

Propriedades em flexão de fios de liga de Ni-Ti

Bending properties of Ni-Ti alloys wires

Rafael Vidal Peres

Doutorando do Departamento de Engenharia Mecânica e Ciência dos Materiais do Instituto Militar de Engenharia (IME)

Daniel Jogaib Fernandes

Doutorando do Departamento de Engenharia Mecânica e Ciência dos Materiais do Instituto Militar de Engenharia (IME)

Antônio Carlos de Oliveira Ruellas

Professor do Departamento de Ortodontia da Universidade Federal do Rio de Janeiro

Carlos Nelson Elias

Professor do Departamento de Engenharia Mecânica e Ciência dos Materiais do IME

RESUMO

As ligas de níquel-titânio (Ni-Ti) são usadas na fabricação de fios ortodônticos devido principalmente a sua maior resiliência e menor módulo de elasticidade quando comparadas com outras ligas metálicas, especialmente o aço inoxidável. O objetivo do presente trabalho foi comparar as propriedades mecânicas em flexão de fios de liga com memória de forma de diferentes fabricantes e lotes. Dois lotes de três fabricantes foram ensaiados em flexão três pontos de acordo com a norma ISO 15841:2006(E). Os resultados mostraram que os fios designados como termoativados geram tensões menores que os fios designados como superelásticos, observou-se variações de até 28% entre fios designados como superelásticos e 31% entre fios designados como termoativados. Na comparação dos lotes do mesmo fabricante observou-se também a não homogeneidade entre os fios.

Palavras-chave: flexão de três pontos; memória de forma; superelasticidade.

ABSTRACT

The nickel-titanium (Ni-Ti) alloys are used in the manufacture of orthodontic wires mainly due to its greater resilience and low modulus of elasticity when compared to other alloys, particularly stainless steel. The aim of this study was to compare the mechanical properties of shape memory alloys wires in three-point bending in different manufacturers. Two lots of three manufacturers were tested in three-point bending according to ISO 15841:2006 (E). The results showed that wires designated as thermoactivated generated lower tensions than the designated as superelastic, variations of up to 28% between wires designated as superelastic and 31% between wires designated as thermoactivated were found. In the manufacturer lots comparison was also not observed homogeneity between wires.

Keywords: three-point bending; shape memory; superelasticity.

Introdução

O aço inoxidável austenítico é um dos principais materiais usados na Ortodontia e por muito tempo foi a liga mais empregada para a fabricação dos fios ortodônticos. Com o desenvolvimento da metalurgia, outras ligas foram consideradas para esta aplicação, entre elas as ligas com memória de forma (LMF).

As LMF formam um grupo de materiais metálicos que apresentam o retorno da forma, ou tamanho, previamente definidos quando submetidos ao carregamento e descarregamento mecânico seguido de aquecimento. Além disso, dependendo da temperatura de trabalho as LMF vão apresentar superelasticidade. Essa propriedade permite que o metal recupere espontaneamente deformações bem maiores que a média dos materiais metálicos. Na Ortodontia, as LMF são denominadas termoativadas e superelásticas. As ligas termoativadas para retornarem a forma original após o carregamento e descarregamento necessitam aquecimento térmico. As ligas com comportamento superelástico retornam a sua forma original sem necessidade de aquecimento. A principal vantagem destas ligas é que elas devolvem forças menores em uma ampla faixa de deformação, o que é ideal para permitir a movimentação dentária. Na Ortodontia são usadas as ligas NiTi e CuNiTi.

A superelasticidade, baixa rigidez e o efeito memória de forma são as principais vantagens das ligas Ni-Ti em relação aos fios de aço inox austenítico. O baixo módulo de elasticidade diminui a rigidez e facilita o manuseio do arco para fixação nos *brackets* ortodônticos. A alta resiliência associada à devolução da força com menor intensidade na recuperação da forma permite a correção de maiores desnivelamentos dentários com menor número de trocas dos arcos. Estas características diminuem o tempo de trabalho e fazem deste material um grande aliado na clínica ortodôntica.

