

PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DE MINAS GERAIS
Programa de Pós-graduação em Odontologia

Pedro Henrique Pontelo Soares

**COMPORTAMENTO BIOMECÂNICO DE MOLAS FECHADAS
DE NÍQUEL TITÂNIO: estudo *in situ***

Belo Horizonte
2014

Pedro Henrique Pontelo Soares

**COMPORTAMENTO BIOMECÂNICO DE MOLAS FECHADAS
DE NÍQUEL TITÂNIO: estudo *in situ***

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Odontologia da Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Odontologia - Área de Concentração: Ortodontia.

Orientador: Prof. Dr. Wellington Corrêa Jansen

Coorientador: Prof. Dr. Ildeu Andrade Júnior

Belo Horizonte

2014

FICHA CATALOGRÁFICA

Elaborada pela Biblioteca da Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais

S676c Soares, Pedro Henrique Pontelo
Comportamento biomecânico de molas fechadas de níquel titânio: estudo *in situ* / Pedro Henrique Pontelo Soares. Belo Horizonte, 2014.
42 f. : il.

Orientador: Wellington Corrêa Jansen

Coorientador: Ildeu Andrade Júnior

Dissertação (Mestrado) – Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais.
Programa de Pós-Graduação em Odontologia.

1. Odontologia. 2. Ortodontia corretiva. 3. Níquel. 4. Titânio. 5. Fechamento de Espaço Ortodôntico. I. Jansen, Wellington Corrêa. II. Andrade Júnior, Ildeu. III. Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais. Programa de Pós-Graduação em Odontologia. IV. Título.

SIB PUC MINAS

CDU 616.314-089.23

Pedro Henrique Pontelo Soares

**COMPORTAMENTO BIOMECÂNICO DE MOLAS FECHADAS DE NÍQUEL
TITÂNIO: estudo *in situ***

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Odontologia da Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Odontologia. Área de Concentração: Ortodontia.

COMPOSIÇÃO DA BANCA EXAMINADORA:

- 1- Prof. Dr. Matheus Melo Pithon ã UESB
- 2- Prof. Dr. Emílio Akaki ã PUC Minas
- 3- Prof. Dr. Wellington Corrêa Jansen ã PUC Minas

DATA DA APRESENTAÇÃO E DEFESA: 27 de novembro de 2014

A dissertação, nesta identificada, foi aprovada pela Banca Examinadora

Belo Horizonte, 20 de janeiro de 2015

Prof. Dr. Wellington Corrêa Jansen
Orientador

Prof. Dr. Martinho Campolina Rebello Horta
**Coordenador do Programa de Pós-graduação
em Odontologia**

**Á minha família,
pelo apoio e amor
e principalmente a meu pai
que sempre será um exemplo de dedicação
e fonte de ensinamentos.**

AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus, pelos os caminhos trilhados em minha vida.

Minha mãe pelo exemplo de amor e cuidado, ao **Carlos** por estar sempre disposto a ajudar. Aos meus irmãos por serem fonte inesgotável de carinho e energia, obrigado pelas risadas e apoio sempre.

Aos meus familiares, em especial **Milson, Sandra, Felipe, Ana Cristina, Nelita e Julio**. Obrigado por serem mais que tios e primos, por serem parte ativa dessa formação, serei sempre grato.

Ao **Vitor Cesar**, mestre em odontologia e exemplo de sucesso profissional.

Agradeço a **Gabriela Fraga**, pelo companheirismo e por transformar os momentos de tormenta em tranquilidade e amor.

Aos meus amigos e colegas do COP, turma XIII, XV e XVI, mas principalmente aos alunos da turma XIV: **Gabriela, Lis, Marcel, Natália, Paula e Vinicius**, vocês foram amigos-irmãos, e fizeram esses 2 anos e meio mais leves. Desde o primeiro dia sabia que seríamos uma turma especial. Um obrigado especial a aluna **Mariana de Mattos Mori Barros** pelas caronas, muito obrigado.

A todos os professores por me ensinarem a ortodontia baseada em evidências e nos mostrarem como realizar tratamentos de extrema qualidade. Em especial ao coordenador do curso, prof. Dr. **Dauro Douglas de Oliveira**, homem íntegro e exemplo de sucesso. Ao patrono de nossa turma, prof. Dr. **Bernardo Quiroga Souki** por ser mais que um exemplo e professor. Agradeço a amizade e cuidado com seus alunos. E ao nosso paraninfo, prof. **José Maurício Vieira** por ser um ípaiô dentro do nosso curso e fora dele, ajudando em nossas viagens e congressos.

Ao meu orientador prof. Dr. **Wellington Côrrea Jansen**, pelos ensinamentos e orientação.

Ao meu coorientador prof. Dr. **Ildeu Andrade Júnior**, pela dedicação e ajuda na pesquisa.

Aos professores e aos alunos de iniciação de engenharia, que possibilitarem esse estudo.

RESUMO

Objetivos: Avaliar as características biomecânicas de diferentes molas fechadas (MF) utilizadas na clínica ortodôntica. **Material e Métodos:** Tendo como base um modelo fotoelástico o presente estudo analisou três diferentes MF de níquel titânio (NiTi) (n=28) das marcas Morelli, Abzil e G&H. As tensões, geradas pelas molas, foram quantificadas em um momento inicial e após 60 dias em contato com meio bucal (*in situ*). De posse dos resultados obtidos, realizou-se as análises estáticas com o teste não paramétrico de Mann Whitney. **Resultados:** Os resultados mostraram que, antes de inserir as molas na cavidade bucal, somente as molas da G&H mantiveram sua tensão em diferentes ativações (50% e 75% de seu comprimento). Entretanto, após 60 dias em meio bucal, diferenças significativas de tensão foram observadas nas molas G&H quando ativadas com 50% e 75% do seu comprimento. Quando os dados antes e depois do uso em meio bucal foram comparados, somente as MFs da Morelli e Abzil mantiveram suas tensões quando ativadas 50% e 75% de seu comprimento, respectivamente. **Conclusão:** As MFs avaliadas não mantiveram suas tensões quando submetidas à diferentes tensões e ao ambiente intra-bucal.

Palavras-chave: Ortodontia. Ortodontia corretiva. Níquel. Titânio. Fechamento de espaço ortodôntico.

