

Original4

ANÁLISE MECANODINÂMICA DE LIGAS DE NÍQUEL-TITÂNIO EM ORTODONTIA

Carlos do Canto Arruda *

João Batista de Paiva **

Luiz Felipe C. P. de Lima ***

Jesualdo Luiz Rossi ***

MECHANODYNAMICAL ANALYSIS OF NICKEL-TITANIUM ALLOYS FOR ORTHODONTICS APPLICATION

RESUMO

Este trabalho teve como objetivo a análise mecanodinâmica de quatro tipos de arcos de níquel-titânio .017"×.025" para uso ortodôntico de diferentes marcas comerciais. O módulo de elasticidade de cada arco foi avaliado em relação a variação de temperatura. Os experimentos foram realizados sem força estática e com força estática de 1 N, para avaliar influência da tensão na transformação de fase. A proporção do módulo de elasticidade da fase austenítica para a fase martensítica, nos experimentos sem força estática, foi de 1,60 a 1,86. Nos experimentos com força estática de 1 N, a proporção foi de 1,29 a 1,60, devido ao aumento do módulo de elasticidade da fase martensítica. Com a determinação da variação do módulo de elasticidade em

relação à temperatura, o ortodontista tem informação sobre a variação da força aplicada no dente, em relação à mudança da temperatura bucal, nas ligas que sofrem transformação de fase. As temperaturas de transformação de fase são alteradas quando os arcos são submetidos a uma força. Este fator é importante para o ortodontista, pois quando o arco é inserido no encaixe do braquete de um dente em posição irregular, está sendo aplicada uma força neste arco, alterando-se as temperaturas de transformação de fase da liga.

Palavras-chave

níquel-titânio; módulo de elasticidade; temperatura.

INTRODUÇÃO

Segundo KUSY (1997)⁹, idealmente os arcos ortodônticos são produzidos para proporcionar movimentos dentários com força leve e contínua. Estas forças reduzem o desconforto para o paciente, a hialinização dos tecidos e a possibilidade de reabsorção radicular. Quando a força é

aplicada, o arco ortodôntico deve apresentar elasticidade por um período de semanas a meses. Do ponto de vista clínico, a força ótima é aquela que produz uma rápida taxa de movimento dentário sem desconforto para o paciente ou dano posterior ao tecido (perda de osso alveolar e reabsorção radicular). Do ponto de vista

* Especialista em Ortodontia pela FUNDECTO-USP

** Professor Doutor da Disciplina de Ortodontia da Faculdade de Odontologia da USP

*** Pesquisador Doutor do Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares – IPEN

histológico, a força ótima é aquela que produz pressão no ligamento periodontal, preservando a vitalidade deste tecido, com resposta celular imediata (aposição e reabsorção), produzindo reabsorção direta do processo alveolar. De acordo com BRADER e VANARSDALL (1996)⁴, uma vez que forças ótimas não requerem período de tempo para reparo, tais forças, aparentemente, podem agir continuamente.

Na escolha do arco ideal, durante as fases iniciais do tratamento ortodôntico, quando o nivelamento e alinhamento são realizados, deseja-se um grande intervalo de ação e a aplicação de forças leves. Nestas condições, os arcos de Nitinol são indicados. Também, nos estágios intermediários, o Nitinol apresenta vantagens devido a seu intervalo de ação e liberação de forças leves.

O Nitinol é subdividido em três tipos: uma liga convencional e duas ligas superelásticas. Estas últimas podem ser pseudoelástica ou termoelástica. A liga de níquel-titânio pode existir em mais de uma estrutura cristalina. Há uma fase de alta temperatura, austenita e uma fase de baixa temperatura, martensita. O substrato metalúrgico da superelasticidade e da memória de forma, está na capacidade desta liga se transformar facilmente de uma fase para a outra.

Normalmente, as propriedades dos arcos ortodônticos são conhecidas por diferentes testes laboratoriais. Ainda que estes testes não reflitam, necessariamente, as

situações clínicas nas quais são utilizados, os mesmos fornecem uma base para comparação dos diferentes tipos de arcos utilizados no tratamento ortodôntico. Testes com flexão nos dão informação sobre o comportamento dos arcos quando estes são submetidos a dobras de primeira ordem e segunda ordem e, os testes de torção refletem o comportamento dos arcos submetidos às dobras de terceira ordem⁸.

Tração, flexão e torção são diferentes estados e devem ser considerados independentemente. Quando o arco é submetido a uma carga de tração, a descrição do gráfico de carga-deflexão pode ser usada para determinar módulo de elasticidade, limite de proporcionalidade, limite de elasticidade, limite de resistência, alongamento, resiliência e tenacidade¹⁶. Do mesmo modo, gráficos de momento de flexão, em função da deflexão angular ou momento de torção em função do ângulo de torque, são utilizados para se avaliar as características dos arcos em condições respectivamente de flexão e torção⁸.

O módulo de elasticidade é definido pela relação tensão/deformação até o limite de proporcionalidade, limite no qual a deformação é proporcional à tensão¹⁶. Quando maior é o módulo de elasticidade de um material, menor é a deformação sob determinado esforço. A magnitude da força gerada por um arco ortodôntico é proporcional ao módulo de elasticidade da liga do arco⁸.

NITINOL CONVENCIONAL

A liga de Nitinol foi produzida no início dos anos 1960 por William F. Buehler, pesquisador de metalurgia do *Naval Ordnance Laboratory* em *Silver Springs, Maryland* (agora chamado de *Naval Surface Weapon Center*)¹. O nome Nitinol é derivado dos elementos que compõem a liga, ni de níquel, ti de titânio e nol de *Naval Ordnance Laboratory*. Esta liga tem a característica de voltar à forma em que foi manufaturada, quando aquecida à temperatura de transição, após ter sido deformada. Este fenômeno chama-se efeito de memória de forma (*shape memory effect* SME)⁶.

A primeira liga comercial utilizada na ortodontia foi a Nitinol da Unitek. O uso clínico do Nitinol iniciou-se em 1972 com o Dr. George Andreasen. Nesta liga com 50 % de níquel e 50 % de titânio em átomos, a memória de forma foi diminuída para 8 a 10 % durante a sua manufatura¹⁰. O que a tornou interessante, para o uso ortodôntico, foi sua baixa rigidez. Quando comparado ao aço inoxidável, o Nitinol apresenta maior resistência em se deformar permanentemente, isto é, um alto limite elástico e uma baixa força por unidade de desativação, ou seja, baixo módulo de elasticidade¹. Após a ativação do arco, a liberação de força é linear, o que resulta numa baixa perda de força durante a desativação suave do arco (*springback*)²¹. O Nitinol convencional apresenta módulo de elasticidade de 4,8 x 10⁶ psi (48 GPa)¹.

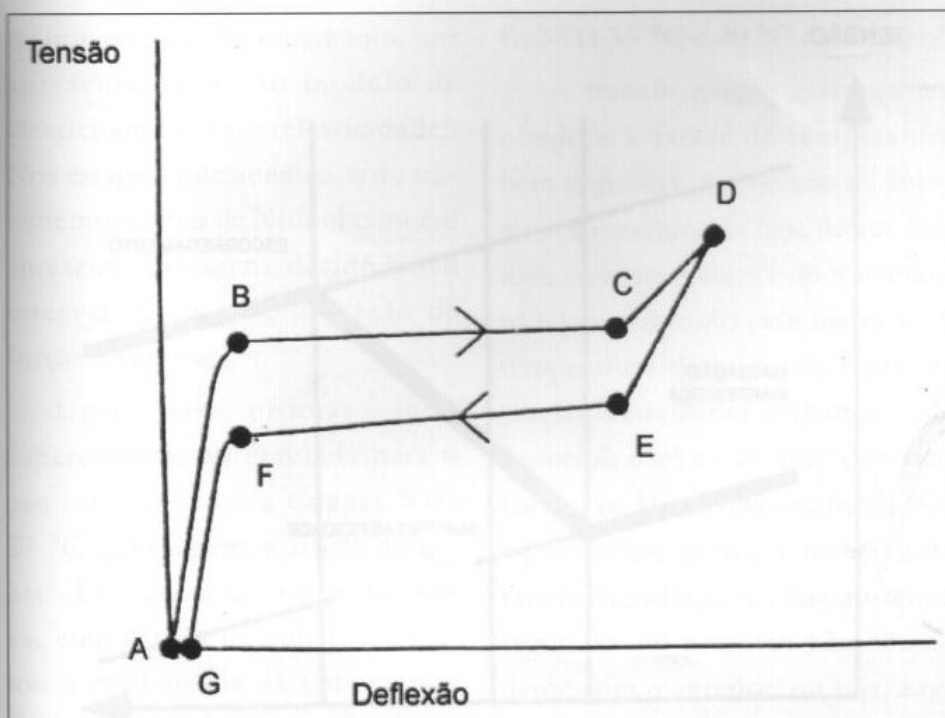


Figura 1 — Diagrama esquemático de tensão-deflexão do Nitinol pseudoelástico: ilustração da pseudoelasticidade. Adaptado de KUSY (1997)⁹.

