

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE CAMPINA GRANDE  
CENTRO DE SAÚDE E TECNOLOGIA RURAL  
UNIDADE ACADÊMICA DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS  
CURSO DE BACHARELADO EM ODONTOLOGIA**

**BRUNO FIRMINO DE OLIVEIRA**

**AVALIAÇÃO DE PROPRIEDADES TERMOMECÂNICAS DE FIOS DE NÍQUEL-  
TITÂNIO APLICADOS NA ORTODONTIA**

**PATOS-PB**

**2014**

BRUNO FIRMINO DE OLIVEIRA

AVALIAÇÃO DE PROPRIEDADES TERMOMECÂNICAS DE FIOS DE NÍQUEL-  
TITÂNIO APLICADOS NA ORTODONTIA

**Trabalho de Conclusão de Curso (TCC)**  
**apresentado à Coordenação do Curso de**  
**Odontologia da Universidade Federal de**  
**Campina Grande – UFCG como parte dos**  
**requisitos para obtenção do título de Bacharel**  
**em Odontologia**

**Orientador: Prof<sup>ª</sup> Dr<sup>ª</sup> M<sup>a</sup> Carolina B. Macena**

**PATOS-PB**  
**2014**

BRUNO FIRMINO DE OLIVEIRA

AVALIAÇÃO DE PROPRIEDADES TERMOMECÂNICAS DE FIOS DE NÍQUEL-TITÂNIO APLICADOS NA ORTODONTIA

**Trabalho de Conclusão de Curso (TCC) apresentado à Coordenação do Curso de Odontologia da Universidade Federal de Campina Grande – UFCG como parte dos requisitos para obtenção do título de Bacharel em Odontologia**

**Orientador: Prof<sup>ª</sup> Dr<sup>ª</sup> M<sup>a</sup> Carolina B. Macena**

Aprovado em \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_

**BANCA EXAMINADORA**

---

Prof<sup>ª</sup> Dr<sup>a</sup> Maria Carolina Bandeira Macena  
Universidade Federal de Campina Grande

---

Prof<sup>ª</sup> Dr<sup>a</sup> Carmem Dolores de Sá Catão - 1º Membro  
Universidade Federal de Campina Grande

---

Prof<sup>ª</sup> Msc. Rachel de Queiroz Ferreira Rodrigues - 2º Membro  
Universidade Federal de Campina Grande

*Este trabalho, assim como todos os sonhos conquistados, dedico a minha amada mãe Janice Nicolau de Oliveira (in memoriam), minha companheira e amiga, por toda a confiança depositada, pelo amor que me impulsionou muitas vezes a acreditar que podia sonhar mais, querer mais. Seu exemplo de responsabilidade, honestidade e fé firmam meus passos aonde quer que eu esteja.*

## AGRADECIMENTOS

*A Deus, antes de qualquer pessoa. Ele pensou em cada detalhe de toda essa jornada e viveu cada segunda comigo, nunca me deixou só. Se alegrou comigo nos meus momentos de conquistas e felicidade, chorou comigo nos momentos de tristeza e dor, e me carregou nos braços quando os pés não aguentavam mais andar. A Ti, Pai, meu eterno louvor e agradecimento.*

*Aos meus pais Hamilton Gomes Firmino e Janice Nicolau de Oliveira (in memoriam), por todo o esforço que fizeram para a minha formação acadêmica, moral e humana. Aos meus irmãos José Nathan Firmino de Oliveira e Maria Cláudia Firmino de Oliveira, por serem, por muitas vezes, o motivo maior para a realização do curso, dando-me assim, forças para prosseguir.*

*Aos meus avós, tios e demais familiares, que de forma muito direta ajudaram de todas as formas possíveis para que a graduação pudesse ser possível. Queria poder destacar o nome de todos, porém é, de certa forma, um desafio.*

*A Enos Pereira de Caldas, por todo o apoio e companhia, quando mais precisei. A Mara Luana Batista Severo, por toda a cumplicidade e carinho, você é mais que uma dupla, você é uma irmã. A Ana Merice Nicolau Leite e Vinícius Vêras Cavalcante que, mesmo distantes fisicamente, estavam sempre perto, sendo verdadeiros amigos. Aos demais amigos antigos, em especial a Vagner Veras, Renato Sousa, Mirian Alves, Ramires Oliveira, Hugo Batista, Vitor Gouveia, Miguel Santana, Raquel Francisco. A todos vocês, muito obrigado.*

*A todos os meus amigos e irmãos de turma que dividiram comigo as suas vidas durante esses cinco anos de jornada, Andreza Bessa, Eloisa Freitas, Demontieux Sobrinho, Francisco Paulo Maia, Gêisa Sampaio, Isabella Medeiros, Ivelton Santos, Izabelle Maria Vale, Járdila Macêdo, Kenny Freire, Luã Suassuna, Mara Luana Batista, Mirella Moura, Raphael Galvão, Samuel Férrer, Virgínia Freire. Com vocês passei tanta coisa que só deixará saudades. Essa caminhada não seria a mesma sem todos vocês.*

*Aos meus professores, agradeço por todo o conhecimento que me foi passado para a minha formação profissional. De maneira especial, a Prof<sup>ª</sup> Maria Carolina Macena, que me orientou nesse trabalho e me ajudou de diversas formas, tornando tudo isso possível. A Prof<sup>ª</sup> Carmem Catão, pela imensurável ajuda no processo de construção desse trabalho. A Prof<sup>ª</sup>*

*Gymenna Maria Tenório Guênes e a Prof<sup>a</sup> Fabíola Galbiatti de Carvalho, por todas as oportunidades que me deram de crescer profissionalmente dentro da universidade, no campo da pesquisa e monitoria.*

*A Estephanie, Danielle e George pela grande ajuda na realização dos ensaios termomecânicos desse trabalho, no Laboratório LAMMEA de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Campina Grande.*

*A todos os funcionários da Universidade Federal de Campina Grande, ao corpo administrativo dessa instituição, e a todos os que, de forma direta ou indireta, me ajudaram durante todo esse tempo, meus sinceros agradecimentos!*

## RESUMO

**Introdução:** Em decorrência da diversidade de ligas disponíveis, com seus diversos métodos de fabricação, é importante ao ortodontista conhecer suas propriedades e as variáveis relacionadas, para planejar o tratamento e otimizar os resultados clínicos, assim como preservar a histofisiologia do periodonto do paciente. Dessa forma, o objetivo deste estudo foi avaliar e comparar *in vitro* as propriedades termomecânicas de fios ortodônticos superelásticos pré-contornados de níquel-titânio de duas marcas comerciais. **Métodos:** Foram utilizadas as marcas comerciais Morelli® (Grupo 1) e Orthometric® (Grupo 2), das quais obteve-se 5 amostras por grupo, onde foram submetidas aos ensaios de DMA (Análise Dinâmico-Mecânica) e DSC (Calorimetria Diferencial de Varredura). Os ensaios de DMA foram realizados no modo de flexão em três pontos, e os parâmetros utilizados foram: taxa de aquecimento de 5°C/min, na faixa de 30°C a 100°C, frequência de 1 Hz e amplitude de 5 µm. Para o DSC, os parâmetros foram: taxa de aquecimento/resfriamento de 5°C/min, na faixa de -60 °C a 120 °C, sob atmosfera dinâmica de ar e de nitrogênio (para resfriamento), com vazão de gás da ordem de 100 ml/min-1, sob pressão atmosférica. Após a realização dos ensaios, os dados obtidos foram tratados e analisados utilizando-se o software *OriginPro 8.5*®, obtendo-se, a partir do DMA, gráficos com as curvas de módulo de elasticidade e capacidade de amortecimento ( $\tan \delta$ ) em função da temperatura e, a partir do DSC, gráficos mostrando as temperaturas de transformação de fase cristalina da liga. Para a análise das médias dos módulos de elasticidade das amostras, foi empregado o teste estatístico Teste-t de Student, com nível de significância de 5%. **Resultados:** O Teste-t de Student demonstrou que a diferença das médias dos módulos de elasticidade das amostras foi estatisticamente significativa ( $p < 0,05$ ). A rigidez de ambos os grupos aumentou em função do aumento da temperatura. À 37°C, temperatura normal intrabucal, o Grupo 1 evidenciou média de rigidez superior comparado ao Grupo 2, e ambos apresentaram-se na fase austenítica. **Conclusões:** Com os dados da pesquisa, pode-se concluir que mesmo as ligas com mesma característica de superelasticidade e, possivelmente, semelhante composição química, houve diferença entre os módulos de elasticidade entre as marcas comerciais, sob as mesmas condições de estudo, onde o Grupo 1 apresentou maior rigidez quando comparado ao Grupo 2, característica essa que pode favorecer a um melhor desempenho clínico do primeiro grupo.

**Palavras-chave:** Pesquisa em Odontologia; Ortodontia; Fios ortodônticos; Módulo de Elasticidade

## ABSTRACT

**Introduction:** As a result of the diversity of available leagues, with his several manufacture methods, it is important to an ortodontista to know his properties and the connected variables, to plan the treatment and to optimize the clinical results, as well as to preserve the histofisiologia of the periodonto of the patient. In this form, the objective of this study valued and he compared in vitro the properties termomecânicas of threads ortodônticos superelastic daily pay gone of nickel-titanium of two commercial marks. **Methods:** The commercial marks Morelli<sup>®</sup> (Group 1) and Orthometric<sup>®</sup> (Group 2) were used, of which 5 samples were obtained by group, where they were subjected to the tests of DMA (Dynamical Mechanical Analysis) and DSC (Differential Scanning Calorimetry). The tests of DMA were carried out in the flexing way in three points, and the used parameters were: tax of heating of 5°C/min, in the belt of 30°C to 100°C, 1 Hz frequency and amplitude of 5 µm. For the DSC, the parameters were: tax of heating/cooling of 5°C/min, in the belt of 60 °C to 120 °C, under dynamic atmosphere of air and of nitrogen (for cooling), with flow of gas of the order of 100 ml/min-1, under atmospheric pressure. After the realization of the tests, the obtained data were treated and analysed when is used the software *OriginPro 8.5*<sup>®</sup>, when printers are obtained, from the DMA, with the curves of module of elasticity and capacity of deadening ( $\tan \delta$ ) in function of the temperature and, from the DSC, printers showing the temperatures of transformation of crystal clear phase of the league. For the analysis of the averages of the modules of elasticity of the samples, the statistical test was employed Test-t de Student, with level of signification of 5 %. **Results:** The Test-t de Student demonstrated that the difference of the averages of the modules of elasticity of the samples was statistically significant ( $p < 0,05$ ). The rigidity of both groups increased in function of the increase of the temperature. To 37°C, intrabuccal normal temperature, the Group 1 showed average of superior rigidity up when 2 was compared to the Group, and both showed up in the austenitic phase. **Conclusions:** With the data of the inquiry, it is possible to end what even the leagues with the same characteristic of superelasticity and, possibly, similar chemical composition, existed difference between the elasticity modules between the commercial marks, under the same study conditions, where the Group 1 presented bigger rigidity when the Group 2, this characteristic that it can favor to a better clinical performance of the first group was compared to the group.

**Keywords:** Dental Research; Orthodontics; Orthodontic Wires; Elastic Modulus.

## ÍNDICE DE FIGURAS

<b>Figura 1:</b> Ilustração da estrutura cristalina da liga NiTi nas fases austenítica e martensítica .....	17
<b>Figura 2:</b> Representação esquemática do efeito de superelasticidade das ligas de NiTi .....	18
<b>Figura 3:</b> Representação esquemática do efeito memória de forma de uma liga de níquel-titânio .....	19
<b>Figura 4:</b> Arcos pré-contornados das marcas Morelli <sup>®</sup> e Orthometric <sup>®</sup> .....	29
<b>Figura 5:</b> Gabarito utilizado para registrar o comprimento dos corpos de prova .....	30
<b>Figura 6:</b> Corte das amostras (28 mm da parte mais reta do arco - extremidade) .....	30
<b>Figura 7:</b> Representação esquemática do equipamento de DMA, modelo Q800, produzido pela da TA Instruments <sup>®</sup> .....	31
<b>Figura 8:</b> Tipos de solicitações dos ensaios de DMA .....	32
<b>Figura 9:</b> Analisador Dinâmico Mecânico Q800 da TA Instruments <sup>®</sup> .....	32
<b>Figura 10:</b> Amostra posicionada no suporte para solicitação de ensaios de DMA no modo de flexão em três pontos .....	33
<b>Figura 11:</b> Monitor acoplado ao equipamento de DMA mostrando gráficos gerados a partir do ensaio .....	33
<b>Figura 12:</b> Equipamento de DSC da TA Instruments <sup>®</sup> modelo Q-20 (New Castle, USA) .....	34
<b>Figura 13:</b> Ilustração Esquemática de um equipamento de DSC por fluxo de calor .....	35
<b>Figura 14:</b> Balança Eletrônica de Precisão Shimadzu <sup>®</sup> modelo AUY 220 (Quioto, KYT, Japão) .....	36
<b>Figura 15:</b> DMA de uma amostra do Grupo 1 .....	36
<b>Figura 16:</b> DMA de uma amostra do Grupo 2 .....	37
<b>Figura 17:</b> DSC de uma amostra do Grupo 1 .....	38
<b>Figura 18:</b> DSC de uma amostra do Grupo 2 .....	38

## ÍNDICE DE TABELAS

<b>Tabela 1:</b> Médias e desvios padrão dos módulos de elasticidade (Mpa) dos grupos de fios estudados aplicando o Teste-T de Student para amostras independentes .....	37
<b>Tabela 2:</b> Médias e desvios padrão das temperaturas de transformação cristalina dos grupos de fios estudados .....	39