ABSTRACT

Introduction: This is an *in vivo* and *in vitro* investigation, using a photoelastic model, of the biomechanical characteristics of 3 closed coil springs (CCS) (G&H, Morelli and Abzil) used in the orthodontic clinic. Materials and Methods: Twenty eight NiTi CCS, from 3 different manufacturers but with the same configuration, were quantitatively evaluated by means of a photoelastic model. The tension forces for the NiTi CCS were evaluated before (*in vitro*) and after 60 days in the oral cavity (*in vivo*). Results: The *in vitro* results showed that only the G&H CCS maintained their tension forces in different activations. However, after 60 days in the oral cavity with different activations, significant differences in the tension forces were observed only in the G&H CCS. When the *in vitro* x *in vivo* data were compared, only the Morelli and Abzil CCS maintained their tension force when activated 50% and 75% of its length, respectively. Conclusion: The evaluated NiTi CCS did not deliver constant forces when subjected to different activations and when used intraorally.

Keywords: Orthodontics. Corrective orthodontics. Nickel. Titanium. Orthodontic space closure.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	15
2 OBJETIVOS.....	17
2.1 Objetivo geral	17
2.2 Objetivos específicos.....	17
3 MATERIAL E MÉTODOS	18
3.1 In vitro	18
3.2 In situ.....	22
3.3 Análise estatística	24
4 ARTIGO	25
5 CONSIDERAÇÕES FINAIS	40
REFERÊNCIAS.....	41

1 INTRODUÇÃO

As molas ortodônticas são amplamente utilizadas na ortodontia, no qual apresentam-se abertas (MA) ou fechadas (MF). Enquanto as MA promovem uma força expansiva e são indicadas na abertura de espaço ou distalização de molares, as MF produzem uma força compressiva e são ideais para a retração de caninos e fechamento de espaços. De acordo com os materiais que as molas são manufaturadas, elas classificam-se como convencionais (feitas de aço inoxidável ou titânio), que exibem uma curva linear de força deflexão, ou superelásticas de níquel-titânio (NiTi), que demonstram um típico platô de força e fornecem uma força leve e contínua em diferentes ativações (ESPINAR-ESCALONA et al., 2013).

O termo superelasticidade é determinado pelas características estruturais do NiTi, que podem estar presente em duas fases: martensítica e austenítica (SANTORO, 2001). Na fase martensítica, a latência é cúbica ou tetragonal, enquanto na austenítica ela é hexagonal. Em resposta a variações de temperatura ou tensão, a estrutura cristalina sofre deformações no seu arranjo molecular e se modifica sem mudanças na composição do átomo. A transformação da fase austenítica para a martensítica é reversível, enquanto em outras ligas metálicas isto não ocorre, o que gera uma permanente deformação (KUSY, 1997).

Uma grande vantagem das molas NiTi é utilizar de uma única ativação durante o tratamento, reduzindo o tempo de cadeira e com melhores taxas de movimentação (WICHELHAUS et al., 2010). Entretanto, um estudo anterior demonstrou que algumas molas NiTi não apresentam comportamento superelástico, provavelmente em razão da utilização de ligas NiTi convencionais (BRAUCHLI et al., 2011).

Os estudos laboratoriais, *in vitro*, e limitados estudos *in vivo* têm demonstrado que as MFs de NiTi não apresentam essa taxa constante de liberação da força (MAGANZINI; WONG; AHMED, 2010). É de conhecimento geral que estudos *in vitro* têm pobre correlação aos estudos *in vivo*, uma vez que o meio bucal apresenta aspectos relevantes de difícil reprodução e simulação no laboratório. A necessidade de uma análise das características mecânicas após sua utilização clínica é essencial para o total entendimento de suas propriedades no modelo *in vivo* (ELIADES; BOURAUUEL, 2005).

Atualmente alguns estudos (MAIA et al. 2011a; MAIA et al. 2011b) procuram entender melhor como um sistema de forças aplicado gera tensões durante o movimento dentário. Um método bastante visual e eficaz para essas análises é através dos modelos fotoelásticos, que foram introduzidos na odontologia por Zak na década de 1930. Eles permitem analisar visualmente onde as tensões são exatamente geradas quando um sistema de forças é ativado. Nessa técnica, a luz polarizada sobre o material fotoelástico ativado gera ondas, que através de um filtro analisador podem ser visualizadas como franjas ou bandas cromáticas (GLICKMAN et al., 1970). Este modelo faz análise gráfica precisa do estresse produzido no campo com base nas propriedades optico-mecânicas chamada de birrefringência, produzidos por polímeros extremamente transparentes. Combinando com outros elementos ópticos e iluminação através de uma fonte de luz, visualizam-se franjas que demonstram a diferença entre o plano normal e a região de estresse (MAGALHÃES; MAGALHÃES, 2012).

2 OBJETIVOS

2.1 Objetivo geral

Investigar *in vivo* e *in vitro*, através de um modelo fotoelástico, as tensões geradas por 3 diferentes MFs, nacionais e importadas, utilizadas na clínica ortodôntica.

2.2 Objetivos específicos

a) Avaliar as tensões criadas quando a mola é:

✓ *In vitro*:

- ativada 50% de seu comprimento
- ativada 75% de seu comprimento

✓ *In vivo*:

- ativada 50% de seu comprimento
- ativada 75% de seu comprimento

✓ *In vivo* x *In vitro*:

- comparar os resultados obtidos *in vitro* x *in vivo*.

3 MATERIAL E MÉTODOS

A metodologia utilizada consistiu em um momento clínico e um laboratorial. A amostra foi constituída por 28 MFs, de três marcas comerciais: Abzil 3M (Sumaré, São Paulo, Brasil), Morelli (Sorocaba, São Paulo, Brasil) e G&H (Bohemia, New York, EUA). Todas as molas continham a seguinte prescrição: a) 12mm de comprimento, b) Força média de 200 g c) Diâmetro de 1.60 mm (Fig. 1). As molas apresentavam um helicóide nas suas extremidades, onde foram adaptados fios amarelos de aço inoxidável 0,10 para fixação nos braquetes que estavam colados ao dente dos modelos fotoelásticos (Fig. 2).