A liga de Nitinol apresenta uma estrutura martensítica estabilizada, já que sua capacidade de ter memória de forma foi suprimida pelo trabalho a frio ocorrido durante a manufatura²⁵.

NITINOL PSEUDOELÁSTICO

Além do Nitinol convencional, duas outras ligas de Nitinol existem atualmente, que de alguma forma, apresentam memória de forma e superelasticidade: ligas martensíticas ativas, as quais apresentam temperatura de transformação de fase entre a temperatura ambiente e a temperatura da boca e ligas austeníticas ativas, as quais apresentam temperatura de transformação de fase abaixo da temperatura ambiente²⁵.

Segundo KUSY (1997)⁹, na liga

austenítica ativa a fase martensítica apresenta baixo módulo de elasticidade (31 a 35 GPa) e a fase austenítica apresenta alto módulo de elasticidade (87 a 98 GPa). Aceita-se em geral, que o módulo de elasticidade da fase austenítica é quatro vezes maior que o da fase martensítica¹¹. Segundo CARBALLO (1995)⁵, avaliando-se o módulo de elasticidade em condições dinâmicas, a proporção da fase austenítica para a fase martensítica é de apenas 1,1 a 1,3 menor do que em condições estáticas. A liga austenítica ativa, quando submetida a uma carga, apresenta uma rigidez inicial muito maior do que a do Nitinol convencional¹⁰ (Fig. 1, A-B). Este efeito é breve e logo após, surge um longo platô de força constante onde a rigidez é semelhante à do Nitinol

convencional (Fig. 1, B-C). A transformação de fase induzida pela tensão⁹ ocorre na fase austenítica desta liga, transformando-se na fase martensítica. Na desativação, ocorre o reverso com a formação de um segundo platô com um valor de força menor (Fig. 1, E-F). Gradualmente, a fase martensítica é transformada na fase austenítica. Quando esta transformação induzida pela tensão é completada, a alta rigidez associada à fase austenítica aparece novamente (Fig. 1, F-G). A superelasticidade é um fenômeno no qual os valores de força permanecem constantes independentemente da deformação do arco¹⁴. Na região do segundo platô, na qual a fase martensítica se transforma em austenítica, a força se mantém quase constante com o platô praticamente horizontal. Este fenômeno chamado de pseudoelasticidade⁹.

O comportamento físico do Nitinol pode ser interpretado e explicado por uma análise metalúrgica. A liga NiTi é um composto metálico quase equiatômico, cuja variedade de propriedades podem ser controladas pelo método de manufatura. Existe uma zona intermediária entre a alta e a baixa temperatura. Na alta temperatura, a estrutura cristalina da liga de NiTi é uma fase austenítica, a qual é uma estrutura cúbica de corpo centrado. A fase martensítica, a qual é uma estrutura hexagonal, é a fase da baixa temperatura. Controlando-se a temperatura alta ou baixa, acontece uma mudança na estrutura cristalina, chamada transfor-

mação martensítica. Este fenômeno causa uma mudança nas propriedades físicas. Na fase martensítica, na baixa temperatura, o metal é dúctil e facilmente pode ser induzida uma mudança na sua forma. Na fase austenítica na alta temperatura, a deformação é mais difícil¹⁴.

Quando uma força externa é aplicada, a deformação da maioria dos metais ocorre pelo deslocamento de defeitos cristalinos chamados de discordância¹⁸. Nas ligas de NiTi, a deformação é induzida pela transformação martensítica. A transformação martensítica pode ser revertida aquecendo-se a liga para retornar a fase austenítica, indo gradualmente para uma condição de energia estável¹⁴. Isto significa que a liga pode retornar à sua forma original, isto é, apresenta memória de forma. O metal com este fenômeno, pode mostrar outras propriedades, como a superelasticidade. A transformação martensítica pode ser produzida também pela tensão. Nestas circunstâncias é chamada transformação martensítica induzida pela tensão¹⁴. Pode ser iniciada quando uma força externa excede um determinado valor. Quando isto acontece é produzida uma deformação progressiva pela transformação martensítica, induzida pela tensão, deformando-se de uma maneira semelhante ao deslocamento das discordâncias. Este fenômeno é acompanhado pela superelasticidade. Se a tensão é diminuída, a liga NiTi retorna ao seu formato prévio, sem apresentar deformação permanente devido às

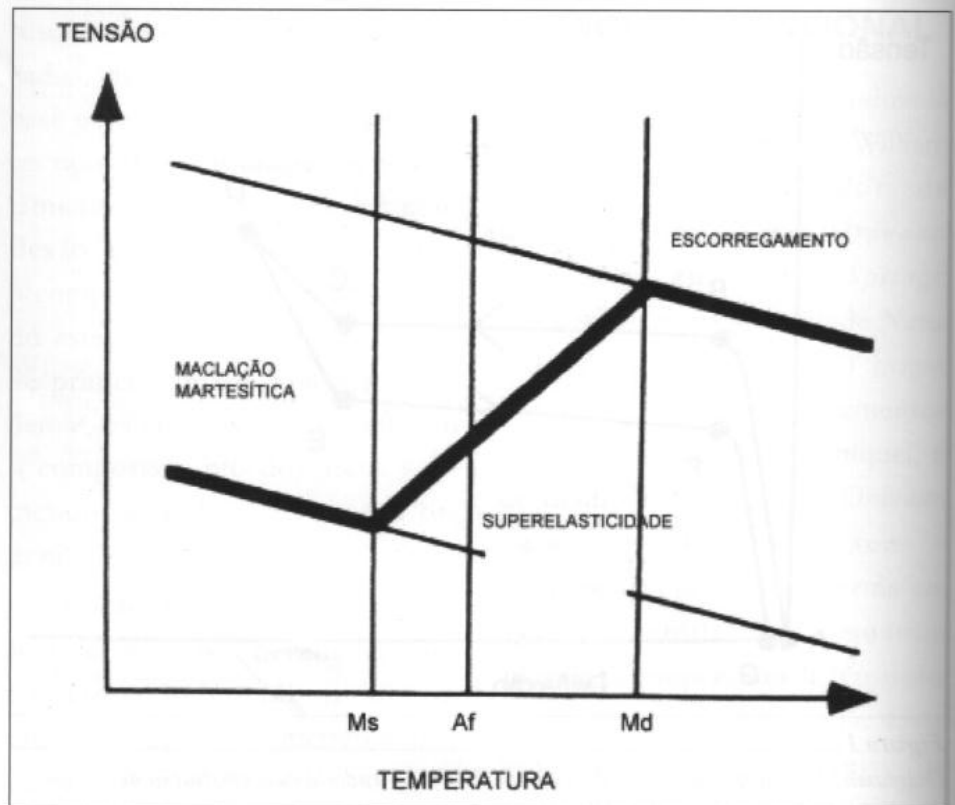


Figura 2
Diagrama de tensão-temperatura e efeito da superelasticidade.

