 ± 62,4 <sup>b</sup>	245,3 ± 52,8 <sup>b</sup>	283,5 ± 64,0 <sup>c</sup>	254,9 ± 53,4 <sup>b</sup>
10 (Morelli/12)	223,2 ± 6,8 <sup>a</sup>	190,5 ± 4,1 <sup>b</sup>	179,7 ± 5,6 <sup>c</sup>	197,7 ± 8 <sup>d</sup>	196,7 ± 4,2 <sup>d</sup>
12 (Amer/12)	220,7 ± 14,9 <sup>a</sup>	208,5 ± 10,7 <sup>b</sup>	191,7 ± 14,8 <sup>c</sup>	205,5 ± 10,2 <sup>b</sup>	204,0 ± 11,8 <sup>b</sup>
14 (Morelli/13)	380,5 ± 17,6 <sup>a</sup>	233,4 ± 18,8 <sup>b</sup>	181,2 ± 17,4 <sup>c</sup>	185,0 ± 14,4 <sup>c</sup>	179,4 ± 9,7 <sup>c</sup>
16 (Amer/13)	306,6 ± 6,9 <sup>a</sup>	257,5 ± 15,0 <sup>b</sup>	166,4 ± 13,3 <sup>c</sup>	198,9 ± 9,5 <sup>d</sup>	189,3 ± 8,4 <sup>e</sup>

Nota: Médias seguidas da mesma letra não diferem entre si ( $p > 0,05$ ).

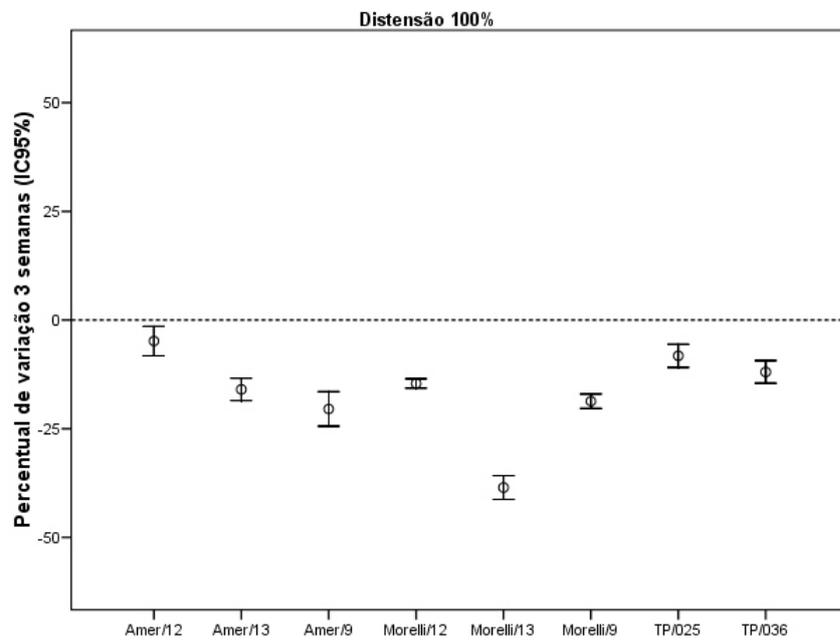
Foi constatada degradação das forças em todos os grupos em relação às forças iniciais, após T5.

Nas avaliações intermediárias, foi verificada degradação progressiva da força em todos os grupos após T2 e T3, exceto para os grupos 6 (Morelli/9) e 8 (Amer/9) cujas forças degradaram até T2 se mantendo estáveis até T3, principalmente.

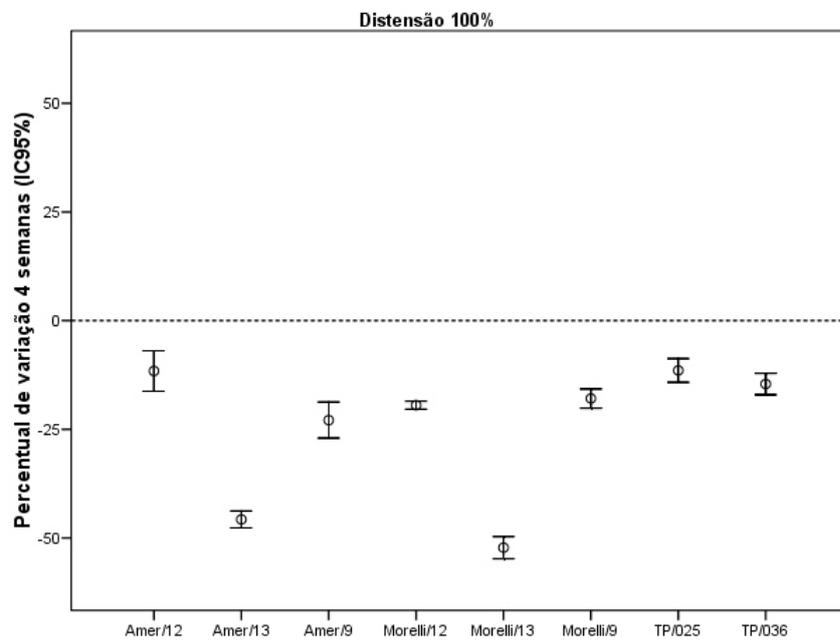
**Tabela 4** - Percentual médio, desvio-padrão, Análise de Variância e Teste de Tukey comparando a variação da força nos diferentes intervalos de tempo dos grupos de molas fechadas e cadeias elásticas quando distendidas 100% do comprimento inicial.

	2 (TP/025)	4 (TP/036)	6 (Morelli/9)	8 (Amer/9)	10 (Morelli/12)	12 (Amer/12)	14 (Morelli/13)	16 (Amer/13)
3 Sem	-8,2 ± 5,7 <sup>a,b</sup>	-12 ± 5,5 <sup>b,c,d</sup>	-18,7 ± 3,6 <sup>e,f,g</sup>	-20,5 ± 8,5 <sup>f,h</sup>	-14,6 ± 2,3 <sup>d,g,i</sup>	-4,8 ± 7,3 <sup>a</sup>	-38,5 ± 5,8 <sup>j</sup>	-16 ± 5,3 <sup>c,e,h,i</sup>
4 Sem	-11,5 ± 5,8 <sup>a,b</sup>	-14,6 ± 5,3 <sup>b,c,d,e</sup>	-17,9 ± 4,7 <sup>e,f,g</sup>	-22,9 ± 8,9 <sup>f,h</sup>	-19,5 ± 2 <sup>d,g,h</sup>	-11,6 ± 10 <sup>a,c</sup>	-52,2 ± 5,4 <sup>i</sup>	-45,7 ± 4,0 <sup>j</sup>
6 Sem	-5,6 ± 6,2 <sup>a,b</sup>	-7,4 ± 4,8 <sup>b,c,d,e</sup>	-12,8 ± 4,7 <sup>f,g</sup>	-11,4 ± 7,2 <sup>d,f,h,i</sup>	-11,4 ± 2,5 <sup>e,g,i,j</sup>	-6,6 ± 7,2 <sup>a,c,h,j</sup>	-51,2 ± 4,8 <sup>l</sup>	-35,1 ± 3,4 <sup>m</sup>
9 Sem	-7,1 ± 6,2 <sup>a,b,c</sup>	-11,8 ± 5,7 <sup>c,d,e,f</sup>	-15,5 ± 5,3 <sup>f,g,h</sup>	-19,6 ± 10,4 <sup>g</sup>	-11,8 ± 2,8 <sup>b,e,h,i</sup>	-7,3 ± 7,0 <sup>a,d,i</sup>	-52,7 ± 3,9 <sup>j</sup>	-38,2 ± 3,3 <sup>l</sup>

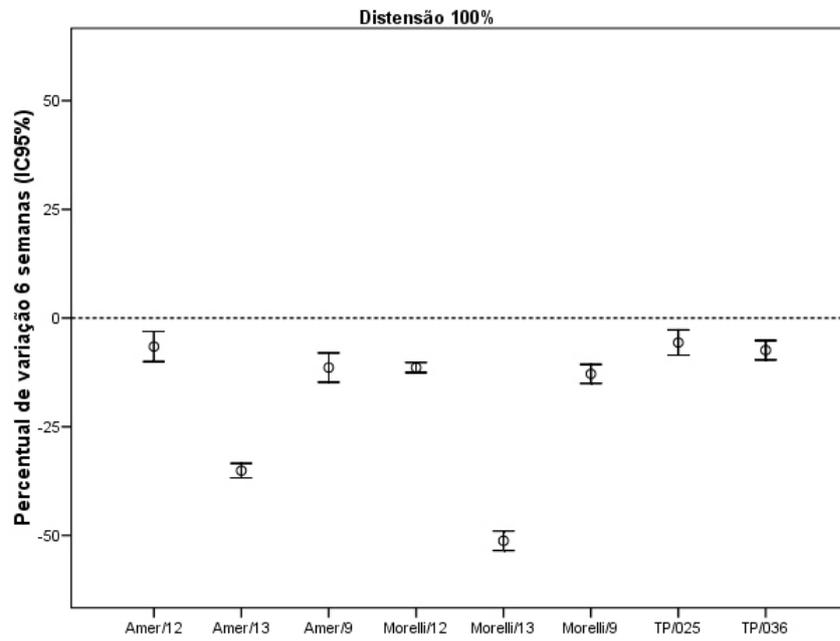
Nota: Médias seguidas da mesma letra não diferem entre si ( $p > 0,05$ ).



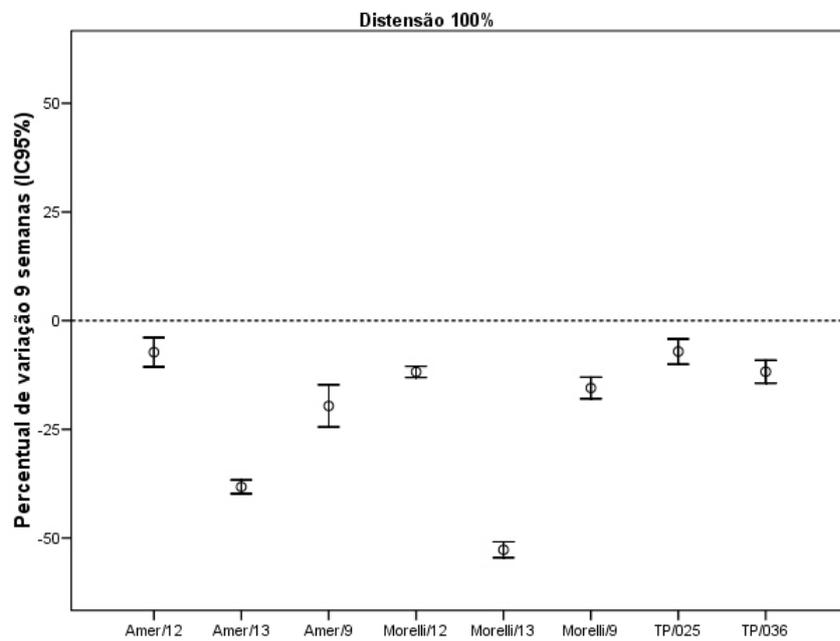
**Gráfico 5:** Médias e intervalos de confiança (95%) dos percentuais de variação da força em T2.



