

UNIVERSIDADE DO SAGRADO CORAÇÃO

CAROLINE DE VITTO

AVALIAÇÃO DO SISTEMA DE FORÇAS APLICADAS POR MOLAS FECHADAS DE
NÍQUEL-TITÂNIO

BAURU

2019

CAROLINE DE VITTO

AVALIAÇÃO DO SISTEMA DE FORÇAS APLICADAS POR MOLAS FECHADAS DE
NÍQUEL-TITÂNIO

Trabalho de Conclusão de Curso de
Graduação apresentado como parte dos
requisitos para obtenção do título de
bacharel em Odontologia - Universidade
do Sagrado Coração.

Orientadora: Prof.^a Dra Ana Cláudia de
Castro Ferreira Conti

BAURU/SP

2019

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP) de acordo com
ISBD

V853a	<p>Vitto, Caroline de</p> <p>Avaliação do sistema de forças aplicadas por molas fechadas de níquel-titânio / Caroline de Vitto. -- 2019. 26f. : il.</p> <p>Orientadora: Prof.^a Dra. Ana Cláudia de Castro Ferreira Conti Coorientador: Prof. M.eGregório Bonfim Dourado</p> <p>Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Odontologia) - Universidade do Sagrado Coração - Bauru - SP</p> <p>1. Ortodontia. 2. Movimentação. 3. Forças. 4. Fabricantes. I. Conti, Ana Cláudia de Castro Ferreira. II. Dourado, GregórioBonfim. III. Título.</p>
-------	--

CAROLINE DE VITTO

**AVALIAÇÃO DO SISTEMA DE FORÇAS APLICADAS POR MOLAS FECHADAS
DE NÍQUEL-TITÂNIO**

Trabalho de Conclusão de Curso de Graduação
apresentado como parte dos requisitos para
obtenção do título de bacharel em Odontologia -
Universidade do Sagrado Coração.

Aprovado em: 02/12/2019.

Banca examinadora:

Prof.^a Dra. Ana Cláudia de Castro Ferreira Conti (Orientadora)
Universidade do Sagrado Coração

Prof. Dr. Joel Ferreira Santiago Júnior
Universidade do Sagrado Coração

Prof.^a Dra. Renata Rodrigues de Almeida Pedrin
UNOPAR

Dedico o meu trabalho de conclusão de curso aos meus pais e minha irmã, que me apoiaram na realização do meu sonho. Também dedico esse trabalho a todos os professores que contribuíram diariamente com seus conhecimentos, dedicação e que foram importantes na minha vida acadêmica. A toda minha família que esteve presente nos meus quatro anos de faculdade incentivando a finalização deste curso. E por fim, dedico ao Leonardo que esteve presente na pesquisa e todos os dias da graduação ao meu lado, dupla de clinica e da vida.

AGRADECIMENTOS

Primeiramente agradeço a Deus por me encorajar e guiar meus passos até aqui;

Gostaria de agradecer especialmente aos meus pais Janete e Flávio que desde o início me apoiaram nesta difícil caminhada, não me deixando desistir desse sonho que hoje está sendo concretizado. Sinto-me realizada, pois hoje percebo o quanto foi importante meus pais acreditarem em meu potencial;

Agradeço também a minha irmã Patrícia que esteve comigo em todos os momentos;

Agradeço o Leonardo pelo auxílio na pesquisa e companheirismo durante a longa caminhada na graduação;

Agradeço minha querida professora orientadora Prof.^a Dra. Ana Cláudia que dedicou seu tempo, conhecimento e atenção para o sucesso deste trabalho;

Agradeço o Gregório que participou como co-orientador;

Agradeço o Prof.^o Dr. Joel Santiago que foi imprescindível para as análises dos resultados me ajudando nas estatísticas;

Por fim gostaria de agradecer a todos os professores docentes do curso de odontologia e dizer que cada um se tornou especial de alguma forma e contribuiu com os conhecimentos, aprimorando a realização do meu Trabalho de Conclusão de Curso.