Figura 1. Modelo de mola fechada



Fonte: acervo pessoal

Figura 2. Mola fixada com amarelo



Fonte: acervo pessoal

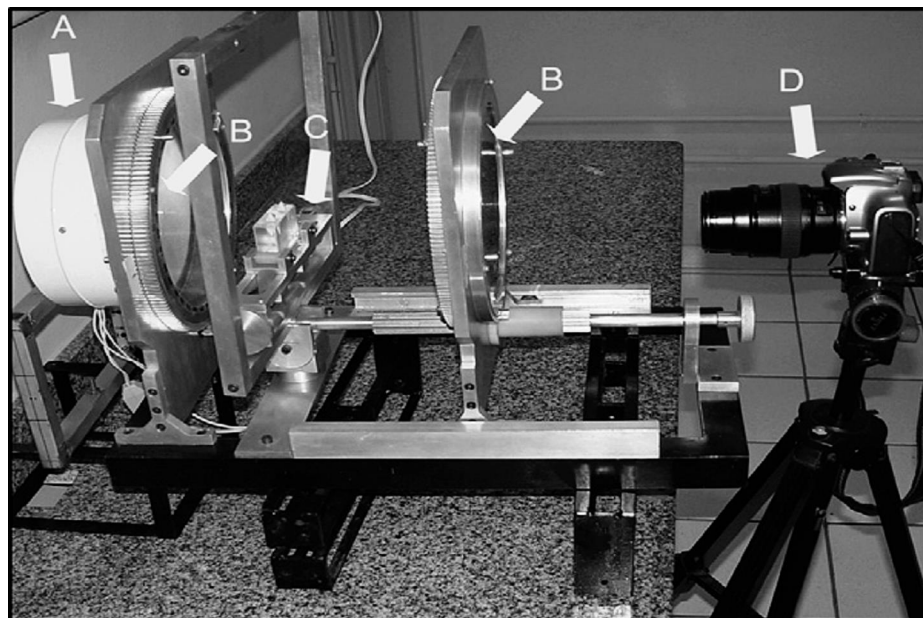
3.1 In vitro

No modelo *in vitro* utilizou-se a técnica da análise experimental fotoelástica, que transforma as forças internas mecânicas produzidas em padrões de luz visíveis que indicam a localização e a magnitude da tensão. Isso se baseia no princípio de

que, quando um feixe de luz polarizada passa através de um material birrefringente, essa diferença entre as velocidades dos feixes é observada através de um filtro polarizante.

O equipamento utilizado para visualização do efeito fotoelástico foi o polariscópio circular, que consiste de um sistema de iluminação, um par de polarizadores a ser observado e uma câmera para obtenção das imagens (Fig. 3) e posterior análise dos resultados obtidos (descrito por Mahler DB, Peyton FA, 1955).

Figura 3. Polariscópio com a câmera e o modelo posicionados: a) Fonte de luz; b) um par de polarizadores; c) o modelo fotoelástico; d) uma câmera fotográfica.



Fonte: MAIA et al. 2011

A obtenção dos modelos foi realizada de acordo com o preconizado em um estudo anterior (MAIA et al., 2011b), utilizando-se os seguintes critérios para seleção do material:

- a) evitar a sobreposição das franjas: esse fenômeno ocorre quando utilizam-se dentes multirradiculares, ou também quando a distância entre os dentes é pequena a ponto de ocorrer sobreposição das franjas quando as forças são aplicadas. Por isso foram selecionados um canino e um pré molar inferior de um manequim odontológico, posicionados a uma distância de 29 mm entre si

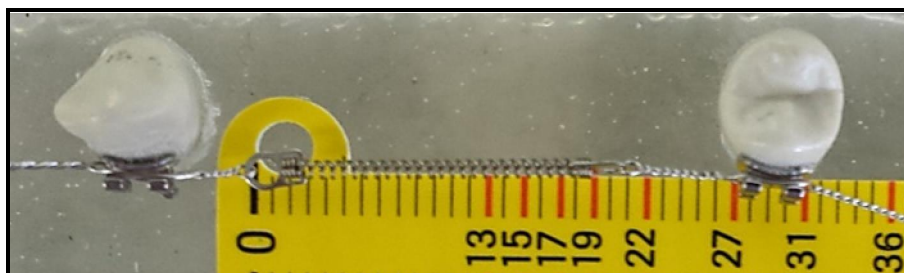
- e onde foram colados braquetes da marca American Orthodontics (Sheboygen, Wisconsin, EUA) no centro de suas coroas clínicas;
- b) utilizar uma resina fotoelástica de retorno rápido à condição inicial quando cessada a aplicação de forças;
 - c) não apresentar tensões residuais antes e após a suspensão das forças: para realizar o registro de forma mais precisa possível, utilizou-se de uma composição de resina mais visco elástica, assim as menores alterações de tensão eram registradas pelo modelo;
 - d) alta constante óptica, baixo módulo de elasticidade, alta resistência óptica e mecânica, alto limite de proporcionalidade relativo à deformação e flexibilidade da resina visco elástica;
 - e) facilidade de obtenção dos modelos, facilidade de usinagem, alta transparência e ausência de manchas e tensões residuais.

O processo de confecção dos modelos fotoelásticos se iniciou com um modelo piloto, no qual foram produzidos dois modelos fotoelásticos a partir de um modelo-mestre. Eles foram confeccionados em acrílico com dimensões de 60mm de comprimento, 40mm de altura e 20mm de espessura. Para simular e reproduzir a posição do canino e do pré-molar no modelo fotoelástico final, dois dentes de manequim odontológico foram posicionados e fixados com resina acrílica (Jet Acrílico Auto Polimerizante Clássico), a uma distância de 29mm. Para se obter o modelo negativo, uma caixa de papel foi preparada com as seguintes dimensões: 120mm de largura, 140mm de comprimento e 90mm de altura para que pudesse ser posicionado o modelo-mestre e, posteriormente, copiado através da borracha de silicone ASB-10 azul (Polipox indústria e comércio Ltda, São Paulo, Brasil) devidamente manipulada com o catalisador para borracha (Polipox indústria e comércio Ltda. São Paulo-Brasil) de acordo com a recomendação do fabricante. Nessa fase, posicionaram-se os dentes em seus respectivos locais, tomando-se o cuidado para que não houvesse contaminação por umidade e/ou oleosidade na superfície da raiz dos dentes. A resina fotoelástica foi então manipulada e despejada para a obtenção do modelo fotoelástico definitivo. Na manipulação da resina fotoelástica, misturou-se gradativamente 20ml do componente A e 10ml do componente B em um recipiente plástico, manipulando-os por 10 minutos para se evitar a incorporação de bolhas de ar, quando então eram levados à estufa a uma

temperatura constante de 25°C por 24 horas para a completa reação de polimerização. Decorrido esse tempo, removeu-se o modelo do molde. Nessa fase foi necessário checar as condições ópticas do modelo fotoelástico no polariscópio. Caso o modelo não apresentasse as propriedades ópticas satisfatórias prejudicando a análise, o mesmo deveria ser descartado e reiniciado as etapas descritas.