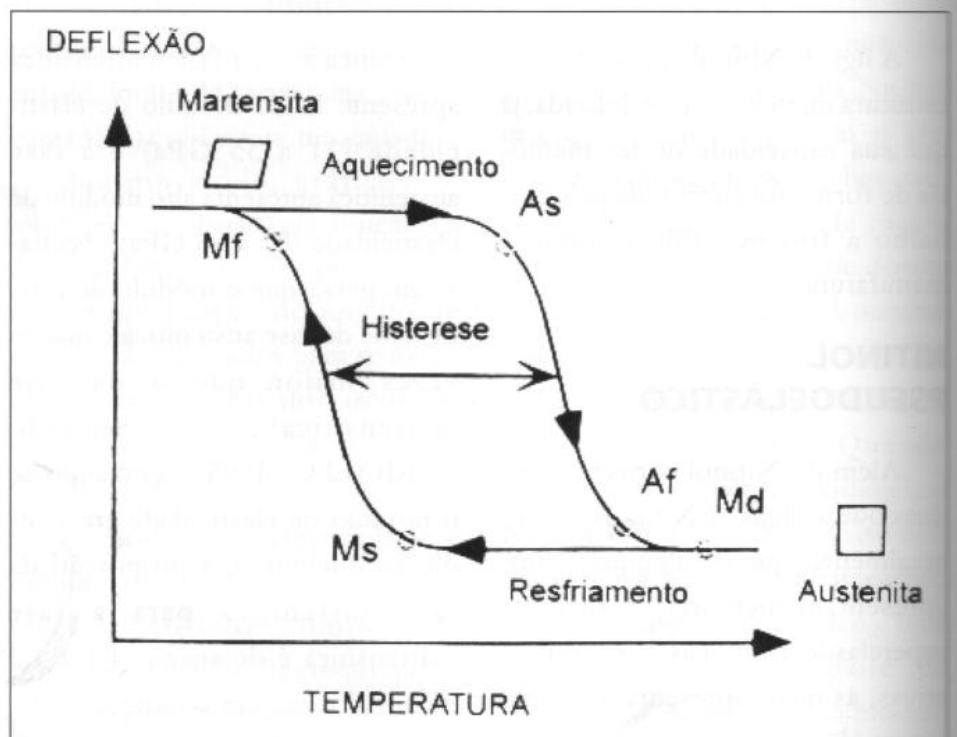


Figura 3
Diagrama de deflexão-temperatura de uma liga com memória de forma¹³.

características de retorno à fase austenítica¹⁴.

Os arcos de NiTi realizam movimento dentário com eficiência e em curto espaço de tempo, quan-

do comparado com outras ligas utilizadas na ortodontia. São essencialmente úteis em situações que requerem grandes deflexões do arco, como por exemplo, nos pri-

meios estágios do tratamento, por apresentarem baixo módulo de elasticidade e superelasticidade⁷. Nos estágios intermediários do tratamento, o arco de Nitinol também apresenta vantagens devido a seu intervalo de ação e liberação de forças leves.

Uma das últimas ligas superelásticas apresentada para o uso ortodôntico é a Copper NiTi 27 °C que contém 5 a 6 % de cobre⁹. Esta é uma liga austenítica ativa, cuja adição de cobre, aumentou a estabilidade da temperatura de transição e da força aplicada no dente⁹.

NITINOL TERMOELÁSTICO

O terceiro tipo de liga de níquel-titânio é uma liga martensítica ativa que exibe efeito de memória de forma induzido pela temperatura (Fig. 2). A temperatura de transformação desta liga é mais alta do que do Nitinol pseudoelástico, assim, esta liga apresenta uma maior influência da temperatura⁹.

O efeito de memória de forma é a combinação dos efeitos da termoelasticidade e de pseudoelasticidade¹³. Após a inserção do arco nos braquetes dos dentes em posição irregular, o aparelho é ativado pela temperatura da boca do paciente, retornando a sua forma pré-determinada⁹. Estes arcos retornam ao seu formato original quando aquecidos a sua temperatura de transição³. Atualmente, o efeito termoelástico aparece na liga Sentalloy *light* da GAC e na liga

CuNiTi 35 °C e 40 °C da Ormco⁹.

A transformação martensítica obedece a faixas de temperatura bem definidas, em função da composição química da liga, de sua história termomecânica e do tratamento térmico sofrido pelo material. A temperatura de início da transformação martensítica é chamada Ms (*martensitic start*) e o do final de transformação Mf (*martensitic finish*). No aquecimento temos a reversão da fase martensita para a fase austenita seguindo um percurso não coincidente com o anterior, ou seja, a reversão ocorre em temperaturas de início e fim de transformação, respectivamente maiores que as temperaturas Mf e Ms, apresentando uma histerese térmica característica do material¹⁹ (Fig. 3).

Livre de tensões externas, a transformação martensítica ocorre por diminuição de temperatura a partir de Ms. Pode-se, por outro lado, provocar a transformação de fase em temperatura acima de Ms aplicando-se uma tensão externa ao material. Com o alívio da tensão e a temperatura ainda acima de Af (*austenitic finish*), teremos a reversão total da fase martensita e, portanto, da deformação em consequência da tensão aplicada. Quanto maior o esforço externo, maior será a temperatura do início da transformação de fase. Este limite está associado a um esforço tal que acontecerá a competição entre a transformação de fase e a deformação plástica do material¹⁹. Um dos pontos mais importantes é a temperatura austenítica final Af. Para explorar a

superelasticidade, no seu maior potencial, a temperatura de trabalho do arco ortodôntico deve ser maior que a temperatura Af. A diferença entre a temperatura Af e a temperatura da boca, determina a força gerada pela liga de níquel-titânio. Esta temperatura Af pode ser controlada dentro de um larga faixa, alterando-se a composição, o tratamento termo-mecânico e o processo de fabricação da liga²⁰.

MOORE et al (1999)¹⁵ constataram que a temperatura na região vestibular do incisivo central superior durante um período de 24 horas, variou 79 % entre 33 e 37 °C, 20 % abaixo disto e 1 % acima disto. E, na região dos primeiros pré-molares superiores, foi de 92 %, 6 % e 2 % respectivamente. A temperatura média na região dos incisivos é 34,9 °C e de 35,6 °C, na região dos pré-molares. A temperatura média da boca é 35,5 °C. Estas informações devem ser consideradas pelo ortodontista ao escolher os materiais sensíveis à temperatura como os arcos e molas de níquel-titânio.

TORSTEIN e ODEGGARD (1998)²⁴ mostraram que os arcos de níquel-titânio superelásticos são afetados pelas mudanças de temperatura associadas a ingestão de alimentos quentes ou frios. A rigidez em torção de alguns arcos é bastante afetada. O efeito da temperatura alta (80 °C) desaparece rapidamente, porém a rigidez em torção dos arcos submetidos à baixa temperatura (10 °C) permanece baixa (até 85 %) por um longo pe-

ríodo de tempo. Os arcos com maior efeito termodinâmico mostraram reduções sucessivas na rigidez em torção, quando a temperatura baixa era aplicada repetidas vezes. A rigidez permaneceu baixa (50 %) e não mostrou tendência a aumentar até 2 horas após a exposição à baixa temperatura. Alguns arcos não liberam força adequada para a movimentação dentária após a ingestão de alimentos frios.

MELING e ODEGAARD (2001)¹³ demonstraram que as fases de ativação e desativação no gráfico de força-deflexão, dos arcos superelásticos, têm diferentes magnitudes de força de flexão. Compararam o efeito do resfriamento (10 °C) e do aquecimento (80 °C) num curto período de tempo, sobre a força exercida pelos arcos de níquel-titânio. Dois fios retangulares superelásticos e um convencional, foram testados a 37 °C. Os arcos foram testados durante a fase de ativação e de desativação. O resfriamento do arco induziu um efeito transitório de baixa força de flexão, na fase de desativação, mas induziu a um efeito prolongado na fase de ativação. Em contraste, o efeito do aquecimento do arco, isto é, o aumento da força de flexão, foi prolongado quando o arco foi testado na fase de desativação e transitório na fase de ativação.

