

UNIVERSIDADE DO SAGRADO CORAÇÃO

LEONARDO FILIPE CONCEIÇÃO

AVALIAÇÃO DA DEFORMAÇÃO DE MOLAS FECHADAS DE NIQUEL
TITÂNIO PARA MINI-IMPLANTES: UM ESTUDO IN VITRO

BAURU
2019

LEONARDO FILIPE CONCEIÇÃO

AVALIAÇÃO DA DEFORMAÇÃO DE MOLAS FECHADAS DE NÍQUEL
TITÂNIO PARA MINI-IMPLANTES: UM ESTUDO IN VITRO

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

C744a	<p>Conceição, Leonardo Filipe</p> <p>Avaliação da deformação de molas fechadas de Níquel-Titânio para mini-implantes: Um estudo in vitro / Leonardo Filipe Conceição. -- 2019. 29f. : il.</p> <p>Orientadora: Prof.^a Dra. Ana Cláudia de Castro Ferreira Conti Coorientador: Prof. M.e Gregório 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, Gregório Bonfim. III. Título.</p>
-------	--

LEONARDO FILIPE CONCEIÇÃO

**AVALIAÇÃO DA DEFORMAÇÃO DE MOLAS FECHADAS DE NIQUEL
TITÂNIO PARA MINI-IMPLANTES: UM ESTUDO IN VITRO**

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.^a Dr. Joel Ferreira Santiago Júnior
Universidade do Sagrado Coração

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

Dedico esse trabalho de conclusão de curso aos meus pais Márcio e Leni, e ao meu irmão Matheus, que sempre me apoiaram e ajudaram nessa longa caminhada da graduação, por estarem juntos comigo em todos os momentos tantos bons quanto ruins, sem eles esse sonho jamais estaria se realizando. Também dedico a todos meus familiares e amigos que sempre estiveram comigo durante esses anos e sempre me apoiaram,

dedico também a todos os professores do curso de odontologia, que de maneira especial marcaram minha vida.

AGRADECIMENTOS

Gostaria primeiramente de agradecer a Deus por ter me abençoado e iluminado minha trajetória até aqui;

Gostaria de agradecer especialmente aos meus pais, Márcio e Leni por terem me ajudado a trilhar meus passos e caminho até aqui, sem eles nada disso seria possível;

Também gostaria de agradecer meu irmão Matheus, aos meus avós e a todos meus familiares por sempre estarem ao meu lado;

Em especial também gostaria de agradecer a Prof.^a Dra. Ana Cláudia Ferreira Conti pela orientação nesta iniciação e por todos os conhecimentos passados durante a graduação;

Também agradeço ao Prof.^o Dr. Joel Santiago Júnior, Caroline de Vitto e Gregório pelo auxílio na pesquisa;

Agradeço aos amigos que fiz na faculdade, Tenho certeza que além de amigos agora serão grandes companheiros de profissão;

A todos os professores e coordenadores do curso de odontologia que de maneira muito especial puderam passar todos seus conhecimentos aos alunos.

RESUMO

As molas fechadas de Níquel-titânio são utilizadas nos movimentos ortodônticos de retração e mesialização por apresentarem excelente propriedade elástica, mantendo sua força durante o período entre as consultas. O objetivo deste trabalho foi avaliar se os valores de distensão propostos pelo fabricante correspondem aos valores mensurados para cada distância, bem como verificar se após o período entre as consultas, a força é mantida. Foram utilizadas 80 molas dos tipos A2 (força média de 50%) e A3 (força pesada de 100%) em dispositivos simulando as distâncias entre os pontos de aplicação de forças (20 segmentos de cada tamanho: 7mm, 9mm, 12mm, 15mm) e medidas com tensiômetro em 2 fases: T1 (logo após a instalação do dispositivo, como medida inicial) e T2(após 21 dias de aplicação da força, como medida final). Os dispositivos foram mantidos em saliva artificial a uma temperatura de 36°C por um período de 21 dias e as medidas foram realizadas novamente em T2 para confirmação de mensuração de forças no tratamento ortodôntico. Para a análise estatística foram utilizados testes T pareados. A diferença significativa ocorreu quando houve uma degradação de força.