Além disto, o que torna a liga de Ni-Ti um dos materiais mais importantes na Ortodontia moderna é a sua biocompatibilidade e a resistência à corrosão. Todas estas características dependem dos princípios básicos que regem o comportamento de qualquer material, ou seja, suas propriedades, sua estrutura e seu processamento.

O comportamento das ligas de Ni-Ti, durante a deformação e recuperação da forma, é explicada com base na transformação de fase da austenita em martensita (ou vice-versa) e as características da estrutura cristalina. Este mecanismo atômico bem conhecido é ilustrado na Figura 1. A fase estável da liga Ni-Ti em uma determinada temperatura depende de sua composição química e processamento. Para a maioria das ligas Ni-Ti, a fase estável em alta temperatura é a cúbica de corpo centrado denominada CCC/B2/austenita e em baixa temperatura é a fase ortorrômbica ou monoclinica (martensita/B19 ou B19'). Durante o aquecimento acima de certa temperatura, a fase martensita inicia a transformação em austenita, esta temperatura de início da transformação é conhecida como A_s . Acima de uma determinada temperatura a transformação martensita-austenita esta completa, esta temperatura é denominada A_f . Durante o resfriamento a transformação ocorre no sentido inverso, a austenita inicia a transformar-se em martensita na temperatura M_s e a transformação encerra em M_f .

Uma segunda característica das LMF refere-se ao fato que as transforma-



ções de fase podem ser induzidas por deformação sem a necessidade de aquecimento.

Para entender o comportamento da martensita é importante destacar que ela possui variantes e cada variante tem uma célula unitária com direção pré-definida (Figura 1B). Por exemplo, a célula unitária martensítica é representada como um paralelepípedo inclinado para a direção positiva ou negativa ao longo do eixo X. As faces das células inclinadas na mesma direção formam um plano cristalino ou camada e a direção da inclinação alterna-se entre as camadas. As camadas são chamadas variantes. Durante o tratamento térmico da liga de Ni-Ti a fase martensítica (Figura 1B) é gerada pelo resfriamento da estrutura B2 (Figura 1A). Variantes aleatoriamente orientadas podem ser geradas, como mostrado na Figura 1B. Quando um carregamento cisalhante é aplicado nesse estado, algumas das camadas mudam sua orientação, como mostrado na Figura 1C. A mudança estrutural induz a mudança de forma macroscópica. Quando o carregamento cisalhante é cessado, a deformação não retorna ao estado original, exceto por uma leve recuperação elástica. Quando a liga é aquecida acima da temperatura crítica, a martensita se transforma em austenita (B2). A fase B2 (austenita) possui estrutura cristalina cúbica, com a transformação de fase a forma da célula unitária independente da orientação das camadas martensíticas da estrutura. Portanto, a liga retoma a forma macroscópica original. Com o resfriamento, ocorre reversão da transformação. As alterações das formas são conhecidas, no entanto, os mecanismos envolvidos não são completamente explicados, uma vez que o comportamento dinâmico ocorre em um amplo espectro de temperatura e envolve vários parâmetros (1).

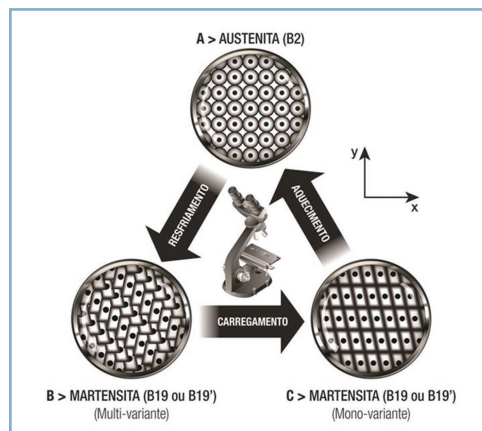


Figura 1. Representação esquemática da deformação e recuperação de forma de uma liga com memória de forma

O objetivo do presente trabalho é comparar as propriedades mecânicas de diferentes lotes e fabricantes de fios de liga de Ni-Ti utilizados na Ortodontia com intuito de verificar se existe variação entre fabricantes e entre os lotes do mesmo fabricante.

