

**PROPRIEDADES MECÂNICAS E MORFOLÓGICAS DOS DIVERSOS
TIPOS DE ARCOS DE NITI
MECHANICAL AND MORPHOLOGICAL PROPERTIES OF THE
VARIOUS TYPES OF NITI ARCHES**

IARA ZAMBONI MONTEIRO¹; SÉRGIO RICARDO SILVA²

¹ Cirurgiã-dentista, Especialista em Endodontia. Faculdade Redentor, RJ.

² Professor Adjunto Doutor UNIGRANRIO, RJ. Cirurgião-dentista. Doutor, Mestre e Especialista em Ortodontia, São Leopoldo Mandic, SP.

Email para contato: zamboni@hotmail.com

RESUMO

No tratamento ortodôntico devemos ser muito cuidadosos na escolha dos arcos que iremos utilizar em cada etapa, por isso devemos ter conhecimento profundo das propriedades de cada tipo de arco, selecionando aquele que preenche os requisitos de nossa clínica e dos pacientes a fim de obtermos resultados melhores e mais duradouros. As ligas de níquel-titânio são usadas na fabricação de fios ortodônticos devido principalmente a seu menor módulo de elasticidade quando comparadas com outras ligas metálicas, especialmente o aço inoxidável. O objetivo do presente trabalho foi analisar e conhecer as propriedades mecânicas e morfológicas de fios de liga com memória de forma de diferentes fabricantes.

PALAVRAS-CHAVE: flexão de três pontos; memória de forma; superelasticidade

ABSTRACT

In orthodontic treatment we should be very careful in choosing the arcs that we will use in each step, so we must have thorough knowledge of the properties of each type of bow, selecting one that meets the requirements of our clinic and patients in order to obtain better results and more lasting. The nickel-titanium alloys are used in the manufacture of orthodontic wires mainly due to its smaller elasticity module compared to other alloys, especially stainless steel. The objective of present study was to analyze and understand the mechanical and morphological properties of alloy wires with shape memory of different manufacturers.

KEY-WORDS: three-point bending; shape memory; superelasticity.

INTRODUÇÃO

Devido a variada quantidade de fios ortodônticos existentes, o ideal é conhecermos profundamente as propriedades mecânicas do tipo de fio que iremos utilizar no tratamento para um melhor aproveitamento de suas capacidades e evitar possíveis efeitos indesejáveis, facilitando a escolha para a aplicação do movimento ortodôntico (Quintão e Brunharo, 2009). Neste intuito o presente artigo é uma revisão de literatura que busca avaliar as propriedades mecânicas dos fios de Niti para melhor empregarmos.

A liga de Nitinol foi desenvolvida por Willian F. Buehler no início de 1960, a liga inicial continha 55 por cento de níquel e 45 por cento de titânio, resultando em uma relação estequiométrica de 1:1. A característica mais original deste composto é o fenômeno de memória, que é um resultado da indução da temperatura em transformações cristalográficas. Essas mudanças de forma podem ser utilizados pelo ortodontista para aplicar forças. O fio de nitinol ortodôntico que contém 1,6 por cento de cobalto modifica a temperatura de transição e as propriedades mecânicas. O módulo de elasticidade anormalmente baixo e a alta resiliência oferecem características desejáveis para o ortodontista. O Nitinol tem uma rigidez menor do que o aço inoxidável e pode sofrer desvio sem deformação permanente (LOPES ET AL, 1979).

REVISÃO DE LITERATURA

OS TIPOS DE FIOS DE NITI

Fios superelásticos de níquel-titânio

Surgiu, em 1985, uma nova liga superelástica de níquel-titânio, chamada "Chinese NiTi", desenvolvida para aplicações em Ortodontia. O fio de níquel-titânio chinês foi o primeiro a exibir potencial superelástico. Desenvolvido inicialmente na China, e mais tarde tendo suas propriedades melhoradas, foi relatado que tal fio possuía maior recuperação elástica e menor rigidez que o de níquel-titânio convencional de mesma secção transversal, além de menor deformação permanente após flexão. A partir daí, vários estudos foram conduzidos na tentativa de se produzir fios ortodônticos com propriedades similares, sendo esse objetivo alcançado em 1986, com a introdução do "Japanese NiTi" (QUINTÃO E BRUNHARO, 2009).