RESUMO

O objetivo deste trabalho consistiu em avaliar se os valores de distensão de molas fechadas de Níquel-titânio propostos pelo fabricante correspondem aos valores mensurados para cada distância. Foram utilizadas molas de 7mm, 9mm, 12mm e 15mm, todas da marca Morelli, em dispositivos simulando as distâncias 50 e 100% entre os pontos de aplicação de forças. As forças resultantes foram medidas com tensiômetro e comparadas com a força descrita pelo fabricante na embalagem das molas. Para a análise estatística foi utilizado teste independente. A partir dos dados coletados, foi realizada a análise estatística, obtendo os seguintes resultados: nas molas NiTi 7mm 50%, 7mm 100%, 9mm 100%, 12mm 100% e 15mm 100%, foram comprovadas hipóteses nulas, não existindo diferença entre as mensurações com tensiômetro e com o sistema proposto pela Morelli. Já nos tamanhos de 9mm 50%, 12mm 50%, e 15mm 50% ocorreu uma diferença significativa em estatística e valores menores que $p=0,05$. Portanto conclui-se a partir dessa pesquisa a importância do ortodontista ter o conhecimento sobre as mensurações de forças durante o tratamento, reconhecendo não ser exatamente a mesma quantidade de gramas força para todas as molas como fornecido pelo fabricante na embalagem (200 gramas força), o que poderá causar falhas no decorrer do uso dessas molas, além de um atraso na movimentação com este tipo de ancoragem.

Palavras-chave: Ortodontia.Movimentação.Forças.Fabricantes.

ABSTRACT

The objective of this work was to evaluate if the distension values of closed nickel-titanium springs proposed by the manufacturer correspond to the values measured for each distance. We used 7mm, 9mm, 12mm and 15mm springs, all Morelli brand, in devices simulating the distances 50 and 100% between the points of application of forces. The resulting forces were measured with tensiometer and compared with the force described by the manufacturer on the spring packaging. For statistical analysis an independent test was used. From the collected data, the statistical analysis was performed, obtaining the following results: in NiTi 7mm 50%, 7mm 100%, 9mm 100%, 12mm 100% and 15mm 100% springs, null hypotheses were verified, with no difference between tensiometer measurements and the system proposed by Morelli. In the sizes of 9mm 50%, 12mm 50%, and 15mm 50%, there was a significant difference in statistics and distant values of $p= 0,05$. Therefore it is concluded from this research the importance of the orthodontist to have knowledge about the measurements of forces during treatment, recognizing that not exactly the same amount of force grams for all springs as provided by the manufacturer in the package (200 grams force), This may cause failure during the use of these springs, as well as a delay in movement with this type of anchorage.

Palavras-chave: Orthodontics.Movement.Forces.Manufacturers.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Utilização do tensiometro	17
Figura 2 - Medida inicial da mola de NiTi	18
Figura 3 - Molas fixadas em objeto auxiliar	18
Figura 4 - Informação da embalagem	19
Gráfico 1 - Representa a mensuração de forças iniciais e finais na mola de 12mm com distensão a 50%.	20
Gráfico 2 - Representa a mensuração de forças iniciais e finais na mola de 7mm com distensão a 100%.....	21

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Valores de média de força em gramas para cada tipo de mola na distensão de 50%.....	20
Tabela 2 - Valores de média de força em gramas para cada tipo de mola na distensão de 100%.....	20

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	12
2	OBJETIVO.....	16
3	MATERIAIS E MÉTODOS.....	17
4	RESULTADOS.....	20
5	DISCUSSÃO DOS RESULTADOS	22
6	CONCLUSÃO	24
	REFERÊNCIAS.....	25

1 INTRODUÇÃO:

Na terapia ortodôntica a movimentação ocorre a partir da aplicação de forças biomecânicas, estas são definidas como artificiais ou induzidas clinicamente, sendo que a sua energia provém de dispositivos mecânicos planejados. A magnitude varia e classifica-se por uma característica determinada em escalas de quantidades vetoriais que especificam quantidades em unidades físicas de medidas, além de tamanhos. Para a ortodontia, essas classificações facilitam a magnitude de força, sendo um fator que mantém relação com a movimentação dentária induzida (DASKALOGIANNAKIS, 2000; MOYERS, 2002).