Material e Método

No presente trabalho foram usados fios NiTi das empresas 3M, GAC e Morelli. Foram adquiridos no mercado três lotes de fios designados pelas empresas como sendo superelásticos (SE) e termoativados (TA). Os fios de 0,014 polegadas de diâmetro foram submetidos ao ensaio mecânico de flexão três pontos. Face a indisponibilidade no mercado do fio termoativado da empresa 3M, apenas o fio designado como superelástico foi ensaiado. As identificações dos fios são apresentadas na Tabela I.

Tabela I. Relação dos fios utilizados com respectivos fabricantes e especificações

EMPRESA	Designação	Dimensão	Lote
3M Nitinol SuperElastic	SE	0,014 pol	AL55Y
3M Nitinol SuperElastic	SE	0,014 pol	AT8XS
GAC Low Land	SE	0,014 pol	55784
GAC Low Land	SE	0,014 pol	58679
GAC OVT SENT ACU	TA	0,014 pol	H240
GAC OVT SENT ACU	TA	0,014 pol	H359
Morelli NiTi Superelástico	SE	0,014 pol	1269991
Morelli NiTi Superelástico	SE	0,014 pol	1270396
Morelli Thermo Plus	TA	0,014 pol	1187379
Morelli Thermo Plus	TA	0,014 pol	1462504

Os ensaios de flexão três pontos seguiram as orientações da norma ISO 15841:2006(E). A distância entre os pontos de apoio (vão) foi de 10 mm. A velocidade da máquina foi de 6,0 mm por minuto e o raio de fulcro (ponto de apoio) e penetrador foi de 0,1 mm, conforme sugerido pela norma. Os ensaios foram realizados com a máquina de ensaio universal EMIC DL 10000 (EMIC, São José dos Pinhais, PR) acoplado ao software Tesc (EMIC). A flexão foi realizada com o penetrador posicionado centralmente. Todas as amostras para os testes foram cortadas na seção mais reta do arco no tamanho de 30 mm.

As amostras foram distribuídas em 10 grupos (6 superelásticos e 4 termoativados), com 6 corpos de prova em cada grupo. Um total de 60 corpos de prova foram testados em flexão até a formação da flecha de 3,1 mm na temperatura de 37° C. A temperatura do ensaio foi mantida com lâmpadas controladas com reostatos. A medida da temperatura foi realizada com termômetro digital calibrado e certificado. Nos ensaios foram obtidas as curvas força (N) versus deflexão (mm), as quais foram analisadas e comparadas. O dispositivo de ensaio (amostras e roletes) foram isolados do meio ambiente para garantir a estabilidade da temperatura durante o ensaio, conforme mostrado na Figura 2.

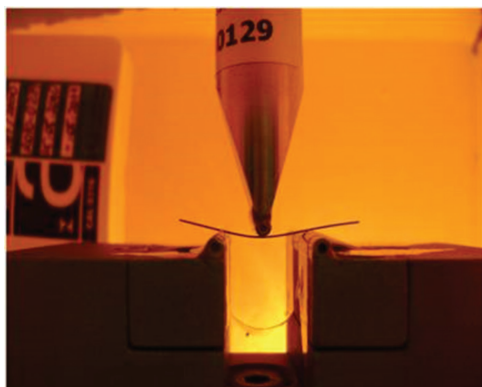


Figura 2. Dispositivo do ensaio de flexão três pontos à temperatura de 37° C

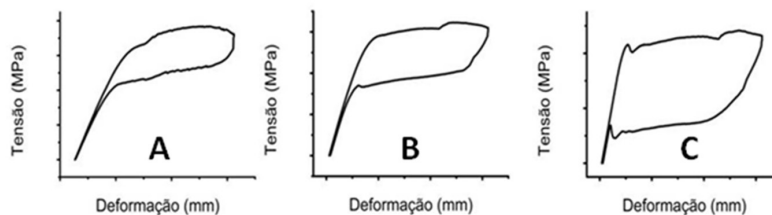


Figura 3. Curvas representativas dos três principais padrões de comportamento dos fios nos ensaios de flexão três pontos

A partir dos valores em newton (N) gerados pela máquina de ensaios universal foram calculadas as tensões em MPa para a flexão 3 pontos e novas curvas foram geradas. Para fins de análise comparativa do comportamento dos fios dos diferentes lotes e fabricantes, nas novas curvas foram calculadas a média de todos os pontos coletados pela máquina no descarregamento entre 2,5 mm e o limite do platô de descarregamento.