Fios termodinâmicos de níquel-titânio

Os fios de níquel-titânio termodinâmicos, além das propriedades de recuperação elástica e resiliência dos fios superelásticos, possuem a característica adicional da ativação pela

temperatura bucal'. Na década de 90, surgiram no mercado os fios de níquel-titânio gradualmente termodinâmicos, por existir um consenso que a resposta dentária à aplicação de força e à quantidade de movimento dentário obtida são dependentes da área da superfície do periodonto. Isso significa que um arco ideal não só deve gerar forças constantes e suaves, como também ser capaz de variar o nível de força de acordo com a área periodontal envolvida (QUINTÃO E BRUNHARO, 2009).

Fios de níquel-titânio com adição de cobre (CuNiTi)

Também na década de 90, surgiram os fios de níquel-titânio com adição de cobre (CuNiTi). Os mesmos são compostos, basicamente, por níquel-titânio, cobre e cromo. Devido a incorporação de cobre, apresentam propriedades termoativas mais definidas do que os fios superelásticos de NiTi. e permitem a obtenção de um sistema ótimo de forças, com controle mais acentuado do movimento dentário. Foram introduzido no mercado, pela Ormco Corporation, com três temperaturas de transição [ITC, 35°C e 40°C), possibilitando aos clínicos a quantificação e aplicação de níveis de carga adequados aos objetivos do tratamento ortodôntico (QUINTÃO E BRUNHARO, 2009).

Fios de níquel-titânio com revestimento estético

A tendência recente no tratamento ortodôntico é aplicar materiais estéticos a aparelhos ortodônticos com desempenho clínico adequado (RYU ET AL, 2015).

Choi et al.(2015) investigaram os efeitos de deslizamento de três fios de Niti superelásticos estéticos 0,014, utilizando um arco Niti não revestido , um arco Niti revestido com resina epóxi, um arco Niti revestido com Teflon e um arco Niti revestido com biopolímero. Os resultados sugeriram que a rugosidade superficial controlada por deslizamento dos arcos Niti superelásticos é diretamente afetada pelos materiais de revestimento, e os arcos revestidos por resina epóxi foram os melhores para estética e movimentação dentária quando considerado apenas a rugosidade da superfície.

Ryu et al. (2015) investigaram a ultraestrutura (rugosidade superficial) e as propriedades mecânicas (curva carga-deflexão) de três fios superelásticos de níquel-titânio (NiTi) recobertos, revestidos de branco, por microscopia de força atômica (AFM) respectivamente. Os resultados sugeriram que as propriedades de carga-deflexão e a rugosidade superficial dos fios NiTi superelásticos foram afetados diretamente pelos materiais de revestimento. Embora a eficiência do tratamento ortodôntico tenha sido afetada por vários fatores, ao considerar apenas a força de atrito e as propriedades mecanoestruturais, os arcos Orthoforce Ultraesthetic™ revestidos com resina epóxi foram os mais efetivos para o tratamento ortodôntico.

PROPRIEDADES DA LIGA NITI

Carga-deflexão

Existe uma relação linear entre carga-deflexão. Quando uma força aumenta (carga), a deflexão aumenta proporcionalmente, essa proporcionalidade é conhecida como lei de Hooke. A carga dividida pela deflexão é uma constante definida como a taxa de carga-deflexão. Um ponto máximo é alcançado onde a carga e a deflexão não são mais proporcionais. Perto deste ponto, a deformação permanente está sendo produzida, e não voltará a sua forma original.

O ponto máximo representa a mais alta carga que pode ser colocada, sem deformação permanente, ou seja, carga máxima elástica. Comportamento elástico é a capacidade de uma configuração de retornar sua forma original, comportamento plástico é a ocorrência de deformação permanente em uma configuração, até que se atinja um ponto máximo no carregamento que a configuração frature (PERES ET AL, 2012).

Schemann-Miguel et al. (2012) realizaram um estudo para comparar os índices de carga-deflexão entre os fios ortodônticos retangulares 0,019x0,025 usando 5 arcos pré-contornados de Niti convencional e 5 arcos pré-contornados de Niti termicamente ativados de 4 fabricantes diferentes (Abzil, Morelli, 3M Unitek e Ormco). Essas comparações revelaram que os fios ativados pelo calor tiveram um menor desvio médio das relações carga-deflexão, no entanto, a diferença entre as relações média de carga-deflexão para fios ativados pelo calor Moreli e fios convencional 3M Unitek foram estatisticamente insignificantes.