## SÍMBOLOS E ABREVIACÕES

**μm** – micrômetro (unidade de medida);

**A<sub>f</sub>** – austenítica final;

**A<sub>s</sub>** – austenítica inicial;

**CCT** – Centro de Ciências e Tecnologia;

**CoCr** – cobalto-cromo;

**Cu** – cobre;

**CuNiTi** – cobre-níquel-titânio;

**DMA** – análise dinâmico-mecânica (Dynamical Mechanical Analysis);

**DSC** – calorimetria diferencial de varredura (Differential Scanning Calorimetry);

**EMF** – efeito memória de forma;

**Hz** – hertz (unidade de medida de frequência);

**LMF** – ligas com memória de forma;

**M<sub>f</sub>** – martensítica final;

**M<sub>s</sub>** – martensítica inicial;

**Mpa** – mega pascal (unidade de medida de pressão e tensão);

**Ni** – níquel;

**NiTi** – níquel-titânio;

**tan δ** – capacidade de amortecimento;

**Ti** – titânio;

**TMA** – liga de beta-titânio (Titanium Molybdenum Alloy);

**UAEM** – Unidade Acadêmica de Engenharia Mecânica;

**UFCG** – Universidade Federal de Campina Grande;

## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO</b> .....	12
<b>2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA</b> .....	14
2.1 PROPRIEDADES IMPORTANTES DOS FIOS ORTODÔNTICOS .....	14
2.2 EVOLUÇÃO DOS FIOS ORTODÔNTICOS .....	15
2.3 SUPERELASTICIDADE E EFEITO MEMÓRIA DE FORMA .....	17
2.4 TIPOS DE FIOS ORTODÔNTICOS DE NITI E APLICAÇÃO CLÍNICA .....	19
<b>REFERÊNCIAS</b> .....	22
<b>3 ARTIGO</b> .....	26
RESUMO .....	26
ABSTRACT .....	27
INTRODUÇÃO .....	27
MATERIAL E MÉTODOS .....	29
Análise Dinâmico-Mecânica – DMA .....	30
Calorimetria Diferencial de Varredura – DSC .....	34
RESULTADOS .....	36
Análise Dinâmico-Mecânica – DMA .....	36
Calorimetria Diferencial de Varredura – DSC .....	38
DISCUSSÃO .....	39
CONCLUSÃO .....	42
REFERÊNCIAS .....	42
<b>4 CONSIDERAÇÕES FINAIS</b> .....	45
<b>ANEXO A: Normas de Submissão da Revista</b> .....	46

## 1 INTRODUÇÃO

Na ortodontia, é admitido o princípio de que forças leves e contínuas são desejáveis para a obtenção de movimento fisiológico e controlado dos dentes e estruturas adjacentes (GRAVINA, 2007).

A força excessiva, ou seja, que excede a pressão sanguínea capilar reduz a celularidade do ligamento periodontal de modo que o movimento dentário retarda ou para. Em casos extremos, pode haver a reabsorção das raízes dos dentes, associada à necrose pulpar (LEACH et al., 2001). Portanto, um ótimo controle da movimentação dentária exige a aplicação de um sistema de forças específico, que é devidamente guiado por meio de acessórios utilizados na clínica odontológica, dentre estes, os fios ortodônticos (QUINTÃO, BRUNHARO, 2009).

Os fios, quando inseridos nos mecanismos de tratamento ortodôntico, são submetidos a esforços mecânicos que podem provocar tensões residuais localizadas e deformações permanentes. Devido a isso, o material necessita apresentar boas propriedades químico-mecânicas, tais como resistência suficiente às tensões envolvidas nos movimentos das articulações, biocompatibilidade, pois devem ser inertes, sem liberar produtos tóxicos no meio bucal, rigidez, resiliência (HIDALGO, 2007), superelasticidade ou pseudoelasticidade (GEROLDO, 2009), entre outros.

Um tipo específico de ligas metálicas utilizadas na confecção dos fios, denominadas ligas com efeito memória de forma, apresentam um comportamento completamente diferente dos materiais comuns. Essa propriedade mecânica refere-se à capacidade de certos materiais de "lembrar" as suas formas originais, mesmo depois de deformações graves. Uma liga com memória de forma (LMF), ao ser deformada a partir da sua configuração original, em baixas temperaturas (fase martensítica), recupera a sua geometria cristalográfica original, por si só, durante o aquecimento (fase austenita). Essas LMF têm sido muito utilizadas para corrigir problemas dentais na ortodontia (REIS, 2001; SOUZA, 2005; REN et al., 2008; GEROLDO, 2009).

Apesar do grande número de marcas disponíveis no mercado, os fios ortodônticos mais utilizados se distribuem em quatro grupos básicos de ligas, sendo elas: o aço inoxidável; as ligas de níquel-titânio (NiTi) com suas variações durante o processo de fabricação (superelásticos, termodinâmicos e com adição de cobre); as ligas de beta-titânio e as estéticas, de compósitos, lançadas no mercado (QUINTÃO, BRUNHARO, 2009).

Por muito tempo os fios ortodônticos de aço inoxidável eram predominantemente escolhidos para a conduta clínica, mas o advento de novas ligas metálicas tornou diversificado

o universo de fios disponíveis (ACÁCIO, 2010). No final da década de 70, o Nitinol<sup>®</sup> (55% Ni - 45% Ti) e outras ligas de níquel-titânio com melhores propriedades desenvolvidas por pesquisadores chineses e japoneses começaram a se popularizar, especialmente nas áreas médica e odontológica como alternativas viáveis a outros materiais biocompatíveis largamente utilizados, como o aço inoxidável (QUINTÃO, 2000; PARVIZI, ROCK, 2003; SEYYED AGHAMIRI et al., 2011).

O que torna a liga de NiTi um dos materiais mais importantes e populares na ortodontia é a sua biocompatibilidade, resistência à corrosão, adequada trabalhabilidade, superelasticidade e efeito memória de forma (BARRAS, MYERS, 2000; OTSUKA, REN, 2005). As ligas de NiTi com essa propriedade foram experimentadas pela primeira vez na década de 1960 e introduzidas por ortodontistas em 1971 (PARVIZI, ROCK, 2003; SEYYED AGHAMIRI et al., 2011).

Estudos comparativos de diversas marcas comerciais de fios ortodônticos lançados no mercado têm demonstrado diferenças quanto às suas propriedades mecânicas (SATHLER-ZANDA, 2012; SCHEMANN-MIGUEL et al., 2012). Uma pesquisa evidenciou a possível variação das propriedades dos fios de NiTi em lotes de um mesmo fabricante, devendo isso ser considerado e investigado através de ensaios mecânicos (PERES, 2012).

Um conhecimento amplo das características mecânicas dos fios ortodônticos é essencial, e sua seleção deve ser feita de acordo com seu comportamento (BARTZELA et al., 2007; JACOB et al., 2010). Portanto, torna-se imprescindível aos ortodontistas conhecer as propriedades mecânicas e da composição dos fios, a fim de que possam fazer a melhor escolha para aplicação clínica (QUINTÃO, BRUNHARO, 2009).

Desta forma, o presente trabalho teve como objetivo avaliar as propriedades termomecânicas de fios ortodônticos pré-contornados de níquel-titânio do tipo superelásticos, correlacionando com a prática clínica.

## 2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

### 2.1 PROPRIEDADES IMPORTANTES DOS FIOS ORTODÔNTICOS

Os fios metálicos usados em ortodontia precisam apresentar algumas propriedades que permitam ao ortodontista realizar e controlar os movimentos dentários (CAMPISTA, 2005). Muitos ortodontistas fazem a escolha de determinados fios ortodônticos de acordo com suas impressões clínicas. No entanto, o correto seria que a utilização desses fios estivesse diretamente relacionada ao conhecimento de suas propriedades (QUINTÃO, BRUNHARO, 2009).

A biocompatibilidade é a capacidade dos materiais de não se decompor sob condições ambientais próprias do corpo humano, assegurando suas propriedades mecânicas por longos períodos de tempo após a fabricação (QUINTÃO, 2000). Pelo fato dos fios ortodônticos manterem proximidade com a mucosa oral, por períodos longos de tempo, precisam ser resistentes à corrosão e liberação de íons e não devem gerar respostas alérgicas (PINTO et al., 2004).

O módulo de elasticidade (ou módulo de armazenamento) está relacionado à resistência do material à deformação. Quanto maior o módulo de elasticidade, menor será a deformação elástica resultante da aplicação de uma tensão, e mais rígido será o metal (RODRIGUES et al., 2004). O módulo de elasticidade é uma das propriedades mais constantes de um metal (FERREIRA et al., 1998).

O limite elástico é a maior tensão que pode ser aplicada a um fio sem que ocorra deformação permanente, isto é, uma vez retirado o esforço, este fio volta às suas dimensões originais (fase elástica) (RODRIGUES et al., 2004). Diante de uma deflexão intensa, este fio não volta mais a sua forma original (fase plástica), ou seja, ocorrerá uma deformação permanente. Isto acontece porque a deflexão ultrapassou o limite elástico do fio, também chamado de limite de proporcionalidade. Após este ponto o fio não responderá com a mesma dissipação de carga (HIDALGO, 2007).

A recuperação elástica (spring-back) é a razão entre o limite elástico e o módulo de elasticidade. Para a finalidade de alinhamento e nivelamento, alta recuperação elástica se faz desejável e significa que o material apresenta alto limite de escoamento e baixo módulo de elasticidade. Tais características refletem a capacidade de se aplicar grandes deformações elásticas sem deformação permanente, e também pode significar um aumento no tempo de trabalho do fio (GRAVINA et al., 2004). Graças a sua elevada recuperação elástica, os fios de

NiTi superelásticos são aplicáveis em situações onde altas deflexões são necessárias (ANDRADE, 2010).

A rigidez do fio ortodôntico não é uma característica interessante para as fases iniciais do tratamento ortodôntico. Por esta razão, a redução do calibre dos fios torna-se fundamental para diminuir sua rigidez (HIDALGO, 2007). Clinicamente, representa a magnitude da força necessária para se fletir ou dobrar o fio (QUINTÃO, BRUNHARO, 2009). Alguns fatores afetam a rigidez de um fio ortodôntico, tais como o material que o compõe, a dureza, o tratamento térmico, a forma e medição da secção transversal, largura do bracket, a distância inter-brackets, o comprimento do fio e a incorporação de alças (GURGEL et al., 2001).

A resiliência (ou energia acumulada) é uma propriedade mecânica importante a ser considerada pelo ortodontista, e é a capacidade de um metal armazenar energia, quando deformado elasticamente, e liberá-la quando descarregado (QUINTÃO, BRUNHARO, 2009). Para Reis (2001) essa propriedade refere-se à energia elástica que se converte em trabalho durante a deformação. Fios com alta resiliência exercem maior trabalho durante essa desativação. Segundo Gurgel et al. (2001), um fio muito resiliente apresenta uma fase elástica longa, portanto pode ser defletido mais, sem que sofra uma deformação permanente.

A formabilidade é a facilidade com que um material pode ser permanentemente deformado (RODRIGUES et al., 2004), podendo-se ser conceituada também como a capacidade do fio de aceitar dobras (GRAVINA et al., 2004).

A soldabilidade é a capacidade que um material possui de ser soldado. No caso dos fios ortodônticos pode ser vantajoso dispor desta propriedade a fim de se implementar modificações no sistema de forças (REIS, 2001). Segundo Gurgel (2001), fios de NiTi não aceitam união por soldagem.

A resistência à fricção (ou atrito), refere-se à resistência da superfície de um material em movimentar-se sobre uma outra (HIDALGO, 2007). O atrito é decorrente de todo movimento ortodôntico que envolve a movimentação relativa dos brackets sobre os fios. Fricção excessiva bracket/fio implica em perda de ancoragem com pouca ou nenhuma movimentação dentária. (GRAVINA et al., 2004).

## 2.2 EVOLUÇÃO DOS FIOS ORTODÔNTICOS

Durante muitos anos, os fios de aço inoxidável e Cobalto-Cromo (CoCr) foram os mais importantes para a confecção de arcos ortodônticos por apresentarem praticamente o mesmo módulo de elasticidade. Contudo, pesquisas sobre a aplicabilidade clínica do titânio

como metal estrutural para a produção de fios ortodônticos estão, já no início da década de 1960, presentes na literatura (THIESEN, 2005).

A liga de beta-titânio tem sido utilizada desde o início da década de 50. No entanto, até 1979, não se fabricavam fios com secções transversais compatíveis com as aplicadas em Ortodontia. As primeiras aplicações ortodônticas se deram na década de 80, quando uma forma diferente de titânio, chamado “de alta temperatura”, foi sugerida. A partir de então, ganharam vasta aceitação clínica e popularidade, sendo comercialmente disponibilizados como “TMA” (titanium molybdenum alloy) (QUINTÃO, BRUNHARO, 2009). As ligas de beta-titânio utilizadas em ortodontia são ligas puras de titânio que, quando submetidas a tratamento térmico, o arranjo estrutural de seus átomos apresenta alteração, sendo citadas como ligas de titânio em fase “beta” (BURSTONE, GOLDBERG, 1980). A grande vantagem desta liga é a resiliência, associada a uma moderada formabilidade. Em comparação ao aço inoxidável, o TMA apresenta a metade da rigidez, conseqüentemente o dobro de resiliência (GURGEL et al., 2001).