**Gráfico 6:** Médias e intervalos de confiança (95%) dos percentuais de variação da força em T3.



**Gráfico 7:** Médias e intervalos de confiança (95%) dos percentuais de variação da força em T4.



**Gráfico 8:** Médias e intervalos de confiança (95%) dos percentuais de variação da força em T5.

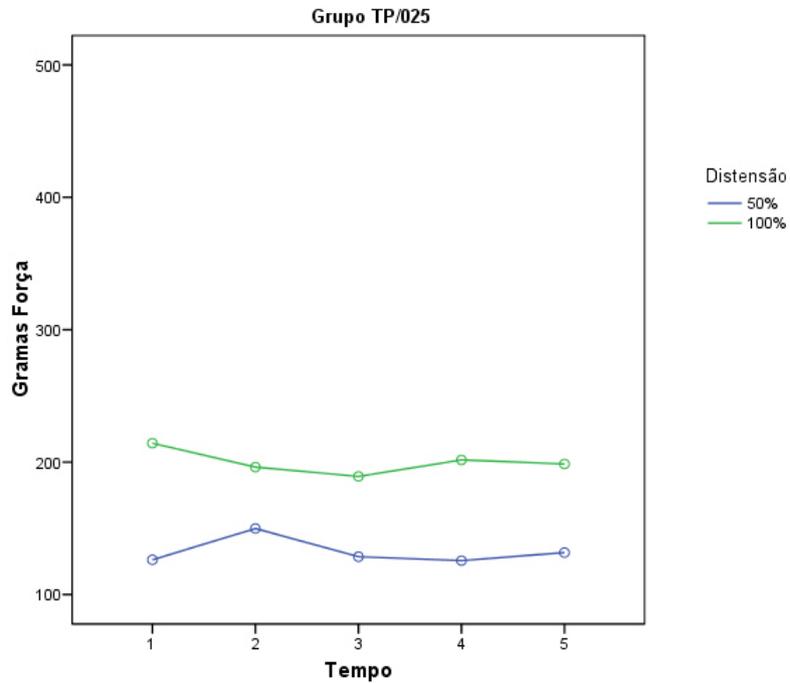
As molas do grupo 2 (TP/025) e do grupo 4 (TP/036) geraram em T1 força média de 214,3 gf e 451,5 gf, respectivamente. Em T2 e T3 ocorreu degradação progressiva de 8,2% e 11,5% para o grupo 2 e de 12% e 14,6% para o grupo 4, respectivamente.

As molas do grupo 6 (Morelli/9) e do grupo 8 (Amer/9) geraram em T1 força média de 238,8 gf e 320,3 gf, respectivamente. Em T2 ocorreu degradação de 18,7% para o grupo 6 e de 20,5% para o grupo 8, se mantendo constante em ambos os grupos até T3.

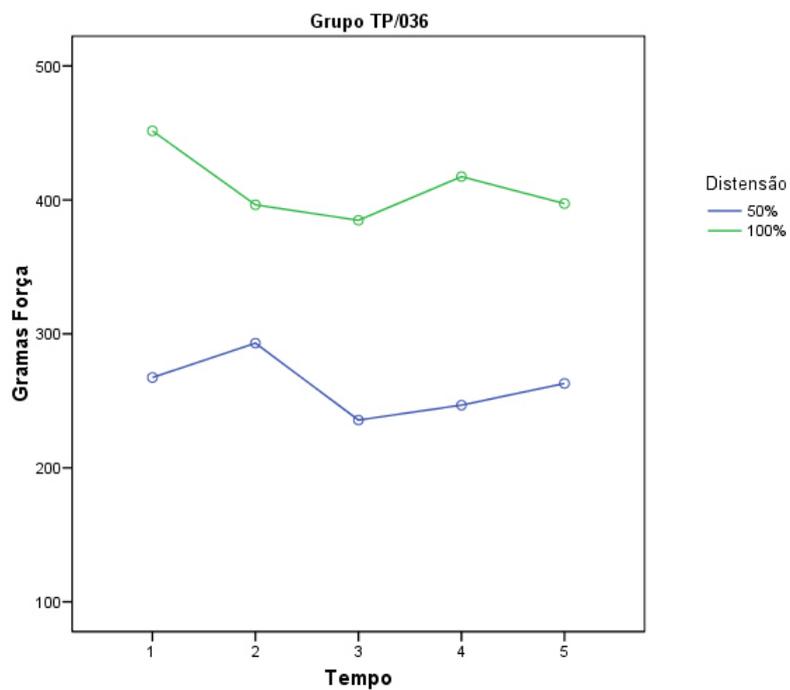
As molas do grupo 10 (Morelli/12) e do grupo 12 (Amer/12) geraram em T1 força média de 223,2 gf e 220,7 gf, respectivamente. Em T2 e T3 ocorreu degradação progressiva da força de 14,6 % e 19,5% para o grupo 10 e de 4,8% e 11,6% para o grupo 12, respectivamente. Em T4 a degradação foi de 11,4% para o grupo 10 e de 6,6% para o grupo 12. Em T5 as forças não sofreram alteração em ambos os grupos.

O grupo 14 e 16 das cadeias elásticas Morelli/13 e Amer/13 geraram em T1 força média de 380,5 gf e 306,6 gf respectivamente. Em T2 e T3 ocorreu degradação progressiva de 38,5% e 52,2% para o grupo 14 e de 16% e 45,7% para o grupo 16, respectivamente.

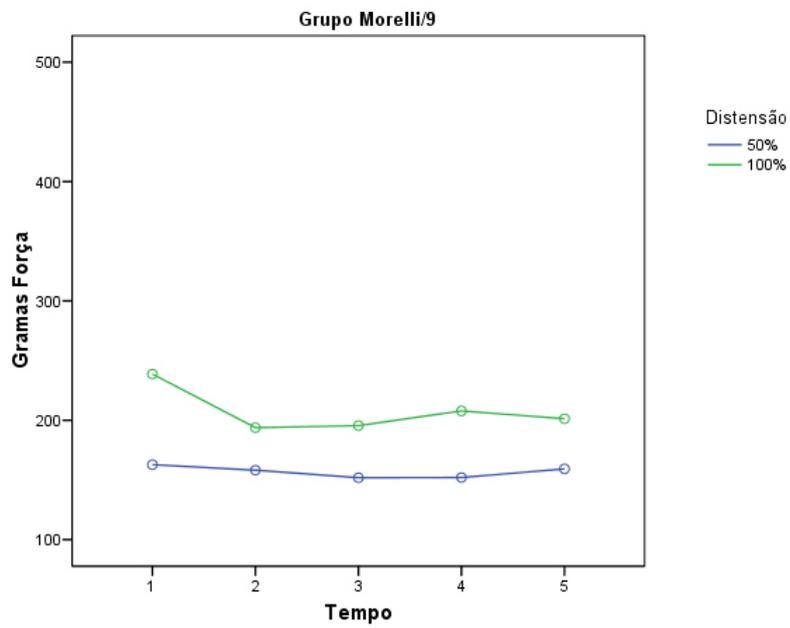
### 5.3 Comportamento dos Grupos de Molas Fechadas de Níquel-Titânio e Cadeias Elásticas Distendidas 50% e 100% do Comprimento Inicial



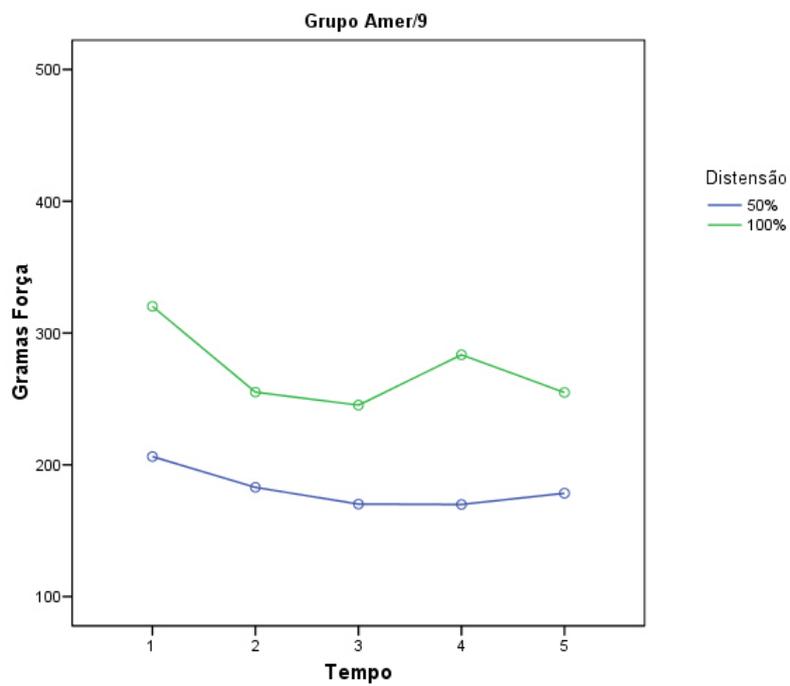
**Gráfico 9:** Média de força (gf) desenvolvida ao longo do tempo pelo grupo de molas TP/025.