Figueiredo et al. (2012) investigaram e compararam características de carga-deflexão de arcos de Niti termicamente ativados de 6 fabricantes diferentes usando um teste de flexão de três pontos, e revelaram diferenças significativas nas forças de desativação entre os 6 tipos de arcos testados Nitinol termoativado (Aditek) e NeoSentalloy F200 (GAC) produziram a menor quantidade de força em todas as categorias de desativação.

Gravina et al.(2013) compararam, por meio de testes de tração, oito tipos de fios de NiTi superelásticos, ativados por calor e aqueles com adição de cobre e concluíram que o CuNiTi 35°C apresentaram cargas de desativação biologicamente menos favorável em relação aos outros fios de Niti ativados por calor, estando associado à menor porcentagem de deformação, sobre as linhas de base de desativação, mostrando comportamento mecânico menos adequado, sob tração, em relação aos outros fios.

Neves et al. (2016) compararam as propriedades elásticas da relação carga/deflexão de diferentes lotes de arcos de Niti superelásticos 0,016” (Morelli Ortodontia, Sorocaba/SP, Brasil), num estudo experimental *in vitro*, e observaram que não ocorreu alteração nas

propriedades elásticas, concluindo que o uso de diferentes lotes dos arcos de mesma marca não comprometeu a relação carga/deflexão.

Silva et al. (2016) avaliaram a deflexão na porção adjacente à área do tratamento térmico realizado no extremo distal de fios ortodônticos de níquel-titânio (NiTi), concluindo que o tratamento térmico não influenciou na deflexão da região adjacente à extremidade de fios de NiTi submetidos ao tratamento térmico.

Módulo de elasticidade ou Módulo de Young

A propriedade mecânica que determina a taxa carga deflexão é o módulo de elasticidade (E). A carga/deflexão varia direta e linearmente com a E (em torção, de forma linear e direta com módulo de rigidez). É uma grandeza proporcional à rigidez de um material quando este é submetido a uma tensão externa de tração ou compressão. Basicamente, é a razão entre a tensão aplicada e a deformação sofrida pelo corpo, quando o comportamento é linear, como mostra a equação $E=\delta/\varepsilon$ (PERES ET AL., 2012).

O efeito memória de forma é a capacidade de certos materiais, após serem deformados plasticamente no estado martensítico, voltarem ao estado ou forma original com o aquecimento em temperaturas acima de A_f (temperatura de fim da transformação da martensita em austenita). Quando o efeito de memória de forma se manifesta somente durante o aquecimento diz-se que se trata de memória de forma simples. Se este efeito se manifestar também durante o resfriamento, diz-se que se trata de um efeito de memória de forma duplo (PERES ET AL., 2012).

Bentahar et al. (2007) determinaram a intensidade da energia elétrica e o tempo necessário para garantir a formação termomecânica de ligas CuNiti e TMA e o seu impacto sobre o módulo de elasticidade. Os arcos memorizaram a expansão conseguida em diferentes tempos e com diferentes intensidades elétricas. O módulo de elasticidade foi ligeiramente modificado pelo aumento da corrente elétrica.

Lombardo et al.(2011) testaram a hipótese de que a dimensão do suporte, tanto labial quanto a ortodontia lingual, é um relevante parâmetro para determinar as forças que atuam sobre os dentes. Os diferentes suportes com suas dimensões diferentes, têm uma influência sobre a distância interbraquetes e,consequentemente, sobre a carga do fio. Em geral fios Niti superelástico expressam forças leves e contínuas, que são significativamente mais baixas do que outros fios examinados.

Rehrhaye et al. (2014) realizaram um estudo com o objetivo de investigar, in vitro, o impacto do ambiente ácido e fluoretada no comportamento eletroquímico e nas propriedades

mecânicas de ligas ortodônticas Niti e em aço inoxidável (controle) para os seguintes parâmetros o módulo de Young, o limite elástico e a carga máxima de tração. Para os arcos de Niti, imersos no meio fluoretada e ácido mostraram uma significativa redução estatística do Módulo de Young, do limite elástico e carga de tensão máxima. Observação no microscópio eletrônico de varredura revelou corrosão na superfície de ligas diferentes na presença de ácido.