A liga de níquel-titânio (NiTi) foi apresentada, pela primeira vez, por Willian Beuhle, no início dos anos 60, no Laboratório Naval Americano, em Silver Springs, Maryland, e foi desenvolvida basicamente na proporção de 55% de níquel e 45% de titânio, como parte de um programa espacial, e passou a ser chamada de Nitinol (derivado dos elementos que a compõem: 'ni' para níquel, 'ti' para titânio e 'nol' para Naval Ordnance Laboratory) (BISHARA et al., 1995). As primeiras ligas comerciais de níquel-titânio que visavam obter objetivos ortodônticos foram desenvolvidas por Andreasen e colaboradores, os quais foram atraídos pelas propriedades únicas que essas ligas apresentavam, como por exemplo, o alto limite elástico, o baixo módulo de elasticidade e a baixa rigidez (ANDRADE, 2010).

Em 1976, várias marcas de fios de NiTi se apresentavam no mercado ortodôntico onde foram definidos como materiais de alta recuperação elástica e baixa rigidez, ganhando vasta aceitação clínica em virtude destas propriedades. No entanto, não apresentavam propriedades de termoativação nem superelasticidade. Em 1985, foi produzida uma liga superelástica de NiTi, chamada “Chinese NiTi”, desenvolvida especialmente para aplicações em Ortodontia (QUINTÃO, BRUNHARO, 2009). Na mesma época, os japoneses desenvolveram o mesmo tipo de fio, com a mesma finalidade.

As ligas termodinâmicas de níquel-titânio surgiram, para fins comerciais, na década de 90 (GURGEL et al., 2001). Além das propriedades de recuperação elástica e resiliência dos fios superelásticos, os fios de NiTi termodinâmicos possuem a característica adicional da ativação pela temperatura bucal (QUINTÃO, BRUNHARO, 2009), e pela ideia de que a

resposta dentária frente à aplicação de força e a quantidade de movimento obtido dependem da área da superfície do periodonto, ou seja, deve variar o nível de força de acordo com a área periodontal envolvida (GRAVINA, 2007).

As ligas metálicas utilizadas na ortodontia têm apresentado uma rápida evolução e essa área de pesquisa tende a permanecer evoluindo no futuro. Há a realização de aprimoramentos nas ligas metálicas já presentes no mercado, como por exemplo, os fios de NiTi cobertos por cobre, com o intuito de diminuir o atrito entre esses e a canaleta dos brackets, além dos fios trançados de níquel-titânio e dos fios de titânio-nióbio (NIKOLAI, 1997). Este último permite dobras e apresenta propriedades mecânicas semelhantes ao TMA, porém com menor rigidez (GURGEL et al., 2001).

Diante desse histórico, pode-se observar que o advento de novas ligas metálicas tornou diversificado o universo de fios disponíveis, possibilitando algumas alterações no protocolo de tratamento e encurtando o tempo de cada sessão de atendimento, bem como do tratamento como um todo. A opção pelo fio mais adequado para cada etapa do tratamento requer uma avaliação clínica e o conhecimento dos seus diferentes tipos (THIESEN, 2005).

### 2.3 SUPERELASTICIDADE E EFEITO MEMÓRIA DE FORMA

As ligas de níquel-titânio são constituídas de duas fases cristalográficas distintas: austenítica e martensítica. Austenítica é a fase matriz de alta temperatura, seus átomos estão rearranjados em estrutura cúbica de face centrada (Figura 1) e possui um módulo de elasticidade relativamente alto (ZHANG et al., 1997). Esfriando a austenítica ela se transforma em martensítica. A martensítica não submetida a uma carga possui uma estrutura hexagonal monocíclica compacta e um baixo módulo de elasticidade (LU, WENG, 2000).

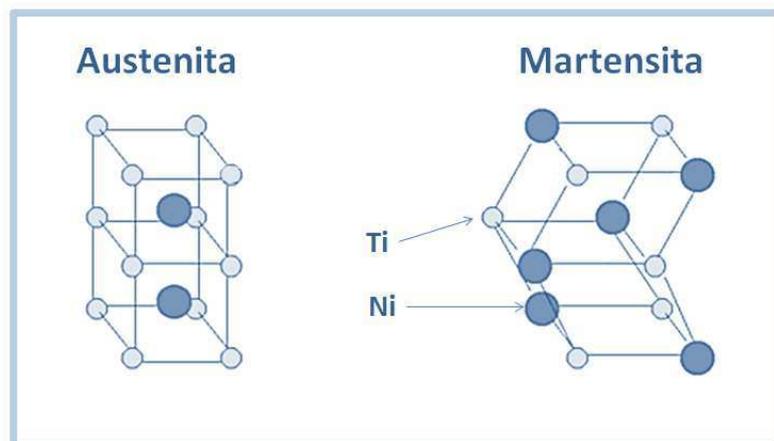


Figura 1: Ilustração da estrutura cristalina da liga NiTi nas fases austenítica e martensítica.

A *superelasticidade* é a capacidade de materiais metálicos sofrer grandes deformações, causadas pela aplicação de tensões, e retornar a sua forma original ao fim do descarregamento das mesmas (Figura 2). Da mesma forma, quando o fio retorna à sua forma original ao ser desativado, as forças permanecem constantes durante longo período de tempo, o que é clinicamente requerido para a obtenção de movimento dentário fisiológico (GRAVINA et al., 2004). Como toda liga superelástica apresenta memória de forma, na desativação (remoção da carga) o fio é capaz de retornar tanto à forma como à estrutura original (HIDALGO, 2007).

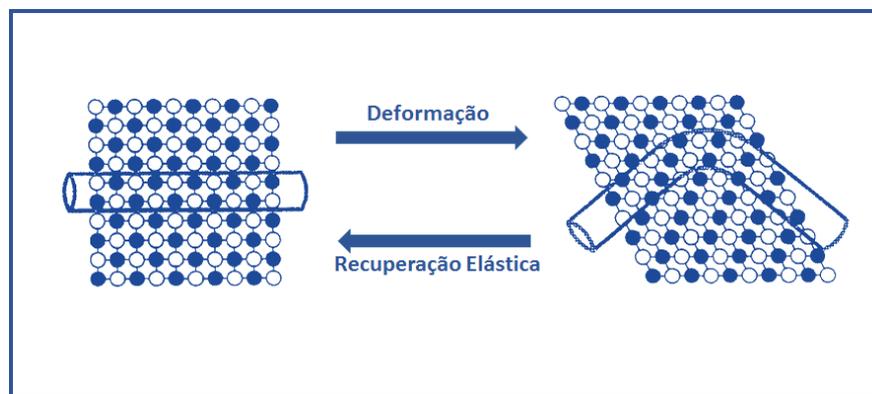


Figura 2: Representação esquemática do efeito de superelasticidade das ligas de NiTi (adaptado de THOMPSON, 2000)

O *efeito memória de forma* é o fenômeno pelo qual uma liga apresenta-se pouco rígida e prontamente capaz de sofrer alteração de forma em temperaturas baixas, ao mesmo tempo em que pode facilmente retornar à sua configuração inicial quando aquecida a uma adequada temperatura de transição (GRAVINA et al., 2004). Depois que uma amostra de liga com memória de forma ter sido deformada a partir da sua configuração original, em baixas temperaturas – fase martensítica –, ela recupera a sua geometria cristalográfica original (Figura 3), por si só, durante o aquecimento – fase austenítica (REN, 2008).

Apenas as ligas de níquel-titânio apresentam a propriedade de memória de forma, aplicável em Ortodontia (QUINTÃO, BRUNHARO, 2009). Nos materiais convencionais, quando se ultrapassa o limite elástico, ao se retirar a carga aplicada, o material apresentará uma deformação permanente da rede cristalina, traduzida pela mudança macroestrutural da forma. Porém, nas LMF, ocorre reversão das dimensões iniciais após a deformação plástica e reaquecimento. É como se o material “lembrasse” da sua forma original (QUINTÃO, BRUNHARO, 2009).

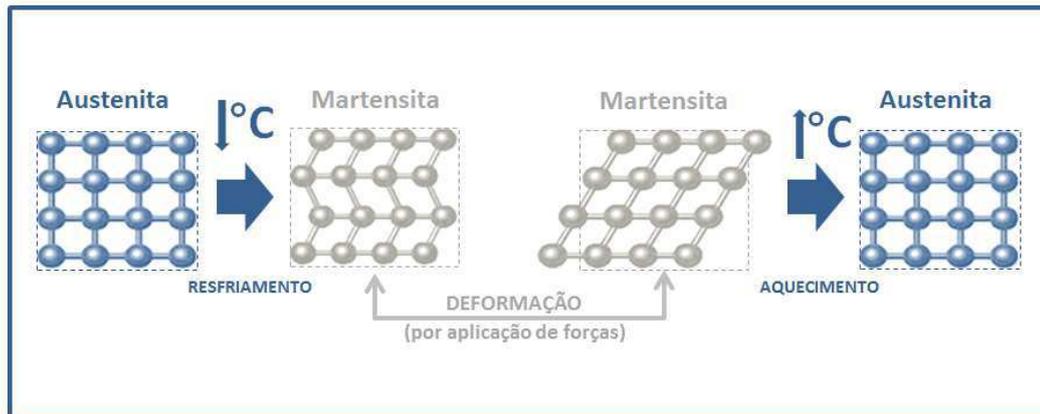


Figura 3: Representação esquemática do efeito memória de forma de uma liga de níquel-titânio (adaptado de SILVA, 2009).

O comportamento das LMF ante a excitação mecânica é bastante peculiar visto que apresenta um alto grau de amortecimento, o que pode levar a um melhor controle de vibração e aumentar consideravelmente o tempo de vida útil dos produtos fabricados a partir desses materiais ativos. A liga NiTi está classificada entre os materiais metálicos com alta capacidade de amortecimento, os quais são denominados na literatura de *hidamets* (High Damping Metals) (SILVA, 2009).

Essa elevada capacidade de amortecimento é atribuída à mobilidade da interface martensita/austenita e contornos apresentados por essas ligas (SILVA, 2009). As ligas de base NiTi possuem alta capacidade de amortecimento durante a transformação de fase e na fase martensítica, ao passo que sua fase austenítica manifesta uma dissipação de energia bem mais baixa (LU et al., 2003). Ligas convencionais como aços, ligas de base cobre e alumínio têm uma capacidade específica de amortecimento de 0,5 a 1,5%, já as LMF normalmente podem alcançar valores de capacidade de amortecimento específico de 40%.

O fenômeno de superelasticidade está intimamente ligado ao efeito de memória de forma e é uma manifestação ativada pela transformação da austenita em martensita induzida por tensão, chamada de *transformação martensítica* (CAMPISTA, 2005). A superelasticidade das LMF pode ser usada várias vezes, de forma cíclica, sem que o material sofra deformações plásticas permanentes (SILVA, 2009).

## 2.4 TIPOS DE FIOS ORTODÔNTICOS DE NITI E APLICAÇÃO CLÍNICA

- *Fio de NiTi com adição de cobre (CuNiTi)*: Os mesmos são compostos, basicamente, por níquel, titânio, cobre e cromo. Devido à 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 (QUINTÃO, BRUNHARO, 2009).

- *Fio de NiTi Estável (estabilizado ou M-NiTi ou trabalhado a frio)*: A liga de NiTi do grupo estável, também referida como NiTi trabalhado a frio, não aceita mudança de fase apresentando-se sempre como martensítico, por isso é chamada de “M-NiTi” (MCLAUGHLIN, BENNETT, 1999). A principal característica dos clássicos M-NiTi é a adequada elasticidade, e como apresenta apenas 30% da rigidez do aço inoxidável (comparando-se fios de mesma secção) permite uma favorável adaptação do fio ortodôntico nas etapas iniciais do alinhamento e nivelamento para os casos com apinhamento acentuado ou moderado (KAPILA et al., 1990).

Na comparação entre as ligas metálicas de uso ortodôntico, a M-NiTi possui adequada resiliência, oferecendo forças de baixa intensidade, favorável ao movimento dentário. Mesmo exibindo um módulo de elasticidade próximo dos fios trançados de aço inoxidável, a baixa formabilidade dos M-NiTi propiciam melhor adaptação ao apinhamento em razão da liga de aço deformar-se plasticamente, enquanto a liga M-NiTi praticamente não se deforma (TOYAMA, 1995). Este tipo de fio é pobre em formabilidade e não aceita soldagem. É possível apenas realizar dobras discretas e arredondadas. O M-NiTi pode ainda apresentar-se trançado com configuração retangular (GURGEL et al., 2001).

- *Fio de NiTi Ativo (A-NiTi ou NiTi termoativado, superelástico ou trabalhado em altas temperaturas)*: esse tipo de fio pode ser plasticamente deformado na sua fase martensítica. Quando ele é aquecido para temperaturas acima de sua temperatura de transição, a estrutura do cristal muda para a fase austenítica e o fio retorna para a forma prevista em que foi fabricado. Além da memória de forma, apresenta uma propriedade não usual, a superelasticidade, sendo capaz de exercer um valor moderadamente constante de estresse/tensão durante a deformação sobre uma ampla extensão (FERREIRA et al., 1998).

Se o Intervalo de Temperatura de Transição (martensita-austenita) para fios termoativáveis, segundo Gravina et al. (2004), for muito próximo à temperatura bucal, a recuperação de forma pode ocorrer, enquanto o clínico está ainda amarrando o arco. Por outro lado, se for muito superior à temperatura bucal, tal recuperação de forma pode ser estimulada através da exposição bucal a temperaturas quentes.

Devido à dificuldade na conformação da liga de níquel-titânio, esta é mais utilizada em formatos simples. Estes formatos resultam de procedimentos de deformação industrial em larga escala, tais como: extrusão, laminação e estiramento de fios. O processo de fabricação desses materiais é simples. Porém, nem sempre são obtidas as propriedades desejadas para o material apresentar efeito memória de forma. Em consequência, o material precisa passar por procedimentos de treinamentos e tratamentos térmicos difíceis de serem executados e que elevam o custo final do produto, além de uma dificuldade de padronização onde podem trazer diferenças em fios de um mesmo lote.