TONNER E WATERS (1994)²³, compararam o comportamento força-deflexão de várias marcas comerciais de arcos de níquel-titânio, num experimento de

flexão em três pontos com variação de temperatura de 5 °C a 50 °C. As curvas de ativação e desativação e a região do platô foram extremamente modificadas com a temperatura e a rigidez decresceu dramaticamente com uma pequena mudança de temperatura. Os valores das forças, numa mesma temperatura, podem variar em 600 % para arcos de mesmo diâmetro, de diferentes fabricantes.

BISHARA et al (1995)³, constataram que a temperatura de transição de três ligas comerciais (*Active Arch Nitinol-Unitek*, *Heat Active Nitinol – Ortho Arch Co*, *Neo Sentalloy*) foi de similar magnitude (6,7 °C, 6,2 °C e 6,7 °C). A grande variação foi no desvio padrão (1,3 °C, 2,2 °C e 3,7 °C), a qual pode ser atribuída à manufatura da liga ou ao seu tratamento térmico.

De acordo com SEGNER e IBE (1995)²¹, como o clássico modelo de mola e a lei de Hooke não podem ser aplicados nas ligas com propriedades elásticas, novos parâmetros tiveram que ser encontrados. Três parâmetros são necessários para descrever um arco superelástico adequadamente: a nitidez do platô de pseudoelasticidade, a deflexão no começo do platô e o nível de força no platô. Em vários arcos, o início do platô e, conseqüentemente, as propriedades desejáveis, começam apenas quando o arco se desloca 1 mm ou mais. As ligas superelásticas devem ser deflexionadas em pelo menos 2 mm numa extensão de 13 mm para atingir a região de platô¹⁹.

MELING e ODEGAARD (1998)¹² simulando a aplicação de torque numa distância interbraquete de 4 mm, relataram que não houve comportamento superelástico. Os arcos de níquel-titânio superelásticos começam a mostrar o platô de desativação com 45 ° ou mais de torção. Conseqüentemente, a superelasticidade destes arcos em relação ao torque tem pouco ou nenhum significado clínico, já que a maioria das prescrições tem menos de 25 ° de torque. Entretanto, estes arcos são claramente mais flexíveis que os arcos de aço inoxidável e cromo-cobalto, o que pode ser de grande valor clínico.

Segundo BALDWIN et al (1999)², o aumento da quantidade de sulfato de condroitim (SC) no fluido gengival da gengiva marginal é indicativo de reorganização do tecido periodontal. Utilizando-se um arco Titinol Forrestadent 0.014", dentes que sofreram pequena movimentação (1,6 ± 0,3 mm) o SC diminuiu depois de 10 semanas. Dentes que sofreram grande movimentação (4,3 ± 0,6 mm), o SC continuou a aumentar após 10 semanas indicando renovação do tecido periodontal. Estes dados sugerem que o arco de níquel-titânio produz um platô de superelasticidade *in vivo*.

MELING e ODEGAARD (2001)¹³ relataram que existem três fatores para se entender o comportamento das ligas de níquel-titânio termoelásticas: tensão, deflexão e temperatura. Estes fatores são

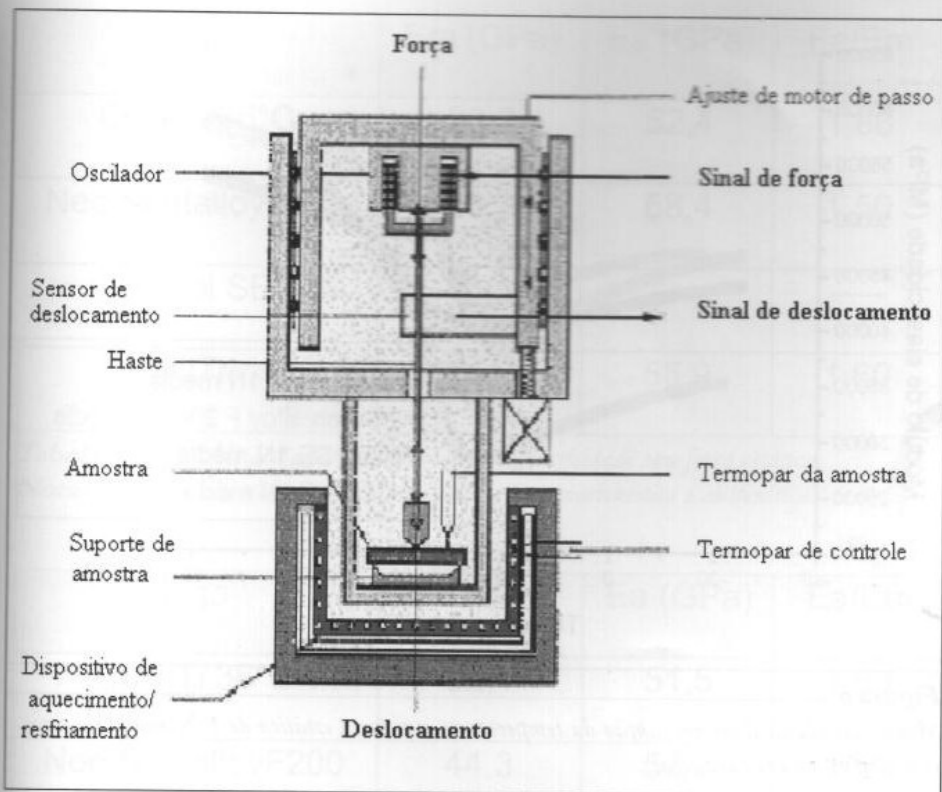


Figura 4
Nomenclatura dos principais componentes do analisador mecânico DMA-Netzsch 424.

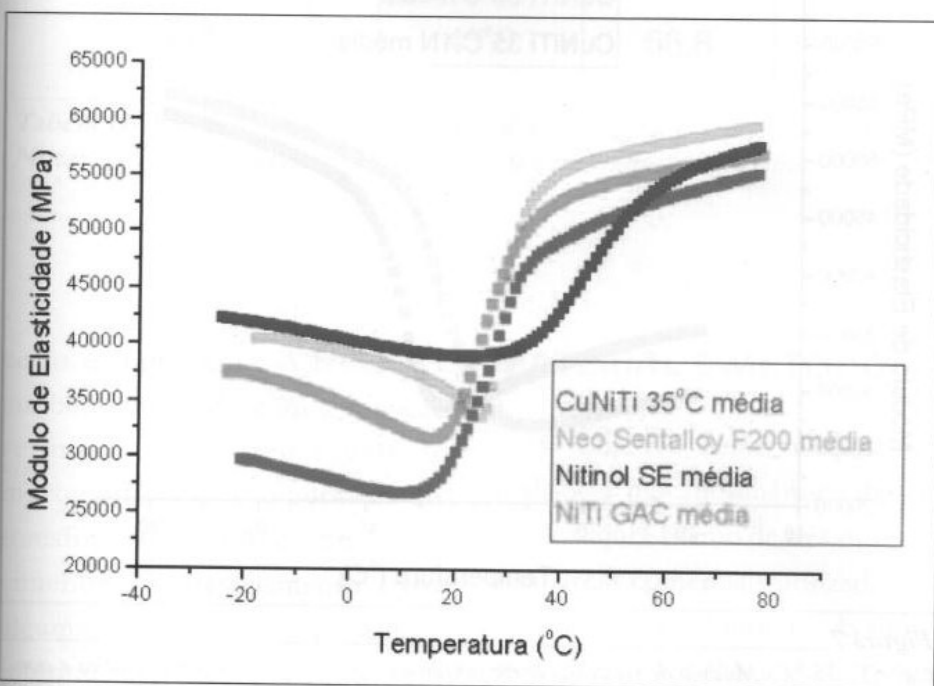


Figura 5
Módulo de elasticidade em função da temperatura sem força estática (média de cinco experimentos para cada liga).

superelasticidade¹³. O diagrama de tensão-deflexão apresenta três fases distintas (Fig. 1). A inclinação inicial e final da curva é dada de acordo com o módulo de elasticidade, respectivamente da fase austenítica e martensítica. A tensão que induz a transformação da fase austenítica para a fase martensítica se manifesta no platô da curva de carga-deflexão. Neste platô, a liga superelástica não segue a lei de Hooke porque há pouca mudança na carga com o aumento da deflexão. Os arcos superelásticos podem exercer a mesma quantidade de força independentemente do grau de ativação num longo período de ativação¹³.