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

ABSTRACT

Nickel-titanium closed springs are used in orthodontic retraction and mesialization movements because they have excellent elastic property, maintaining their strength during the period between consultations. The objective of this study was to evaluate if the distension values proposed by the manufacturer correspond to the values measured for each distance, as well as to verify if after the period between consultations, the force is maintained. 80 type A2 (50% average force) and A3 (100% heavy force) springs were used in devices simulating the distances between force application points (20 segments of each size: 7mm, 9mm, 12mm, 15mm) and measurements with a 2-phase tensiometer: T1 (right after device installation as initial measurement) and T2 (after 21 days of force application as final measurement). The devices were kept in artificial saliva at a temperature of 36 ° C for a period of 21 days and the measurements were performed again at T2 to confirm strength measurement in orthodontic treatment. For statistical analysis, paired T tests were used. The significant difference occurred when there was a force degradation.

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

LISTA DE ILUSTRAÇÕES:

Figura 1 - Utilização do tensiometro	29
Figura 2 - Medida inicial da mola de NiTi	29
Figura 3 - molas imersas em saliva artificial.....	30
Figura 4 - Representa a mensuração de forças iniciais e finais na mola de 12mm com distensão a 50%	32
Figura 5 - Representa a mensuração de forças iniciais e finais na mola de 7mm com distensão a 100%	32

LISTA DE TABELAS

Tabela 1- Valores de média de força em gramas para cada tipo de mola na distensão de 50%.....22

Tabela 2: Valores de média de força em gramas para cada tipo de mola na distensão de 100%.....22

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	22
2	OBJETIVO.....	27
3	MATERIAIS E MÉTODOS.....	28
4	RESULTADOS	31
5	DISCUSSÃO DOS RESULTADOS	33
6	CONCLUSÃO.....	35
	REFERÊNCIAS	36

1 INTRODUÇÃO

A ortodontia realiza a movimentação dentária a partir de forças biomecânicas que acontecem a partir de um estímulo biológico causando alterações em determinadas regiões do tecido periodontal (HELLER; NANDA, 1979). Para possível movimentação, o ortodontista utiliza dispositivos auxiliares que possibilitam o correto posicionamento e aplicação de forças sobre os dentes. As forças resultantes são classificadas como um sistema, conhecido como força ótima, ou seja, necessita de uma boa resposta biológica com o mínimo de dano aos tecidos do periodonto. Um dos movimentos mais utilizados em ortodontia é o fechamento dos espaços (SMITH; STOREY, 1952).

Na ortodontia os fechamentos dos espaços são aplicados com o objetivo de eliminar distâncias remanescentes de perdas dentárias, agenesias e extrações. Para que o tratamento tenha sucesso, é necessário se preocupar com o sistema de ancoragem que será aplicado em qualquer situação, especialmente nestes casos onde não podem ocorrer movimentos recíprocos. Movimentações de retração anterior em busca do fechamento de espaço de extração ou de distalização, além de mesialização de molares para o fechamento do espaço edêntulo exigem que as forças sejam compatíveis biologicamente e que se mantenham durante o período entre as consultas (MARASSI, 2008).

Os mini-implantes são dispositivos de ancoragem esquelética temporária, que auxiliam na movimentação ortodôntica em busca de fechamento de espaço evitando a movimentação recíproca. Esse sistema permite que a movimentação ortodôntica resulte apenas na alteração do posicionamento dentário apoiada sobre o mini-implante (MARASSI, 2008).

Marassi (2008) ainda descreveu que existem vários tipos de ancoragem nos mini-implantes, que podem ser elastoméricos (módulo corrente ou em cadeia) que pode ser associado com amarrilhos metálicos com alastics individuais, além de molas de secção fechada.