## REFERÊNCIAS

ACÁCIO, G. F. **Fios Ortodônticos**. 2010. 52 f. Monografia (Especialização em Ortodontia) – Instituto de Ciências da Saúde – FUNORTE/SOEBRAS – Núcleo Belém, Pará, 2010.

ANDRADE, B. C. **Fios Ortodônticos**. 2010. 47 f. Monografia (Especialização em Ortodontia) – Instituto de Ciências da Saúde – FUNORTE/SOEBRAS – Núcleo Belém, Pará, 2010.

BARRAS, C. D.; MYERS, K. A. Nitinol - its use in vascular surgery and other applications. **European Journal of Vascular and Endovascular Surgery**, London, v. 19, n. 6, p. 564 - 569, 2000.

BARTZELA, T. N.; SENN, C.; WICHELHAUS, A. Load-deflection characteristics of superelastic nickel-titanium wires. **The Angle Orthodontist**, Appleton, v. 77, n. 6, p. 991-998, 2007.

BISHARA, S.; WINTERBOTTOM, J. M.; SULIEMAN, A. A.; RIM, K.; JAKOBSEN, J. R. Comparison of the thermodynamic properties of three nickel-titanium orthodontic archwires. **The Angle Orthodontist**, Appleton, v. 65, n. 2, p. 117-122, 1995.

BURSTONE, C. J.; GOLDBERG, J. Beta Titanium: a new orthodontic alloy. **American Journal of Orthodontics**, St. Louis, v. 77, n. 2, p. 121-132, 1980.

CAMPISTA, C. S. **Comportamento mecânico de ligas com efeito memória – Relação do processamento termomecânico com a eficiência em tratamento ortodôntico**. 2005. 90 f. Dissertação (Mestrado em Ciências em Engenharia Metalúrgica e de Materiais) – Pós-Graduação de Engenharia, Universidade Federal do Rio de Janeiro, 2005.

FERREIRA, E. S.; MUNDSTOCK, C. A.; MÜLLER, C. M. A utilização de fios metálicos em ortodontia. **Revista da Faculdade de Odontologia de Porto Alegre**, Porto Alegre, v. 39, n. 1, p. 23-30, 1998.

GEROLDO, A. C. B. **Estudo do efeito de memória de forma de fios ortodônticos da liga Ni-Ti nas condições comercial e após tratamentos térmicos**. 2009. 90 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia e Tecnologia de Materiais) – Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2009.

GRAVINA, M. A. **Propriedades mecânicas de fios de NiTi e CuNiTi com efeito memória de forma utilizados em tratamentos ortodônticos**. 2007. 121 f. Tese (Doutorado) – Faculdade de Odontologia, Universidade do Estado do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2007.

GURGEL, J. A.; RAMOS, A. L.; KEER, S. D. Fios ortodônticos. **Revista Dental Press de Ortodontia e Ortopedia Facial**, Maringá, v. 6, n. 4, p. 103-114, 2001.

HIDALGO, A. R. H. **Fios Ortodônticos**. 2007. 40 f. Monografia (Especialização) – Centro Universitário do Norte Paulista – UNORP/UNIPÓS, São José do Rio Preto, 2007.

JACOB, E.; LEE, R. S.; BIGLAZZI, R.; BERTOZ, A. P. M. Fios ortodônticos superelásticos e sua aplicabilidade na clínica ortodôntica - revisão da literatura. **Ortho Science: Orthodontics science and practice**, Curitiba, v. 3, n. 11, p. 257-262, 2010.

KAPILA, S.; ANGOLKAR, P. V.; DUNCANSON, M. G. Jr.; NANDA, R. S. Evaluation of friction between edgewise stainless steel brackets and orthodontic wires of four alloys. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, St. Louis, v. 98, no. 2, p. 117-126, 1990.

LEACH, H. A.; IRELAND, A. J.; WHAITES, E. J. Radiographic diagnosis of root resorption in relation to orthodontics. **British Dental Journal**, London, v. 190, n. 1, p. 16–22, 2001.

LU, Z. K.; WENG, G. J. A micromechanical theory for the thermally induced phase transformation in shape memory alloys. **Smart Materials and Structures**, [S. I.] v. 9, n. 5, p. 582- 591, 2000.

LU, X. L.; CAI, W.; ZHAO, L. C. Damping behavior of a  $Ti_{44}Ni_{47}Nb_9$  shape memory alloy. **Journal of Materials Science Letters**, [S. I.] v. 22, p. 1243-1245, 2003.

MCLAUGHLIN, R.; BENNETT, J. C. Arch form considerations for stability and aesthetics. **Revista Española de Ortodoncia**, Valencia, v. 29, n. 2, Suppl., p. 46-63, 1999.

MOTTA, A. T. S.; GRAVINA, M. A.; QUINTÃO, C. C. A.; MENDES, A. M. Histórico de fios utilizados em ortodontia. **Ortodontia Gaúcha**, Porto Alegre, v. 7, n. 1, p. 65-70, 2003.

NIKOLAI, R. J. Orthodontic wire: a continuing evolution. **Seminars in Orthodontics**, Philadelphia, v. 3, n.3, p. 157-165, 1997.

OTSUKA, K.; REN, X. Physical metallurgy of Ti–Ni-based shape memory alloys. **Progress in Materials Science**, [S. I.] v. 50, n. 5, p. 511–678, 2005.

PARVIZI, F.; ROCK, W.P. The load/deflection characteristics of thermally activated orthodontic archwires. **European Journal of Orthodontics**, Oxford, v. 25, n. 4, p. 417–421, 2003.

PERES, R. F. **Propriedades mecânicas em flexão e torção de fios de Ni-Ti**. 2012. 97 f. Dissertação (Mestrado) – Instituto Militar de Engenharia, Rio de Janeiro, 2012.

PINTO, P. R. O.; MÉROLA, R. F.; MENEZES, L. M.; RIZZATTO, S. M. D.; SPOHR, A. M. Avaliação da rugosidade superficial de fios ortodônticos de aço inoxidável austenítico. **Ortodontia Gaúcha**, Porto Alegre, v. 8, n. 1, p. 78-84, 2004.

QUINTÃO, C.C. **Fios ortodônticos utilizados em fase inicial de tratamento: propriedades mecânicas e desempenho clínico**. 2000. 175 f. Tese (Doutorado) – Faculdade de Odontologia, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2000.

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

REIS, W. P. **Caracterização de Ligas de Ni-Ti para Ortodontia**, 2001. 146 f. Dissertação (Mestrado) – Instituto Militar de Engenharia, Rio de Janeiro, 2001.

REN, C.; BAI, Y.; WANG, H.; ZHENG, Y.; LI, S. Phase transformation analysis of varied nickel-titanium orthodontic wires. **Chinese Medical Journal**, Beijing, v. 121, n. 20, p. 2060-2064, 2008.

RODRIGUES, H. S.; VITRAL, R. W. F.; QUINTÃO, C. C. A. A importância do tratamento térmico no desempenho de fios de aço inoxidável. **Ortopedia Gaúcha**, Porto Alegre, v. 8, n. 11, p. 67-77, 2004.

SATHLER-ZANDA, R. **Avaliação da deflexão elástica de fios ortodônticos de níquel-titânio, Calibre 0,014"**. 2012. 154 f. Tese (Doutorado) – Faculdade de Odontologia de Bauru. Universidade de São Paulo, Bauru, 2012.

SCHEMANN-MIGUEL, F.; COTRIM-FERREIRA, F.; STREVA, A. M.; CHAVES, A. V. O. A.; COTRIM-FERREIRA, A. Análise comparativa da relação carga/deflexão de fios

retangulares de NiTi convencionais e termoativados. **Dental Press Journal of Orthodontics**, Maringá, v. 17, n. 3, p. 35.e1-35.e6, 2012.

SEYYED AGHAMIRI, S.M.; NILI AHMADABADI, M.; RAYGAN, S. Combined effects of different heat treatments and Cu element on transformation behavior of NiTi orthodontic wires. **Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials**, [S. I.] v. 4, n. 3, p. 298–302. 2011.

SILVA, N. J. **Estudo do comportamento termomecânico de uma liga Ni-Ti com memória de forma usando análise dinâmico mecânica (DMA)**, 2009. 113 f. Dissertação (Mestrado em Ciência e Engenharia de Materiais) – Universidade Federal de Campina Grande, Campina Grande, 2009.

SOUZA, M. M. **Caracterização de uma liga com efeito de memória de forma**, 2005. 113 f. Dissertação (Mestrado) – Universidade do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2005.

THIESEN, G. Ligas metálicas utilizadas para a confecção de fios ortodônticos: uma contínua evolução. **Revista da Faculdade de Odontologia**, Universidade de Passo Fundo, Passo Fundo, v. 10, n. 1, p. 47-51, 2005.

THOMPSON, S. An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. **International Endodontic Journal**. [S. I.] v. 33, n. 4, p. 297-310, 2000.

TOYAMA, C. **Estudo comparativo das características força x deflexão, entre fios ortodônticos da liga níquel-titânio e fios trançados e torcidos de aço inoxidável: análise da superfície dos fios e avaliação da ocorrência de corrosão em fios da liga níquel-titânio, através do microscópio eletrônico de varredura**. São Bernardo do Campo, 1995. 183 f. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Ciências Biológicas e da Saúde, Instituto Metodista de Ensino Superior, São Bernardo do Campo, 1995.

ZHANG, X. D.; ROGERS, C. A.; LIANG, C. Modeling of the two-way shape memory effect. **Journal of Intelligent Material Systems and Structures**, [S. I.] v. 8, n. 4, p. 353-362, 1997.

### 3 ARTIGO

(A formatação deste artigo foi organizada conforme as normas de submissão da revista científica  
*Dental Press Journal of Orthodontics - ANEXO A*)

## **AValiação de Propriedades Termomecânicas de Fios de Níquel-Titânio Aplicados na Ortodontia**

**EVALUATION OF TERMOMECHANICALS PROPERTIES OF NICKEL-TITANIUM WIRE APPLIED IN ORTHODONTICS**

### **RESUMO**

**Introdução:** Em decorrência da diversidade de ligas disponíveis, com seus diversos métodos de fabricação, é importante ao ortodontista conhecer suas propriedades e as variáveis relacionadas, para planejar o tratamento e otimizar os resultados clínicos, assim como preservar a histofisiologia do periodonto do paciente. Dessa forma, o objetivo deste estudo foi avaliar e comparar *in vitro* as propriedades termomecânicas de fios ortodônticos superelásticos pré-contornados de níquel-titânio de duas marcas comerciais. **Métodos:** Foram utilizadas as marcas comerciais Morelli® (Grupo 1) e Orthometric® (Grupo 2), das quais obteve-se 5 amostras por grupo, onde foram submetidas aos ensaios de DMA (Análise Dinâmico-Mecânica) e DSC (Calorimetria Diferencial de Varredura). Os ensaios de DMA foram realizados no modo de flexão em três pontos, e os parâmetros utilizados foram: taxa de aquecimento de 5°C/min, na faixa de 30°C a 100°C, frequência de 1 Hz e amplitude de 5 µm. Para o DSC, os parâmetros foram: taxa de aquecimento/resfriamento de 5°C/min, na faixa de -60 °C a 120 °C, sob atmosfera dinâmica de ar e de nitrogênio (para resfriamento), com vazão de gás da ordem de 100 ml/min-1, sob pressão atmosférica. Após a realização dos ensaios, os dados obtidos foram tratados e analisados utilizando-se o software *OriginPro 8.5*®, obtendo-se, a partir do DMA, gráficos com as curvas de módulo de elasticidade e capacidade de amortecimento ( $\tan \delta$ ) em função da temperatura e, a partir do DSC, gráficos mostrando as temperaturas de transformação de fase cristalina da liga. Para a análise das médias dos módulos de elasticidade das amostras, foi empregado o teste estatístico Teste-t de Student, com nível de significância de 5%. **Resultados:** O Teste-t de Student demonstrou que a diferença das médias dos módulos de elasticidade das amostras foi estatisticamente significativa ( $p < 0,05$ ). A rigidez de ambos os grupos aumentou em função do aumento da temperatura. À 37°C, temperatura normal intrabucal, o Grupo 1 evidenciou média de rigidez superior comparado ao Grupo 2, e ambos apresentaram-se na fase austenítica. **Conclusões:** Com os dados da pesquisa, pode-se concluir que mesmo as ligas com mesma característica de superelasticidade e, possivelmente, semelhante composição química, houve diferença entre os módulos de elasticidade entre as marcas comerciais, sob as mesmas condições de estudo, onde o Grupo 1 apresentou maior rigidez quando comparado ao Grupo 2, característica essa que pode favorecer a um melhor desempenho clínico do primeiro grupo.