A movimentação na ortodontia tem sido estabelecida como soma de fatores biológicos em resposta a interferência no equilíbrio fisiológico do complexo dento-facial por forças externamente aplicadas. Basicamente, a teoria que explica essa interação é a pressão-tensão, que aborda a aplicação de uma força ortodôntica, gerando a pressão de um lado do dente e conseqüentemente o ligamento periodontal do lado oposto sofrerá a tensão de suas fibras. Essa situação desencadeará uma resposta biológica dos tecidos e levará a desejada movimentação dentária, sendo que a partir desta teoria surgiu a relação entre a movimentação e magnitude de força estudada (VAN *et al.*, 2010).

O fechamento dos espaços é o tipo mais comum de movimentação, e abrange como principal objetivo a eliminação dos espaçamentos remanescentes de extrações, perdas dentárias ou diastemas. O tratamento ortodôntico também tem como preocupação o sistema de ancoragem aplicado, sendo imprescindível para o sucesso, principalmente nos casos os quais não houver o movimento recíproco. Nos casos de movimentação de retração anterior para fechamento de espaço ou distalização, bem como os movimentos de mesialização de molares para espaço edêntulo, requererem que as forças sejam mantidas durante o período entre as consultas odontológicas e biologicamente compatíveis (MARASSI, 2008).

Os dispositivos de ancoragem esquelética, por exemplo, mini implantes, são auxiliares na movimentação ortodôntica em busca de promover o fechamento do espaço sem que ocorra o movimento recíproco. Este meio auxiliar permite que o movimento efetivo seja resultado apenas da movimentação do dente que estará apoiado ao mini implante (MARASSI, 2008).

Ainda segundo Marassi (2008), os mini implantes possuem diversos mecanismos para a realização da movimentação ancorada. Podem ser empregados elastoméricos (módulo de corrente ou em cadeia), associado à amarrilhos metálicos com alastics individuais e também com molas de secção fechada. As molas são fabricadas com um material que possibilita grande distensão e deflexão, sendo este o níquel titânio, buscando a solução e diminuição da deformação permanente desses materiais em meio bucal.

A partir da intenção de solucionar os problemas de degradação de força sofrida pelos materiais elastoméricos, as ligas que foram elaboradas no laboratório Naval passaram a ser empregadas na ortodontia. O estudo para o surgimento desta liga iniciou-se no Naval Ordinance Laboratory (NOL), em Silver Springs, Maryland, na década de 1960. A primeira liga de níquel titânio ficou conhecida como Nitinol, uma abreviação de seu nome principal, porém não foi utilizada só na odontologia, mas também para outros tipos de procedimentos. A liga possuía alta capacidade de resistência e superelasticidade, o que se diferenciava dos outros tipos de ligas disponíveis, como o aço inoxidável, por exemplo, que não mantinha as mesmas propriedades (PARVIZI; ROCK, 2003).

A liga de níquel titânio possui uma propriedade chamada de memória elástica, esta acontecerá quando o material for submetido a uma grande diferença de temperatura (temperaturas baixas), alterando sua forma, porém com alta capacidade de retornar ao seu estado original sem sofrer alterações ou deformações em sua estrutura, mantendo-se integra novamente (PARVIZI; ROCK, 2003).

Diante da introdução das molas de níquel titânio (NiTi) no mercado, estas foram apresentadas comercialmente em diversos tamanhos, além de possuírem uma boa capacidade mecânica nos tratamentos ortodônticos, principalmente em forma de deslizamento. Os tipos de forças geradas são moderadas, obtém vantagens sobre uso de elásticos garantindo uma melhor higienização de sua superfície. Tratamentos que incluem a ligadura elástica em cadeia incluem simplificação de utilização e custo inferior, mas para a movimentação mecânica de fechamento de espaço não são eficazes quando comparadas a molas de NiTi (são mais resistentes ao fluidos bucais sem que ocorra sua degradação), (FECHAMENTO, 2002).