Arcos superelásticos também apresentam histerese. Os platôs de ativação e desativação apresentam diferentes magnitudes. A histerese pode ser explicada pelo atrito interno da liga associado ao movimento dos contornos de maclas martensíticas. A magnitude da histerese depende da composição da liga¹³.

Diagrama de tensão-temperatura: a superelasticidade é encontrada apenas em um determinado intervalo de temperatura, como demonstrado na curva de carga-temperatura (Fig. 2). A relação entre carga e temperatura é linear na fase martensítica. Um decréscimo na temperatura corresponde a um aumento na carga¹³.

Normalmente, a fase martensita forma-se na temperatura de martensítica inicial M_s , mas pode se formar, prematuramente, acima da

Diagrama de tensão-deflexão: a capacidade dos arcos de níquel-titânio se transformar facilmente pela tensão na fase martensítica dá origem à

interrelacionados no diagrama de tensão-deflexão (Fig. 1), no diagrama de tensão-temperatura (Fig. 2) no diagrama de deflexão-temperatura (Fig. 3).

temperatura M_s se houver uma tensão presente. Abaixo da temperatura M_s , a deformação ocorre por maclação martensítica. Entre a temperatura M_s e temperatura austenítica final A_f , a fase martensítica é induzida pela tensão e, se induzida, é estável. Entre a temperatura A_f e a temperatura de deformação martensítica (M_d), que é a maior temperatura na qual a martensita pode existir, a indução martensítica pela tensão torna-se instável durante a desativação e, a transformação superelástica é observada. Acima da temperatura M_d , a deformação é por movimento de discordância, porque, nesta temperatura, a martensita não pode ser mais induzida pela tensão. Conseqüentemente, para a plena superelasticidade, a temperatura deve ser acima da temperatura A_f . A diferença entre a temperatura A_f e a temperatura da boca determina a dureza da liga de NiTi. Assim um arco com temperatura A_f de 27 °C será mais duro à temperatura da boca do que um arco com temperatura A_f de 35 °C. O arco superelástico se tornará progressivamente mais duro, a medida que a temperatura for aumentada acima de sua temperatura A_f e vice-versa¹³.

Diagrama deflexão-temperatura: o fenômeno de memória de forma é relacionado com a capacidade dos arcos de NiTi ir para a temperatura que induz a transformação martensítica (Fig. 3). Há um intervalo específico de temperatura para o arco na qual a transformação acontece. Abaixo da tempe-

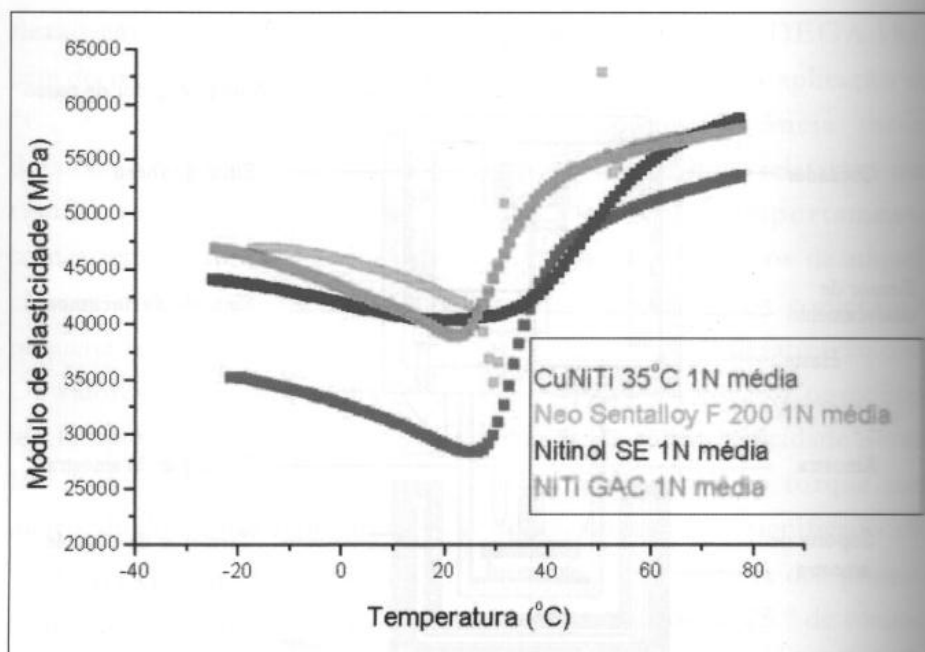


Figura 6

Módulo de elasticidade em função da temperatura com força estática de 1 N (média de cinco experimentos para cada liga).

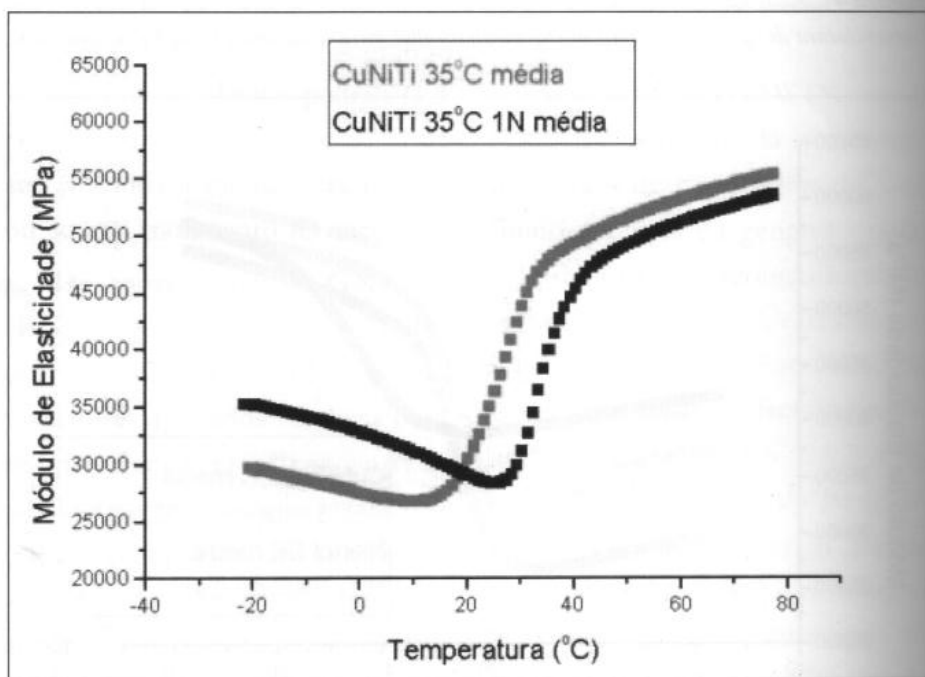


Figura 7

CuNiTi 35 °C- Módulo de elasticidade em função da temperatura sem força estática e com força estática de 1 N (média de cinco experimentos).

ratura martensítica final M_f o arco é completamente martensítico. Aumentando-se a temperatura acima da temperatura austenítica inicial o material inicia a transformação para a estrutura austenítica. Na tempe-

ratura A_f , o processo é completado e o arco é austenítico. Com o resfriamento, ocorre o processo inverso. Na temperatura M_s a estrutura martensítica começa a se formar. Na temperatura M_f o pro-

| Liga | Em (GPa) | Ea (GPa) | Ea/Em |
|-------------------|----------|----------|-------|
| CuNiTi 35°C | 28,2 | 52,4 | 1,86 |
| Neo SentalloyF200 | 38,7 | 58,4 | 1,50 |
| Nitinol SE | 40,1 | ----- | ----- |
| NiTi | 34,9 | 55,9 | 1,60 |

Tabela I - Resultado das medições de módulo de elasticidade sem força estática.