**Palavras-chave:** Pesquisa em Odontologia; Ortodontia; Fios ortodônticos; Módulo de Elasticidade

## ABSTRACT

**Introduction:** As a result of the diversity of available leagues, with his several manufacture methods, it is important to an ortodontista to know his properties and the connected variables, to plan the treatment and to optimize the clinical results, as well as to preserve the histofisiologia of the periodonto of the patient. In this form, the objective of this study valued and he compared in vitro the properties termomecânicas of threads ortodônticos superelastic daily pay gone of nickel-titanium of two commercial marks. **Methods:** The commercial marks Morelli® (Group 1) and Orthometric® (Group 2) were used, of which 5 samples were obtained by group, where they were subjected to the tests of DMA (Dynamical Mechanical Analysis) and DSC (Differential Scanning Calorimetry). The tests of DMA were carried out in the flexing way in three points, and the used parameters were: tax of heating of 5°C/min, in the belt of 30°C to 100°C, 1 Hz frequency and amplitude of 5 µm. For the DSC, the parameters were: tax of heating/cooling of 5°C/min, in the belt of 60 °C to 120 °C, under dynamic atmosphere of air and of nitrogen (for cooling), with flow of gas of the order of 100 ml/min-1, under atmospheric pressure. After the realization of the tests, the obtained data were treated and analysed when is used the software *OriginPro 8.5*®, when printers are obtained, from the DMA, with the curves of module of elasticity and capacity of deadening ( $\tan \delta$ ) in function of the temperature and, from the DSC, printers showing the temperatures of transformation of crystal clear phase of the league. For the analysis of the averages of the modules of elasticity of the samples, the statistical test was employed Test-t de Student, with level of signification of 5 %. **Results:** The Test-t de Student demonstrated that the difference of the averages of the modules of elasticity of the samples was statistically significant ( $p < 0,05$ ). The rigidity of both groups increased in function of the increase of the temperature. To 37°C, intrabuccal normal temperature, the Group 1 showed average of superior rigidity up when 2 was compared to the Group, and both showed up in the austenitic phase. **Conclusions:** With the data of the inquiry, it is possible to end what even the leagues with the same characteristic of superelasticity and, possibly, similar chemical composition, existed difference between the elasticity modules between the commercial marks, under the same study conditions, where the Group 1 presented bigger rigidity when the Group 2, this characteristic that it can favor to a better clinical performance of the first group was compared to the group.

**Keywords:** Dental Research; Orthodontics; Orthodontic Wires; Elastic Modulus.

## INTRODUÇÃO

Na ortodontia, é admitido o princípio de que forças leves e contínuas são desejáveis para a obtenção de movimento fisiológico e controlado dos dentes e estruturas adjacentes.<sup>1</sup>

A força excessiva, ou seja, que excede a pressão sanguínea capilar reduz a celularidade do ligamento periodontal de modo que o movimento dentário retarda ou para. Em casos extremos, pode haver a reabsorção das raízes dos dentes, associada à necrose pulpar.<sup>2</sup> Portanto, um ótimo controle da movimentação dentária exige a aplicação de um sistema de

forças específico, que é devidamente guiado por meio de acessórios utilizados na clínica odontológica, dentre estes, os fios ortodônticos.<sup>3</sup>

Os fios, quando inseridos nos mecanismos de tratamento ortodôntico, são submetidos a esforços mecânicos que podem provocar tensões residuais localizadas e deformações permanentes. Devido a isso, o material necessita apresentar adequadas propriedades químico-mecânicas, tais como resistência suficiente às tensões envolvidas nos movimentos das articulações, biocompatibilidade, pois devem ser inertes, sem liberar produtos tóxicos no meio bucal, rigidez, resiliência, superelasticidade ou pseudoelasticidade,<sup>5</sup> entre outros.

Um tipo específico de ligas metálicas utilizadas na confecção dos fios, denominadas ligas com efeito memória de forma (LMF), apresentam um comportamento completamente diferente dos materiais comuns. Essa propriedade mecânica refere-se à capacidade de certos materiais de "lembrar" as suas formas originais, mesmo depois de deformações graves. Uma liga com memória de forma, ao ser deformada a partir da sua configuração original, em baixas temperaturas (fase martensítica), recupera a sua geometria cristalográfica original, por si só, durante o aquecimento (fase austenita). Essas LMF têm sido muito utilizadas para corrigir problemas dentais na ortodontia.<sup>5,6,7,8</sup>

Apesar do grande número de marcas disponíveis no mercado, os fios ortodônticos mais utilizados se distribuem em quatro grupos básicos de ligas, sendo elas: o aço inoxidável; as ligas de níquel-titânio (NiTi) com suas variações durante o processo de fabricação (superelásticos, termodinâmicos e com adição de cobre); as ligas de beta-titânio e as estéticas de compósitos, lançadas no mercado.<sup>3</sup>

Por muito tempo os fios ortodônticos de aço inoxidável eram predominantemente escolhidos para a conduta clínica, mas o advento de novas ligas metálicas tornou diversificado o universo de fios disponíveis.<sup>9</sup> No final da década de 70, o Nitinol<sup>®</sup> (55% Ni - 45% Ti) e outras ligas de níquel-titânio com melhores propriedades desenvolvidas por pesquisadores chineses e japoneses começaram a se popularizar, especialmente nas áreas médica e odontológica como alternativas viáveis a outros materiais biocompatíveis largamente utilizados, como o aço inoxidável.<sup>10,11,12</sup>

O que torna a liga de NiTi um dos materiais mais importantes e populares na ortodontia é a sua biocompatibilidade, resistência à corrosão, adequada trabalhabilidade, superelasticidade e efeito memória de forma.<sup>13,14</sup> As ligas de NiTi com essa propriedade foram experimentadas pela primeira vez na década de 1960 e introduzidas por ortodontistas em 1971.<sup>10,12</sup>

Estudos comparativos de diversas marcas comerciais de fios ortodônticos lançados no mercado têm demonstrado diferenças quanto às suas propriedades mecânicas.<sup>15,16</sup> Pesquisa recente evidenciou a possível variação das propriedades dos fios de NiTi em lotes de um mesmo fabricante, devendo isso ser considerado e investigado através dos ensaios mecânicos.<sup>17</sup>

Um conhecimento amplo das características mecânicas dos fios ortodônticos é essencial, e sua seleção deve ser feita de acordo com seu comportamento.<sup>18,19</sup> Portanto, torna-se imprescindível aos ortodontistas conhecer as propriedades mecânicas e da composição dos fios, a fim de que possam fazer a melhor escolha para aplicação clínica.<sup>3</sup>

Dessa forma, o objetivo deste estudo foi avaliar e comparar *in vitro* as propriedades termomecânicas de fios ortodônticos superelásticos pré-contornados de níquel-titânio de duas marcas comerciais através de ensaios de DMA (Análise Dinâmico-Mecânica) e DSC (Calorimetria Diferencial de Varredura).

## MATERIAL E MÉTODOS

Os fios ortodônticos utilizados para o experimento foram comprados comercialmente, sendo utilizados arcos pré-contornados superelásticos (Figura 4) da marca Morelli<sup>®</sup> (Sorocaba, São Paulo, Brasil) e Orthometric<sup>®</sup> (Marília, São Paulo, Brasil), com calibre de 0,019”x0,025”. A caracterização das amostras dos fios comerciais foi realizada através de ensaios de DMA (Análise Dinâmico-Mecânica) e DSC (Calorimetria Diferencial de Varredura), no Laboratório LAMMEA da Unidade Acadêmica de Engenharia Mecânica (UAEM), Centro de Ciências e Tecnologia (CCT), Universidade Federal de Campina Grande (UFCG), Campus de Campina Grande-PB.



Figura 4: Arcos pré-contornados das marcas Morelli<sup>®</sup> e Orthometric<sup>®</sup> (Fonte própria).

As embalagens comerciais contêm 10 (dez) fios. No entanto, foram utilizadas apenas 5 (cinco) unidades de cada marca para as análises onde, de um único arco, foram obtidas 2 (dois) corpos de prova, um para a análise de DMA e outro para o DSC. Assim, 5 (cinco) amostras de cada marca comercial foram utilizadas em cada análise.

A confecção dos corpos de prova foi realizada segundo Spini<sup>20</sup>, onde foram cortados segmentos com 28 mm de comprimento da parte reta (extremidades) dos arcos pré-contornados dos fios ortodônticos para os ensaios de DMA, e de 5 mm de comprimento (aproximadamente 5 mg) para os ensaios de DSC. O corte dos corpos de prova foi realizado pelo próprio pesquisador, com um alicate biarticulado ACG65 (Paranaguá, Paraná, Brasil), após delimitação do comprimento estabelecido com caneta de marcação permanente, seguindo um gabarito de fio metálico (Figuras 5 e 6).

O grupo das amostras da marca comercial Morelli<sup>®</sup> foi denominado de Grupo 1, ao passo que o referente à marca Orthometric<sup>®</sup> foi denominado de Grupo 2. Posteriormente, cada amostra foi codificada e acondicionada em embalagens plásticas hermeticamente fechadas e todas foram guardadas em recipiente plástico até o dia das caracterizações, para não sofrerem nenhuma deformação.

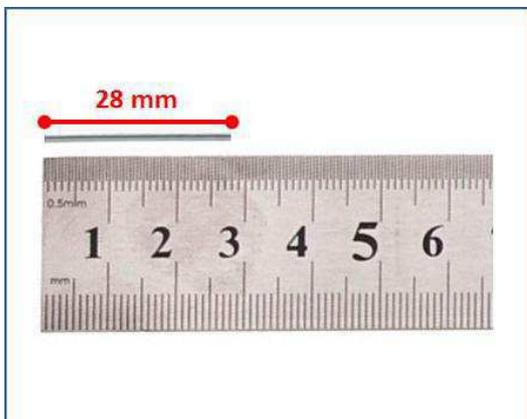


Figura 5: Gabarito utilizado para registrar o comprimento dos corpos de prova (Fonte própria).



Figura 6: Corte das amostras (28 mm da parte mais reta do arco - extremidade) (Fonte própria).

### **Análise Dinâmico-Mecânica – DMA**

A análise dinâmico-mecânica (do inglês, *Dynamical Mechanical Analysis* - DMA) é uma ferramenta importante na caracterização de materiais de diferentes graus de rigidez, que apresentam forte dependência da temperatura e frequência de aplicação de carga mecânica, como é o caso dos polímeros e das ligas metálicas.<sup>21</sup> Através do teste de DMA é possível

determinar as temperaturas de transformação de fase em regime dinâmico das ligas de NiTi, além da verificação das características de amortecimento. Portanto, o DMA foi utilizado na caracterização termomecânica e dinâmica das amostras de fio ortodôntico de liga NiTi propostos neste estudo.

Para se conhecer as características termo-dinâmico-mecânicas de uma amostra, faz-se uma varredura em determinada faixa de temperatura na qual se espera encontrar um evento térmico associado com as regiões cristalinas da amostra. Por isso, a amostra é aquecida a uma taxa constante, dentro de uma faixa de interesse, na qual também se aplica uma força oscilatória, normalmente senoidal, de baixa amplitude, medindo-se posteriormente a deformação sofrida por esta ou a tensão resultante (com representação também senoidal), através do Analisador Mecânico Dinâmico.<sup>21</sup>

Esse equipamento (Figura 7) é constituído basicamente por um motor de acionamento, que fornece a força de deformação senoidal ao material; o suporte da unidade de eixo e o sistema de orientação transferem a força do motor de acionamento para os suportes que prendem a amostra; o sensor de deslocamento identifica a deformação da amostra que ocorre com a aplicação da força; há também o sistema de controle de temperatura que é basicamente o forno.<sup>22</sup> Os suportes (clamp) das amostras podem ser cambiados para diferentes tipos de análise, como tração, compressão, flexão ou cisalhamento (Figura 8), a depender das propriedades de cada amostra a ser analisada.<sup>21</sup>

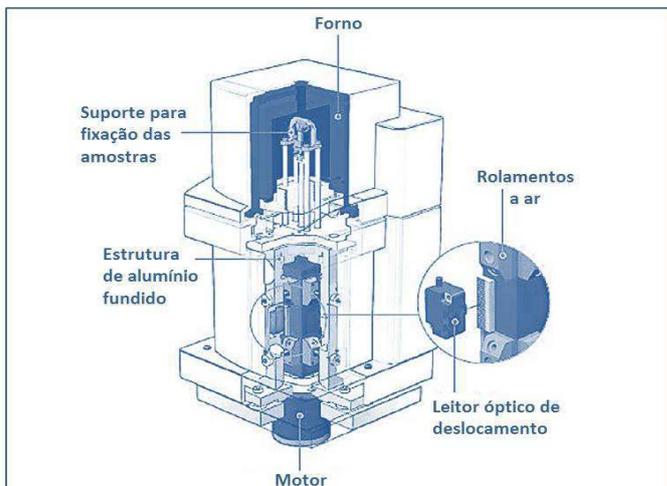
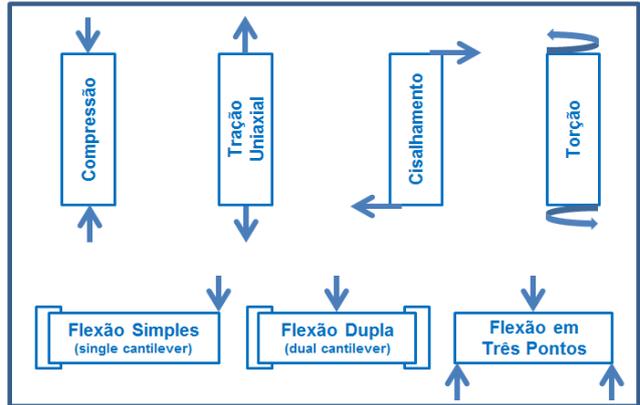


Figura 7: Representação esquemática do equipamento de DMA, modelo Q800, produzido pela TA Instruments® (New Castle, USA) (traduzida de: TA INSTRUMENTS).

Figura 8: Tipos de solicitações dos ensaios de DMA (Fonte própria).



Os ensaios de DMA deste estudo foram realizados utilizando o equipamento TA Instruments<sup>®</sup>, modelo DMA-Q800 (New Castle, USA) (Figura 9).