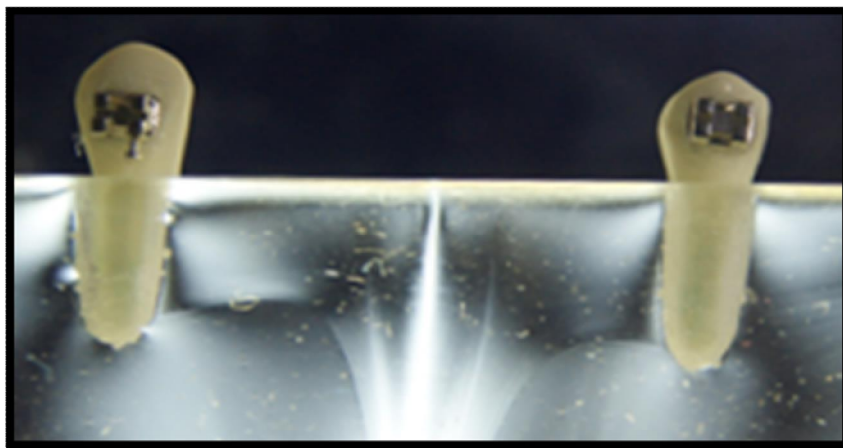
Após confecção dos modelos e seleção das molas, dividiu-se as molas em 6 grupos: Grupo 1.1 com molas da Abzil ativadas 50% (18mm); Grupo 1.2 com molas Abzil ativadas 75% (21mm); Grupo 2.1 com molas da Morelli ativadas 50%; Grupo 2.2 com molas da Morelli ativadas 75%; Grupo 3.1 com molas da G&H ativadas 50% e Grupo 3.2 com molas G&H ativadas com 75%. Inseridas no modelo fotoelástico. Foram utilizadas cinco molas para cada grupo de ativação. Ao inserir as molas nos modelos (*in vitro*) realizamos os registros fotográficos, para posterior análises das franjas (Figs. 5 e 6). Ao finalizar essa etapa, as molas foram esterilizadas em autoclave e os pacientes foram selecionados para utilizarem as MFs por 60 dias.

Figura 4. Régua de precisão para ativar 50% e 75%



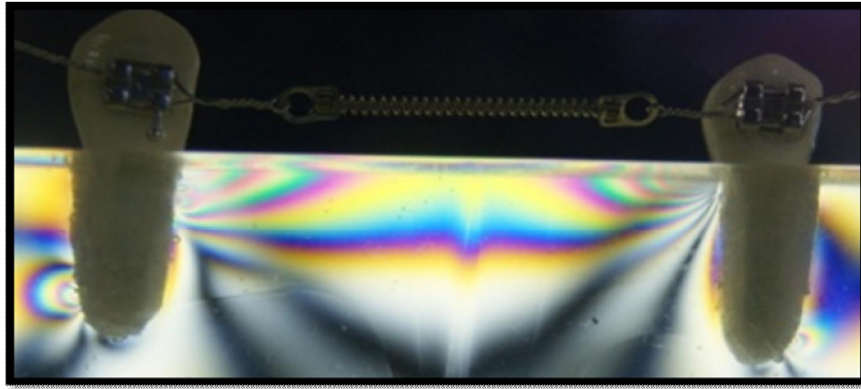
Fonte: acervo pessoal

Figura 5. Modelo sem ativação. Sem franjas



Fonte: acervo pessoal

Figura 6. Modelo ativado e formação das franjas



Fonte: acervo pessoal

3.2 In situ

O protocolo desse estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais (número CAAE 27619714.1.0000.5137). Dez pacientes foram selecionados de acordo com os seguintes critérios:

- a) estarem em tratamento ortodôntico, com aparelho ortodôntico fixo e utilizando arco ortodôntico com secção retangular;
- b) boa saúde geral e boa higienização;
- c) presença de todos os dentes em boca.

Para que fosse possível inserir as molas sem provocar prejuízos aos pacientes, ganchos da marca Morelli (Sorocaba, São Paulo, Brasil) foram soldados nos fios a uma distância correspondente entre os dois dentes do modelo fotoelástico, para que a mesma ativação *in vitro* fosse reproduzida modelo *in vivo* (50% e 75% de ativação) (Fig. 7).

Figura 7. Mola ativadas com 75%



Fonte: acervo pessoal

Após inserção das 28 molas nos fios dos aparelhos dos pacientes, elas permaneceram sob a influência do meio bucal (mudanças de temperatura, ação bacteriana e de seus subprodutos além da corrosão promovida pela acidez da própria saliva e dos alimentos) durante 60 dias.

Em seguida as molas foram removidas da cavidade bucal elevadas diretamente ao modelo fotoelástico, onde novas fotos foram obtidas, utilizando as mesmas ativações anteriores e com os modelos fotoelásticos confeccionados da mesma maneira.

Com as imagens dos modelos antes e após o uso em meio bucal, selecionou-se a região mesial da raiz do canino para analisar a formação das franjas. Elas se apresentaram através de um sistema de cores, preta, violeta e azul, rosa e verde que se localizaram nas regiões que sofreram tensões. A ordem das franjas posteriormente foi medida e qualificadas em números, começando da ordem de franja descrita pela cor preta (N0), roxo e azul (N1), rosa e verde (N2), rosa claro e verde claro (N3), e assim subsequente. À medida que as cores rosa e verde foram se reapresentando foram acrescentado uma ordem da franja subsequente (N4, N5, etc.) Essa escala de medida nos informa que quanto mais franjas um modelo possui maior a tensão naquela região e consequentemente maior a força aplicada naquele local. As imagens foram então selecionadas e o pesquisador analisou e classificou as ordens das franjas. E as análises foram divididas de acordo com sua marca comercial e sua ativação.