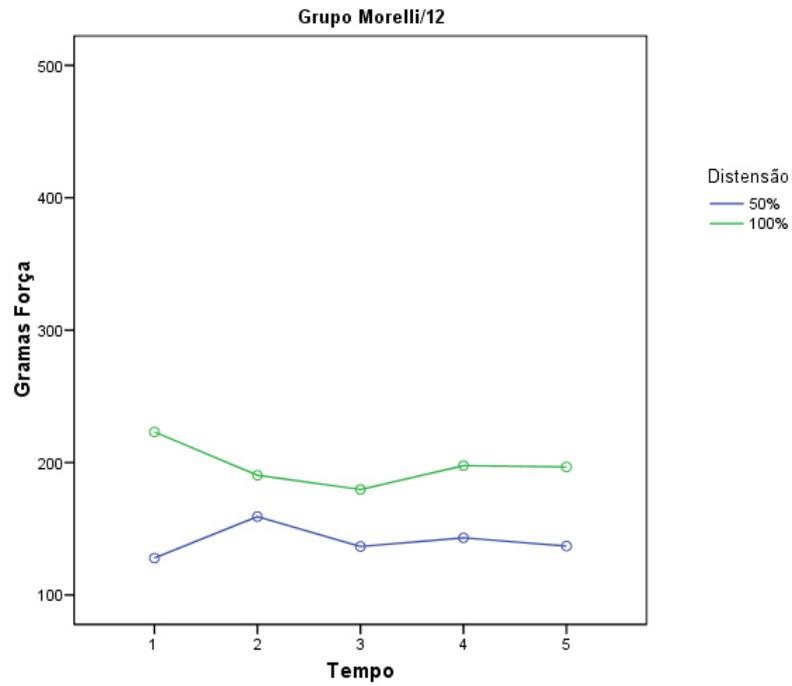
**Gráfico 10:** Média de força (gf) desenvolvida ao longo do tempo pelo grupo de molas TP/036.



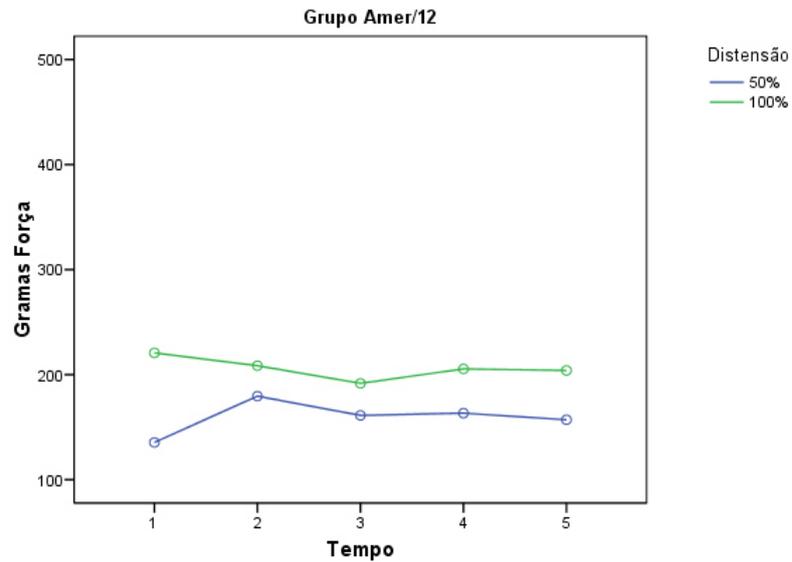
**Gráfico 11:** Média de força (gf) desenvolvida ao longo do tempo pelo grupo de molas Morelli/9.



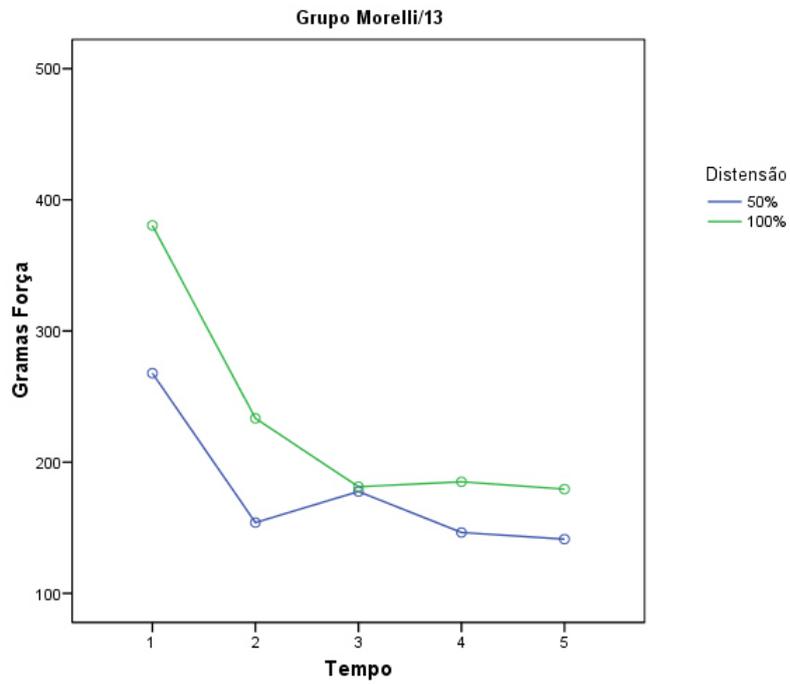
**Gráfico 12:** Média de força (gf) desenvolvida ao longo do tempo pelo grupo de molas Amer/9.



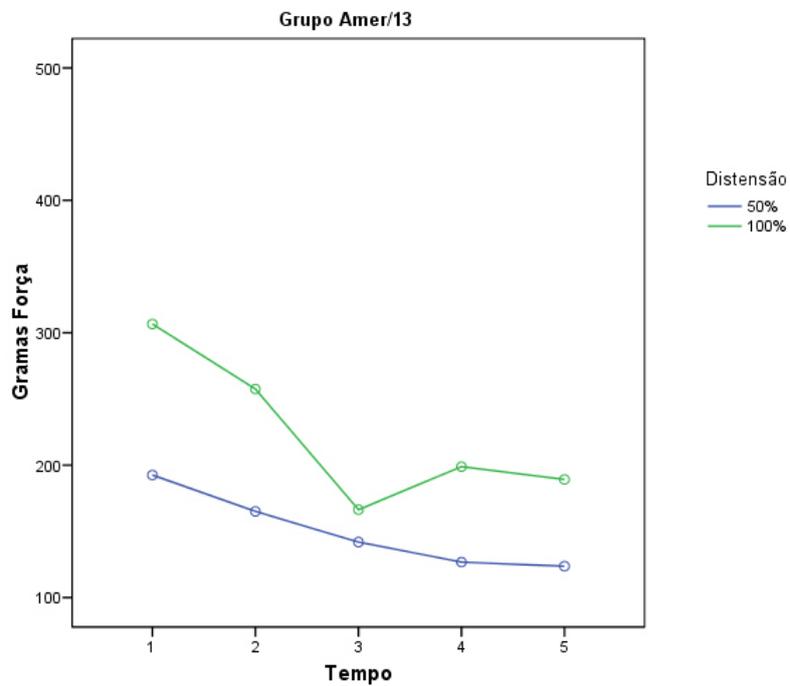
**Gráfico 13:** Média de força (gf) desenvolvida ao longo do tempo pelo grupo de molas Morelli/12.



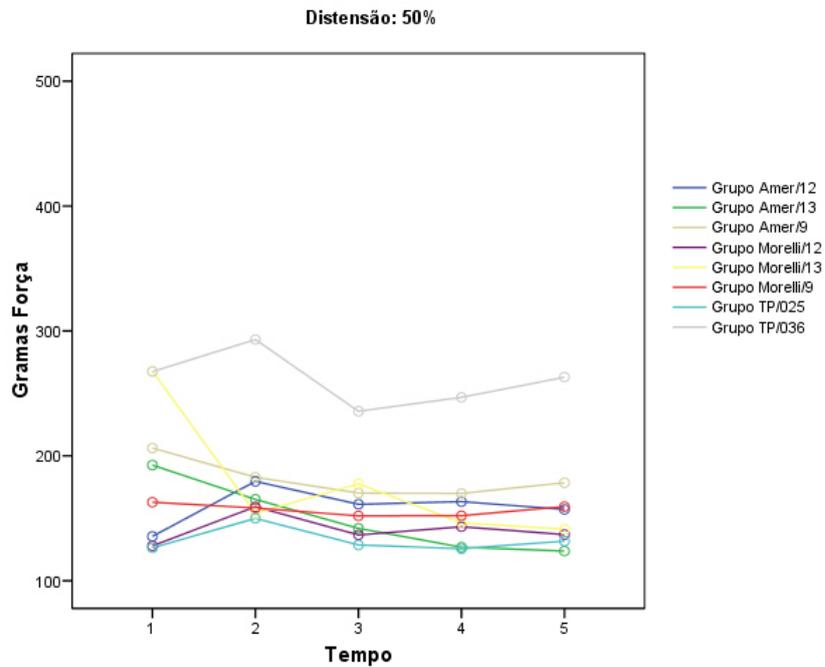
**Gráfico 14:** Média de força (gf) desenvolvida ao longo do tempo pelo grupo de molas Amer/12.



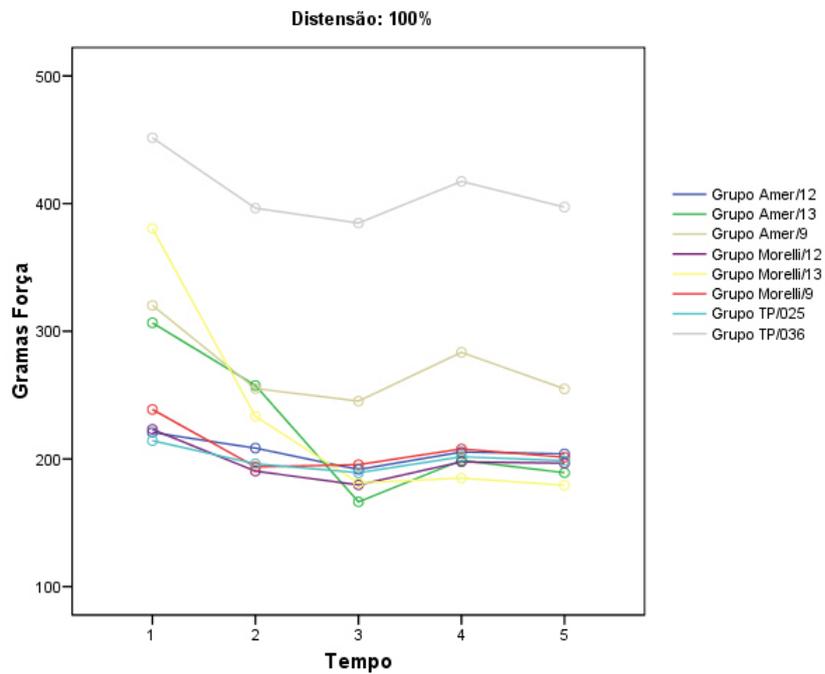
**Gráfico 15:** Média de força (gf) desenvolvida ao longo do tempo pelo grupo de cadeias elásticas Morelli/13.



**Gráfico 16:** Média de força (gf) desenvolvida ao longo do tempo pelo grupo de cadeias elásticas Amer/13.



**Gráfico 17:** Média de força (gf) desenvolvida pelas molas fechadas e cadeias elásticas ao longo do tempo, quando distendidas 50% do comprimento inicial.