As molas fechadas de níquel titânio helicoidais são apresentadas com diversos tamanhos, a fim de serem utilizadas em espaços menores ou maiores,

possibilitando o emprego de uma força adequada para cada caso (CLOSED, [2019?]).

Analisando as molas de aço inoxidável, as molas de NiTi oferecem maior vantagem. Foi comprovada clinicamente sua eficácia, causando menor trauma ao paciente, além de manter uma movimentação eficiente dentária, produzindo uma força contínua e sem deformação quando comprimidas ou alongadas, retornando sempre em sua forma inicial. Também possuem capacidade de adaptação de acordo com tamanho do espaço e o tipo de movimento que deverá ser empregado durante o tratamento (MOLA, [2019?]).

O ortodontista deve entender o conceito sobre força ótima definido por Schuarz e saber aplicar em sua pratica clinica para que as movimentações possam ocorrer sem danos aos tecidos periodontais e aos dentes. Schuarz concluiu que a força ótima para a movimentação ortodôntica deveria se aproximar da pressão capilar sanguínea de 20 a 26 g/cm² de superfície radicular, condizendo com a vitalidade do ligamento periodontal e mantendo uma reabsorção óssea direta. Em casos que a força for menor que a pressão capilar, o fluxo sanguíneo não se altera e conseqüentemente não irá ocorrer à movimentação, já quando a força é maior (excedida a pressão capilar) ocorre interrupção do fluxo sanguíneo tornando a superfície dentária propensa a reabsorção e necrose do ligamento periodontal, ou seja, causa danos teciduais (SCHWARZ, 1932).

Infelizmente, não é tão simples determinar a força que será ideal para a movimentação dentária, pois tem influencia multifatorial, por exemplo, o tipo de força (contínua ou intermitente), a área radicular do dente que será movimentado, e a variação biológica individual de cada paciente. Em todas as situações deve-se buscar sempre o melhor movimento, com menor prejuízo para os tecidos de suporte e maior conforto ao paciente. Para o controle dessas forças, é indicado utilizar os tensiômetros específicos de mensuração das forças aplicadas em busca de não exceder ou diminuir as mesmas (PROFFIT, 1999).

As molas devem ser testadas anteriormente a sua utilização e devem ser escolhidas de acordo com seu tamanho para a aplicação adequada de força. As mesmas são distendidas de forma a aplicarem 200 gramas força para os fechamentos dos espaços segundo as informações do fabricante especificadas nas embalagens.

O objetivo deste trabalho será avaliar se as forças empregadas pelas molas fechadas de Níquel-titânio da marca Morelli para mini implantes (Dental Morelli Ltda., Sorocaba, Brasil, 7,9,12 e 15 mm) são iguais às propostas pelo fabricante nas embalagens (200gf). A comparação será a partir da utilização do tensiômetro para aferição da força na prática clínica com distensão de 50 e 100%.

2 OBJETIVO

O objetivo deste trabalho foi avaliar se as forças empregadas pelas molas fechadas de Níquel-titânio da marca Morelli para mini implantes (Dental Morelli Ltda., Sorocaba, Brasil, 7,9,12 e 15 mm) são iguais às propostas pelo fabricante nas embalagens (200Gf). A comparação ocorreu a partir da utilização do tensiômetro para aferição da força na prática clínica com distensão de 50 e 100%. A hipótese nula ocorreu quando não existiu diferença entre a mensuração inicial e a distensão proposta pela empresa em seu sistema, e a diferença significativa foi quando a estatística gerou um resultado menor que $p=0,05$.