Stumpf et al.(2012) avaliaram a força liberada por diferentes fios de Niti superelásticos em deslocamento vertical, utilizando dez amostras de seis arcos de Niti superelásticos de marcas comerciais diferentes, a fim de determinar se a liberação de estresse por esses satisfaz o critério de forças suaves e constantes , geralmente atribuído a tais arcos. E observaram que todas as diferentes marcas comerciais testadas nesse estudo falharam em liberar forças baixas e constantes, como é esperado nos fios de Niti superelásticos. As forças foram extremamente pesadas para o movimento vertical de dentes.

Fadiga

É o efeito observado em estruturas com estado de tensões bem abaixo da tensão de ruptura quando se pode desenvolver um acúmulo do dano com cargas cíclicas continuadas conduzindo a uma falha do componente ou estrutura.

Zhou et al. (2012) testaram o comportamento de fadiga dos fios de liga de Niti em condições ultrassônicas, realizando diferentes processos de tratamento térmico para fios de Niti, e as suas propriedades mecânicas foram investigadas . Os resultados experimentais indicaram que a vida de fadiga aumentou, sob condições ultrassônicas quando foi realizado um tratamento térmico após estiramento a frio, devido ao reajuste de microestrutura em liga de Niti.

Histerese

O ciclo resfriamento/aquecimento mostra uma histerese térmica. A histerese é a tendência de um material ou sistema de conservar suas propriedades na ausência de um estímulo que as gerou, ou ainda, é a capacidade de preservar uma deformação efetuada por um estímulo. A largura da histerese depende da composição precisa e processamento do nitinol. Seu valor típico está entre 20 e 50°C.

Dois aspectos da transformação de fase são cruciais às propriedades do nitinol. O primeiro é que a transformação é "reversível", significando que o aquecimento acima da temperatura de transformação irá reverter a estrutura cristalina para a fase austenita, mais simples. O segundo ponto é que a transformação em ambas as direções é instantânea.

A estrutura cristalina da martensita, que se sabe ser monoclínica, ou estrutura B19, possui uma capacidade única de sofrer deformação limitada em algumas formas sem quebrar as ligações atômicas. Este tipo de deformação é conhecida como twinning, e consiste no rearranjo dos planos atômicos sem causar desvio, ou deformação permanente. Ela é capaz de suportar deformações de 6 a 8% desta forma. Quando a martensita é revertida à austenita pelo aquecimento, a estrutura austenítica cúbica original é recuperada, não importando se a fase martensita foi deformada. Daí o nome "memória da forma" referir-se ao fato que a forma da fase austenita de alta temperatura é "lembrada", mesmo que a liga seja severamente deformada em temperaturas mais baixas (PERES ET AL.,2012).

Neto et al. (2013) realizaram um estudo com o objetivo de comparar histerese, ativação e desativação de forças produzidas por deformação de primeira ordem em arcos superelásticos de Niti 0,014 (Aditek, Brasil) em quatro marcas de braquetes autoligáveis: Damon Mx, Easy-Clip, In-Ovation e Smart). Quando os fios sofreram forças de ativação mais elevadas foram acompanhadas por valores mais elevados de histerese, o que resultou em forças de desativação clinicamente similares independentemente do tipo de braquetes autoligáveis usado.

Resistência a corrosão

Capacidade de um material suportar a ação de agentes corrosivos (oxidantes) quando em serviço, sem que haja prejuízo de suas características e funcionalidades mecânicas, dimensionais e visuais. Entre esses agentes podemos citar: saliva, líquidos ácidos entre outros. Bahije et al. (2011) investigaram o comportamento eletroquímico dos fios ortodônticos de Niti em uma solução contendo bactérias orais *Streptococcus mutans* e demonstraram o impacto de bactérias acidogênicas sobre o comportamento de corrosão dos fios Niti investigados que sofreram maior corrosão do que numa solução sem bactérias.