**Gráfico 18:** Média de força (gf) desenvolvida pelas molas fechadas e cadeias elásticas, ao longo do tempo, quando distendidas 100% do comprimento inicial.

## 6 DISCUSSÃO

Vários métodos têm sido utilizados para o fechamento de espaços em casos de extrações dentárias ou em utilização de mecânicas de distalizações dentárias seguidas da retração dos caninos e dos dentes anteriores.

A mecânica de deslizamento tem sido amplamente empregada e vários são os sistemas de força utilizados para o fechamento de espaços como alças, cadeias elásticas, molas espirais e ligaduras elásticas unidas a amarrilhos metálicos.

O sistema de força ideal deve ter a capacidade de liberar tensões relativamente constantes durante o limite de sua ativação de maneira que a desativação, por degradação do material ou por diminuição da força decorrente da movimentação dentária, não leve a modificações abruptas na magnitude da força. Desta maneira, o estresse sob o ligamento periodontal também não seria modificado de forma abrupta de um período para o outro (BURSTONE, 2002; NETO; CAETANO, 2004).

Vários trabalhos na literatura têm-se referido preferencialmente à utilização das cadeias elásticas como fonte de transmissão de força aos dentes (ASH; NIKOLAI, 1978; DE GENOVA et al., 1985; KILLIANY; DUPLESSIS, 1985; ROCK; WILSON; FISHER, 1985; HUGET; PATRICK; NUNEZ, 1990; VON FRAUNHOFER; COFFELT; ORBELL, 1992; STEVENSON; KUSY, 1994; MATTA; CHEVITARESE, 1997; CARDOSO, 2000; ARAUJO; URSI, 2006; GIOLLO, 2007).

Já as molas de níquel-titânio apresentam a propriedade de superelasticidade induzida pela força, que significa a capacidade de exercer forças leves e constantes, indicadas para um

ótimo movimento dentário, sendo assim muitos trabalhos se concentraram no estudo destas molas (MIURA et al., 1986; ANGOLKAR et al., 1992; HAN; QUICK, 1993; VON FRAUNHOFER; BONDS; JOHNSON, 1993; MELSEN et al., 1994; SONIS, 1994; BARWART, 1996; MANHARTSBERGER; SEIDENBUSCH, 1996; SAMUELS; RUDGE; MAIR, 1998; LANGERON; FILLEUL; VAN HUMBECK, 2001; ALAVI; YAGHCHIE, 2006; PINTO, 2006; SANTOS et al., 2006).

Devido à ampla utilização destes recursos auxiliares para a retração dos caninos, foram selecionadas três marcas comerciais diferentes de molas fechadas de níquel-titânio e duas marcas de cadeias elásticas. A seleção das marcas baseou-se na preferência profissional e na facilidade de acesso.

Sendo assim foram escolhidas as molas de 9 e 12 mm de comprimento das marcas Morelli<sup>®</sup> e American Orthodontics<sup>®</sup> e as molas de espessura de 0,25 e 0,36 mm da TP Orthodontics<sup>®</sup>. As cadeias elásticas selecionadas foram o elástico em corrente convencional da Morelli<sup>®</sup> e a cadeia elástica *Memory Chain* da American Orthodontics<sup>®</sup>, bastante utilizadas na clínica de Ortodontia da PUCRS.

Normalmente as consultas de manutenção para reativação da mecânica utilizada durante o tratamento ortodôntico são realizadas a cada 3, 4 ou 6 semanas (STEVENSON; KUSY, 1994). Segundo alguns autores, os ortodontistas não excedem o período de 06 semanas de intervalo entre uma consulta e outra com o paciente (HERSHEY; REYNOLDS, 1975). No entanto, sabe-se hoje em dia que o retorno do paciente nem sempre ocorre nesse tempo. De qualquer forma não foi encontrado na literatura nenhum trabalho que verificasse o comportamento destes materiais ao final de 9 semanas.

Segundo as observações clínicas de Killiany e Duplessis (1985), os elásticos em cadeia podem ser usados por seis semanas ou mais, no entanto estes materiais podem sofrer desgaste e romper-se com o uso muito longo.

Já as molas de níquel-titânio não tendem a apresentar este tipo de desgaste com o tempo. Muito do estímulo atual dado à evolução dos materiais busca como objetivo acelerar o tratamento ortodôntico e aumentar o tempo de intervalo entre as consultas ao ortodontista.

Desta forma torna-se muito importante conhecer como se comportam os diferentes tipos de materiais quando permanecem por um período de tempo maior na cavidade bucal.

Portanto, foram avaliados os períodos de tempo de 3, 4, 6 e 9 semanas de permanência das molas fechadas de níquel-titânio e das cadeias elásticas; dependendo do comportamento destes materiais ao final de 9 semanas, estes poderiam assim permanecer, sem prejuízo a mecânica e conseqüentemente ao paciente, podendo ser reativados num intervalo maior de tempo.

As amostras foram sempre mantidas distendidas e imersas em saliva artificial com temperatura constante de 37°C, ou seja, sob condições próximas às da cavidade bucal. A realização deste experimento em ambiente oral simulado decorreu em função de que a degradação de força sofrida, principalmente pelos materiais elásticos sintéticos, é significativamente maior quando testados em meio úmido do que quando avaliados em ambiente seco (ASH; NIKOLAI, 1978; HUGET; PATRICK; NUNEZ, 1990; STEVENSON; KUSY, 1994; ARAUJO; URSI, 2006). Manteve-se a temperatura constante de 37°C por se tratar da temperatura corpórea.

A literatura não é clara em determinar a extensão inicial requerida para gerar forças compatíveis com o movimento dentário eficiente. Vários trabalhos utilizando cadeias elásticas foram realizados com distensão de 50%, 75% ou 100% do comprimento inicial (KILLIANY; DUPLESSIS, 1985; ROCK; WILSON; FISHER, 1985; HUGET; PATRICK; NUNEZ, 1990; MATTA; CHEVITARESE, 1997; MATTA; CHEVITARESE, 1998; CARDOSO, 2000) ou as cadeias elásticas eram distendidas conforme a força inicial requerida (SONIS; VAN DER PLAS; GIANELLY, 1986; BATY; VOLZ; VON FRAUNHOFER, 1994; JOSELL; LEISS; REKOW, 1997; NETO; CAETANO, 2004; BOKAS; WOODS, 2006; GIOLLO, 2007). Já nos trabalhos onde foram utilizadas as molas fechadas, a distensão normalmente foi de 100% do comprimento inicial (BARWART, 1996; SANTOS et al., 2006; SANTOS et al., 2007) ou então a distensão foi realizada conforme a força inicial desejada (ANGOLKAR et al., 1992; SAMUELS et al., 1993; MANHARTSBERGER; SEIDENBUSCH, 1996; TRIPOLT et al., 1999; BOKAS; WOODS, 2006; PINTO, 2006). Para fins de padronização neste trabalho, tanto as molas fechadas de níquel-titânio como as cadeias elásticas, foram submetidas à distensão de 50 e 100% do comprimento inicial.

As cadeias elásticas foram cortadas num comprimento de 13mm, equivalente a quatro elos, medida esta representativa do comprimento geralmente usado pelos ortodontistas em casos de retração de caninos após a extração de pré-molares.

Durante todo o procedimento, até o final das 9 semanas, as amostras foram mantidas distendidas, mesmo durante a transferência das placas de armazenamento para a máquina de teste, a fim de evitar qualquer recuperação dos materiais, como a recuperação elástica dos produtos elastoméricos comentada por Araújo e Ursi (2006). Este mesmo procedimento de estiramento constante das amostras também já havia sido adotado em outros trabalhos (MATTA; CHEVITARESE, 1997; NATTRASS; IRELAND; SHERRIFF, 1998; CARDOSO, 2000; MORESCA; VIGORITO, 2005; ARAUJO; URSI, 2006; SANTOS et al., 2006; SANTOS et al., 2007).

### **6.1 Análise de Forças Liberadas**

Há uma concordância entre os autores quanto à existência de uma degradação da força que ocorre nos elásticos em cadeia ao longo do tempo em que os mesmos mantêm-se distendidos em diferentes comprimentos, tanto *in vivo* como *in vitro*. Porém, a literatura é contraditória com relação à quantidade dessa degradação, até mesmo porque o grau de diminuição da força liberada varia com o produto comercial testado e vários outros fatores como temperatura, pH salivar e quantidade de distensão.

Conforme os resultados desta pesquisa, foi possível constatar que tanto as molas fechadas de níquel-titânio como as cadeias elásticas desenvolveram forças iniciais maiores quando foram distendidas a 100% do comprimento inicial, com percentual de perda de força também maior, comparado àquelas que foram distendidas a 50%. Os resultados do estudo realizado por Huget, Patrick e Nunez (1990) demonstraram que as cadeias elastoméricas quando distendidas 50% do comprimento inicial perderam menos força quando comparadas à distensão de 100 ou 200% do comprimento e, segundo as afirmações de Andreasen e Bishara (1970), Bishara e Andreasen (1970) e Lu et al (1993), valores iniciais de força muito alta apresentam uma decomposição da força também grande. Entretanto Hersey e Reynolds (1975) e Ware (1971 apud LU et al., 1993), comentaram que as características de degradação das forças não estão relacionadas com a magnitude inicial da força. De qualquer forma, uma degradação da força ocorre após a distensão das cadeias elásticas.

Neste trabalho as amostras foram avaliadas após 3 semanas da aferição da força inicial, no entanto a revisão da literatura realizada por Baty, Storie e Von Fraunhofer (1994) verificou que as cadeias elastoméricas perdem de 50 a 70% da força inicial já no primeiro dia. Josell, Leiss e Rekow (1997), através da comparação de várias marcas de cadeias elásticas, também constataram que a maior queda na intensidade das forças liberadas ocorreu na primeira hora e que os níveis de degradação de força após 28 dias variaram de 30 % a 85% do valor liberado inicialmente, dependendo do grupo testado.

Eliades e Bourauel (2005) encontraram um padrão de degradação das forças das cadeias elastoméricas caracterizado por diminuição de 50% dentro das primeiras 24 horas, *in vitro*. E sugeriram que em ambiente oral a perda de força seria maior, uma vez que na cavidade oral as cadeias são expostas à degradação enzimática e também a alterações de temperatura que contribuem para a diminuição da tensão, contribuindo para o envelhecimento *in vivo* destes materiais.