3 MATERIAIS E MÉTODOS:

Para o desenvolvimento deste estudo foram avaliados 80 segmentos de molas helicoidais fechadas de Níquel-Titânio (Dental Morelli Ltda., Sorocaba, Brasil) 20 segmentos com 7mm, 20 segmentos com 9mm, 20 segmentos com 12mm e 20 segmentos com 15mm. Para a realização dos testes, foi desenvolvido um dispositivo plano de material rígido com pinos simulando as distâncias entre os pontos de aplicação de forças (7mm, 9mm, 12mm e 15mm) que serviu de suporte para a mola helicoidal durante os testes. Para a realização das mensurações, utilizou-se um tensiômetro (dinamômetro) de precisão da marca Zeusan. Os valores obtidos foram comparados à força descrita pelo fabricante na embalagem dos produtos.

A extremidade menor (a ser apoiada no tubo do molar) foi fixada em um dispositivo estático localizado no suporte por meio de amarrilho ortodôntico metálico (Figura 3). Após a fixação, com as distâncias padronizadas em 7mm (Figura 2), 9mm, 12mm e 15mm, as molas foram distendidas a 50% e 100% e apoiadas nos dispositivos metálicos que estão fixados no suporte. No momento da distensão nas distâncias padronizadas, o tensiômetro registrou a força utilizada em gramas (Figura 1). Assim, compararam-se os valores obtidos com aqueles sugeridos pelo fabricante nas embalagens das molas (Figura 4), justificando dispensar sistemas precisos de mensuração.

Figura 1 - Utilização do tensiômetro



Fonte: Elaborada pela autora.

Figura 2 - Medida inicial da mola de NiTi



Fonte: Elaborada pela autora.

Figura 3 - Molas fixadas em objeto auxiliar



Fonte: Elaborada pela autora.

Figura 4 - Informação da embalagem



Fonte: Elaborada pela autora.

4 RESULTADOS:

Em todos os resultados, o teste de normalidade falhou ($p < 0,050$) e assim foi utilizado teste Mann-Whitney.

Para as molas de 7, 9, 12 e 15mm e distensão de 50 % os resultados de acordo com a tabela 1 estão descritos abaixo.

Tabela 1 - Valores de média de força em gramas para cada tipo de mola na distensão de 50%

Molas	Inicial	25%	75%	Fabricante	Valor p
7mm	195	190	206,25	200	$p=0,229$
9mm	180	163,75	190	200	$p=<0,001^*$
12mm	160	155	166,25	200	$p=<0,001^*$
15mm	162,50	150	171,25	200	$p=<0,001^*$

Fonte: Elaborada pela autora.

Nota: *Valores estatisticamente significantes valor de p menor que 0,05.

Para as molas de 7, 9, 12 e 15mm e distensão de 100% os resultados de acordo com a tabela 2 estão descritos abaixo.

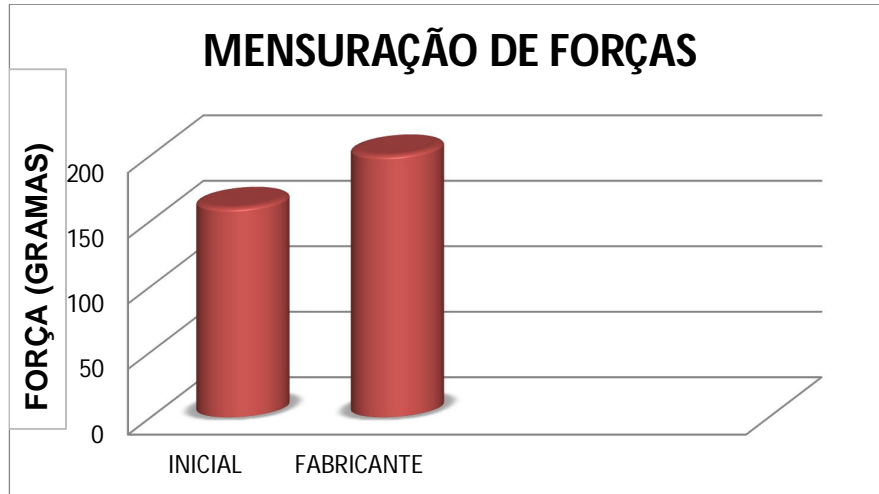
Tabela 2 - Valores de média de força em gramas para cada tipo de mola na distensão de 100%.