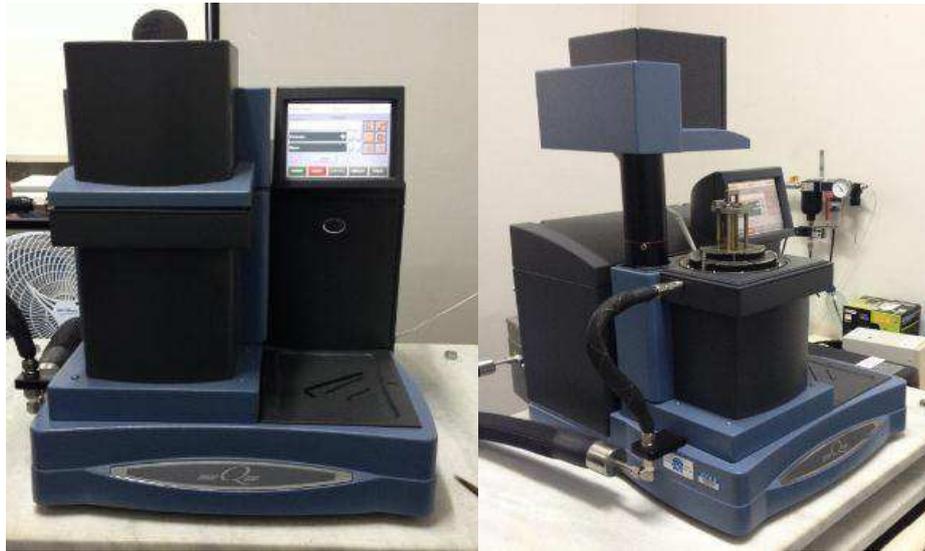


Figura 9: Analisador Dinâmico Mecânico Q800 da TA Instruments<sup>®</sup> (New Castle, USA) (Fonte própria).

Para as análises, foram solicitados ensaios no modo de flexão em três pontos (Figuras 8 e 10), seguindo as orientações da norma ISO 15841:2006 (International Organization for Standardization), que especifica os requisitos e métodos de ensaio para fios ortodônticos. O ensaio no modo de flexão em três pontos consiste na aplicação de uma carga no centro de um corpo de prova específico, padronizado, apoiado em dois pontos, estudando-se a resposta do material a esta carga aplicada. O valor da carga aplicada versus o deslocamento do ponto central é a resposta do ensaio.

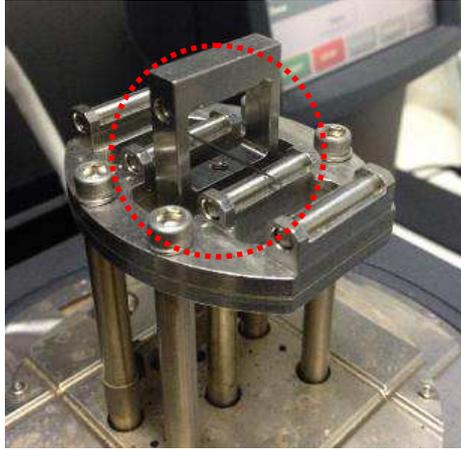


Figura 10: Amostra posicionada no suporte para solicitação de ensaios de DMA no modo de flexão em três pontos (Fonte própria).

Na realização de análises com DMA, alguns parâmetros devem ser levados em consideração, como temperatura, frequência e amplitude máxima da deformação (ou da tensão). Normalmente, dois desses parâmetros são mantidos fixos, enquanto que o terceiro pode ser variado em uma determinada faixa, de acordo com o interesse do estudo.<sup>21</sup>

Os parâmetros utilizados nos ensaios desse estudo foram: taxa de aquecimento de 5°C/min, frequência de excitação de 1 Hz e amplitude de oscilação de 5 µm. Estes são, segundo a literatura, parâmetros padronizados para a realização dos ensaios dinâmicos em materiais metálicos, pois visam o mínimo de dependência dos resultados obtidos em função das condições de medição.<sup>23</sup> A faixa de temperatura trabalhada foi de 30 °C a 100 °C.

Com isso, foram obtidos os gráficos (Figura 11) com as curvas de módulo de elasticidade (rigidez) e capacidade de amortecimento ( $\tan \delta$ ) em função da temperatura, o que leva à verificação das temperaturas de transformação de fase, por meio do software *OriginPro 8.5*<sup>®</sup> (OriginLab Corporation, Northampton, Maryland, USA).

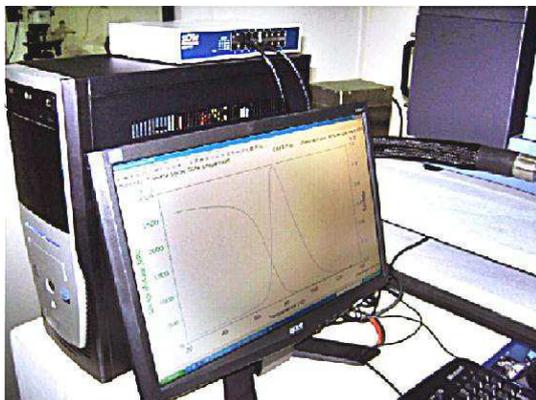


Figura 11: Monitor acoplado ao equipamento de DMA mostrando gráficos gerados a partir do ensaio (adaptado de Silva<sup>21</sup>).

Para a análise das médias dos módulos de elasticidade (rigidez) dos fios ortodônticos superelásticos, foi empregado o teste estatístico Teste-t de Student, com nível de significância de 5%, empregando os programas *Microsoft Excel 2010*<sup>®</sup> (Microsoft Corporation, USA) e *Statistica 10.0*<sup>®</sup> (StatSoft, Inc., USA).

### **Calorimetria Diferencial de Varredura (DSC)**

O ensaio de DSC (Calorimetria Diferencial de Varredura, do inglês *Differential Scanning Calorimetry*) é utilizado para determinação das temperaturas de transformação cristalina de ligas com memória de forma, e mede a quantidade de calor emitida ou absorvida durante a mudança de fase, em relação a uma amostra de comportamento conhecido.<sup>20</sup> A martensita se forma no resfriamento com emissão de calor (reação exotérmica) e isto assinala um pico (ou vale, dependendo do sentido convencionado pelo aparelho) na curva de resfriamento. Da mesma forma, o contrário acontece na austenita, uma reação endotérmica, com um pico na curva de aquecimento.<sup>20,24</sup>

Os ensaios de DSC deste experimento foram realizadas em equipamento da TA Instruments<sup>®</sup>, modelo Q-20 (New Castle, USA) (Figura 12). Estes foram conduzidos em conformidade com a norma ASTM F2004-05 (Standard Test Method for Transformation Temperature of Nickel-Titanium Alloys by Thermal Analysis), que descreve um método para caracterização das temperaturas de transformação por DSC. De acordo com a norma, as temperaturas de caracterização são capturadas do gráfico de DSC, utilizando o método do encontro de tangentes.



Figura 12: Equipamento de DSC da TA Instruments<sup>®</sup> modelo Q-20 (New Castle, USA) (Fonte própria).

Em um ensaio de DSC a diferença de fluxo de calor entre a amostra e uma referência, que se encontram à mesma temperatura, é registrada em função da temperatura. A referência é um material inerte, tal como alumina, ou apenas um cadinho vazio. As temperaturas da amostra e da referência aumentam a uma taxa constante. Uma vez que o DSC é um ensaio sob pressão constante, o fluxo de calor é equivalente à variação de entalpia entre a amostra e a referência.<sup>22</sup>

O presente estudo utilizou o tipo de ensaio de DSC por fluxo de calor, que é feito com a amostra e a referência em um mesmo forno (Figura 13), diferente do DSC por compensação de calor, onde amostra e referência são postos em compartimentos separados, com aquecimento resistivo individual. A técnica desse estudo analisou o fluxo de calor, ou seja, o potencial elétrico formado pela diferença de temperatura entre a amostra e a referência. A aquisição de dados ocorre por meio do posicionamento dos cadinhos sobre uma base de metal altamente condutora, geralmente platina. Cada amostra possui um sensor de temperatura que permite o acompanhamento da variação da temperatura.<sup>22</sup>

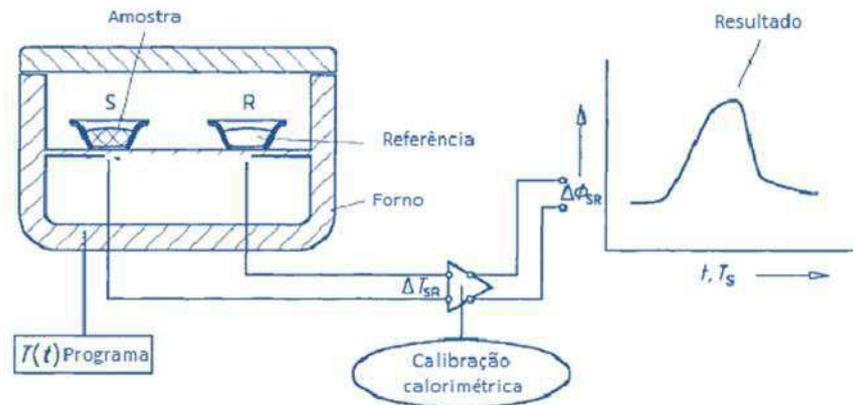


Figura 13: Ilustração Esquemática de um equipamento de DSC por fluxo de calor (adaptada de Ren et al.<sup>7</sup>)

Seguindo a metodologia empregada por Spini<sup>20</sup>, após cortadas e pesadas em uma balança eletrônica de precisão (Figura 14) Shimadzu<sup>®</sup> modelo AUY 220 (Quioto, KYT, Japão), cada amostra foi limpa com álcool, seca e inserida em um cadinho de alumínio. Este cadinho foi tampado e selado, em seguida levado à máquina. Como referência inerte, foi utilizado um segundo cadinho de alumínio vazio. A taxa de aquecimento e resfriamento utilizada foi de 5°C/min, em uma faixa de temperatura situada entre -60 °C e 120 °C, sob atmosfera dinâmica de ar e de nitrogênio (para resfriamento), com vazão de gás da ordem de 100 ml/min-1, sob pressão atmosférica.



Figura 14: Balança Eletrônica de Precisão Shimadzu® modelo AUJ 220 (Quioto, KYT, Japão) (Fonte própria).

Utilizando o software *OriginPro 8.5*® (OriginLab Corporation, Northampton, Maryland, USA), após a realização dos ensaios, os gráficos foram plotados e as temperaturas de transformação de fase foram obtidas traçando-se as tangentes sobre as curvas para a reação exotérmica, no resfriamento, e a reação endotérmica, no aquecimento.

## RESULTADOS

### Análise Dinâmico Mecânica (DMA)

As análises estatísticas foram realizadas através dos dados apresentados nos gráficos gerados a partir dos ensaios de DMA (Figuras 15 e 16), onde foi levado em consideração o módulo de elasticidade (rigidez) e capacidade de amortecimento ( $\tan \delta$ ) das amostras.

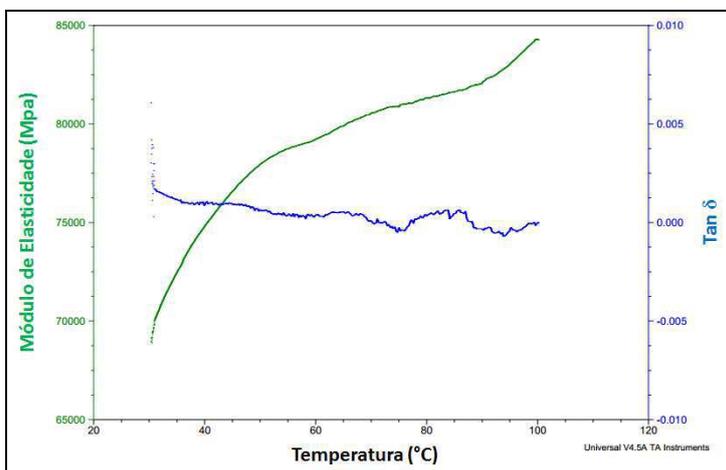


Figura 15: DMA de uma amostra do Grupo 1.

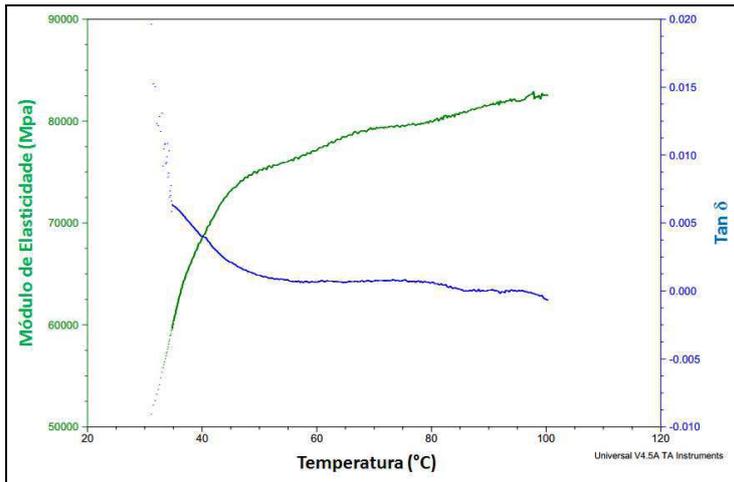


Figura 16: DMA de uma amostra do Grupo 2.

Todos os gráficos mostraram que, à medida que havia aumento da temperatura, ocorria elevação no módulo de elasticidade, afirmando, com isso, que quanto mais a liga NiTi é aquecida, mais rígido o material se torna.

Embora os ensaios tenham sido realizados dentro de uma faixa de temperatura (30 °C a 100 °C), as análises estatísticas foram delimitadas ao estudo das médias do módulo de elasticidade das amostras na temperatura de 37 °C, temperatura normal do ambiente intrabucal, visto que a verificação das propriedades termomecânicas dos fios superelásticos de NiTi *in vitro*, seja tanto mais interessante quanto maior for a proximidade dos parâmetros utilizados com a realidade clínica.