Parte desta degradação da força refere-se ao fenômeno de relaxação apresentado pelas cadeias elásticas, que promove uma rápida perda de força nas primeiras horas, sendo que, após este período, a perda se apresenta de forma mais estável (ANDREASEN; BISHARA, 1970; WONG, 1976; ASH; NIKOLAI, 1978; DE GENOVA et al., 1985; BATY; STORIE; VON FRAUNHOFER, 1994).

Quanto às molas fechadas Boshart et al. (1990), Angolkar et al. (1992) e Miura et al. (1988) teceram comentários em seus estudos referentes as variáveis envolvidas nos níveis de força produzidos pelas molas. Na presente pesquisa foi possível verificar claramente duas destas variáveis, espessura do fio e comprimento da mola. As molas de 9 e 12mm de comprimento apresentaram níveis diferentes de força em ambas as distensões, assim como as molas confeccionadas com fios de espessuras diferentes.

Os níveis de força inicial gerados pelas molas fechadas e cadeias elásticas são de fundamental importância para avaliar se essas forças liberadas imediatamente após a ativação não vêm a ser excessivas para o movimento ortodôntico de distalização dos caninos. Partindo desta premissa, verifica-se que todas as molas distendidas 50% do comprimento inicial, com exceção do grupo 3 (TP/036) que desenvolveu forças superiores, desenvolveram forças médias iniciais que variaram de 126 gf a 206 gf, forças consideradas suficientes para este

movimento, partindo de um nível de força entre 100 gf e 200 gf considerado neste trabalho e adotada por vários autores (REITAN, 1957; LEE, 1965; QUINN; YOSHIKAWA, 1985; REN; MALTHA; KUIJPERS-JAGTMAN, 2003; BOKAS; WOODS, 2006; BOUSQUET; TUESTA; FLORES-MIR, 2006).

O grupo de molas 3 (TP/036) teve como média inicial de força 267,5 gf e a média de força inicial desenvolvida pelas cadeias elásticas ficou entre 192,6 e 267,8 gf.

Ao final de 9 semanas, todos os grupos, tanto as molas como as cadeias elásticas, continuaram apresentando forças compatíveis com a movimentação dentária que variaram entre 123,7 e 178,4 gf, sendo que o grupo de molas 3 (TP/036) continuou mantendo níveis superiores de força, 263 gf. Este resultado contribui para a permanência destes materiais com intervalo de tempo maior entre as ativações, levando em consideração somente o nível de força.

As cadeias elásticas apresentaram um percentual maior de degradação da força, nas duas distensões avaliadas, quando comparadas às molas fechadas de níquel-titânio. Sendo que os grupos 13 (Morelli/13/50%) e 14 (Morelli/13/100%) apresentaram a maior degradação da força nas primeiras 3 semanas.

Já os grupos de cadeias elásticas 15 (Amer/13/50%) e 16 (Amer/13/100%) apresentaram a tendência de manter um percentual de degradação da força menor quando comparado ao grupo das cadeias elásticas 13 (Morelli/13/50%) e 14 (Morelli/13/100%). De acordo com o fabricante, esta cadeia elástica é definida como *thermoset polyester polyurethan*, que apresenta propriedades hidrofóbicas, o que a torna mais estável no ambiente bucal, sendo, portanto este fator responsável pela “performance” superior desta cadeia elástica.

A literatura é bastante clara no que se refere às propriedades das cadeias elásticas uma vez que não são consideradas materiais elásticos ideais já que as suas propriedades mecânicas sofrem influências de vários fatores (DE GENOVA et al., 1985; BATY; STORIE; VON FRAUNHOFER, 1994; ARAUJO; URSI, 2006).

Araújo e Ursi (2006) realizaram um trabalho com metodologia semelhante a esta pesquisa com diferentes marcas comerciais de cadeias elásticas, todos os segmentos com 4 elos distendidos 20 mm. Esta distensão se aproxima com a distensão de 50% do comprimento inicial utilizada no presente trabalho. Em todas as cadeias elásticas testadas pelos autores foi verificada uma redução da força de 47,7% a 75,95% em 28 dias de estiramento constante. Já na presente pesquisa, as cadeias elásticas apresentaram uma degradação da força de 25,9% e 33,5%, após 28 dias de estiramento constante.

Fato inesperado foi o aumento da força sofrido pelo grupo 13 (Morelli/13) em T3 (4ª semana). Na literatura foi encontrado um trabalho realizado por Souza et al. (2008) onde foram avaliadas as ligaduras elásticas do tipo modular e bengala e foi constatado um aumento da força na 4ª semana que foi atribuído à perda das propriedades elásticas das ligaduras tornando-as mais rígidas e, conseqüentemente, gerando valores de força maiores, ou seja, alterações nas propriedades mecânicas das ligaduras.

Alguns grupos de molas fechadas de níquel-titânio distendidos 50% do comprimento apresentaram um aumento da força quando aferidos após T1, no entanto, considerando que as amostras foram mantidas em temperatura constante e a distensão empregada manteve-se a mesma, este aumento deve-se a algum fator aleatório que pode ser investigado em trabalhos futuros.

Todos os grupos de molas fechadas de níquel-titânio distendidos 50% do comprimento tenderam à manutenção dos níveis de força em relação às forças iniciais, nos tempos avaliados, sendo que os grupos 5 (Morelli/9) e 7 (Amer/9) foram os que apresentaram um padrão de força mais constante. Este comportamento pode estar relacionado à propriedade de superelasticidade destas molas. Esta característica é particularmente desejável por proporcionar uma força constante por longo período de tempo, que é considerada uma força fisiologicamente preferível para a realização do movimento dentário (MIURA et al., 1986; VON FRAUNHOFER; BONDS; JOHNSON, 1993).

Todos os grupos distendidos 100% do comprimento apresentaram degradação da força nos tempos avaliados em maior ou menor grau em relação às forças iniciais. Nas avaliações intermediárias foi verificada degradação progressiva da força em todos os grupos, molas fechadas e cadeias elásticas até a 4ª semana, exceto para os grupos de molas 6 (Morelli/9) e 8

(Amer/9) cujas forças degradaram até a 3ª semana tendendo a se manterem estáveis na 4ª semana.

Também nesta distensão as cadeias elásticas apresentaram maior degradação da força em relação aos grupos de molas fechadas de níquel-titânio. A degradação das forças das cadeias elásticas já foi relatada por uma série de trabalhos (ANDREASEN; BISHARA, 1970; BISHARA, ANDREASEN, 1970; WONG, 1976; ASH; NIKOLAI, 1978; DE GENOVA et al., 1985; ROCK, WILSON, FISHER, 1986; BATY; STORIE; VON FRAUNHOFER, 1994, MATTA, CHEVITARESE, 1997; ARAÚJO, URSI, 2006) assim como a degradação das forças das molas de NiTi, (BOSHART et al., 1990; ANGOLKAR et al., 1992; HAN e QUICK, 1993; MANHARTSBERGER, SEIDENBUSCH, 1996; SANTOS et al., 2006; SANTOS et al., 2007) indicando que nenhum sistema é realmente constante.

A média de força inicial desenvolvida pelos grupos de cadeias elásticas 14 (Morelli/13/100%) e 16 (Amer/13/100%) ficou entre 380,5 e 306,6 gf e entre 179,4 e 189,3 gf em T5, respectivamente. A força inicial desenvolvida pelo grupo 14 foi maior que a exercida pelo grupo 16, assim como o percentual de degradação em T2, T3, T4 e T5. O grupo 16 (Amer/13/100%) apresentou menor degradação da força provavelmente devido às propriedades superiores da cadeia *Memory Chain*, como indicado pelo fabricante.

Embora as cadeias elásticas tenham apresentado degradação progressiva da força na 3ª e 4ª semanas principalmente, as mesmas tenderam à estabilidade nos períodos seguintes. Portanto pode-se dizer que, considerando somente o nível de força, estas cadeias elásticas podem permanecer na cavidade oral por um período de até 9 semanas, contribuindo assim com a literatura que indica que a maior perda de força das cadeias elásticas ocorre no início tendendo à estabilidade nos períodos seguintes.

Killiany e Duplessis (1985) após testarem duas marcas de cadeias elásticas distendidas 100% do comprimento inicial, uma dita energizada (*Energy Chain*) e outra convencional, encontraram que as cadeias elásticas energizadas mantiveram percentuais de força mais elevados durante todo o experimento e após 4 semanas haviam perdido 34% da força inicial enquanto que a cadeia elástica convencional degradou 67% da força. Resultados semelhantes foram encontrados nesta pesquisa onde as cadeias elásticas do tipo *Memory Chain* também mantiveram percentuais de força mais elevados durante todo o experimento e após 4 semanas

foi constatado um percentual de degradação de 45% e 52% para os grupo 16 (Amer/13) e 14 (Morelli/13), respectivamente. Estas diferenças encontradas devem-se, provavelmente, a característica de memória destes materiais decorrentes da fabricação, tanto da cadeia elástica energizada testada pelos autores como da *Memory Chain* avaliada nesta pesquisa, o que proporciona uma performance superior destas cadeias elásticas.

Matta e Chevitarese (1997) avaliando sete tipos de cadeias elásticas encontraram forças iniciais excessivas quando distendidas 100% do comprimento inicial. No entanto, deve ser levado em consideração que as cadeias elásticas, como relatado na literatura, tendem a uma degradação de 50 a 75% da força nas primeiras 24 horas. Os períodos de tempo verificados neste estudo não incluíram as primeiras horas de distensão, uma vez que a força foi aferida a partir da 3ª semana após a distensão inicial, de qualquer forma pode-se afirmar que a força liberada em 3, 4, 6 e 9 semanas foi adequada para a realização deste movimento, inclusive mesmo após 9 semanas as cadeias elásticas apresentavam um bom nível de força.

De acordo com Josell, Leiss e Rekow (1997) a quantidade de degradação da força, no que se refere às cadeias elásticas, depende de vários fatores incluindo o material usado pelo fabricante, a adição ou não de coloração, a configuração da cadeia elástica (aberta ou fechada), a pré-distensão previamente ao uso, pH da saliva do paciente e também tanto a técnica de estocagem como a técnica de esterilização do material.

As forças iniciais desenvolvidas pelos grupos de molas distendidos 100% do comprimento ficaram entre 214,3 e 320,3 gf, com exceção do grupo 2 (TP/036) que apresentou força média inicial de 451,5 gf. Ao final de T5 as forças ficaram entre 196,7 e 204 gf, e para o grupo 2 (TP/036) a força continuou se mantendo mais alta, 397,3 gf.