Molas	Inicial	25%	75%	Fabricante	Valor p
7mm	230	192,50	261,25	200	$p=0,043^*$
9mm	197,5	190	200	200	$p=0,069$
12mm	192,5	183,75	206,25	200	$p=0,230$
15mm	217,5	210	220	200	$p=<0,001^*$

Fonte: Elaborada pela autora.

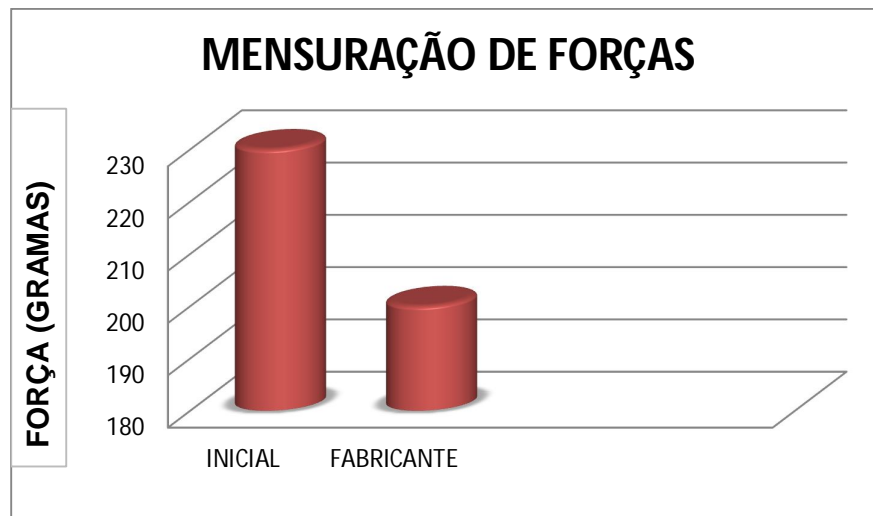
Nota: *Valores estatisticamente significantes valor de p menor que 0,05.

Gráfico 1 - Representa a mensuração de forças iniciais e finais na mola de 12 mm com distensão a 50%



Fonte: Elaborado pela autora.

Gráfico 2 - Representa a mensuração de forças iniciais e finais na mola de 7 mm com distensão a 100%



Fonte: Elaborado pela autora.

5 DISCUSSÃO DOS RESULTADOS:

Na pesquisa avaliaram-se a mensuração das forças das molas fechadas de níquel titânio para mini implantes da marca Morelli. A estatística foi uma comparação entre o fabricante (200 gramas) e o valor inicial das molas de 7,9,12 e 15mm, sendo esses respectivamente 195g, 180g, 160g, 162g, 230g, 197g, 192g, 217g. As molas 7mm 50%, 9mm a 100%, 12mm 100%, resultaram em uma hipótese nula, não existindo diferença entre as mensurações com tensiômetro e com o sistema proposto pelo fabricante, ou seja, sem diferença significativa pois o p é maior que 0,05. Já as demais molas, 9mm 50%, 12mm 50%, 15mm 50%, 7mm 100% e 15mm 100%, resultaram em uma diferença significativa, existindo alteração entre as mensurações com tensiômetro e com o sistema proposto pelo fabricante, ou seja, p menor que 0,05.

Em um estudo elaborado pelos autores Tortamano *et al.*, (2006), relataram que a força média gerada inicialmente por molas fechadas da marca Morelli foi de 223,18 gramas força. Seguindo com as medições em diferentes intervalos, foi observado que ocorreu uma perda gradativa do índice inicial da força e que ao final de 28 dias foi descrita com 165,11 gramas. Assim, concluíram que a força média teve um decréscimo de 30,66%.