Nota: Em e Ea são módulos de elasticidade da fase martensítica e austenítica.

| Liga | Em (GPa) | Ea (GPa) | Ea/Em |
|-------------------|----------|----------|-------|
| CuNiTi 35°C | 32,1 | 51,5 | 1,60 |
| Neo SentalloyF200 | 44,3 | 57,2 | 1,29 |
| Nitinol SE | 42,3 | ----- | ----- |
| NiTi | 43,0 | 56,8 | 1,32 |

Tabela II - Resultado das medições de módulo de elasticidade com força estática de 1 N.

Nota: Em e Ea são módulos de elasticidade da fase martensítica e austenítica.

cesso é completado. A histerese é também associada com a indução térmica da transformação martensítica. A temperatura de transformação é diferente no aquecimento e no resfriamento¹³. Em algumas ligas de NiTi, um estágio intermediário pode ocorrer entre as fases martensítica e austenítica, chamado de fase R¹³. A fase de transformação R é análoga a transformação austenítica-martensítica e tem uma correspondente temperatura fase R inicial Rs e temperatura fase R final Rf. Ambas, memória de forma e superelasticidade, são associadas com a fase R intermediária.

MATERIAL E MÉTODO

O objetivo neste trabalho foi analisar a mecanodinâmica das ligas de níquel-titânio de três diferentes marcas comerciais utilizadas no tratamento ortodôntico. Avaliou-se o módulo de elasticidade frente à variação da temperatura de quatro tipos de arcos de NiTi 0,017 X 0,025". Os arcos foram o Copper NiTi 35 °C (Ormco), Neo Sentalloy F200 (GAC), Nitinol Superelastic (Unitek) e NiTi (GAC). Para cada teste, um segmento reto de 30 mm foi cortado do segmento posterior de cada arco pré-contornado. O

equipamento utilizado para os ensaios foi um aparelho de análise mecanodinâmica (DMA) fabricado pela empresa Netzsch¹⁷ (Fig. 4). No DMA é possível determinar quantitativamente as propriedades mecânicas, como módulo de elasticidade e térmicas, quando submetidos a carga oscilante, em função ainda do tempo, temperatura e frequência. O DMA considera os materiais viscoelásticos (parte da energia aplicada, na forma de tensão, o material absorve com deformação permanente e atrito interno, e parte o material devolve quando cessa a aplicação da carga).

O analisador consiste, conforme a Figura 5, de um oscilador (frequência 0,01 a 100 Hz) e converte sinal elétrico em força, a qual é aplicada na amostra através da haste. A posição da haste é registrada pelo transdutor de deslocamento, que mede a deformação com alta sensibilidade (7,5 a 240 mm de amplitude), mesmo em altas frequências, sem distorções e defasagem no tempo. O forno tem geometria retangular para se adequar a geometria da amostra, e garantir um aquecimento ou resfriamento homogêneo (-170 a 600 °C neste aparelho). O gradiente de temperatura do forno é de ± 1 °C). A temperatura da amostra é medida por um termopar colocado na superfície lateral da amostra. Para cada tipo de material e faixa de módulo de elasticidade esperado para o material, se escolhe o tipo de porta amostra de modo que a amplitude de deformação fique na faixa de 1 a 240 mm.

O porta amostra utilizado foi o de flexão com engastamento simples, com comprimento livre de 5,0 mm. Foram utilizadas dez amostras de cada tipo de arco, sendo cinco sem e cinco com força estática de 1 N. O propósito foi avaliar o módulo de elasticidade e as temperaturas de transformação de fase na presença e na ausência de força estática. Cada amostra foi avaliada com uma frequência de 1 Hz e com amplitude de deformação de 60 mm.

Avaliou-se a variação do módulo de elasticidade e a transformação de fase em relação à temperatura, exercendo-se um controle dinâmico da temperatura de -20°C a 80°C , com um aumento da temperatura de 2°C por minuto.

RESULTADOS E DISCUSSÃO

Dez amostras de cada liga foram avaliadas, cinco sem e cinco com força estática de 1 N, durante o aquecimento de -20°C a 80°C , obtendo-se valores médios do módulo de elasticidade conforme Tabelas I e II e Figuras 5 e 6.

Variação do módulo de Elasticidade em relação à Temperatura

Para a liga Copper Ni-Ti 35°C , sem a aplicação de força estática, o módulo de elasticidade médio para a fase martensítica e para a fase austenítica foi de 28,2 GPa e 52,4 GPa respectivamente. A proporção dos módulos da fase austenítica para a fase martensítica foi de 1,86. O menor módulo de elasticidade foi de 26,8 GPa a $10,3^{\circ}\text{C}$, apre-

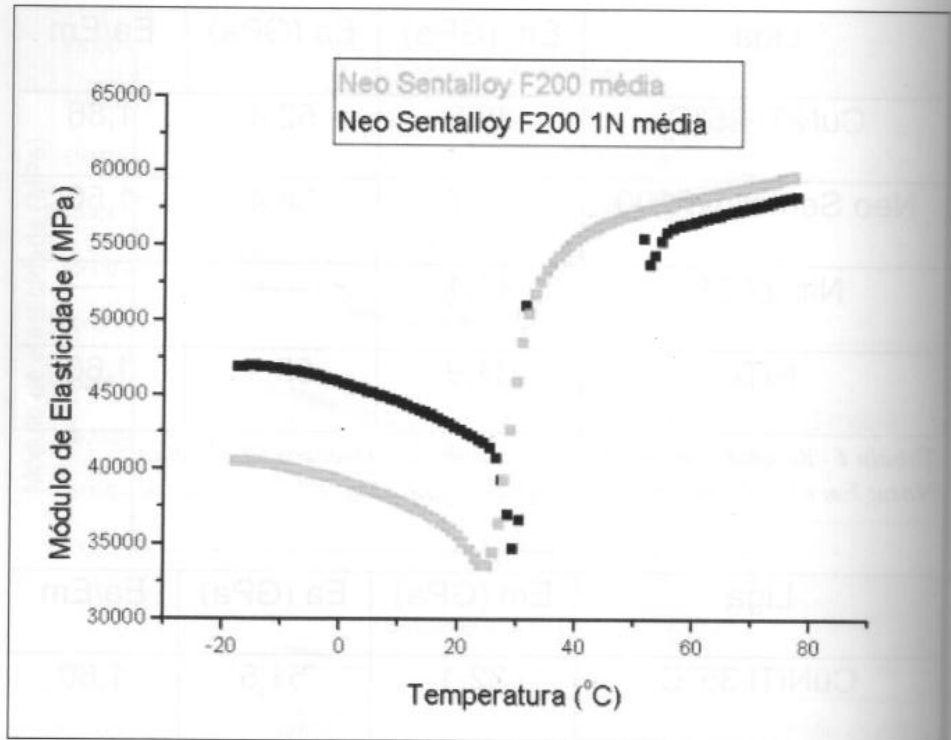


Figura 8

Neo Sentalloy F200 - Módulo de elasticidade em função da temperatura sem força estática e com força estática de 1 N (média de cinco experimentos).