Os grupos de molas fechadas distendidas 100% do comprimento inicial apresentaram um percentual de degradação da força menor na 9ª semana quando comparados a 3ª e 4ª semanas, considerando sempre os valores iniciais. Pode-se concluir com isto que estes materiais apresentam-se com liberação de forças mais constantes a partir da 4ª semana, permitindo desta forma que estes recursos sejam reativados com intervalos maiores de tempo, levando em consideração somente o nível de força.

O percentual de perda de força das molas fechadas de níquel-titânio ao final de 28 dias ficou entre 6,4% e 17% na distensão de 50% do comprimento e de 11,5% a 22,9% na distensão de 100% do comprimento inicial. Angolkar et al. (1992) avaliaram a degradação das forças em molas espirais de SS, Co-Cr-Ni e NiTi e encontraram que as molas espirais apresentaram redução da força entre 8% e 20% ao final de 28 dias, ou seja, resultados semelhantes ao desta pesquisa. O que pode ser considerado relativamente baixo quando comparado à perda de força apresentada pelas cadeias elásticas. Além disso, os resultados do trabalho acima citado demonstraram que o grupo de molas que sofreu menor percentual de degradação foram as molas de NiTi mais longas e confeccionadas com fio de menor espessura. Neste trabalho também foi possível verificar que as molas Morelli/12, Amer/12, mais longas e TP/025, fio de menor espessura, também apresentaram, de uma maneira geral, menor percentual de degradação da força quando comparado aos grupos Morelli/9, Amer/9 e TP/036, que são molas mais curtas ou mais espessas.

Santos et al. (2006) avaliaram molas fechadas de níquel-titânio distendidas 100% do comprimento inicial e constataram um decréscimo gradativo dos níveis de força até o final do experimento, aos 28 dias. Segundo os autores, as molas American Orthodontics® apresentaram o menor percentual de degradação da força ao final do experimento, comparadas às molas da TP Orthodontics® que apresentaram os maiores percentuais de degradação. Na presente pesquisa os grupos de molas 2 (TP/025/100%), 4 (TP/036/100%), 10 (Morelli/12/100%) e 12 (Amer/12/100%) também apresentaram degradação progressiva da força até a 4ª semana, que tenderam a se manter até o final das 9 semanas, podendo indicar que estas molas poderiam permanecer mais tempo na cavidade oral sem reativação. Devido a estes resultados pode ser sugerido que as molas de níquel-titânio após 4 semanas mantenham níveis de força mais estáveis. Sugere-se, portanto a realização de outros estudos que avaliem o comportamento das forças em períodos de tempo superiores a 4 semanas, a fim de confirmar estes resultados.

Os grupos de molas 6 (Morelli/9/100%) e 8 (Amer/9/100%) que não foram avaliadas pelos autores acima citados apresentaram ainda um melhor comportamento, uma degradação da força até a 3ª semana com tendência a se manter até o final do experimento, nos levando a sugerir que estas apresentam um sistema de força que mais se aproxima do ideal para a movimentação dentária, podendo, desta forma, também permanecer por um tempo maior sem

reativação. Neste caso também é indicada a realização de mais estudos avaliando também estas molas.

O percentual de degradação das forças, ao final de 9 semanas, apresentadas pelo grupo de molas distendidas 100% do comprimento inicial foi do menor para o maior: 2 (TP/025) 7,1%, 12 (Amer/12) 7,3%, 10 (Morelli/12) 11,8%, 4 (TP/036) 11,8%, 6 (Morelli/9) 15,5% e 8 (Amer/9) 19,6%.

Na presente pesquisa foi considerado somente o nível de força; não foram avaliadas outras variáveis envolvidas na degradação das forças em nível clínico, como a simulação do movimento dentário que segundo alguns autores aumentam a degradação da força (HERSHEY; REYNOLDS, 1975; DE GENOVA et al., 1985); ação mecânica decorrente da mastigação; influência do pH salivar, que de acordo com alguns autores pode interferir na degradação das cadeias elásticas, principalmente (JOSELL; LEISS; REKOW, 1997) e as alterações de temperatura, que pode interferir na força produzida tanto pelas cadeias elásticas como pelas molas fechadas de níquel-titânio (DE GENOVA et al., 1985; BARWART, 1996; NATTRASS; IRELAND; SHERRIFF, 1998; TRIPOLT et al., 1999; ELIADES; BOURAUUEL, 2005).

Kuster, Ingervall e Burgin (1986) constataram um declínio maior da força durante o teste intra-oral quando comparado ao laboratorial e acrescentaram ainda outros fatores que influenciam clinicamente as propriedades dos componentes elastoméricos, principalmente, como alguns alimentos específicos, produtos e procedimentos de higiene oral, enfim fatores que não podem ser simulados laboratorialmente.

## **6.2 Implicações Clínicas e Considerações Finais**

Conforme verificado nesta pesquisa, todos os grupos testados, tanto as molas fechadas de NiTi como as cadeias elásticas, apresentaram a capacidade de desenvolver força. No entanto, não pode ser negligenciado o fato de que as cadeias elásticas em função das alterações que sofrem nas propriedades mecânicas acabam também comprometendo muito o fator estético, com alterações no volume e na coloração, além de correr o risco de romper-se com o tempo, não sendo indicada uma permanência tão longa na cavidade bucal (ANDREASEN; BISHARA, 1970; WONG, 1976; ASH; NIKOLAI, 1978; YOUNG; SANDRIK, 1979; DE GENOVA et al., 1985; KILLIANY; DUPLESSIS, 1985; ROCK;

WILSON; FISHER, 1985; BATY; STORIE; VON FRAUNHOFER, 1994; JOSELL; LEISS; REKOW, 1997; MATTA; CHEVITARESE, 1998; ARAUJO; URSI, 2006).

As cadeias elásticas *Memory Chain* da American Orthodontics<sup>®</sup> apresentaram em todos os tempos avaliados e em ambas as distensões uma degradação de força menor quando comparadas às cadeias elásticas Morelli<sup>®</sup>, com exceção ao tempo de 4 semanas com distensão de 50% , onde a degradação da força foi equivalente. Situação que pode ser decorrente das melhores propriedades físicas deste tipo de cadeia elástica, conforme o fabricante. Com isto é permitido concluir que dentre as cadeias elásticas testadas a *Memory Chain* é a mais indicada para o movimento de distalização dos caninos.

A degradação das forças foi maior quando os grupos foram distendidos a 100% do comprimento inicial. Sendo que, o percentual de degradação das forças foi sempre menor para as molas fechadas de níquel-titânio quando comparado às cadeias elásticas, podendo ser sugerido que este recurso seja o mais indicado para o movimento de distalização dos caninos. Embora as molas fechadas de níquel-titânio tenham apresentado menor degradação da força, outros fatores devem ser levados em consideração quanto a um maior tempo de permanência na cavidade bucal, um deles é a possível fratura desta mola como foi constatado em vários trabalhos clínicos, como citado por Pinto (2006).

Em outros trabalhos nas quais as molas fechadas de níquel-titânio foram comparadas a outros recursos de fechamento de espaço também foram encontrados resultados satisfatórios ao uso das molas, as quais produziam forças leves e contínuas sendo mais biologicamente aceitáveis (SAMUELS et al., 1993; SANTOS et al., 2007). Sonis (1994), através de um estudo clínico, constatou que as molas produziram movimento de fechamento de espaço mais rápido que os elásticos convencionais. Resultados clínicos semelhantes foram encontrados por Dixon et al. (2002) quando compararam as molas fechadas de níquel-titânio com as cadeias elásticas e os amarrilhos ativos.

Nattrass, Ireland e Sherriff (1998), através de um estudo expondo as molas a diferentes temperaturas, relataram que elas foram minimamente afetadas por esta, verificando pequeno aumento na força assim que a temperatura aumenta. Com isto os autores ressaltam para as vantagens das molas em relação às cadeias elásticas, pois sofrem maior degradação quando

submetidas a altas temperaturas além de sofrerem dano estético, principalmente com alimentos condimentados.

Em contrapartida, estudos, como o de Bokas e Woods (2006), encontraram quantidade de fechamento de espaço similar tanto com o uso das cadeias elásticas quanto com o uso das molas fechadas de níquel-titânio, clinicamente. Nightingale e Jones (2003) também não encontraram diferenças estatísticas na quantidade de fechamento de espaço quando compararam as molas fechadas com as cadeias elásticas. No entanto, Pinto (2006), através de um estudo clínico, constatou melhor desempenho das cadeias elásticas quando comparadas com as molas fechadas de NiTi.

As molas TP Orthodontics<sup>®</sup>, segundo o fabricante (TP ORTHODONTICS BRASIL), foram criadas para gerar forças de 150, 200 ou 250 gf, conforme a espessura do fio nas quais são confeccionadas. As molas fechadas de níquel-titânio da Morelli<sup>®</sup> de 9 e 12mm, segundo o fabricante, exercem forças de 250 gf quando distendidas em torno de 15 a 25 mm e 25 a 35 mm, para as molas de 9 e 12mm, respectivamente (MORELLI ORTODONTIA). As molas American Orthodontics<sup>®</sup> 9 e 12mm, segundo o fabricante, exercem forças em torno de 250 gf (AMERICAN ORTHODONTICS).

No entanto, pode ser constatado através desta pesquisa, que a quantidade de força exercida pelas molas fechadas de níquel-titânio vai depender da quantidade de distensão empregada e que a tendência é quanto maior a distensão maior a força gerada. Manhartsberger e Seidenbusch (1996) já haviam sugerido, através de um estudo, que a força desenvolvida pelas molas era dependente da quantidade de distensão utilizada.

A força conferida a um produto é determinada pela composição interna dos materiais. Portanto, a qualidade final do produto é dependente da qualidade da matéria-prima utilizada, do grau de tecnologia empregado e do controle de qualidade exercido pelo fabricante. Como o presente estudo foi realizado apenas com um único lote com o intuito de minimizar estas variáveis, sabe-se que o controle do padrão de qualidade pode, de alguma forma, interferir nos resultados encontrados, fato este já ressaltado em outros trabalhos realizados por Huget, Patrick e Nunez (1990); Lu et al, 1993 e Martins et al. (2006 b).

Sendo assim, na ausência de um rígido controle de qualidade na fabricação dos materiais, os resultados de testes similares podem ser diferentes, uma vez que em um mesmo lote podem ser encontradas diferenças nas propriedades dos materiais, conforme constatado e relatado por Wong (1976) e Schneevoigt et al. (1999).

Um sistema de força constante é uma questão bastante teórica, pois todos os sistemas apresentam diminuição da força ao longo do tempo, em maior ou menor grau. De qualquer modo, é importante compreender a forma de atuação dos diferentes sistemas, a fim de orientar o ortodontista em sua escolha.