Katic et al. (2014) analisaram o efeito de várias formulações de revestimento sobre a mecânica e a corrosão de fios não revestidos por ródio e os fios de Niti nitretados foram observados em microscopia eletrônica de varredura para avaliar a rugosidade de superfície. A conclusão foi que propriedades de trabalho de fios de Niti não foram afetados por vários revestimentos em descarga. A nitrificação melhora resistência à corrosão. Revestimento de ródio reduz a resistência à corrosão e torna o fio suscetível à corrosão em saliva artificial por causa do acoplamento galvânico entre o revestimento nobre e a liga de base.

Gravina et al. (2014) compararam as composições químicas qualitativas e a morfologia da superfície de fratura de oito tipos de fios de NiTi, convencionais, superelásticos e ativado por

calor e fios com adição de cobre. Os resultados demonstraram que os fios CuNiTi apresentavam uma porcentagem significativa de cobre, porém não apresentavam características morfológicas melhores em comparação com os outros fios com relação a super. Wang et al. (2012) prepararam um revestimento de TiO₂ poroso em ligas de Niti por microoxidação arco (MAO). A superfície do revestimento de TiO₂ apresenta uma estrutura porosa e áspera. A rugosidade e a espessura do revestimento depende da MAO aplicada. Os revestimentos são fortemente adesivos para substratos. A resistência à corrosão do revestimento de MAO é melhor do que os fios de Niti não revestidos. O revestimento preparado a MAO no Niti foi embebido num fluido corporal simulado para investigar a deposição biomimética de apatita na superfície do revestimento da MAO. Verificou-se que o revestimento de MAO mostra uma grande capacidade de formação de apatita após 14 dias de imersão em uma solução de fluido corporal simulado.

Ghazal et al. (2015) compararam a morfologia superficial superelástica e ativada pelo calor dos fios ortodônticos de Niti e a liberação potencial de íons níquel após exposição a condições ambientais orais. Concluindo que ambos os tipos de fios NiTi foram obviamente afetados pelas condições do ambiente oral; A sua rugosidade superficial aumentou significativamente enquanto a quantidade de íons Ni liberados diminuiu significativamente.

Anuradha et al. (2015) realizaram um estudo com o objetivo de desenvolver revestimentos de superfície em arcos de NiTi capazes de proteger contra a liberação de níquel e para investigar a estabilidade, desempenho mecânico e prevenção da liberação de níquel de fios de arco de NiTi revestidos por pulverização de titânio. Os espécimes revestidos e não revestidos imersos em saliva artificial foram submetidos a avaliação crítica de parâmetros como análise superficial, ensaios mecânicos, liberação de elementos, coeficiente de atrito e adesão do revestimento. O estudo confirmou a natureza superior do revestimento, evidente como rugosidade superficial reduzida, coeficiente de atrito, boa adesão e dureza mínima e variações do módulo elástico na saliva artificial ao longo de um dado período de tempo.

DISCUSSÃO

Os fios ortodônticos de Niti são muito utilizados devido a sua excelente propriedade de superelasticidade (QUINTÃO E BRUNHARO, 2009).

A superelasticidade, baixa rigidez e o efeito memória de forma são as principais vantagens das ligas NiTi em relação aos fios de aço inox. O baixo módulo de elasticidade diminui a rigidez e facilita o manuseio do arco para fixação nos braquetes ortodônticos. A alta resiliência associada à devolução da força com menor intensidade na recuperação da forma

permite a correção de maiores desnivelamentos dentários com menor número de trocas dos arcos. Estas características diminuem o tempo de trabalho e fazem deste material um grande aliado na clínica ortodôntica (PERES ET AL, 2012). A superelasticidade também é responsável pela característica dos fios Niti de liberarem forças leves e contínuas (LOMBARDO ET AL,2011) , os fios termoativados apresentam menor desvio da relação carga/deflexão que o convencional (SCHEMANN-MIGUEL ET AL, 2012), sendo que os fios CuNiti possuem propriedades de termoativação mais definidas (QUINTÃO E BRUNHARO, 2009). No entanto, Gravina et al (2013) demonstraram que fios de CuNiti possuem cargas de desativação biologicamente menos favoráveis e Stumpf et al (2012) disseram que as forças liberadas pelo fio de Niti em movimento vertical são extremamente pesadas, já Rerhraye et al (2012) observaram uma redução do módulo de elasticidade em ambiente fluoretado e Bentahar et al (2007) demonstraram que o módulo de elasticidade de fios CUNiti e TMA foi ligeiramente modificado pelo aumento da corrente elétrica.