3.3 Análise estatística

A análise estatística foi realizada com o programa SPSS Statistics (IBM Corporation) versão 16.0. Diante do tamanho da amostra e da característica ordinal da variável, utilizou-se o teste não paramétrico de Mann Whitney para comparação entre dois grupos: 1) *In vitro* vs. *in vivo* (T0 vs. T1), 2) deformação da mola 50% vs. 75%. O nível de significância foi de 5%.

4 ARTIGO

COMPORTAMENTO BIOMECÂNICO DE MOLAS FECHADAS DE NÍQUEL TITÂNIO: estudo *in situ*

Artigo a ser submetido ao periódico Dental Press Journal of Orthodontics (*Qualis B3*), cujas normas para submissão de artigos podem ser visualizadas no endereço eletrônico: <http://www.dentalpress.com.br/revista/pdf/normasjournal.pdf>

COMPORTAMENTO BIOMECÂNICO DE MOLAS FECHADAS DE NÍQUEL TITÂNIO: estudo *in situ*

Pedro Henrique Pontelo Soares, Ildeu Andrade Júnior, Wellington Corrêa Jansen

RESUMO

Objetivos: Avaliar as características biomecânicas de diferentes molas fechadas (MF) utilizadas na clínica ortodôntica. Material e Métodos: Tendo como base um modelo fotoelástico o presente estudo analisou três diferentes MF de níquel titânio (NiTi) (n=28) das marcas Morelli, Abzil e G&H. As tensões, geradas pelas molas, foram quantificadas em um momento inicial e após 60 dias em contato com meio bucal (*in situ*). De posse dos resultados obtidos, realizou-se as análises estáticas com o teste não paramétrico de Mann Whitney. Resultados: Os resultados mostraram que, antes de inserir as molas na cavidade bucal, somente as molas da G&H mantiveram sua tensão em diferentes ativações (50% e 75% de seu comprimento). Entretanto, após 60 dias em meio bucal, diferenças significativas de tensão foram observadas nas molas G&H quando ativadas com 50% e 75% do seu comprimento. Quando os dados antes e depois do uso em meio bucal foram comparados, somente as MFs da Morelli e Abzil mantiveram suas tensões quando ativadas 50% e 75% de seu comprimento, respectivamente. Conclusão: As MFs avaliadas não mantiveram suas tensões quando submetidas à diferentes tensões e ao ambiente intra-bucal.

Palavras-chave: Ortodontia. Ortodontia corretiva. Níquel. Titânio. Fechamento de espaço ortodôntico.

BIOMECHANICAL BEHAVIOR NICKEL TITANIUM CLOSED COIL SPRING: study *in situ*

Pedro Henrique Pontelo Soares, Ildeu Andrade Júnior, Wellington Corrêa Jansen

ABSTRACT

Introduction: This is an *in vivo* and *in vitro* investigation, using a photoelastic model, of the biomechanical characteristics of 3 closed coil springs (CCS) (G&H, Morelli and Abzil) used in the orthodontic clinic. Materials and Methods: Twenty eight NiTi CCS, from 3 different manufacturers but with the same configuration, were quantitatively evaluated by means of a photoelastic model. The tension forces for the NiTi CCS were evaluated before (*in vitro*) and after 60 days in the oral cavity (*in vivo*). Results: The *in vitro* results showed that only the G&H CCS maintained their tension forces in different activations. However, after 60 days in the oral cavity with different activations, significant differences in the tension forces were observed only in the G&H CCS. When the *in vitro* x *in vivo* data were compared, only the Morelli and Abzil CCS maintained their tension force when activated 50% and 75% of its length, respectively. Conclusion: The evaluated NiTi CCS did not deliver constant forces when subjected to different activations and when used intraorally.

Keywords: Orthodontics. Corrective orthodontics. Nickel. Titanium. Orthodontic space closure.

INTRODUCTION

The orthodontics springs are accessories very used at orthodontic clinic. It can be conventional (made titanium or stainless steel), showing a linear curve of deflection strong, or nickel-titanium (NiTi), that has two own properties, the super elasticity and the form memory. These characteristics do MF of NiTi show a type strong plateau, giving a light and continuous force at different actions¹. This plateau happens regarding to structural change of austenitic form to martensitic during activation curve and vice versa during deactivation curve^{2,3}. Then the integrity of tissues periodontal is conserved and the dental motion happens more efficiently⁴. This characteristic does many orthodontists choose these springs rather than other methods to space closing as elastomeric chains and closing loops⁵.

A great advantage of springs NiTi is use of only initial activation during the treatment, decreasing consults time and improving the range of motion⁶. Though, previous researches show that some springs NiTi do not exhibit the superelasticity behavior⁷, probability because the use of conventional alloy NiTi⁸. All these researches show information of models made in labs (*in vitro*) and a few of studies show that really happens with these materials when we analyze its characteristics *in vivo*. The knowledge about the changes in the mechanical properties of NiTi springs, when stretched *in vivo*, is very important to use of these materials because it would stay for a relative long time into the mouth of patients, being very desirable that during this interval continue exerting a force adequate clinically⁹.

The correct choice of force system employed, the knowledge of its characteristics, and the careful monitoring of quantity of force applied in each interval are indispensable to safe and right execution of the orthodontic treatment.

As so many springs NiTi of different manufacturer, nationals and internationals, are available in the market, and the most orthodontics are based only at technical information provided for companies, the goal of this research was investigate and compare, thru of a photoelasticity model, the mechanical characteristics of main NiTi MF available in the Brazilian market.

MATERIAL AND METHODS

The methodology used consisted in a clinical moment and laboratorial. The sample was constituted by 28 MF of three different brands: Abzil 3M (Sumaré, São Paulo, Brazil), Morelli (Sorocaba, São Paulo, Brazil) and G&H (Bohemia, New York, EUA). All of springs have the next prescription: a) 12mm length, b) media force 200g, c) diameter 1.60mm (figure 2). The springs show a helicoids to fixation in its border where it was adapted steel ties 0,10 to fasten each side of the springs to photoelastic model (the ties shows the same length in both springs sides), and to fasten of mesial part of the spring to the hook of the lower arc in model *in vivo*.

In vitro

Is this stage was used a photoelastic model to acquisition of tension pictures by the springs NiTi. The photoelastic model modifies the internal mechanical forces created in visible light defaults that indicate the local and magnitude of the tension. This was based in the concept: when the polarized beam passes thru birefringent material, the different between beam speeds is observed with a polarizer filter.