O Teste-t de Student demonstrou que a diferença das médias dos módulos de elasticidade dos fios ortodônticos superelásticos das duas marcas comerciais estudadas foi estatisticamente significativa ( $p < 0,05$ ) (Tabela 1).

Tabela 1: Médias e desvios padrão dos módulos de elasticidade (Mpa) dos grupos de fios estudados aplicando o Teste-T de Student para amostras independentes

GRUPOS	Temperatura (°C)	Média do M. de Elasticidade (Mpa)	Desvio Padrão	t-valor	p
Grupo 1	37°C	74324,40	2167,365	76,68039	0,000000
Grupo 2	37°C	67597,40	67597,40	27,62457	0,000010

A Tabela 1 mostrou que o Grupo 1 apresentou maior módulo de elasticidade e, consequentemente, média de rigidez superior ao Grupo 2, sob as mesmas condições de estudo, evidenciando que a maior rigidez do fio está relacionado à menor deformação mecânica.

### Calorimetria Diferencial de Varredura (DSC)

Através dos gráficos gerados a partir dos ensaios de DSC, utilizando o método do encontro de tangentes (Figuras 17 e 18), foi realizada a análise estatística das médias das temperaturas de transformação de fase cristalina dos grupos de fios estudados (Tabela 2).

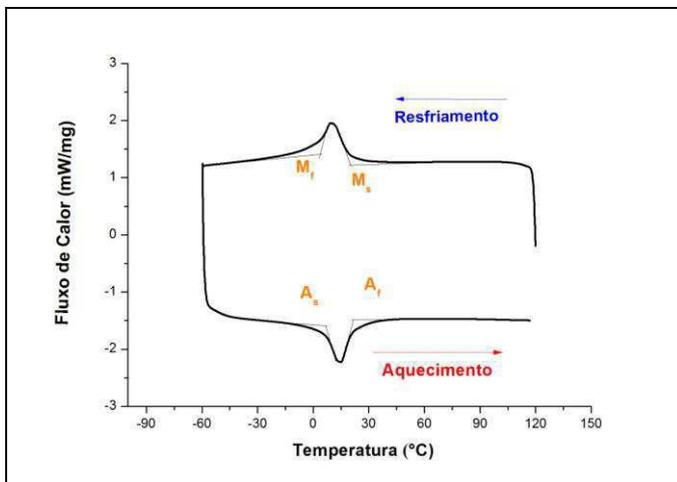


Figura 17: DSC de uma amostra do Grupo 1 ( $M_s$  – Martensítica inicial,  $M_f$  – Martensítica final,  $A_s$  – Austenítica inicial e  $A_f$  – Austenítica final).

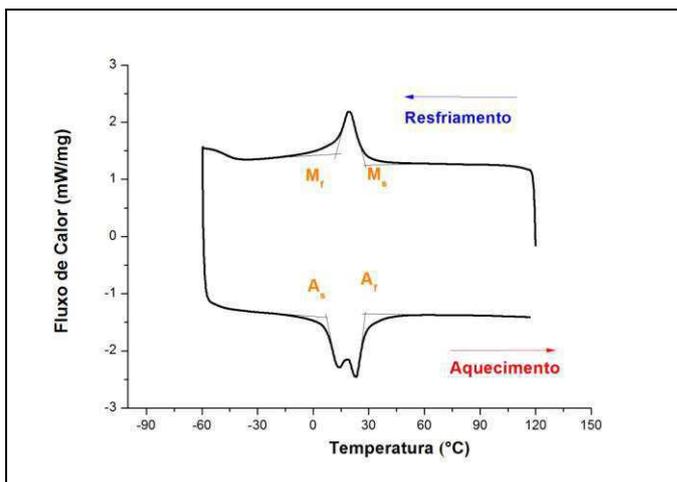


Figura 18: DSC de uma amostra do Grupo 2 ( $M_s$  – Martensítica inicial,  $M_f$  – Martensítica final,  $A_s$  – Austenítica inicial e  $A_f$  – Austenítica final).

Todos os gráficos mostraram que as transformações de fase aconteceram numa faixa de temperatura inferior à  $37^\circ\text{C}$ .

Tabela 2: Médias e desvios padrão das temperaturas de transformação cristalina dos grupos de fios estudados.

GRUPOS	M <sub>s</sub> (C°)	M <sub>f</sub> (C°)	A <sub>s</sub> (C°)	A <sub>f</sub> (C°)
<b>Grupo 1</b>	21,40 ± 7,30	1,60 ± 2,79	7,40 ± 1,67	22,80 ± 2,58
<b>Grupo 2</b>	24,60 ± 2,70	10,00 ± 1,87	6,20 ± 1,09	26,00 ± 1,87

(M<sub>s</sub> – Martensítica inicial, M<sub>f</sub> – Martensítica final, A<sub>s</sub> – Austenítica inicial e A<sub>f</sub> – Austenítica final)

## DISCUSSÃO

Os resultados de DMA obtidos apontaram que, com a elevação da temperatura ao longo do tempo, os fios superelásticos de NiTi passaram a apresentar módulos de elasticidade superiores, corroborando com as propriedades termomecânicas dos fios, onde com o aumento da temperatura ocorre as transformações cristalinas da fase martensítica para fase austenítica, elevando a rigidez do material. Segundo Silva<sup>21</sup>, essa elevação do módulo de elasticidade está relacionada ao movimento interno das interfaces martensita/austenita durante a transformação de fase, apresentando rigidez inferior na fase martensítica se comparada à fase austenítica.

Moore et al.<sup>25</sup> afirmaram que existe variações na temperatura intrabucal num intervalo de 24 horas e citaram que, em aproximadamente 79% do tempo, a faixa de temperatura intrabucal varia entre 33 °C e 37 °C, sendo a maioria dos trabalhos experimentais com fios realizados na temperatura de 37 °C. Por isso, a análise estatística do módulo de elasticidade dos grupos analisados foi delimitada a esta temperatura.

A temperatura de transformação de fases não pôde ser avaliada no DMA, uma vez que dentro dos parâmetros utilizados (taxa de aquecimento de 5°C/min, na faixa de 30°C a 100°C, frequência de excitação de 1 Hz e amplitude de oscilação de 5 µm) todas as amostras mantiveram-se na fase austenítica, o que foi comprovado pelos ensaios de DSC.

Avaliando o DSC, pôde-se perceber que as transformações cristalinas dos fios encontram-se a uma temperatura inferior a corpórea, variando de 1,60 °C (M<sub>f</sub>) a 22,80 °C (A<sub>f</sub>) para o Grupo 1, enquanto os fios do Grupo 2 apresentaram um intervalo de temperatura de transformação entre 10 °C (M<sub>f</sub>) e 26 °C (A<sub>f</sub>). Evidenciando que os fios, independente da marca comercial, apresentam-se na fase austenítica a 37 °C, onde a amostra que apresentou a 37 °C mais distante ou mais perto da média de temperatura A<sub>f</sub> deverá revelar uma maior ou menor rigidez respectivamente. Este resultado corrobora com os dados apresentados no DMA, onde o grupo que apresentou maior rigidez foi Grupo 1 e a menor foi o Grupo 2, além de evidenciar que o módulo de elasticidade aumentava com a temperatura e o amortecimento diminuía, já que o fio apresentava-se cada vez mais rígido.

O estudo realizado por Ren et al.,<sup>7</sup> no qual sete marcas de fios NiTi foram analisadas usando DSC, evidenciou que quase todas as marcas apresentaram uma temperatura de  $A_f$  menores ou próximas à temperatura bucal, estando, dessa forma, de acordo com os dados apresentados no presente estudo.

Entretanto, a análise dinâmico-mecânica evidenciou uma diferença de média de módulos de elasticidade entre os grupos de fios ortodônticos estudados, onde o Grupo 1 apresentou média de rigidez superior ao Grupo 2. Na prática clínica, esta característica é importante, porque o fio que apresentar a maior rigidez terá um efeito ou ação mecânica superior, proporcionando uma maior movimentação dentária, em menor tempo e trará uma maior resistência a deformação plástica. Em contrapartida, o Grupo 2 apresentou menor rigidez, sofrendo influência de uma maior deformação, onde possivelmente, exercerá um efeito mecânico inferior na movimentação dentária, determinando mais tempo no tracionamento e aplicando uma menor carga para exercer o movimento. Por ser um fio que apresenta uma maior deformação, será mais suscetível a deformação plástica.

Como se tratam de fios com propriedades mecânicas e composições químicas supostamente semelhantes esperava-se que a variação da média dos módulos de elasticidade fosse mínima, ao ponto de não representar diferença estatística. Isto pode sugerir que os fios das duas marcas comerciais estudadas foram submetidos a diferentes tratamentos termomecânicos ou possuem variação na composição química.

Os resultados da presente pesquisa demonstram que mesmo dentro da fase austenítica à temperatura de 37°C, o Grupo 1 pode se apresentar com uma estrutura cristalina com menor transformação martensítica em relação ao Grupo 2, ou seja, com maior predominância de estrutura austenítica, o que determinou a maior rigidez do material. Sugere-se que essa diferença estrutural das amostras está relacionada com o fato de que as marcas comerciais podem apresentar diferentes temperaturas de transformação de fase, fazendo com que os grupos de fios possuam, sob uma mesma temperatura, diferente estrutura cristalina.

Este resultado concorda com Thompson<sup>26</sup>, quando o mesmo observou que alguns fatores poderiam contribuir para as diferenças encontradas no intervalo de temperatura em que ocorre a transformação de fase de fios de NiTi, sendo eles: o tratamento térmico realizado na liga, a quantidade de trabalho a frio, as proporções de níquel e titânio, entre outras relacionadas ao processo de metalurgia dos fios.

Melton e Mercier<sup>27</sup> observaram que alterações na composição da liga de 54,5% para 55,5% de Ni implicariam em uma grande redução na temperatura inicial de transformação de fase. Porém, em estudo posterior realizado por Ficher-Brandes et al.<sup>28</sup>, através da análise de

cinco tipos de fios termoativados e superelásticos, foi demonstrado que as diferenças nas temperaturas de transformação de fase se davam mais em função do tratamento termomecânico utilizado na fabricação do que em função da composição química dos materiais, já que as diferenças observadas quanto à composição química foram mínimas. Para Spini<sup>20</sup>, estas variações dificultam a escolha do fio por parte do ortodontista, pois tornam seu comportamento imprevisível.

Observou-se uma estreita variação de temperatura de transformação cristalina, evidenciando uma pequena histerese térmica nos fios avaliados (de acordo com Pértile<sup>29</sup>, histerese é a diferença entre as temperaturas nas quais o material está 50% transformado em austenita no aquecimento e 50% transformado em martensita no resfriamento), característica comum das ligas de NiTi equiatômicas, sugerindo que os fios podem apresentar em sua composição, uma concentração atômica semelhante para níquel e para o titânio, resultado este, que poderá ser confirmado com o EDX (Espectroscopia de Difração de Raios-X), em estudos posteriores.

Em estudo realizado por Silva<sup>21</sup>, para demonstrar as singulares propriedades dinâmicas das LMF em paralelo a materiais clássicos da engenharia, foi realizada a comparação do módulo de elasticidade da lâmina de NiTi com 0,4 mm de espessura com amostras de aço inoxidável, alumínio e latão, utilizando para as caracterizações os mesmos parâmetros deste trabalho. Percebeu-se que os materiais clássicos apresentaram redução dos seus módulos de elasticidade com o aumento da temperatura, enquanto a LMF (NiTi) demonstrou comportamento oposto, que se dá devido ao aumento da rigidez do material com a transformação de fase. Isso confirma os resultados obtidos através dos ensaios de DMA realizados nesta pesquisa, a respeito do aumento do módulo de elasticidade em função da temperatura, como também revela a diferença do comportamento termomecânico da liga NiTi e do aço inoxidável, também utilizado na prática ortodôntica.

De acordo com Hidalgo<sup>4</sup> a superelasticidade associada ao efeito memória de forma, inerentes aos fios NiTi, tornam mais fácil e rápido o alinhamento e nivelamento dos arcos dentários, nas fases iniciais do tratamento ortodôntico. Como estes fios podem apresentar diferentes temperaturas de transformação e, portanto, alterações nos níveis de força diante da temperatura bucal, é necessário que o clínico conheça tal situação e analise fatores como a gravidade do apinhamento e as condições periodontais, para selecionar o tipo de fio superelástico adequado para iniciar o tratamento.

## CONCLUSÕES

Com os dados da pesquisa, pode-se concluir que mesmo as ligas com mesma característica de superelasticidade e, possivelmente, semelhante composição química, houve uma diferença estatisticamente significativa entre os módulos de elasticidade entre as marcas comerciais, sob as mesmas condições de estudo, onde o Grupo 1 apresentou maior rigidez quando comparado ao Grupo 2, característica essa que pode favorecer a um melhor desempenho clínico do primeiro grupo.