Esses tipos de mola são confeccionadas com um material chamado liga de níquel-titânio que pode sofrer alto poder de distensão e deflexão, visando a

solução de problemas relacionados a deformação permanente dos outros materiais elastoméricos utilizados em meio bucal.

O movimento ortodôntico que possibilita o fechamento de espaços pode ser executado com diferentes técnicas, como a do arco segmentado, utilização de cadeias elastoméricas e molas fechadas de níquel-titânio (NiTi). O grupo que se relaciona as cadeias elastoméricas apresenta desvantagens, ou seja, quando distendidas e expostas ao ambiente oral, absorvem saliva, além de que podem manchar e sofrer alteração, o que leva à sua deformação e rápida perda de força ao longo do tratamento (BARWART, 1996; BORGES; FERREIRA; LUERSEN, 2012).

Com a necessidade de solucionar os problemas acometidos pela degradação de força sofrida pelos materiais elastoméricos, as ligas Níquel-Titânio que foram desenvolvidas a partir de um laboratório Naval, começaram a ser utilizadas em ortodontia. A pesquisa para a criação dessas ligas começou no Naval Ordnance Laboratory (NOL), em Silver Springs, Maryland, na década de 1960. Assim, na ortodontia a primeira liga de NiTi utilizada foi popularizada como Nitinol, (abreviação do nome principal da liga). Este material não foi empregado só para a odontologia, mas também para outros tipos de procedimentos, pela sua grande capacidade de resistência e superelasticidade, diferente de outras ligas, como por exemplo, de aço inoxidável que não mantém as mesmas propriedades (PARVIZI, 2003).

A liga de NiTi possui uma propriedade conhecida como (shapememory) ou memória elástica. Essa propriedade irá atuar quando o material for submetido à baixa temperatura, ocorrendo uma alteração em sua forma, porém irá retornar com maior facilidade em seu estado original/inicial sem sofrer deformações ou alterações em sua estrutura (PARVIZI, 2003).

Miura (1988) pesquisou e relatou que o valor da carga pode ser controlado de variadas maneiras a partir da avaliação da propriedade superelástica em atividade/trabalho, sendo estas: mudar o diâmetro do fio (aumenta o valor da carga em atividade assim que o lúmen seja reduzido), tamanho do lúmen (o valor da carga eleva quando o diâmetro também eleva e

mantém constante o lúmen) e além da temperatura de transformação martensítica (o valor da carga reduz com o aumento de temperatura).

Diante da introdução das molas de níquel-titânio, conhecidas como NiTi no comércio, foram disponibilizadas em variados tamanhos, possuindo uma boa capacidade mecânica em tratamentos ortodônticos na forma de deslizamento. Essas molas geram forças moderadas e possibilitam melhor higienização em comparação aos elásticos em meio bucal. Vale ressaltar que as formas de tratamento que incluem a ligadura elástica em cadeia geram maior facilidade de utilização e um custo mais acessível, porém para movimentação mecânica de fechamento de espaço não possuem tanta eficiência quando comparadas com as molas de níquel-titânio (abrangem características mais resistentes aos fluidos bucais sem que ocorra a deterioração ao longo do tempo) (FECHAMENTO, 2002).

As molas de NiTi fechadas helicoidais são encontradas com diferenciados valores de medida, ou comprimento, mantendo diversos métodos de força, que incluem de 50g de menor resistência, até 250g de maior resistência. As molas de NiTi desenvolvidas pela G & H são compostas em molas de classificação fechadas e helicoidais. As mesmas garantem forças consistentes o suficiente para prevalecerem enérgicas até o momento final de coaptação do espaço. O tempo de recuperação total do tratamento dependerá do valor consistente de força empregada, e são eventualmente atingidos pelas molas da G4™ NiTi (G&H ORTHODONTICS).