The equipment used to visualization of photoelastic effect was the circular polariscope, that consists of a illumination system, a couple of polarizers and a camera to acquisition of pictures and after results analyses (describe by Mahler DB, Peyton FA, 1955). The obtainment of models was realized according with previous researches Maia et al., 2011, whereupon its use will be shown in the next criteria of selection of material:

- a) it was selected a canine tooth and a premolar of a odontological mannequin, they were positioned in a distance of 29mm, avoiding overlap of the fringes, and where were fixed brackets of brand American Orthodontics (Sheboygen, Wisconsin, EUA) in the center of clinical crowns.
- b) use a photoelastic resin rapid return to the initial condition when ceased the application of forces and not having residual stresses before and after the withdrawal of these forces.
- c) the viscoelastic resin shall be made of high optical constant, low elasticity module, high optical and mechanical resistance, high proportionality limit

regarding to deformation and flexibility, transparence and the absence of residual stresses and strains.

- d) the springs were separated of 6 groups: group 1.1 with springs of Abzil brand activated 50% (18mm), group 1.2 with Abzil springs activated 75% (21mm), group 2.1 with springs of Morelli brand activated 50%, group 2.2 with Morelli springs activated 75%, group 3.1 with G&H springs activated 50% and group 3.2 with G&H springs activated 75%. Each one of them separated in previous and after remaining in the oral environment. Five springs were used to each activation group. The springs were inserted at model (*in vitro*) and realized the photographic registers, to after fringes analyses (Figure 1 and 1.1). At the final stage, sterilized the springs in autoclave and selected the patients who use them for 60 days.

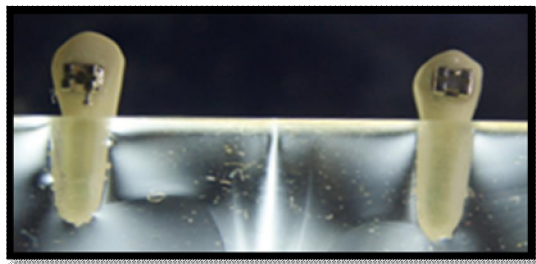


Figure1. Model without activation. No fringes

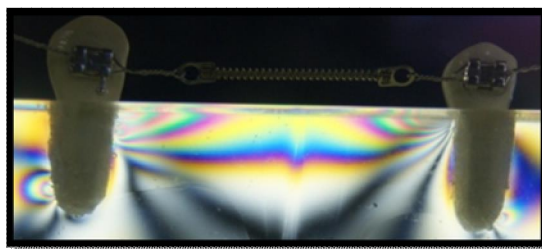


Figure1.1. Enabled model and training of the fringes

In situ

The protocol of this study was approved by Comitê de Ética em Pesquisa da Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais (number CAAE 27619714.1.000.5137). Ten patients were selected according to the criteria below:

- a) The patients must be in orthodontical treatment with set appliance orthodontic and using orthodontic arc with regular section.
- b) Great health and good hygiene.
- c) All of teeth.



Figure 2. Spring activated with 75%

Hooks of brand Morelli (Sorocaba, São Paulo, Brazil) were welded at strips of the patients, according to distance between the teeth of photoelastic model, in order to the same activation of the springs will be achieved in model *in vitro* (50% and 75% of activation). (Figure 2)

After the insertion of 28 springs in the appliance's strips, it keeps under influence of oral environment (temperature variations, action of bacteria and subproducts, corrosion by acid of own saliva and feeds) for 60 days.

After that, the springs were removed and take to photoelastic model, in lab, and newer pictures were obtained using the same activations and photoelastic models made of same way. Therefore we register the moment after oral environment. It was selected the mesial place of canine root to analyze the formation of fringes through the pictures of previous and after. The pictures shown through colors system, black, purple and blue, pink and green that were placed at locals of tension.

The fringe order was measured and qualified in numbers, starting of fringe order describe by black color (N0), purple and blue (N1), pink and green (N2), so on. As they were performing the pink and green, another fringe order was added (N4, N5, etc.). The increase of tension and of force applied at the certain local happens according to fringe numbers.

The pictures were selected and the researcher analyzed and classified the fringe order. After that, the before and after was compared.

Statistics Analysis

The statistics analysis was realized with SPSS Statistics program 16.0 version (IBM Corporation). In front of sample size and ordinal characteristic of variable, it was used the test non parametric of Mann Whitney to compare two groups: 1) *in vitro* vs. *in vivo* ($T0$ vs. $T1$), 2) 50% vs. 75% of spring deformation. The significance level was 5%.

RESULTS

- 1. Gathering the springs in one group (in vitro and in situ), it was observed that there was no difference of tension when the springs are activated.**

Considering that all of the springs used have similar characteristics and structures, they were inserted in one group. The results showed that both *in vitro* ($p=0.233$) as *in vivo* ($p=0.536$), the springs do not showed different tension when activated with 50% or 75%.

- 2. *In vitro*: the springs G&H kept its tension in different activation. Significant differences were discovered in the Morelli and Abzil springs.**

Evaluating the quantity variable of activation in vitro, the results of the Morelli and Abzil springs showed significant differences of tension ($p=0.004$ and $p=0.008$) in different activations, showing a bigger tension in the activation of 75%. There were no statistics differences with G&H springs.

- 3. *In situ*: there were no statistics differences in the tension made by springs of the Morelli and Abzil in different activations. Significant differences were found in the springs of G&H.**

To assess the results *in situ*, it was observed that the springs of Morelli and Abzil do not have statistics differences in 50% or 75% ($p=0.571$ and $p=1.00$) its activations. However, the springs of G&H showed significant ($p=0.029$) in different activations, with lower tension in 50% of activation.

- 4. Analysis intra-group (*in vitro* x *in situ*) reveals that the G&H and Abzil springs showed different tensions with 50% of activation. When in 75% of activation, only Abzil do not showed tension difference.**

Evaluating the results intra-groups (compare in vitro and in situ), it was observed that with 50% of activation the Morelli springs do not showed tension difference ($p=0.714$). However, the Abzil springs ($p=0.016$) and G&H ($p=0.029$) do not kept the same tensions. Considering one activation of 75% (comparing in vitro x in situ), only the Abzil springs do not showed significant differences ($p=0.690$). The Morelli springs

($p=0.008$) and G&H ($p=0.029$) showed significant differences in the tensions, always watching higher tensions in the analysis in situ.