Zhou et al (2012) observaram um aumento da vida de fadiga quando realizado tratamento térmico após estiramento a frio , devido ao reajuste de microestrutura em liga de Niti , Neto et al (2013) disseram que quanto maior a força de ativação maior os valores de histerese.

Além disto, o que torna a liga de NiTi um dos materiais mais importantes na Ortodontia moderna é a resistência à corrosão, Gravina et al (2014) observou que fios de Niti convencionais , superelásticos, ativados por calor e fios com adição de cobre não apresentam diferenças estatísticas com relação a sua resistência a corrosão, contudo , fios de Niti revestidos por microoxidação são mais resistentes à corrosão (Wang et al, 2012) e a nitrificação também melhora a resistência a corrosão (Katic et al, 2014).

Quando em solução oral contendo bactérias *Streptococcus mutans* os fios de Niti sofrem maior corrosão do que numa solução sem bactérias (BAHIJE ET AL, 2011), quando em ambientes fluoretados os fios de Niti também sofrem maior corrosão (RERHRAYE ET AL, 2014). Revestimento de ródio reduz a resistência à corrosão em saliva artificial devido ao acoplamento galvânico (KATIC ET AL, 2014).

CONCLUSÃO

Os arcos de Niti são de extrema importância no tratamento ortodôntico principalmente devido ao seu baixo modulo de elasticidade responsável pelo sua principal característica que é a superelasticidade, tendo também uma excelente resistência a corrosão. Contudo quando se necessita de formabilidade ele não é o arco de eleição.

REFERÊNCIAS

ANURADHA P; VARMA NK; BALAKRISHNAN A; Reliability performance of titanium sputter coated Ni-Ti arch wires: mechanical performance and nickel release evaluation. **Biomed Mater Eng**;(v.26,n1-2,p.67-77, 2015).

BAHIJE,L. ;BENYAHIA, H.; EL HAMZAOU, S.; EBN TOUHAMIC, M.; BENGUEDDOUR, R.; RERHRHAYE, W.; ABDALLAOUI,F.; ZAOUI, F. Behavior of Niti in the presence of oral bactéria : Corrosion by Streptococcus mutans.**Internacional Orthodontics**.(n.9,p.110-119,2011).

BENTAHAR,Z. ; BOUAKHADEN, N.; MASSOUD, N.; BARQUINS, M.; BOUKSOUR, O.; EL BOUSSIRI, K. Thermomechanical treatment of Cuniti and TMA alloys.**International Orthodontics** .(v.5, p.329-336, 2007).

CHOI S; PARK DJ; KIM KA; PARK KH; PARK HK; PARK YG; In vitro sliding-driven morphological changes in representative esthetic NiTi archwire surfaces; **Microsc Res Tech**;(v.78,n.10,p.926-34, outubro,2015).

FIGUEIREDO,M. M. ; CANÇADO, R. H.; FREITAS, K. M. S.; VALARELLI,F. P.; Comparison of deactivation forces between thermally activated nickel-titanium archwires. **Journal of Orthodontics**.(v.39, p.111-116, 2012).

GHAZAL, A.R.; HAJEER, M. Y.; AL-SABBAGH, R.; ALGHORAIBI, I.; ALDIRY, A.; An evaluation of two types of nickel-titanium wires in terms of micromorphology and nickel ions release following oral environment exposure. **Prog Orthod**, (v.16,n.9, 2015).

GRAVINA, M. A.; BRUNHARO, I. H. V. P., CANAVARRO, C.; ELIAS, C. N.; QUINTÃO, C. C. A. ;Mechanical properties of Niti and Cuniti shape-memory wires used in orthodontic treatment. Part 1: Stress –strain testes. **Dental Press Journal of Orthodontics**.(v.18, n.4, p.35-42, 2013).

GRAVINA, M. A.;CANAVARRO, C.; ELIAS, C. N.; CHAVES, A. M.; BRUNHARO, I. H. V. P.; QUINTÃO, C. C. A.; Mechanical properties of Niti and Cuniti wires used in orthodontic treatment. Part 2: Microscopic surface appraisal and metallurgical characteristics . **Dental Press Journal of Orthodontics**.(v.19, n.1 p. 69-76, 2014).