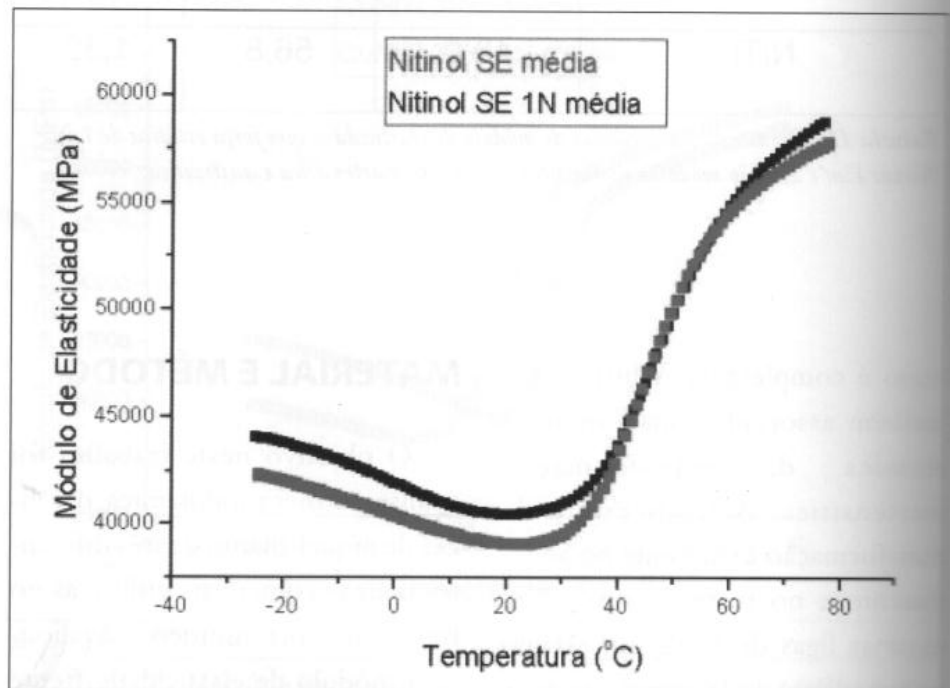


Figura 9

Nitinol SE - Módulo de elasticidade em função da temperatura sem força estática e com força estática de 1 N (média de cinco experimentos).

sentando uma leve depressão na curva (Tab. I). Com a aplicação de uma força estática de 1 N, o módulo de elasticidade médio para a fase martensítica e para a fase

austenítica foi de $32,1\text{ GPa}$ e $51,5\text{ GPa}$ respectivamente. A proporção dos módulos da fase austenítica para a fase martensítica foi de 1,60. O menor módulo de elasticidade

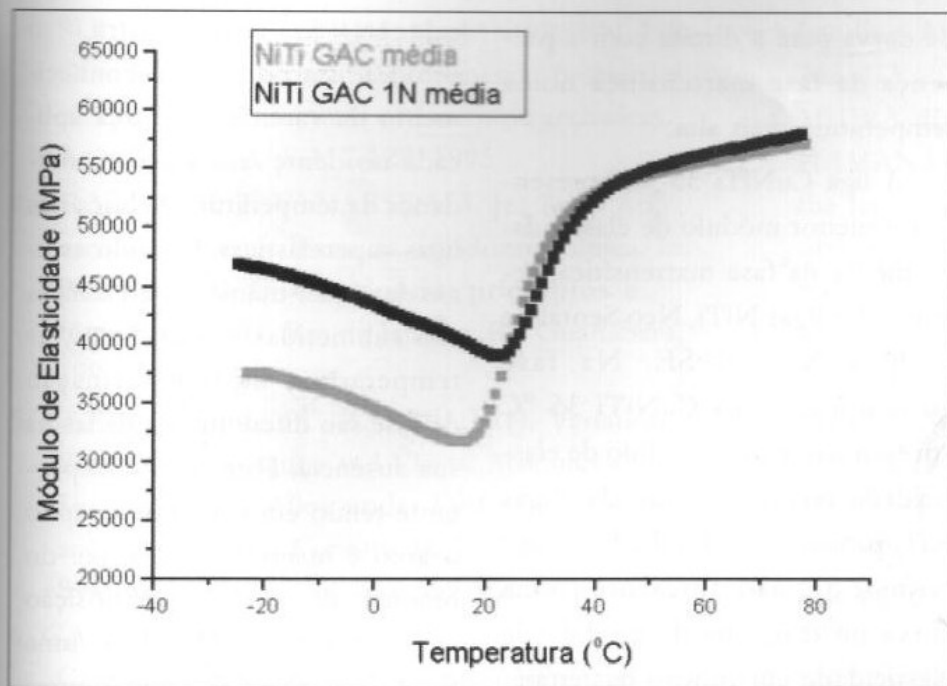


Figura 10

NiTi - Módulo de elasticidade em função da temperatura sem força estática e com força estática de 1 N (média de cinco experimentos).

foi de 28,4 GPa apresentando uma depressão na curva (Tab. II). (Figuras 5, 6 e 7).

A liga Neo Sentalloy F200, sem a aplicação de uma força estática, apresenta na fase martensítica e na fase austenítica um módulo de elasticidade médio de 38,7 GPa e 58,4 GPa respectivamente, com uma proporção de E_a/E_m de 1,50. O módulo de elasticidade mais baixo foi de 33,6 GPa a 25,1 °C, apresentando uma acentuada depressão na curva de módulo de elasticidade (Tab. I). Com a aplicação de 1 N, esta liga apresenta na fase martensítica e na fase austenítica um módulo elástico médio de 44,2 GPa e 57,2 GPa respectivamente, com uma proporção E_a/E_m de 1,29 (Tab. II). (Figuras 5, 6 e 8).

A liga Nitinol SE, sem aplicação de uma força estática, apresentou módulo de elasticidade médio

na fase martensítica de 40 GPa. No intervalo de temperatura avaliado (-20 °C a 80 °C), não houve a formação de uma curva na fase austenítica. O módulo de elasticidade máximo foi de 57,8 GPa. Houve uma leve depressão na curva com um módulo de elasticidade mínimo de 39,1 GPa a 21,5 °C (Tab. 2). Com a aplicação de 1 N de carga o módulo de elasticidade médio da fase martensítica foi de 42,3 GPa. Não houve a formação de uma curva austenítica neste intervalo de temperatura. O módulo de elasticidade máximo foi de 58,8 GPa. Houve uma leve depressão da curva com um módulo de elasticidade mínimo de 40,5 GPa (Tab. II). (Figuras 5, 6 e 9).

A liga NiTi, sem aplicação de força estática, apresentou na fase martensítica um módulo de elasticidade médio de 34,9 GPa e na fase

austenítica um módulo de elasticidade médio de 55,9 GPa com uma proporção E_a/E_m de 1,60. Apresentou uma depressão na curva com um módulo de elasticidade mínimo de 31,7 GPa a 15,9 °C (Tab. I). Com a aplicação da força estática de 1 N, apresentou módulo de elasticidade médio na fase martensítica e na fase austenítica de 43 GPa e 56,8 GPa respectivamente com E_a/E_m de 1,32. na curva com um módulo de elasticidade mínimo de 39 GPa Apresentou uma depressão a 22,4 °C (Tab. II). (Figuras 5, 6 e 10).

Todas as curvas de módulo de elasticidade apresentaram uma depressão durante o aquecimento. O módulo de elasticidade da fase austenítica é maior do que o da fase martensítica. A proporção da fase austenítica para a martensítica nos experimentos sem carga foi de 1,60 a 1,86. Nos experimentos com carga de 1 N foi de 1,29 a 1,60, devido ao aumento do módulo de elasticidade na fase martensítica, observado em todos os experimentos. Estas proporções estão abaixo das proporções encontradas na literatura em condições estáticas¹¹. Estes dados proporcionam ao ortodontista condições de análise das forças aplicadas aos dentes, em função das mudanças da temperatura da boca, com a alimentação. Nas ligas CuNiTi 35 °C e Neo Sentalloy F200, na presença de força estática houve um deslocamento da curva para a direita, com a presença da fase martensítica a uma temperatura mais alta. Nestas duas ligas, as temperaturas de transfor-

mação de fase são diferentes sem a presença de força estática e com a aplicação de força estática.

CONCLUSÃO

Todas as curvas de módulo de elasticidade apresentaram uma depressão durante o aquecimento.