Quando as ligas são comparadas, as de níquel-titânio oferecem maior vantagem sobre as de aço inoxidável. Foi comprovado clinicamente maior eficácia, causando menos trauma no paciente com uma movimentação dentária eficiente. As molas de NiTi geram uma força contínua, sem ocorrer deformação quando comprimidas ou alongadas, voltando sempre a sua forma original. As molas possuem 18 cm, mas podem ser adaptadas de acordo com o tamanho e o tipo de movimento que será executado (MOLA DISTALIZADORA REFLEX- NÍQUEL TITÂNIO, [2019?]).

Em ortodontia, o sistema de medidas possui uma régua para realizar a medida clínica de força das molas de níquel-titânio, medindo as distâncias entre os ganchos, tamanho da mola relacionado à qual tipo de força mecânica ela irá desenvolver de acordo com seu comprimento em cada caso. Na embalagem de cada uma delas irá conter um valor de referência para a indicação de cada tipo de tratamento (CLOSED, [2019?]).

Em um estudo, realizou-se a comparação entre 14 molas diferentes de 9mm de comprimento, buscando analisar o princípio de forças geradas. Foram resultadas 70 espécimes totais entre 5 repetições das 14 molas. Com 12 mm as molas foram estendidas para o comprimento de descanso e após desativadas. Os testes ocorreram imersos em água com a temperatura média de 37°C. Existiram distâncias de 9, 6, 3 e 1mm com o intuito de utilizar força MTS, sendo que as gravações foram executadas a 12mm. Através de software foram coletadas as informações resultadas em forças médias de 147 a 474 gramas. Por fim, resultado apresentou que 6 das 14 molas implicaram descargas de medidas médias de 9, 6 e 3mm e os valores a partir dessa desativação geraram grande variância, o que gerou 50 gramas ou menos em relação ao total de desativação. Portanto, esse estudo concluiu que a rotulagem das molas de bobina fechada de NiTi são imprevisíveis em suas informações (AHMED, MAGANZINI, WONG, 2010).

As molas de NiTi são constantemente analisadas pelas suas propriedades mecânicas, assim foram submetidas a uma exposição prolongada ao ambiente oral simulado Han, Quikavaliou a partir de uma pesquisa as cadeias elastoméricas (OrmcoCrop, Glendora - Califórnia) comparadas a molas de aço inoxidável (HiTII, Unitek/3M, Morovia, Califórnia) e molas de NiTi (FlexMedicsCorp). Estas foram distendidas duas vezes ao seu tamanho inicial e submergidas em uma solução de saliva artificial a uma temperatura de 37° C por um período de 2, 4 ou 6 semanas. A força foi aferida com o equipamento Instron (InstronCorp, Canton, Mass) quando o dispositivo estava distendido a três vezes do seu tamanho original e depois retornava a sua distensão inicial. Concluiu que as molas de aço inoxidável quanto as cadeias

elastoméricas sofreram deformação em longo prazo, entretanto as molas de NiTi não geraram nenhuma mudança em suas propriedades físicas. Esse fator interferiu diretamente durante a análise de degradação de força, que mostrou que as molas NiTi tem uma força constante, já as de aço e cadeias de elásticos tiveram ao longo do tempo uma perda significativa (HAN, QUICK, 1993).

Antoniolli, Perinetti, Vidoni, *et al.* (2010), estudaram as propriedades mecânicas das molas NiTi tinham a possibilidade de serem afetadas após um tempo de uso (efeito de envelhecimento) na prática clínica, sendo: tensão prolongada e termociclagem. Utilizaram 90 molas de marcas distintas (Unitek, RMO e Ormco) com dois protocolos de ativação entre 50% e 150% de distensão do seu tamanho original, assim foram mantidas em saliva artificial por 45 dias em 37°C, além de que nesse período passaram por uma termociclagem. Relataram que alguns grupos de molas tiveram um aumento da força ao longo do tempo que foi avaliado e outras tiveram perda de força, entretanto segundo os autores essas mudanças não tem relevância clínica e a questão da termociclagem pareceu não afetar nenhuma propriedade mecânica das molas.