Porto (2010) propôs um estudo com molas fechadas de Níquel titânio e cadeias elásticas. concluiu que as cadeias desenvolveram forças iniciais maiores, porém com uma taxa de degradação maior que as molas ao longo do tempo quando manipuladas a 100% de seu comprimento inicial e 50%. Portanto, as molas obtiveram menores percentuais de degradação durante os testes.

Araujo (2006) realizou uma avaliação de três marcas comerciais de elásticos ortodônticos sintéticos e molas de NiTi (MORELLI, ORMCO e GAC). O estudo analisou de forma separada e comparativa cada uma das citadas acima. Os materiais foram distendidos a 20 mm e imersos em saliva artificial e foram medidos nos momentos inicial, 1, 24, 48 horas, 7, 14, 21 e 28 dias em busca de determinar a quantidade de força gerada pelas amostras. Os resultados dos elásticos geraram maior índice inicial de força quando comparados com as molas, porém após 24 horas da ativação essa força diminuiu (força menor que a das molas). Assim, as

molares apresentaram níveis médios de força mais constantes que os elásticos ao longo dos testes.

A partir de uma revisão de literatura, Almussa (2013), pesquisou sobre as propriedades mecânicas das molares helicoidais fechadas de níquel-titânio, intitulando seu trabalho *in vivo* e *in vitro*. Avaliou três artigos e descreveu que após um período de seis meses de uso clínico as molares geraram perda significativa nas taxas de SE em até 52%, nas FP em 88%, além de um aumento na deformação de 1,26 mm. Na questão laboratorial, os resultados das FP foram maiores quando comparados com os primeiros meses e se estabilizaram com o tempo. As taxas de resumo SE não teve diferença nos primeiros dois meses e aumentou nos seguintes. Concluiu que a reutilização das molares seria totalmente desaconselhada.

Em um artigo redigido por Vieira *et al.*, (2016), houve a análise das helicoidais fechadas de níquel-titânio sobre a sua superelasticidade (SE), e a partir da sua ativação e sua força medida corresponde ao valor informado pelo fabricante. Foram comparadas 160 molares, divididas em 16 subgrupos. Finalizaram a pesquisa com os resultados afirmativos de que grande parte das molares gerou comportamento superelástico na ativação de 400%, que os platôs de força foram difíceis de ser comparados por falta de informações que não foram fornecidas pelo fabricante.

6 CONCLUSÃO

As mensurações das forças geradas pelas molas fechadas de NiTi da marca Morelli mostrou diferença significativa dos valores recomendados pelo fabricante nos tamanhos de 9,12,15 mm distendidas a 50% e nos de 7 e 15 mm a 100%.

Dessa forma, concluímos que para uma melhor efetividade da movimentação ortodôntica, devemos mensurar a força de cada dispositivo, uma vez que os valores preconizados nas embalagens não são confiáveis.