Dentre os dispositivos utilizados nesta pesquisa para o fechamento de espaço, as molas fechadas de NiTi apresentaram o comportamento mais próximo daquele esperado para um sistema de força constante, inclusive sem diminuição abrupta da força nos períodos iniciais, constituindo um método efetivo no fechamento de espaços com menor percentual de degradação da força ao longo do tempo.

Vale ressaltar que esta pesquisa foi realizada em ambiente oral simulado, deve-se considerar a necessidade da avaliação das propriedades mecânicas dessas cadeias elásticas e molas fechadas, *in vivo*, visto que as mudanças de temperatura, presença de enzimas bacterianas e as forças de mastigação, entre outros fatores, podem contribuir para um comportamento diferente destes materiais.

Novos estudos podem ser realizados com outras marcas disponíveis comercialmente e também com lotes diferentes de molas fechadas de NiTi e cadeias elásticas, a fim de verificar a influência destas variáveis no comportamento destes materiais ao longo do tempo.

## 7 CONCLUSÃO

Com base na análise dos dados obtidos na presente pesquisa, pode-se concluir que:

1. Tanto as molas fechadas de níquel-titânio como as cadeias elásticas testadas desenvolveram forças iniciais e percentuais de degradação das forças maiores quando distendidas 100% do comprimento inicial quando comparadas à distensão de 50%.
2. As cadeias elásticas apresentaram maior degradação das forças em relação às molas de níquel-titânio nas duas distensões avaliadas 50% e 100% do comprimento inicial.
3. A cadeia elástica *Memory Chain* apresentou um percentual de degradação da força menor do que a cadeia elástica convencional nas duas distensões avaliadas.
4. Os grupos de molas mais longas e com fio de menor espessura, apresentaram de uma maneira geral, menor percentual de degradação da força quando comparado aos grupos de molas mais curtas ou mais espessas.

Em relação à distensão de 50% do comprimento inicial:

1. Todos os grupos de molas fechadas de níquel-titânio tenderam a manter as suas forças relativamente constantes ao final de 9 semanas em relação às forças iniciais.

2. As molas fechadas de níquel-titânio e cadeias elásticas apresentaram força inicial entre 126,3 e 267,5 gf e entre 192,6 e 267,8 gf, respectivamente.
3. Ao final de 9 semanas a média de força das molas fechadas de níquel-titânio ficou entre 131,7 e 263 gf e das cadeias elásticas ficou entre 123,7 e 141,3 gf.

Em relação à distensão de 100% do comprimento inicial:

1. Todos os grupos de molas fechadas de níquel-titânio e cadeias elásticas apresentaram degradação das forças ao final de 9 semanas.
2. A média de força inicial desenvolvida pelas molas fechadas de níquel-titânio ficou entre 214,3 e 451,5 gf e pelas cadeias elásticas ficou entre 306,6 e 380,5 gf.
3. Ao final de 9 semanas a média de força das molas fechadas de níquel-titânio ficou entre 196,7 e 397,3 gf e das cadeias elásticas ficou entre 179,4 e 189,3 gf.

## REFERÊNCIAS

- ALAVI, S.; YAGHCHIE, M. Force Characteristics of Nickel Titanium Closed Coil Springs. **Dent. Res. J.**, Washington, v. 3, n. 2, p. 77-83, Autum-Winter 2006.
- AMERICAN ORTHODONTICS. **A. Product Catalog**. Sheboygan: American Orthodontics Corporation, 2000. 182 p.
- ANDREASEN, G. F.; BISHARA, S. Comparison of alastik chains with elastics involved with intra-arch molar to molar forces. **Angle Orthod.**, Appleton, v. 40, n. 3, p. 151-8, Jul. 1970.
- ANGOLKAR, P. V. et al. Force degradation of closed coil springs: An in vitro evaluation. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, Saint Louis, v. 102, n. 2, p. 127-133, Aug. 1992.
- ANUSAVICE, K. J. **Materiais Dentários**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1998. 412 p.
- ARAUJO, F. B. C.; URSI, W. J. S. Estudo da degradação da força gerada por elásticos ortodônticos sintéticos. **R. Dental Press Ortodon. Ortop. Facial**, Maringá, v. 11, n. 6, p. 52-61, nov./dez. 2006.
- ASH, J. L.; NIKOLAI, R. J. Relaxation of orthodontic elastomeric chains and modules in vitro and in vivo. **J. Dent. Res.**, Washington, v. 57, n. 5-6, p. 685-90, May-Jun. 1978.
- BARWART, O. The effect of temperature change on, the load value of Japanese NiTi coil springs in the superelastic range. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, Saint Louis, v. 110, n. 5, p. 553-558, Nov. 1996.
- BATY, D. L.; STORIE, D. J.; VON FRAUNHOFER, J. A. Synthetic elastomeric chains: a literature review. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, Saint Louis, v. 105, n. 6, p. 536-42, Jun. 1994.
- BATY, D. L.; VOLZ, J. E.; VON FRAUNHOFER, J. A. Force delivery properties of colored elastomeric modules. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, Saint Louis, v. 106, n. 1, p. 40-6, Jul. 1994.
- BISHARA, S. E.; ANDREASEN, G. F. A comparison of time related forces between plastic alastiks and latex elastics. **Angle Orthod.**, Appleton, v. 40, n. 4, p. 319-28, Oct. 1970.

BOKAS, J.; WOODS, M. A clinical comparison between nickel titanium springs and elastomeric chains. **Aust. Orthod. J.**, Brisbane, v. 22, n. 1, p. 39-46, May 2006.

BOSHART, B. F. et al. Load-deflection rate measurements of activated open and closed coil springs. **Angle Orthod.**, Appleton, v. 60, n. 1, p. 27-32; discussion 33-4, Spring 1990.

BOUSQUET, J. A., JR.; TUESTA, O.; FLORES-MIR, C. In vivo comparison of force decay between injection molded and die-cut stamped elastomers. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, Saint Louis, v. 129, n. 3, p. 384-9, Mar. 2006.

BRITTO, K.M.F.; MARTINELLI, AE; SCATENA JR, H; NASCIMENTO, RM. **Avaliação Eletroquímica e Mecânica de Fios Ortodônticos de Níquel-Titânio em Função do Tempo de Uso Clínico.** Disponível em: <http://www.morelli.com.br/arquivos/teses-e-artigos//004-AVALIAÇÃO ELETROQUÍMICA-E-MECÂNICA-DE-FI>>. Acesso em 27 março 2009. Natal. 2004.

BURSTONE, C. J. Aplicação da Bioengenharia na Ortodontia Clínica. In: GRABER, T. M.; VANARSDALL, R. L. **Ortodontia: princípios e técnicas atuais.** 3. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2002. p. 228-257.

CAMPISTA, C. D. S. **Comportamento Mecânico de Ligas com Efeito Memória - Relação do Processamento Termomecânico com a Eficiência em Tratamento Ortodôntico.** (Mestre em Ciências em Engenharia Metalúrgica e de Materiais). Faculdade de Engenharia. Universidade Federal do Rio de Janeiro. Rio de Janeiro, 94 f., 2005.

CARDOSO, M. **Avaliação das Forças Liberadas por Elásticos Ortodônticos em Cadeia Esterilizados com Soluções de Glutaraldeído.** (Especialização em Ortodontia). Faculdade de Odontologia da Universidade do Estado do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 138 f., 2000.

CONSOLARO, A. Movimentação dentária induzida: biologia aplicada à prática clínica. In: CONSOLARO, A. **Reabsorções Dentárias nas Especialidades Clínicas.** 2. ed. Maringá: Dental Press, 2005. p. 304-352.

DE GENOVA, D. C. et al. Force degradation of orthodontic elastomeric chains--a product comparison study. **Am. J. Orthod.**, Saint Louis, v. 87, n. 5, p. 377-84, May 1985.

DIXON, V. et al. A randomized clinical trial to compare three methods of orthodontic space closure. **J. Orthod.**, London, v. 29, n. 1, p. 31-6, Mar. 2002.

DRESCHER, D.; BOURAUUEL, C.; SCHUMACHER, H. A. Frictional forces between bracket and arch wire. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, Saint Louis, v. 96, n. 5, p. 397-404, Nov. 1989.

ELIADES, T.; BOURAUUEL, C. Intraoral aging of orthodontic materials: the picture we miss and its clinical relevance. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, Saint Louis, v. 127, n. 4, p. 403-12, Apr. 2005.

GIOLLO, L. D. **Retração de Caninos Superiores com dois Tipos de Elásticos em Cadeia.** (Mestrado em Ortodontia). Faculdade de Odontologia. Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 84 f., 2007.

GURGEL, J. A.; RAMOS, A. L.; KERR, S. D. Fios Ortodônticos. **R. Dental Press Ortodon. Ortop. Facial**, Maringá, v. 6, n. 4, p. 103-114, jul./ago. 2001.

HAN, S.; QUICK, D. C. Nickel-titanium spring properties in a simulated oral environment. **Angle Orthod.**, Appleton, v. 63, n. 1, p. 67-72, Spring 1993.

HERSHEY, H. G.; REYNOLDS, W. G. The plastic module as an orthodontic tooth-moving mechanism. **Am. J. Orthod.**, Saint Louis, v. 67, n. 5, p. 554-62, May 1975.

HIXON, E. H. et al. Optimal force, differential force, and anchorage. **Am. J. Orthod.**, Saint Louis, v. 55, n. 5, p. 437-57, May 1969.

HOWARD, R. S.; NIKOLAI, R. J. On the relaxation of orthodontic elastic threads. **Angle Orthod.**, Appleton, v. 49, n. 3, p. 167-72, Jul. 1979.

HUGET, E. F.; PATRICK, K. S.; NUNEZ, L. J. Observations on the elastic behavior of a synthetic orthodontic elastomer. **J. Dent. Res.**, Washington, v. 69, n. 2, p. 496-501, Feb. 1990.

JEFFRIES, C. L.; VON FRAUNHOFER, J. A. The effects of 2% alkaline glutaraldehyde solution on the elastic properties of elastomeric chain. **Angle Orthod.**, Appleton, v. 61, n. 1, p. 25-30, Spring 1991.

JOSELL, S. D.; LEISS, J. B.; REKOW, E. D. Force degradation in elastomeric chains. **Semin. Orthod.**, Philadelphia, v. 3, n. 3, p. 189-97, Sep. 1997.

JUNIOR, J. G. **Materiais Dentários - O Essencial para o Estudante e o Clínico Geral.** 1. ed. São Paulo: Livraria Santos, 1999. 160 p.