## REFERÊNCIAS

1. Gravina MA. Propriedades mecânicas de fios de NiTi e CuNiTi com efeito memória de forma utilizados em tratamentos ortodônticos [tese]. Rio de Janeiro (RJ): Faculdade de Odontologia, Universidade do Estado do Rio de Janeiro; 2007.
2. Leach HA, Ireland AJ, Whaites EJ. Radiographic diagnosis of root resorption in relation to orthodontics. *Br J Dent*. 2001 Jan;190(1):16-22.
3. Quintão CCA, Brunharo IHV. P. Fios ortodônticos: conhecer para otimizar a aplicação clínica. *Dental Press*. 2009 Nov/Dez;14(6):144-57.
4. Hidalgo ARH. Fios Ortodônticos [trabalho de conclusão de curso]. São José do Rio Preto (SP): Centro Universitário do Norte Paulista – UNORP/UNIPÓS; 2007.
5. Geroldo ACB. Estudo do efeito de memória de forma de fios ortodônticos da liga Ni-Ti nas condições comercial e após tratamentos térmicos [dissertação]. Porto Alegre (RS): Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul; 2009.
6. Reis WP. Caracterização de Ligas de Ni-Ti para Ortodontia [dissertação]. Rio de Janeiro (RJ): Instituto Militar de Engenharia; 2001.
7. Ren C, Bai Y, Wang H, Zheng Y, Li S. Phase transformation analysis of varied nickel-titanium orthodontic wires. *Chin Med J*. 2008 May;121(20):2060-64.
8. Souza MM. Caracterização de uma liga com efeito de memória de forma [dissertação]. Rio de Janeiro (RJ): Universidade do rio de Janeiro; 2005.

9. Acácio GF. Fios Ortodônticos [trabalho de conclusão de curso]. Belém (PA): Instituto de Ciências da Saúde – FUNORTE/SOEBRAS; 2010.
10. Parvizi F, Rock WP. The load/deflection characteristics of thermally activated orthodontic archwires. *Eur J Orthod*. 2003 Aug;25(4):417-21.
11. Quintão CC. Fios ortodônticos utilizados em fase inicial de tratamento: propriedades mecânicas e desempenho clínico [tese]. Rio de Janeiro (RJ): Faculdade de Odontologia, Universidade Federal do Rio de Janeiro; 2000.
12. Seyyed Aghamiri SM, Nili Ahmadabadi M, Raygan S. Combined effects of different heat treatments and Cu element on transformation behavior of NiTi orthodontic wires. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2011 Nov;4(3):298-302.
13. Barras CD, Myers KA. Nitinol - its use in vascular surgery and other applications. *Eur J Vasc Endovasc Surg*. 2000 Jun;19(6):564-569.
14. Otsuka K, Ren X. Physical metallurgy of Ti–Ni-based shape memory alloys. *Prog Mater Sci*. 2005 Jul; 50(5):511-678.
15. Sathler-Zanda R. Avaliação da deflexão elástica de fios ortodônticos de níquel-titânio, calibre 0,014" [tese]. Bauru (SP): Faculdade de Odontologia de Bauru - Universidade de São Paulo; 2012.
16. Schemann-Miguel F, Cotrim-Ferreira F, Streva AM, Chaves AVOA, Cotrim-Ferreira A. Análise comparativa da relação carga/deflexão de fios retangulares de NiTi convencionais e termoativados. *Dental Press*. 2012 May/Jun;17(3):35e1-35e6.
17. Peres RF. Propriedades mecânicas em flexão e torção de fios de Ni-Ti [dissertação] Rio de Janeiro (RJ): Instituto Militar de Engenharia; 2012.
18. Bartzela TN, Senn C, Wichelhaus A. Load-deflection characteristics of superelastic nickel-titanium wires. *Angle Orthodontist*. 2007 Nov;77(6):991-998.
19. Jacob E, Lee RS, Biglazzi R, Bertoz APM. Fios ortodônticos superelásticos e sua aplicabilidade na clínica ortodôntica - revisão da literatura. *Ortho Sci Orthod Sci Pract*. 2010 Set; 3(11):257-62.

20. Spini TS. Avaliação do intervalo de transição térmica de ligas de níquel-titânio termoativadas. [dissertação] Maringá (RS): Unidade de Ensino Superior Ingá/Faculdade Ingá; 2012.
21. Silva NJ. Estudo do comportamento termomecânico de uma liga Ni-Ti com memória de forma usando análise dinâmico mecânica (DMA) [dissertação] Campina Grande (PB): Universidade Federal de Campina Grande; 2009.
22. Wiggers WS. Efeito do tempo de tratamento térmico de fios de NiTi conformados a frio na temperatura final de transformação austenítica. [dissertação] Florianópolis (SC): Universidade Federal de Santa Catarina; 2011.
23. Humbeeck JV. Damping capacity of thermoelastic martensite in shape memory alloys. *J. Alloys Compd.* 2003 Jun;355(1-2):58-64.
24. Villamarin EB. Estudo das variações microestruturais de uma liga pseudoelástica de NiTi tratada termicamente.[dissertação] Brasília (DF): Universidade de Brasília - Faculdade de Tecnologia; 2012.
25. Moore RJ, Watts JTF, Hood JAA, Burritt DJ. Intra-oral temperature variation over 24 hours. *Eur J Orthod.* 1999 Jun;21(3):249-61.
26. Thompson S. An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. *Int Endod J.* 2000 Mar;33(4):297-310.
27. Melton KN, Mercier O. The mechanical properties of NiTi-based shape memory alloys. *Acta Met.* 1981 Feb;29(2):393-98.
28. Fisher-Brandies H, Es-Souni M, Kock N, Raetzke K, Bock O. Transformation behavior, chemical composition, surface topography and bending properties of five selected 0.016"x0.022" NiTi archwires. *J Orofac Orthop.* 2003 Mar;64(2):88-99.
29. Pértile LB. Caracterização mecânica e eletroquímica in vitro e in vivo da liga NiTi. [dissertação] Florianópolis (SC): Universidade Federal de Santa Catarina; 2005.

#### **4 CONSIDERAÇÕES FINAIS**

Os fios metálicos usados em ortodontia precisam apresentar determinadas propriedades mecânicas que permitam ao ortodontista realizar e controlar os movimentos dentários, e é importante que estas estejam expressas nas embalagens comerciais, além da composição química dos fios, o que não ocorre na prática clínica. Em decorrência da diversidade de ligas que estão disponíveis no mercado, como também das mudanças quanto à composição e método de manufatura das mesmas, é importante ao profissional conhecer suas propriedades termomecânicas, microestruturais e as variáveis relacionadas, para otimizar os resultados clínicos e preservar a histofisiologia do periodonto do paciente.

## ANEXO A – Normas de Submissão da Revista

### NORMAS DE APRESENTAÇÃO DE ORIGINAIS

- O *Dental Press Journal of Orthodontics* publica artigos de investigação científica, revisões significativas, relatos de casos clínicos e de técnicas, comunicações breves e outros materiais relacionados à Ortodontia e Ortopedia Facial.
- O *Dental Press Journal of Orthodontics* utiliza o Sistema de Gestão de Publicação, um sistema *on-line* de submissão e avaliação de trabalhos. Para submeter novos trabalhos visite o *site*:  
**www.dentalpressjournals.com**
- Outros tipos de correspondência poderão ser enviados para:  
*Dental Press International*  
Av. Euclides da Cunha 1718, Zona 5  
CEP: 87.015-180, Maringá/PR  
Tel.: (44) 3031-9818  
E-mail: artigos@dentalpress.com.br
- As declarações e opiniões expressas pelo(s) autor(es) não necessariamente correspondem às do(s) editor(es) ou *publisher*, os quais não assumirão qualquer responsabilidade pelas mesmas. Nem o(s) editor(es) nem o *publisher* garantem ou endossam qualquer produto ou serviço anunciado nesta publicação ou alegação feita por seus respectivos fabricantes. Cada leitor deve determinar se deve agir conforme as informações contidas nesta publicação. A Revista ou as empresas patrocinadoras não serão responsáveis por qualquer dano advindo da publicação de informações errôneas.
- Os trabalhos apresentados devem ser inéditos e não publicados ou submetidos para publicação em outra revista. Os manuscritos serão analisados pelo editor e consultores, e estão sujeitos a revisão editorial. Os autores devem seguir as orientações descritas adiante.

### ORIENTAÇÕES PARA SUBMISSÃO DOS MANUSCRITOS

- Os trabalhos devem, preferencialmente, ser escritos em língua inglesa.
- Apesar de ser oficialmente publicado em inglês, o *Dental Press Journal of Orthodontics* conta ainda com sua versão em língua portuguesa. Por isso serão aceitas, também, submissões de artigos em português.
- Nesse caso, após terem sido avaliados e aprovados, os autores deverão enviar a versão em inglês de seus trabalhos.
- Essa versão será submetida à aprovação do Conselho Editorial e deverá apresentar adequada qualidade vernacular.

### FORMATAÇÃO DOS MANUSCRITOS

- Submeta os artigos através do *site*:  
[www.dentalpressjournals.com](http://www.dentalpressjournals.com)
- Organize sua apresentação como descrito a seguir:

#### 1. Página de título

- deve conter título em português e inglês, resumo e *abstract*, palavras-chave e *keywords*.
- não inclua informações relativas aos autores, por exemplo: nomes completos dos autores, títulos acadêmicos, afiliações institucionais e/ou cargos administrativos. Elas deverão ser incluídas apenas nos campos específicos no *site* de submissão de artigos. Assim, essas informações não estarão disponíveis para os revisores.

#### 2. Resumo/Abstract

- os resumos estruturados, em português e inglês, de 250 palavras ou menos são os preferidos.
- os resumos estruturados devem conter as seções: INTRODUÇÃO, com a proposição do estudo; MÉTODOS, descrevendo como o mesmo foi realizado; RESULTADOS, descrevendo os resultados primários; e CONCLUSÕES, relatando o que os autores concluíram dos resultados, além das implicações clínicas.
- os resumos devem ser acompanhados de 3 a 5 palavras-chave, ou descritores, também em português e em inglês, as quais devem ser adequadas conforme o MeSH/DeCS.

#### 3. Texto

- o texto deve ser organizado nas seguintes seções: Introdução, Material e Métodos, Resultados, Discussão, Conclusões, Referências, e Legendas das figuras.
- os textos devem ter o número máximo de 4.000 palavras, incluindo legendas das figuras, resumo, *abstract* e referências.
- envie as figuras em arquivos separados (ver logo abaixo).
- também insira as legendas das figuras no corpo do texto, para orientar a montagem final do artigo.

#### 4. Figuras

- as imagens digitais devem ser no formato JPG ou TIF, em CMYK ou tons de cinza, com pelo menos 7 cm de largura e 300 dpis de resolução.
- as imagens devem ser enviadas em arquivos independentes.
- se uma figura já foi publicada anteriormente, sua legenda deve dar todo o crédito à fonte original.
- todas as figuras devem ser citadas no texto.

## NORMAS DE APRESENTAÇÃO DE ORIGINAIS

### 5. Gráficos e traçados cefalométricos

- devem ser enviados os arquivos contendo as versões originais dos gráficos e traçados, nos programas que foram utilizados para sua confecção.
- não é recomendado o envio dos mesmos apenas em formato de imagem *bitmap* (não editável).
- os desenhos enviados podem ser melhorados ou redesenhados pela produção da revista, a critério do Corpo Editorial.

### 6. Tabelas

- as tabelas devem ser autoexplicativas e devem complementar, e não duplicar o texto.
- devem ser numeradas com algarismos arábicos, na ordem em que são mencionadas no texto.
- forneça um breve título para cada uma.
- se uma tabela tiver sido publicada anteriormente, inclua uma nota de rodapé dando crédito à fonte original.
- apresente as tabelas como arquivo de texto (Word ou Excel, por exemplo), e não como elemento gráfico (imagem não editável).

### 7. Comitês de Ética

- Os artigos devem, se aplicável, fazer referência a pareceres de Comitês de Ética.

### 8. Referências

- todos os artigos citados no texto devem constar na lista de referências.
- todas as referências listadas devem ser citadas no texto.
- com o objetivo de facilitar a leitura do texto, as referências serão citadas no texto apenas indicando a sua numeração.
- as referências devem ser identificadas no texto por números arábicos sobrescritos e numeradas na ordem em que são citadas no texto.
- as abreviações dos títulos dos periódicos devem ser normalizadas de acordo com as publicações "Index Medicus" e "Index to Dental Literature".
- a exatidão das referências é de responsabilidade dos autores; as mesmas devem conter todos os dados necessários à sua identificação.
- as referências devem ser apresentadas no final do texto obedecendo às Normas Vancouver ([http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform\\_requirements.html](http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.html)).
- utilize os exemplos a seguir:

#### Artigos com até seis autores

Sterrett JD, Oliver T, Robinson F, Fortson W, Knaak B, Russell CM. Width/length ratios of normal clinical crowns of the maxillary anterior dentition in man. *J Clin Periodontol.* 1999 Mar;26(3):153-7.

#### Artigos com mais de seis autores

De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, et al. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *J Dent Res.* 2005 Feb;84(2):118-32.

#### Capítulo de livro

Kina S. Preparos dentários com finalidade protética. In: Kina S, Brugnera A. *Invisível: restaurações estéticas cerâmicas.* Maringá: Dental Press; 2007. cap. 6, p. 223-301.

#### Capítulo de livro com editor

Breedlove GK, Schorfheide AM. Adolescent pregnancy. 2<sup>nd</sup> ed. Wiczorek RR, editor. White Plains (NY): March of Dimes Education Services; 2001.

#### Dissertação, tese e trabalho de conclusão de curso

Beltrami LER. Braquetes com sulcos retentivos na base, colados clinicamente e removidos em laboratórios por testes de tração, cisalhamento e torção [dissertação]. Bauru (SP): Universidade de São Paulo; 1990.

#### Formato eletrônico

Câmara CALP. Estética em Ortodontia: Diagramas de Referências Estéticas Dentárias (DRED) e Faciais (DREF). *Rev Dental Press Ortod Ortop Facial.* 2006 nov-dez;11(6):130-56. [Acesso 2008 Jun 12]. Disponível em: [www.scielo.br/pdf/dpress/v11n6/a15v11n6.pdf](http://www.scielo.br/pdf/dpress/v11n6/a15v11n6.pdf).

\* Para submeter novos trabalhos acesse o site: [www.dentalpressjournals.com](http://www.dentalpressjournals.com)