REFERÊNCIAS

- ALMUSSA, **Avaliação in vivo e in vitro do efeito do tempo sobre molas fechadas de níquel-titânio**. 2013. Tese (Doutorado em Ciências Odontológicas) - Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araraquara, 2013.
Disponível em:
https://repositorio.unesp.br/bitstream/handle/11449/104497/almussa_afm_dr_arafo.pdf?sequence=1&isAllowed=y. Acesso em: 8 mar. 2018.
- ARAUJO, **Estudo comparativo da degradação de forças geradas por elásticos ortodônticos sintéticos e molas de níquel-titânio**. 2006. Tese (Doutorado Odontologia Restauradora) - Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista, São José dos Campos, 2006.
Disponível em:
https://repositorio.unesp.br/bitstream/handle/11449/101345/araujo_fbc_dr_sjc.pdf?sequence=1&isAllowed=y. Acesso 20 mar.2018.
- CLOSED Coil Spring System. *In*: G&H ORTHODONTICS, Franklin, [2019?].
Disponível em:
<https://www.ghorthodontics.com/store/main.aspx?p=CategoryBody&c=SAG4CS>.
Acesso em: 7 mar. 2018.
- DASKALOGIANNKIS, J. **Glossary of Orthodontic terms**. Berlin: Quintessence Publ., 2000.
Disponível em:
<https://webceph.com/pt-br/>. Acesso em abr. 2019
- FECHAMENTO de espaços. *In*: ORTHO PLACE, Goiânia, 2002.
Disponível em:
<http://www.ortogeo.com.br/sistema/apostila/59.pdf>. Acesso em: 8 mar. 2018.
- MARASSI C, MARASSI C. **Mini-implantes ortodônticos como auxiliares da fase de retração anterior**. R Dental Press Ortodon Ortop Facial. Maringá, v. 13, n. 5, p. 57-75, set./out. 2008.
Disponível em:
http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1415-54192008000500007.
Acesso em 20 mar. 2019.
- MOLA distalizadora reflex- níquel titânio. *in*: TP ORTHODONTICS BRASIL, Campinas, [2019?].
Disponível em:
<http://tporthobrasil.com.br/produto/Mola-Distalizadora-Reflex-%252d-N%EDquel-Tit%E2nio.html>. Acesso em: 9 mar. 2018.
- MOYERS, R.E. **Ortodontia**. 4. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2002.
- PARVIZI, F.; ROCK, W. P. The load/deflection characteristics of thermally activated orthodontic archwires. **Eur J Orthod**, Oxford, v. 25, n. 4, p. 417-421, Aug. 2003.
Disponível em:
<https://academic.oup.com/ejo/article/25/4/417/436970>. Acesso em: 8 mar. 2018.

PORTO, **Avaliação in vitro das forças geradas por cadeias elásticas e molas fechadas de NiTi**. 2010. Dissertação (Mestrado em Odontologia) - Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2010.

Disponível em:

<http://tede2.pucrs.br/tede2/handle/tede/1064>. Acesso em out. 2019.

PROFFIT WR, **Contemporary Orthodontics**. St. Louis: Mosby-Year Book, 1999. p. 296-325.

Disponível em:

[https://www.scirp.org/\(S\(i43dyn45teexjx455qlt3d2q\)\)/reference/ReferencesPapers.aspx?ReferenceID=1067278](https://www.scirp.org/(S(i43dyn45teexjx455qlt3d2q))/reference/ReferencesPapers.aspx?ReferenceID=1067278). Acesso em abr.2019.

SCHWARZ AM, **Tissue changes incident to orthodontic tooth movement**. Int J Orthod, Milwaukee, v. 18, p. 331-352, 1932.

Disponível em:

<http://www.scielo.org.co/scieloOrg/php/similar.php?lang=en&text=Tissue%20changes%20incident%20to%20orthodontic%20tooth%20movement>. Acesso em out.2018.

TORTAMANO, RODRIGUEZ, GLADYS et al, **Comparação in vitro da força gerada por molas fechadas em NiTi de diferentes marcas comerciais**, v. 39, n. 3, p. 212-218, jul./set. 2006.

Disponível em:

<https://bdpi.usp.br/item/001565953>. Acesso em mai.2019.

VAN, LEEUWEN EJ, KUJIPERS; JAGTMAN AM, VON DEN HOF JW, WAGENER FADTG; MALTHA JC, **Rate of orthodontic tooth movement after changing the force magnitude: an experimental study in beagle dogs**.

Orthod.Craniofac.Oxford, v.13, p.238-245, Aug, 2010.

Disponível em:

<https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1111/j.1601-6343.2010.01500.x>. Acesso em mai.2018.

VIEIRA, CALDAS, MARTINS et al, **Superelasticity and force plateau of nickel-titanium springs: an in vitro study**.2016, Dental Press Journal of Orthodontics, vol.21, n.3, pp.46-55.

Disponível em:

http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_abstract&pid=S2176-94512016000300046&lng=pt&nrm=iso&tlng=en. Acesso em Nov. 2019.