O objetivo deste trabalho foi avaliar se as molas fechadas de Níquel-Titânio para mini implantes da marca Morelli (7,9,12 e 15 mm), sofrem deformação permanente após um período de 21 dias *in vitro* com distensões de 50 e 100% e temperatura de 37° C.

2 OBJETIVO

O objetivo deste trabalho foi avaliar se as molas fechadas de Níquel-Titânio para mini implantes da marca Morelli (7,9,12 e 15 mm), sofrem deformação permanente após um período de 21 dias in vitro com distensões de 50 e 100% e temperatura de 37° C. Apesar de apresentarem memória de forma, após o período de instalação até a próxima consulta ortodôntica, em meio bucal, podem perder sua força inicial. Além da avaliação e comparação de dados (inicial e final) a análise estatística foi realizada utilizando teste T pareado em busca de determinar se houve diferença significativa, ou seja, p for menor que 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 (Figura 3) 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. As molas distendidas foram medidas com tensiômetro em 2 fases: T1 (logo após a instalação do dispositivo) e T2 (após 21 dias de aplicação da força). Os dispositivos ficaram mantidos em saliva artificial a uma temperatura de 36°C por um período de 21 dias e as medidas foram realizadas novamente em T2. Para a realização das mensurações, utilizou-se um tensiômetro (dinamômetro) de precisão da marca Zeusan, o qual tem sistema preciso de suporte para a extremidade do mini-implante.

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. Após a fixação, com as distâncias padronizadas em 7mm (Figura 2), 9mm, 12mm e 15mm, as molas foram distendidas e apoiadas nos dispositivos metálicos que estavam fixados no suporte com 50% e 100%. No momento da distensão (T1) nas distâncias padronizadas, o tensiômetro registrou a força utilizada em gramas (Figura 1). O suporte com os dispositivos estáticos e as molas de Niti distendidas foi submergido em um recipiente contendo saliva artificial e acondicionado em estufa com temperatura de 37°C, simulando as condições bucais por um período de 21 dias. Passado o período de observação, foram feitas novas medidas com a mesma metodologia em T2 para saber se houve deformação permanente das molas nas condições e tempo em que foram avaliados.

Figura 1 - Utilização do tensiometro



Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 2 - Medida inicial da mola de NiTi



Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 3 - molas imersas em saliva artificial



Fonte: Elaborada pelo autor.

4 RESULTADOS

Foi utilizado o teste T pareado para comparação da força inicial e final para cada grupo de molas nas suas distensões.

Para as molas de 7, 9, 12 e 15 mm 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	Final	Valor p
7mm	195,50	171,50	p=0,00127*
9mm	178,00	165,00	p=0,000276*
12mm	161,50	150,00	p=0,00399*
15mm	162,50	146,00	p=0,00229*