DISCUSSION

The MFs of NiTi are very used in the orthodontia and show as their main characteristics the superelasticity and the form memory. Although, there is a few researches that evaluate its biomechanical behavior *in vivo* and compare it with the data *in vitro*. The maintenance of their proprieties is a expected answer when uses this material, even after the long use in patients. Of this way, the present study has an objective compare qualitatively the tensions generated by springs NiTi of 3 different makers in different activations. The results show that, even though springs show the similar structure and characteristic, their behaviors were very different.

This study shows that all of springs, regardless of the manufacturer, decrease the tension expression comparing the results *in vitro* with *in vivo*. In the end of 60 days at oral environment, there was a degradation of applied force (fringe orders, dividing the activation 50% and 75%, *in vitro* was one fringe order more than observed at *in vivo* moment). The results of previous studies are divergent regarding activation forces available of springs when at laboratorial environment. Previous research¹⁰ shows that the activation forces of springs do not suffer losses when at oral environment make in lab, while another study¹¹ reported force losses in this type of oral environment. Although, exists one controversy if these laboratorial analysis are possible of make *in vivo*¹².

Our results are similar to another previous study⁵ that compare the clinical and laboratorial results too and show tax of force degradation of 12% at firsts 4 weeks, and more 7% until the eighth week. Although, this study evaluated the activation force of springs through canines retraction *in vivo*, and the results showed can have suffered influence of some variables like bracket type, friction, root anatomy, tooth movement, patient age and genre. The present work searched to eliminate of these variables analyzing constant spring activation both *in vivo* and lab environment.

Concerning to quantity of activation a few studies were realized to know if the related force by maker really is show by the spring, even when insert in different activations. Previous research⁶ showed that the plateau length of deactivation changed according to different force activation. Then, like the present study, the springs when activated in 50% showed lower tension than the springs activated in 75%. Although the present study does not evaluate the deactivation plateau, only the activation, it was observed that have differences of produced force depending of

induced activation. Other studies^{13,14,15} indicates that the springs with little activation do not promotes the molecular structural change responsible by superelasticity and do not achieve the constant force of plateau. Then it is possible disagree in our study if the difference observed between two activations would be by the fact of activation of 50% do not promote the minimal activation to change the molecular structural of this material, but that would be achieve with 75% of activation.

As the materials, the base of NiTi suffers changes in their crystalline structure with a constant change of temperature; the springs used in this research can have suffered losses of their proprieties and corrosion in the NiTi alloy, because the springs were sterilized by vapor in autoclave. Previous studies^{1,16} relate that the process of autoclaving increases the quantity of force released by the springs, but this is not according of results of this work. There a son for this unconformity may be related to the fact that, after autoclaving, the NiTi springs 60 days remained in the oral cavity, where the temperature changes are constants.

From clinical observations, it was raised some questions about how would be the behavior of these springs during and after use in oral environment, since the clinical impression was that their springs losses part of force after suffer environment degradation. And the spring stretch is currently proportional to initial force applied; how much activated more force is generated. The results of this study indicate that the hypotheses raised were confirmed. The springs even though have the same characteristics and being part of the same manufacturing sieges, had some differences according to their manufacturer.

The laboratorial studies raise important information regarding to behavior and quality of materials, but the principal answers about of their behavior were achieved with clinical studies. This study shows the differences between the information supplied by manufacturer and reality of the office. For this reason, the orthodontists must pay attention to variability of products and use a tensiometer to ensure that adequate forces are being supplied. The companies shall invest in quality to ensure that the force levels recommended will be achieved by the springs.

CONCLUSION

1. The evaluated springs showed tension losses when compared the pictures in vitro x in vivo.
2. The quantity of activation is current proportional to quantity of force generate by the springs.
3. Even though manufacturers make springs with the same prescription and material, their behavior was very different.

Acknowledgement

We thank to Fundação de Amparo a Pesquisa do Estado de Minas Gerais (FAPEMIG), to Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES), to Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq), and we thank for financial help.

REFERÊNCIAS

1. ESPINAR-ESCALONA, E. et al. Effect of temperature on the orthodontic clinical applications of niti closed-coil springs. **Medicina Oral, Patologia Oral y Cirurgia Bucal**; v.18, n.4, p.721-724, 2013.
2. SANTORO, M.; OLIVIER, N.F.; CANGIOLOSI, T.J. Pseudoelasticity and thermoelasticity of nickel-titanium alloys: a clinically oriented review. Part I: deactivation forces. **American Journal Orthodontics Dentofacial Orthopedics**, v.119, n.6, p.587-593, 2001.
3. SANTORO, M.; OLIVIER, N.F.; CANGIOLOSI, T.J. Pseudoelasticity and thermoelasticity of nickel-titanium alloys: a clinically oriented review. Part II: deactivation forces. **American Journal Orthodontics Dentofacial Orthopedics**, v.119, n.6, p.594-603, 2001.
4. 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; **Brazilian Oral Research**, v.21, p.51-57, 2007.
5. COX et al.; In-vivo force decay of nickel-titanium closed-coil springs. **American Journal Orthodontics Dentofacial Orthopedics**, v.145, p.505-513, 2014.
6. WICHELHAUS A. et al. Mechanical behavior and clinical application of nickel-titanium closed-coil springs under different stress levels and mechanical loading cycles. **American Journal Orthodontics Dentofacial Orthopedics**, v.137, p.671-678, 2010.
7. MAGANZINI AL, WONG AM, AHMED MK; Forces of various nickel titanium closed coil springs. **Angle Orthodontics**, v.80, p.182-187, 2010.
8. BRAUCHLI L. et al. Force levels of 23 nickel-titanium open-coil springs in compression testing. **American Journal Orthodontics Dentofacial Orthopedics**, v.139, p.601-605, 2011.
9. SOUZA E. V. et al. Percentual de degradação das forças liberadas por ligaduras elásticas. **Dental Press Journal Orthodontics**, v.13, n.2, p.138-145, 2008.
10. HAN S.; QUICK D.C. Nikel-Titanium spring properties in a simulated oral environment. **The Angle Orthodontics**; v.63, p.67-72, 1993.
11. ANGOLKAR P. et al. Force degradation of closed coil springs: an in vitro evaluation. **American Journal Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, v.102, p.127-133, 1992.
12. ELIADES T.; BOURAUUEL C. Intraoral aging of orthodontic materials: the picture we miss and its clinical relevance. **American Journal Orthodontics Dentofacial Orthopedics**, v.127, p.403-412, 2005.