Resultados

De uma forma geral, observaram-se nos ensaios três tipos padrões de curvas com diferença na região de descarregamento. No primeiro padrão (Figura 3A), o mais comum, o descarregamento ocorre com a formação de um platô tendendo a um paralelismo com o eixo das abscissas e com tensões mais altas. O segundo padrão (Figura 3B) ocorre quando o platô de descarregamento está inclinado em relação ao eixo das abscissas e isso indica uma taxa de descarregamento maior, pois o fio recupera a forma mais rapidamente. No terceiro padrão (Figura 3C), o descarregamento ocorre com um platô também paralelo a abscissa, mas dessa vez com tensões menores.

As tensões médias dos platôs de descarregamento são apresentados na forma de histogramas nas Figuras 4 e 5. Pode-se observar que os fios termoativados geraram tensões menores que os fios superelásticos. Observam-se variações de até 28% nas tensões médias entre os fios designados como superelásticos e 31% entre os fios designados como termoativados.

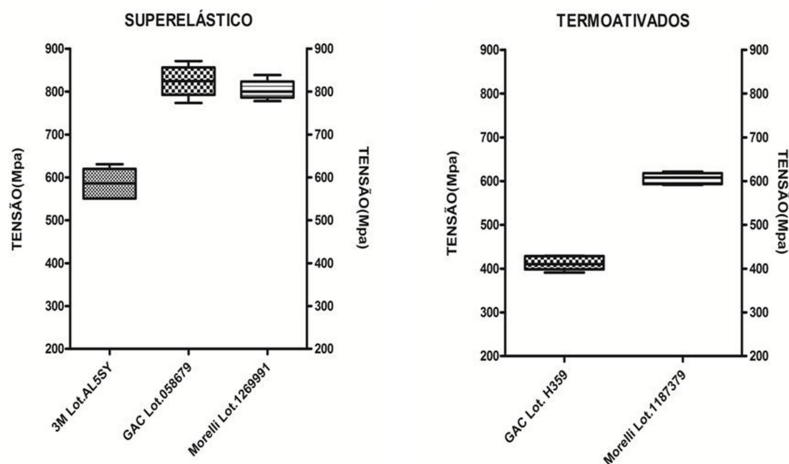


Figura 4. Tensões médias na região do platô de descarregamento dos fios designados como superelásticos e termoativados



Na comparação do comportamento dos fios de diferentes lotes do mesmo fabricante observou-se variação na resistência mecânica. As diferenças mais significativas entre lotes do mesmo fabricante no descarregamento foram nos fios superelásticos da 3M (aproximadamente 14%) e termoativados da GAC (aproximadamente 14%). A empresa que teve maior homogeneidade entre seus lotes foi a Morelli.

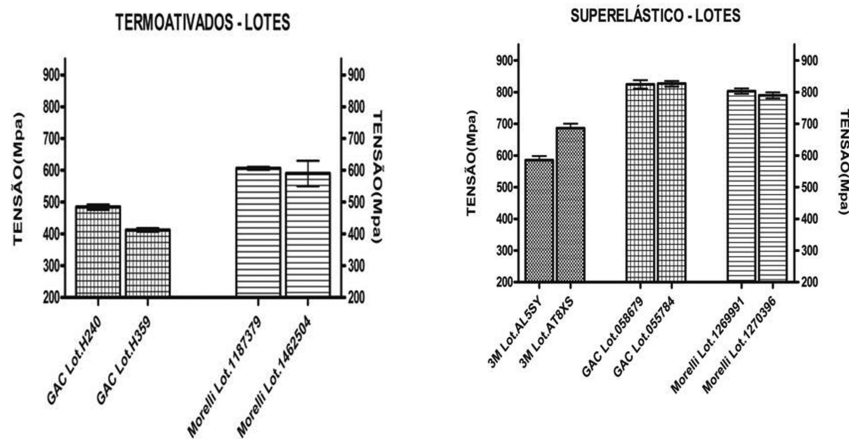


Figura 5. Média das tensões no platô de descarregamento dos fios de diferentes lotes