Fonte: Elaborada pelo autor

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

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

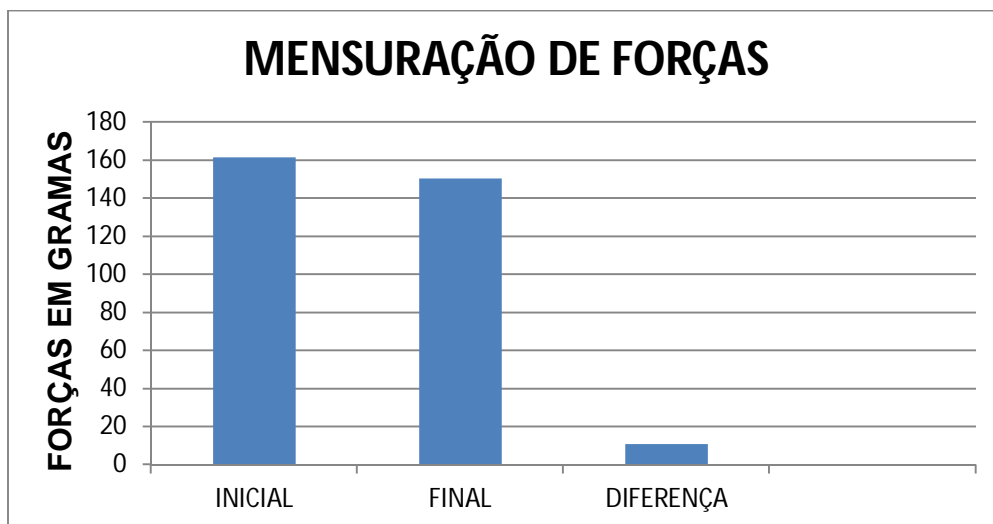
Tabela 2 - Valores de média de força em gramas para cada tipo de mola na distensão de 100%

Molas	Inicial	Final	Valor p
7mm	226,50	176,80	p=0,00599*
9mm	195,50	158,30	p=0,00000509*
12mm	193,00	174,00	p=0,00502*
15mm	215,50	185,50	p=0,0000000510*

Fonte: Elaborada pelo autor.

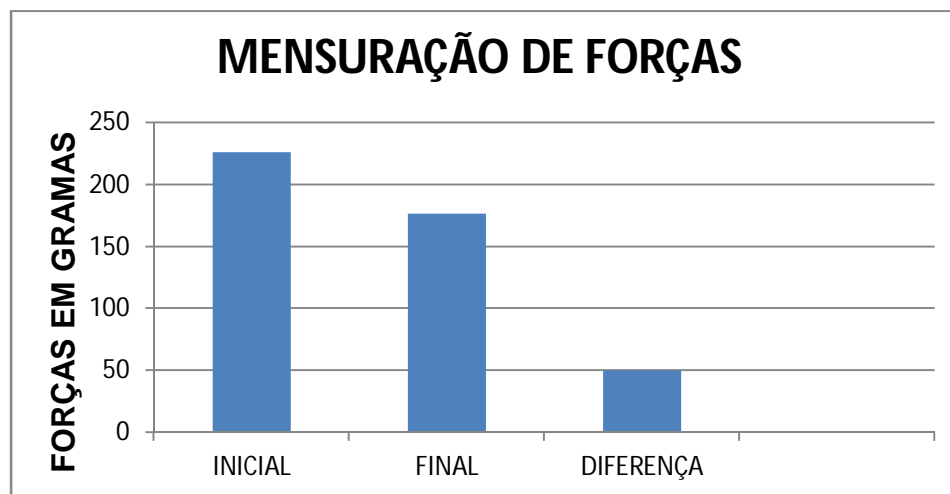
Nota: *Valores estatisticamente significantes valor de p menor que 0,05.

Figura 4 - Representa a mensuração de forças iniciais e finais na mola de 12mm com distensão a 50%



Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 5 - Representa a mensuração de forças iniciais e finais na mola de 7mm com distensão a 100%



Fonte: Autoria própria.

5 DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

Após as análises das molas fechadas de Níquel Titânio para mini implante, houve uma comparação entre a mensuração das forças inicialmente e após o período de 21 dias (final) em saliva artificial a uma temperatura constante de 37°. Foram observados estatisticamente os resultados, sendo que os tamanhos de 7mm a 50%, 9mm a 50%, 12mm a 50%, 15mm a 50%, 7mm a 100%, 9 a 100%, 12mm a 100% e 15mm a 100% apresentaram valores menores que $p=0,05$, ou seja todas as molas apresentaram diferença significativa a partir da comparação com teste T pareado.