A proporção da fase austenítica para a fase martensítica nos experimentos sem força estática foi de 1,60 a 1,86 e nos experimentos com força estática de 1 N foi de 1,29 a 1,60, devido ao aumento do módulo de elasticidade da fase martensítica.

Nas ligas CuNiTi 35 °C e Neo Sentalloy F200 com força estática de 1 N, houve um deslocamento

da curva para a direita com a presença da fase martensítica numa temperatura mais alta.

A liga CuNiTi 35 °C apresentou o menor módulo de elasticidade médio na fase martensítica, seguido das ligas NiTi, Neo Sentalloy F200 e Nitinol SE. Na fase austenítica, a liga CuNiTi 35 °C apresenta o menor módulo de elasticidade médio, seguido das ligas NiTi e Neo Sentalloy F200. A liga Nitinol SE não apresentou uma curva no diagrama de módulo de elasticidade em função da temperatura na fase austenítica, no intervalo de temperatura estudado.

Com a determinação da variação do módulo de elasticidade em

relação à temperatura, o ortodontista pode ter o conhecimento da variação da força aplicada no dente em relação à mudança da temperatura da boca nas ligas superelásticas. Quando as ligas de níquel-titânio superelásticas são submetidas a uma força, as temperaturas de transformação de fase são diferentes daquelas na sua ausência. Este fator é importante tendo em vista que quando o arco é inserido no encaixe do braquete de um dente em posição irregular, estará aplicando-se uma força, que altera as temperaturas de transformação de fase deste arco e, conseqüentemente, altera o módulo de elasticidade e a força aplicada aos dentes.

ABSTRACT

Nickel-titanium alloys may coexist in more than one crystalline structure. There is a high temperature phase, austenite, and a low temperature phase, martensite. The metallurgical basis for the superelasticity and the shape memory effect relies in the ability of these alloys to transform easily from one phase to another. There are three essential factors for the orthodontist to understand nickel-titanium alloys behaviour: stress; deflection; and temperature. These three factors are related to each other by the stress-deflection, stress-temperature and deflection-temperature diagrams. This work was undertaken with the objective

to analyse commercial nickel-titanium alloys for orthodontics application, using the dynamical mechanical analyser - DMA. Four NiTi 0,017 X 0,025" archwires were studied. The archwires were Copper NiTi 35 °C (Ormco), Neo Sentalloy F200 (GAC), Nitinol Superelastic (Unitek) and NiTi (GAC). The elasticity moduli were evaluated. Each commercial material was evaluated with and without a 1 N static force, aiming to evaluate phase transition temperature variation with stress. The austenitic to martensitic phase ratio, for the experiments without static force, was in the range of 1.59 to 1.85. For the 1 N

static force tests the austenitic to martensitic phase ratio, ranged from 1.28 to 1.57 due to the higher martensite elasticity modulus. With elastic modulus variation with temperature behaviour, the orthodontist has the knowledge of the force variation applied in the tooth in relation to the oral cavity temperature change, for nickel-titanium alloys that undergo phase transformation.

Key words:

nickel-titanium; elasticity modulus; temperature.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. ANDREASEN, G. F. Laboratory and clinical analyses of Nitinol wire. **Am J Orth**, v. 73, p. 142-151, 1978.
2. BALDWIN, P. D.; PENDER, N.; LAST, K. S. Effects on tooth movement of force delivery from nickel-titanium archwires. **Eur Orth Soc**, v. 21, p. 481-489, 1999.
3. BISHARA, S. E.; WINTERBOTTOM, J. M.;

- SULIEMAN, A. A.; RIM, K.; JAKOBSEN, J. R. Comparisons of the thermodynamic properties of three nickel-titanium orthodontic archwires. **Ang Orth**, v. 2, p. 117-122, 1995.
4. BRADER, M. T. VANARSDALL Jr., R. L. Aplicação da bioengenharia na ortodontia clínica. In: BURSTONE, C. **Ortodontia: princípios e técnicas atuais**. Rio de Janeiro, RJ, Guanabara, 1996.
 5. CARBALLO, M.; PU, Z.J.; WU, K.H. Variation of Electrical Resistance and Elastic Modulus of Shape Memory Alloy under Different Loading and Temperature Conditions. **J of Intel Mat Syst and Struct**. Vol. 6, p.557-565, 1995.
 6. GANGBING, K. B.; AGRAWAL, B. N.; LAM, P. C.; SRIVATSAN, T. S. Application of shape memory alloy wire actuator for precision position control of a composite beam. **J Mat Eng Perf**, v. 9, p. 330-333, 2000.
 7. GIL, F. J.; PLANELL, J. A. Effect of copper addition on the superelastic behavior of Ni-Ti shape memory alloys for orthodontic applications. **Biomed Mater Res**, v. 48, p. 682-688, 1999.
 8. KAPILA, S.; SACHDEVA, R. Mechanical properties and clinical applications of orthodontic wires. **Am J Orth Dent Orthop**, v. 96, p. 100-109, 1989.
 9. KUSY, R. P. A. A review of contemporary archwire: their properties and characteristics. **Ang Orth**, v. 67, p. 197-208, 1997.
 10. KUSY, R. P.; WILSON, T. W. Dynamic mechanical properties of straight titanium alloy arch wires. **Dent Mater**, v. 6, p. 228-239, 1990.
 11. LIANG, C. ROGER, C.A. One-dimensional thermomechanical constitutive relations for shape memory materials. **J. Intell. Mater. Syst. And Struct**. v.1, p. 207, 1990.
 12. MELING, T. R.; ODEGAARD, J. On the variability of cross-sectional dimensions and torcional properties of rectangular nickel titanium arch wires. **Am J Orth Dent Orthop**, v. 113, p. 546-557, 1998.
 13. MELING, T. R.; ODEGAARD, J. The effect of short term temperature changes on superelastic nickel-titanium archwires activated in orthodontic bending. **Am J Orth Dent Orthop**, v. 119, p. 263-273, 2001.
 14. MIURA, F.; MOGI, M.; OHURA, Y.; HAMANAKA, H. The superelastic property of the Japanese NiTi alloy wire for use in orthodontic. **Am J Orthod Dent Orthop**, v. 90, p. 1-10, 1986.
 15. MOORE, R. J.; WATTS, J. T. F.; HOOD, J. A. A.; BURRITT, D. J. Intra-oral temperature variation over 24 hours. **Eur J Orth**, v. 21, p. 249-261, 1999.
 16. MUENCH, A. Metais em Ortodontia. In: INTERLANDI, S. **Ortodontia: Bases para a iniciação**. 4.ed. São Paulo, S.P. Artes Médicas, 1999.
 17. NETZSCH – Dynamic mechanical analyzer – DMA 242 – **Instruction Manual**, 1998.
 18. PADILLA, A. F. **Materiais de engenharia: microestrutura e propriedades**. São Paulo, SP: Hemus Editora, 1997.
 19. SAKIMA, T. Ligas com memória de forma. **Apostila**.
 20. SCHDEVA, R. C. L. Ortodontia com temperatura de transição variável. **Clin Impr**, v. 1, p. 2-9, 1997.
 21. SEGNER, D.; IBE, D. Properties of superelastic wires and their relevance to orthodontic treatment. **Eur Orth Soc**, v. 17, p. 395-402, 1995.
 22. STUSH, A. M.; KUSY, R. P. Geometric and material parameters of a nickel-titanium and beta titanium orthodontic arch wire alloy. **Dent Mater**, v. 3, p. 207-217, 1987.
 23. TONNER, R. I. M.; WATERS, N. E. The characteristics of superelastic Ni-Ti wires in three-point bending. Part I: The effect of the temperature. **Eur Orth Soc**, v. 16, p. 409-419, 1994.
 24. TORSTEIN, R. M.; ODEGGARD, J. The effect of short-term temperature changes on the mechanical properties of rectangular nickel titanium archwires tested in torsion. **Ang Orth**, v. 68, p. 369-376, 1998.
 25. WATERS, N. E. Orthodontic products update superelastic nickel-titanium wires. **Brit J Orth**, v. 19, p. 319-322, 1992.