Discussão

Ao comparar os fios termoativado e superelásticos é importante entender que os fios termoativados em que a temperatura de transformação A_f é mais alta, o material encontra-se predominantemente martensítico na temperatura ambiente e o comportamento em flexão será diferente do material predominantemente austenítico. As tensões no carregamento e descarregamento dos fios termoativados serão menores do que nos superelásticos. Outro fator que deve ser levado em consideração é que no tratamento ortodôntico em que o fio com efeito memória de forma é usado a temperatura não é constante, ela aumenta gradativamente até a temperatura oral de 37°C. Nesse caso, o ortodontista que emprega o fio predominantemente martensítico, antes do material equalizar sua temperatura com a do meio oral, observará uma tensão menor ainda no carregamento durante a amarração no *bracket*. Isso facilita o manuseio do fio e tem especial importância quando a distancia *interbracket* é pequena. Sendo assim, um fio majoritariamente martensítico na temperatura ambiente (termoativado) facilita o trabalho do dentista e gera tensões menores no carregamento e descarregamento. No caso da adaptação no *bracket* ocorrer com rapidez suficiente as tensões no carregamento serão menores ainda.

Uma ressalva importante é a grande variação no comportamento em flexão dos fios teoricamente idênticos de fabricantes diferentes. Observam-se variações de até 28% entre fios designados como superelásticos e 31% entre fios designados como termoativados. Isso demonstra a pouca padronização dos métodos de manufatura entre os fabricantes.

A intensidade e a taxa de aplicação das forças no descarregamento são fatores mecânicos que influenciam na movimentação dentária fisiológica. Para cada tipo de fio haverá uma quantidade de movimentação dentária e uma quantidade de reabsorção radicular. É importante determinar o melhor padrão de comportamento no ensaio mecânico para que os fabricantes ofereçam fios com melhores propriedades mecânicas e o ortodontista tenha resultados mais previsíveis na clínica.

Fica claro que o melhor padrão de curva é aquele onde existe uma tendência ao paralelismo e uma proximidade entre o platô de descarregamento e o eixo da abscissa, correspondente ao terceiro padrão (Figura 3C). Isso indica uma menor taxa de descarregamento e leva a média das tensões no descarregamento para níveis mais baixos, o que é favorável para a movimentação dentária (2, 3, 4, 5, 6, 7).

Para discutir melhor os resultados nos ensaios, seria necessário determinar uma faixa de tensão ideal para a movimentação dentária. Revisando a literatura é possível perceber uma tendência em considerar o patamar de força ideal para a movimentação dentária cada vez menores (2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9). WU, em 2011, considerou que as forças leves (25 gf) são mais fisiológicas do que as forças pesadas (225 gf) (2, 3, 4, 5, 6, 7). No entanto, este termo força leve não tem grande significado se não for considerada a anatomia da raiz do dente e das propriedades do osso circunvizinho. Mostra-se na Tabela II a equivalência entre os valores em gf e os valores em tensão obtidos nos ensaios mecânicos de flexão 3 pontos.

F (gf)	Tensão (MPa)
36	200
54	300
72	400
90	500
108	600
126	700

Tabela II. Equivalência entre a força máxima (gf) aplicada no ensaio de flexão e a tensão (MPa) calculada para os fios 0,014 pol. Os valores foram obtidos na máquina de ensaio universal Emic DL 10000 acoplado ao Tesc software

Se considerarmos 25 gf como força ideal para mover um pré-molar, nenhum dos fios testados apresentou esta força no patamar de descarregamento. Levando em consideração os trabalhos mais atuais sobre força ortodôntica ideal esses patamares poderiam ser considerados como sendo forças intermediárias (2, 3, 4, 5, 6, 7). Analisando as figuras 4 e 5, nota-se que todos os fabricantes dos fios termoativados tiveram tensões acima de 500 MPa (aproximadamente 90 gf) com exceção da GAC que se manteve aproximadamente à 412 MPa (74 gf).