13. HAYASHI K, ARAKI Y, MIZOGUCHI I. Nonlinear large-deflection analysis of orthodontic wires. **The Angle Orthodontics**; v.74, n.1, p.112-117, 2004.
14. WILKISON P.D. et al. Load-deflection characteristics of superelastic nickel-titanium orthodontic wires. **American Journal Of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, v.121, n.5, p.483-495, 2002.
15. VIDONI G. et al. Combined aging effects of strain and thermocycling on unload deflection modes of nickel-titanium closed-coil springs: an in-vitro comparative study; **American Journal Orthodontics Dentofacial Orthopedics**, v.138, p.451-457, 2010.
16. DANAEI SH, OSHAGH MA, KHOZAEI A. Effect of recycling and autoclave sterilization on the unloading forces of niti closed-coil springs: an in vitro study. **Journal of Dentistry Shiraz University of Medical Sciences**, v.14, n.4, p.184-190, 2013.

5 CONSIDERAÇÕES FINAIS

A concepção deste trabalho surgiu durante os experimentos com molas NiTi realizados pelo Dr. Ildeu durante seu doutorado. Ele observou que as molas de NiTi não forneciam a mesma força informada pelos fabricantes quando as molas eram ativadas diferentemente. Além disso, ao avaliarmos a literatura científica, observamos que existem poucos estudos *in vivo* que avaliam o comportamento biomecânico nas MFs de NiTi.

A hipótese de que o meio bucal é um fator deteriorador dos materiais ortodônticos levou a necessidade de criar um modelo que pudesse comparar as características mecânicas das MF *in vitro* x *in vivo*, para enfim entender seu real comportamento.

Talvez a principal importância desse estudo, além de utilizarmos uma metodologia comparativa *in vitro* x *in vivo*, foi a capacidade de comparar as molas sem a influência de fatores que podem alterar de alguma maneira os resultados. Como por exemplo: o tipo de braquete, o atrito, anatomia radicular, a taxa de movimentação dentária, idade ou sexo do paciente.

Entretanto esse estudo possui algumas limitações, que fomentarão novos estudos no futuro. Ao utilizarmos o método de análise fotoelástica não conseguimos mensurar exatamente a quantidade de força produzida por cada mola e qual a quantidade de força perdida após os 60 dias de uso, o que são informações clinicamente relevantes.

Esse estudo só foi possível de ser realizado graças à parceria do Departamento de Odontologia com a Faculdade de Engenharia Mecânica da PUC Minas, e ao apoio do Prof. Pedro Américo que nos forneceu total apoio.

REFERÊNCIAS

- ANGOLKAR, P. et al. Force degradation of closed coil springs: an in vitro evaluation. **American Journal Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, v.102, p. 127-133, 1992.
- BALHOFF, D.A. et al. Force decay of elastomeric chains - a mechanical design and product comparison study. **Journal of Orthodontics**, v.38, p. 40-47, 2011.
- BRAUCHLI, L. et al. Force levels of 23 nickel-titanium open-coil springs in compression testing. **American Journal Orthodontics Dentofacial Orthopedics**, v.139, p. 601-605, 2011.
- CONSOLARO, A. Movimentação dentária induzida: biologia aplicada à clínica. **Dental Press Journal Orthodontics**, v.7, p. 221-258, 2002.
- ELIADES, T.; BOURAUUEL, C. Intraoral aging of orthodontic materials: the picture we miss and its clinical relevance. **American Journal Orthodontics Dentofacial Orthopedics**, v.127, p. 403-412, 2005.
- ESPINAR-ESCALONA, E. et al. Effect of temperature on the orthodontic clinical applications of niti closed-coil springs. **Medicina Oral, Patologia Oral y Cirurgia Bucal**, v.18, n.4, p. 721-724, 2013.
- GLICKMAN, I. et al. Photoelastic analysis of internal stresses in the periodontium created by occlusal forces. **Journal Periodontology**, v.41, p. 30-35, 1970.
- KUSY, R.P. A review of contemporary archwires: their properties and characteristics. **The Angle Orthodontics**, v.67, n3, p.197-207, 1997.
- MAGALHÃES, C.A.; MAGALHÃES, P.A.A. New numerical methods for the photoelastic technique with high accuracy. **Journal of Applied Physics**, v.112, n.083111, p. 1-14, 2012.
- MAIA, L.G. et al. Photoelastic analysis of forces generated by t-loop springs made with stainless steel or titanium-molybdenum Alloy. **American Journal Orthodontics Dentofacial Orthopedics**, v.140, p. 123-128, 2011a.
- MAIA, L.G. et al. Avaliação qualitativa em modelo experimental fotoelástico do sistema de força gerado pela mola ôto centralizada com pré-ativações preconizadas por Burstone. **Dental Press Journal Orthodontics**, v.16, p. 116-125, 2011b.
- MAGANZINI, A.L.; WONG, A.M.; AHMED, M.K. Forces of various nickel titanium closed coil springs. **Angle Orthodontics**, v.80, p.182-187, 2010.
- 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. **Ortodontia**, v.38, n.2, p. 151-61, 2005.

SANTORO, M.; OLIVIER, N.F.; CANGIOLOSI, T.J. Pseudoelasticity and thermoelasticity of nickel-titanium alloys: a clinically oriented review. Part I: deactivation forces. **American Journal Orthodontics Dentofacial Orthopedics**, v.119, n.6, p. 587-593, 2001.

SANTORO, M.; OLIVIER, N.F.; CANGIOLOSI, T.J. Pseudoelasticity and thermoelasticity of nickel-titanium alloys: a clinically oriented review. Part II: deactivation forces. **American Journal Orthodontics Dentofacial Orthopedics**, v.119, n.6, p. 594-603, 2001.

WICHELHAUS, A. et al. Mechanical behavior and clinical application of nickel-titanium closed-coil springs under different stress levels and mechanical loading cycles. **American Journal Orthodontics Dentofacial Orthopedics**, v.137, p. 671-678, 2010.