KILLIANY, D. M.; DUPLESSIS, J. Relaxation of elastomeric chains. **J. Clin. Orthod.**, Boulder, v. 19, n. 8, p. 592-3, Aug. 1985.

LANGERON, T.; FILLEUL, M.P.; VAN HUMBEECK, J. Characterization of closed nickel-titanium orthodontic coil springs. **J. Phys. IV**, Les Ulis, v. 11, n. PR8, p. 565-570, Nov. 2001.

LEE, B. W. Relationship between tooth-movement rate and estimated pressure applied. **J. Dent. Res.**, Washington, v. 44, n. 5, p. 1053, Sep.-Oct. 1965.

LORIATO, L.; MACHADO, A.; PACHECO, W. Considerações clínicas e biomecânicas de elásticos em Ortodontia. **Rev. Clin. Ortodontia Dental Press**, Maringá, v. 5, n. 1, p. 44-57, fev./mar. 2006.

MANHARTSBERGER, C.; SEIDENBUSCH, W. Force delivery of Ni-Ti coil springs. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, Saint Louis, v. 109, n. 1, p. 8-21, Jan. 1996.

MARTINS JC et al. Extração de pré-molares em pacientes adultos - relato de caso clínico. **Rev. Clin. Ortodontia Dental Press**, Maringá, v. 8, n. 2, p. 53-59, abr./maio 2009.

MARTINS, M. et al. Elásticos ortodônticos em cadeia: revisão da literatura e aplicações clínicas. **Rev. Clin. Ortodontia Dental Press**, Maringá, v. 5, n. 5, p. 71-78, out./nov. 2006 a.

\_\_\_\_\_. Estudo comparativo entre as diferentes cores de ligaduras elásticas. **R. Dental Press Ortod.Ortop. Facial**, Maringá, v. 11, n. 4, p. 81-90, jul./ago. 2006 b.

MATTA, E. N. R.; CHEVITARESE, O. Avaliação laboratorial da força liberada por elásticos plásticos. **Rev. SBO**, Rio de Janeiro, v. 3, n. 4, p. 131-136, jul.-dez. 1997.

\_\_\_\_\_. Deformação plástica de elásticos ortodônticos em cadeia: estudo *in vitro*. **Rev. SBO**, Rio de Janeiro, v. 3, n. 5, p. 188-192, jan.-jun. 1998.

MELSEN, B. et al. The Importance of Force Levels in Relation to Tooth Movement. **Sem. Orthod.**, Philadelphia, v. 13, n. 4, p. 220-233, Dec. 2007.

\_\_\_\_\_. Force system developed from closed coil springs. **Eur. J. Orthod.**, Oxford, v. 16, n. 6, p. 531-9, Dec. 1994.

MIURA, F. et al. The super-elastic property of the Japanese NiTi alloy wire for use in orthodontics. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, Saint Louis, v. 90, n. 1, p. 1-10, Jul. 1986.

\_\_\_\_\_. The super-elastic Japanese NiTi alloy wire for use in orthodontics. Part III. Studies on the Japanese NiTi alloy coil springs. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, Saint Louis, v. 94, n. 2, p. 89-96, Aug. 1988.

MORELLI ORTODONTIA. **Catálogo de Produtos**. Sorocaba: Dental Morelli, 2007. 108 p.

MORESCA, R.; VIGORITO, J. W. Avaliação In Vitro da Degradação da Força Produzida por Módulos Elásticos Utilizados no Fechamento de Espaços com a Mecânica por Deslizamento. **Ortod. SPO**, São Paulo, v. 38, n. 2, p. 151-161, abr.-jun. 2005.

NATTRASS, C.; IRELAND, A. J.; SHERRIFF, M. An investigation into the placement of force delivery systems and the initial forces applied by clinicians during space closure. **Br. J. Orthod.**, Oxford, v. 24, n. 2, p. 127-31, May 1997.

\_\_\_\_\_. The effect of environmental factors on elastomeric chain and nickel titanium coil springs. **Eur. J. Orthod.**, Oxford, v. 20, n. 2, p. 169-76, Apr. 1998.

NETO, J. J.; CAETANO, M. T. O. A Degradação da Força de Segmentos de Elásticos em Cadeia de Diferentes Tamanhos - Estudo Comparativo *In Vitro*. **J. Bras. Ortodon. Ortop. Facial**, Rio de Janeiro, v. 9, n. 51, p. 225-33, maio-jun. 2004.

NIGHTINGALE, C.; JONES, S. P. A clinical investigation of force delivery systems for orthodontic space closure. **J. Orthod.**, London, v. 30, n. 3, p. 229-36, Sep. 2003.

PINTO, P. R. O. **Retração de Caninos Superiores com Molas Fechadas de Níquel-Titânio e Elásticos em Cadeia.** (Mestrado em Ortodontia). Faculdade de Odontologia. Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 100 f., 2006.

PROFFIT, W. R. **Ortodontia Contemporânea.** São Paulo: Pancast, 1991. 589 p.

QUINN, R. S.; YOSHIKAWA, D. K. A reassessment of force magnitude in orthodontics. **Am. J. Orthod.**, Saint Louis, v. 88, n. 3, p. 252-60, Sep. 1985.

REIS, W. P. **Caracterização de Ligas de Níquel-Titânio para Ortodontia.** (Mestrado em Ciências dos Materiais). Instituto Militar de Engenharia, Instituto Militar de Engenharia, Rio de Janeiro, 146 f., 2001.

REITAN, K. Some factors determining the evaluation of forces in orthodontics. **Am. J. Orthod.**, Saint Louis, v. 43, n. 1, p. 32-45, Jan. 1957.

REN, Y.; MALTHA, J. C.; KUIJPERS-JAGTMAN, A. M. Optimum force magnitude for orthodontic tooth movement: a systematic literature review. **Angle Orthod.**, Appleton, v. 73, n. 1, p. 86-92, Feb. 2003.

ROCK, W. P.; WILSON, H. J.; FISHER, S. E. A laboratory investigation of orthodontic elastomeric chains. **Br. J. Orthod.**, Oxford, v. 12, n. 4, p. 202-7, Oct. 1985.

\_\_\_\_\_. Force reduction of orthodontic elastomeric chains after one month in the mouth. **Br. J. Orthod.**, Oxford, v. 13, n. 3, p. 147-50, Jul. 1986.

SAMUELS, R. H.; PEAK, J. D. Use of nickel titanium closed-coil springs to align unerupted teeth: a case report. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, Saint Louis, v. 113, n. 3, p. 353-8, Mar. 1998.

SAMUELS, R. H. A. et al. A comparison of the rate of space closure using a nickel-titanium spring and an elastic module: A clinical study. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, Saint Louis, v. 103, n. 5, p. 464-467, May 1993.

SAMUELS, R. H. A.; RUDGE, S. J.; MAIR, L. H. A clinical study of space closure with nickel-titanium closed coil springs and an elastic module. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, Saint Louis, v. 114, n. 1, p. 73-79, Jul. 1998.

SANTOS, A. C. et al. An in vitro comparison of the force decay generated by different commercially available elastomeric chains and NiTi closed coil springs. **Braz. Oral Res.**, São Paulo, v. 21, n. 1, p. 51-7, jan.-mar. 2007.

SANTOS, A. C. S. et al. Comparação in vitro da força gerada por molas fechadas de NiTi de diferentes marcas comerciais. **Ortod. SPO.** São Paulo, v. 39, n. 3, p. 212-218, jul.-set. 2006.

SCHNEEVOIGT, R. et al. Laboratory analysis of superelastic NiTi compression springs. **Med. Eng. Phys.**, Oxford, v. 21, n. 2, p. 119-25, Mar. 1999.

SONIS, A. L. Comparison of NiTi coil springs vs. elastics in canine retraction. **J. Clin. Orthod.**, Boulder, v. 28, n. 5, p. 293-5, May 1994.

SONIS, A. L.; VAN DER PLAS, E.; GIANELLY, A. A comparison of elastomeric auxiliaries versus elastic thread on premolar extraction site closure: an in vivo study. **Am. J. Orthod.**, Saint Louis, v. 89, n. 1, p. 73-8, Jan. 1986.

SOUZA, E. V. et al. Percentual de degradação das forças liberadas por ligaduras elásticas. **R. Dental Press Ortod.Ortop. Facial**, Maringá, v. 13, n. 2, p. 138-145, mar./abr. 2008.

STEVENSON, J. S.; KUSY, R. P. Force application and decay characteristics of untreated and treated polyurethane elastomeric chains. **Angle Orthod.**, Appleton, v. 64, n. 6, p. 455-64; discussion 465-7, Dec. 1994.

TP ORTHODONTICS BRASIL. **Catálogo de Produtos**. Tupã, [s.d.].36 p.

TRIPOLT, H. et al. Force characteristics of nickel-titanium tension coil springs. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, Saint Louis, v. 115, n. 5, p. 498-507, May 1999.

VON FRAUNHOFER, J. A.; BONDS, P. W.; JOHNSON, B. E. Force generation by orthodontic coil springs. **Angle Orthod, Appleton**, v. 63, n. 2, p. 145-8, Summer 1993.

VON FRAUNHOFER, J. A.; COFFELT, M. T.; ORBELL, G. M. The effects of artificial saliva and topical fluoride treatments on the degradation of the elastic properties of orthodontic chains. **Angle Orthod.**, Appleton, v. 62, n. 4, p. 265-74, Winter 1992.

WONG, A. K. Orthodontic elastic materials. **Angle Orthod.**, Appleton, v. 46, n. 2, p. 196-205, Apr. 1976.

YOUNG, J.; SANDRIK, J. L. The influence of preloading on stress relaxation of orthodontic elastic polymers. **Angle Orthod.**, Appleton, v. 49, n. 2, p. 104-9, Apr. 1979.

## ANEXO 1



*Comissão Científica e de Ética  
Faculdade da Odontologia da PUCRS*

---

**Porto Alegre 24 de setembro de 2008**

**O Projeto de: Dissertação**

**Protocolado sob nº:** 0042/08  
**Intitulado:** Avaliação in vitro das forças geradas por cadeias elásticas e molas fechadas de NiTi  
**Pesquisador Responsável:** Prof. Dr. Eduardo Martinelli S. de Lima  
**Pesquisadores Associados** Janise Bizarro Pereira Porto  
**Nível:** Mestrado

Foi **aprovado** pela Comissão Científica e de Ética da Faculdade de Odontologia da PUCRS em 25 de junho de 2008.

**Prof. Dr. Eraldo Luiz Batista Júnior**  
Presidente da Comissão Científica e de Ética da  
Faculdade de Odontologia da PUCRS