Porto (2010), em um estudo concluiu que as molas fechadas de níquel-titânio e as cadeias elásticas geraram uma força inicial maior, porém em relação a taxa de degradação de força por um período quando distendidas a 100% de seu comprimento original é maior quando comparadas a distensão de 50%. Portanto, as molas após as análises apresentaram menores porcentagens de degradação quando comparadas as cadeias elastoméricas nas distancias utilizadas.

Araujo (2006) analisou e comparou 3 marcas de elásticos sintéticos e molas de NiTi, sendo estas: MORELLI, ORMCO e GAC. Estas foram distendidas a uma medida de 20mm e após submergidos em uma solução de saliva artificial. As mensurações das quantidades de força gerada foram realizadas nos momentos: inicial, 1,24,48 horas, 7, 14, 21 e 28 dias. Concluíram a pesquisa descrevendo que os elásticos promovem maior índice de força inicial, mas depois da ativação em 24 horas os valores das forças dos elásticos eram menores que as das molas, que apresentavam níveis médios de força mais constantes que os elásticos durante os testes.

Glays, Tortamano, Rogriguez, *et al.* (2006), descreveram em sua pesquisa que a força media inicial da marca Morelli foi de 223,18g. Em uma nova análise, ou seja, nos intervalos seguintes, obtiveram um decréscimo gradativo dos níveis de força, e ao se completar 28 dias do estudo teve o valor de força igual a 165,11g. Portanto a taxa media de degradação nesses 28 dias de pesquisa foi de 30,66%.

Em um artigo redigido pelos autores Vieira *et al.* (2016), avaliaram molas helicoidais fechadas de níquel titânio para comprovar sua superelasticidade de acordo com a ativação, e se o platô de força medido corresponde ou não ao do fabricante. Pesquisaram com 160 molas divididas em 16 subgrupos e concluíram que a grande parte destas molas apresentou a propriedade de superelasticidade quando ativadas a 400% de seu comprimento inicial, além de que os platôs de força são difíceis de ser comparados devido a falta de informação do fabricante.

Almussa (2013), a partir de uma revisão de literatura, promoveu o estudo determinando *in vivo* e *in vitro* o efeito do tempo sobre as propriedades mecânicas de molas helicoidais fechadas de níquel-titânio. Analisou 3 artigos científicos que redigiram: após seis meses de uso clínico, as molas apresentaram diminuições significantes nas taxas de SE em até 52%, nas FP em até 88% e aumento da deformação em até 1,26 mm. Laboratorialmente, os efeitos nas FP foram maiores nos dois primeiros meses e depois se estabilizaram já as taxas de RESUMO SE não apresentaram diferenças nos dois meses iniciais, aumentando nos seguintes. Desse modo, a reutilização das molas avaliadas neste estudo seria desaconselhada.

6 CONCLUSÃO

Conclui-se que, a partir dessa pesquisa com molas fechadas de NiTi para mini implantes, houve comparação entre a força inicial e final em busca de determinar estatisticamente as mensurações de valores quando distendidas a 100% e a 50%. Estas foram imersas em saliva artificial por 21 dias em uma temperatura constante de 37°C em estufa. Foram observados estatisticamente os resultados, sendo que os tamanhos de 7mm a 50%, 9mm a 50%, 12mm a 50%, 15mm a 50%, 7mm a 100%, 9 a 100%, 12mm a 100% e 15mm a 100% apresentaram valores menores que $p=0,05$, ou seja todas as molas apresentaram diferença significativa a partir da comparação com teste T pareado. Este estudo é de extrema importância para o cirurgião dentista ter conhecimento dos materiais que esta trabalhando, pois estas alterações podem afetar diretamente no tratamento odontológico causando falhas ou até mesmo atrasos no tratamento, já que foi comprovado a perda da força em apenas vinte e um dias e na boca geralmente estas permanecem por até seis meses não atingindo as propostas de forças recomendadas pelo fabricante.