KATIC,V. ;CURKOVICB, H. O.; SEMENSKI, D.; BARSICD, G.; MARUSIC, K.; SPALIJF, S.;Influence of surface layer on mechanical and corrosion properties of nickel-titanium orthodontics wires. **Angle Orthodontist**.(v.84, n.6, p.1041-1048, 2014).

LOMBARDO, L. ; ARREGHINI, A.; ARDHA, K. A.; SCUZZO, G.; TAKEMOTO, K.; SICILIANI, G.; Wire load-deflection characteristics relative to different types of brackets. **International Orthodontics** (v.9, p.120-139, 2011).

LOPES, I. GOLDBERG, J.; BURSTONE, J. Bending characteristics of nitinol wire. **American Journal Orthodontics** (v.75, n.5, p.569-575, 1979).

NETO, J.R.; QUEIROZ, G. V.; PAIVA, J. B.; BALLESTER, Y.; Does self-ligating brackets type influence the hysteresis , activation and desactivation forces of superelastic Niti archwires. **Dental Press Journal of Orthodontics**. (v.18, n.1, p. 81-85, 2013).

NEVES, M. G.; LIMA, F. V.C.; GURGEL, J. A. ; PINZAN-VERCILINO, C. R. M.; REZENDE, F. S.; BRANDÃO, G. A. M. Deflection test evaluation of different lots of the same nickel-titanium wire commercial brand . **Dental press journal of orthodontics**, Maringá (v.21, n.1, p. 042-046 , jan-fev, 2016).

PERES, R. V. ; FERNANDES, D. J.; RUELLAS, A. C. O.; ELIAS, C. N.; Propriedades em flexão de fios de liga de Niti. **Revista Brasileira de Odontologia**. (Rio de Janeiro, v.69, n.2, p. 266-271, 2012).

QUINTÃO, C. C. A.; BRUNHARO, I. H. V. P. Fios ortodônticos : conhecer para otimizar a aplicação clínica. **Dental Press Ortodontia Facial**. (Maringá, v.14, n.6, p.144-157, 2009).

RERHAYE, W.; BAHJE, L.; MABROUK, K. E.; ZAQUI, F.; MARZOUK, N.; Degradation of the mechanical properties of orthodontic Niti alloys in the oral environment : An in vitro study. **International Orthodontics**. (v.12, p. 271-280, 2014).

RYU, S.H.; LIM, B. S.; KWAK, E. J.; LEE, G. J.; CHOI, S.; PARK, K. H.; Surface ultrastructure and mechanical properties of three different white –coated Niti archwires. **Scanning**. (V.37, n.6, p. 414-421, nov-dez, 2015).

SCHEMANN-MIGUEL, F. ; FERREIRA, F. C.; STREVA, A. M.; CHAVES, A. V. O. A.; FERREIRA, A. C.; Comparative analysis of load/deflection ratios of conventional and heat-activated rectangular Niti wires. **Dental Press Journal of Orthodontics**. (v.17, n.3, p. 23. e 1-6, 2012).

SILVA, M. F.; PINZAN-VERCELINO, C. R. M. ; GURGEL, J. A. ; the influence of distal-end heat treatment on deflection of nickel-titanium archwires . **Dental Press Journal of Orthodontics**, Maringá. (v.21, n.1, 083-088, jan-fev, 2016).

STUMPF, A. S. G.; MUNDSTOCK, K. S.; MUNDSTOCK, D.; MUNDSTOCK, A.; Liberação de força in vitro de fios de níquel-titânio superelásticos em deslocamento vertical. **Dental Press Journal of Orthodontics**. (v.17, n.6, p. 26-30, 2012).

WANG, H. R. ; LIU, F.; SONG, Y.; WANG, F. P.; Structure and properties of TiO₂ coatings on biomedical Niti alloy by microarc oxidation. **Materials Science and technology**. (v.28, n.8, p.1000-1005, 2012).

ZHOU, H. M.; WANG, H. X.; ZHAO, C. H.; LI, J. R.; LI, Q. F.; LI, L.; ZHENG, Y. F.; Effect of heat treatment on fatigue behaviour of biomedical Niti alloy wires under ultrasonic conditions. **Materials technology**. (v.27, n.1, p. 8-10, 2012).