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_ar_afo.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 22 mar.2018.
- BARWART, O. The effect of temperature change on the load value of Japanese NiTi coil springs in the superelastic range. **Am J OrthodDentofacOrthop.**, St. Louis, v. 110, n. 5, p. 553-558, Nov.1996.
Disponível em:
<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0889540696700653?via%3Dihub>. Acesso em: 12 set. 2019.
- 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.
- FECHAMENTO de espaços. *In*: ORTHO PLACE, Goiânia, 2002.
Disponível em:
<http://www.ortogeo.com.br/sistema/apostila/59.pdf>. Acesso em: 8 mar. 2018.
- FERREIRA, M. do A.; LUERSEN, M. A.; BORGES, P. C.. Nickel-titanium alloys: a systematic review. **Dental Press J. Orthod.**, Maringá, v. 17, n. 3, p. 71-82, June, 2012.
Disponível em:
http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S2176-94512012000300016. Acesso em: 18ago. 2019.
- HAN S, QUICK DC. Nickel, **Titanium spring properties in a simulated oral environment**. Minneapolis Sports Medicine, Angle Orthod, 63 (1): 67-72, 1993.
Disponível em:
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8507034?report=abstract>. Acesso em 23 set. 2018.

HELLER, IJ, NANDA, R, Effect of metabolic alteration of periodontal fibers on orthodontic tooth movement. An experimental study. **Am J Orthod**. 75 (3):239-58, 1979.

Disponível em:

<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/285607>. Acesso em 3 nov. 2018.

MAGANZINI AL, WONG AM, AHMED MK, **Forces of various nickel titanium closed coil springs**. Albert Einstein College of Medicine, AngleOrthod, USA . 80(1):182–187, 2010.

Disponível em:

<https://www.angle.org/doi/10.2319/011509-592.1>. Acesso em 20 mar. 2019.

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.

MIURA F, MOGI M, OHURA Y, KARIBE M, **The super-elastic Japanese NiTi alloy wire for use in orthodontics Part III. Studies on the Japanese NiTi alloy coil springs**. Am J OrthodDentofacialOrthop, 94(2):89–96, 1988

Disponível em:

[https://www.ajodo.org/article/0889-5406\(88\)90356-3/pdf](https://www.ajodo.org/article/0889-5406(88)90356-3/pdf). Acesso em: 8 ago. 2019.

MOLA DISTALIZADORAREFLEX- NÍQUEL TITÂNIO. *In*: tporthobrasil. Campinas, [2019?].

Disponível em:

https://www.tportho.com.br/index.php?route=product/product&product_id=116&search=Mola+n%C3%ADquel+tit%C3%A2nioAcesso em: 7 mar. 2018.

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.

STOREY E, SMITH R, Force in orthodontics and its relation to tooth movement. **AustDent J.**; Volume 63, Issue 3, Pages 292-314, 1973.

Disponível em:

<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/0002941673903539>. Acesso 20 nov. 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, 2006.

Disponível em:

<http://bases.bireme.br/cgi-bin/wxislind.exe/iah/online/?IsisScript=iah/iah.xis&src=google&base=LILACS&lang=p&nextAction=lnk&exprSearch=542497&indexSearch=ID>. Acesso em 20 set. 2018.

VIDONI G, PERINETTI G, ANTONIOLLI F, *et al.*, aging effects of strain and thermocycling on unload deflection modes of nickel-titanium closed-coil springs: An in-vitro comparative study. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, 138:451-57, 2010.

Disponível em:

<https://wikiortodoncia.com/wp-content/uploads/451-457.pdf>. Acesso em 17 abr. 2019.

VIEIRA, C. I. V. *et al.* Superelasticity and force plateau of nickel-titanium springs: an in vitro study. **Dental Press J. Orthod.** Maringá, v. 21, n. 3, p. 46-55, June, 2016.

Disponível em:

http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_abstract&pid=S2176-94512016000300046&lng=pt&nrm=iso&tlng=en. Acesso em: 18 ago. 2019.