A determinação de uma faixa de tensão para que ocorra o máximo de movimentação dentária com mínimo de efeito colateral auxiliaria a definir até qual parte da recuperação da forma do fio existiria tensão suficiente para a movimentação real do dente. Mesmo assim, os trabalhos que sinalizam as forças suaves como mais fisiológicas do que forças pesadas levam a uma preferência de uso clínico dos fios termoativados devido as menores tensões geradas nos dentes.

O que controla o comportamento mecânico das ligas para a aplicação ortodôntica é a composição química e o tratamento termomecânico executado pelo fabricante do fio durante o processo de manufatura. Durante o tratamento térmico de envelhecimento do fio o comportamento superelástico é melhorado por endurecimento por precipitação. O aumento do tempo e da temperatura no tratamento de envelhecimento muda o comportamento de transformação térmica da liga devido principalmente à formação de precipitados Ti_3Ni_4 . O tamanho dos precipitados, a coerência em que esses precipitados se inserem na rede cristalina do material, as tensões internas geradas e a redução dos teores de Ni na matriz alteram a temperatura de transformação e alteram o comportamento mecânico da liga (10, 11, 12, 13). Sendo assim, os fabricantes de fios ortodônticos determinam as propriedades mecânicas do fio selecionando a temperatura de transformação austenita-martensita (A-M). As variações do comportamento entre os lotes de fios de uma mesma empresa pode se tornar um viés em qualquer pesquisa que use os fios de Ni-Ti ou Ni-Ti-Cu como referência.

Conclusão

Os fios termoativados geraram tensões menores do que os superelásticos no descarregamento.

Observaram-se variações de até 31% entre fios com dimensão e designação iguais de fabricantes diferentes.

Observaram-se variações de até 14% entre fios com dimensão e designação iguais de um mesmo fabricante.

Referências Bibliográficas

1. UEHARA, T. Shape Memory Alloys. In: Cismasiu C, editor. *Molecular Dynamics Simulation of Shape-memory Behavior*. Rijeka: Sciyo; 2010. p. 1-16.
2. WU, A. T., TURK, T., COLAK, C. *et al.* Physical properties of root cementum: Part 18. The extent of root resorption after the application of light and heavy controlled rotational orthodontic forces for 4 weeks: a microcomputed tomography study. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* 2011;139 (5): e495-503.
3. CHAN, E., DARENDELILER, M. A. Physical properties of root cementum: Part 5. Volumetric analysis of root resorption craters after application of light and heavy orthodontic forces. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* 2005; 127 (2): 186-95.
4. HARRIS, D. A., JONES, A. S., DARENDELILER, M. A. Physical properties of root cementum: part 8. Volumetric analysis of root resorption craters after application of controlled intrusive light and heavy orthodontic forces: a microcomputed tomography scan study. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* 2006;130 (5): 639-47.
5. BARBAGALLO, L. J., JONES, A. S., PETOCZ, P. *et al.* Physical properties of root cementum: Part 10. Comparison of the effects of invisible removable thermoplastic appliances with light and heavy orthodontic forces on premolar cementum. A microcomputed-tomography study. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* 2008;133 (2): 218-27.
6. PAETYANGKUL, A., TURK, T., ELEKDAG-TURK, S. *et al.* Physical properties of root cementum: Part 16. Comparisons of root resorption and resorption craters after the application of light and heavy continuous and controlled orthodontic forces for 4, 8, and 12 weeks. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* 2011;139 (3): e279-84.
7. BARTLEY, N., TÜRK, T., COLAK, C. *et al.* Physical properties of root cementum: Part 17. Root resorption after the application of 2.5° and 15° of buccal root torque for 4 weeks: A microcomputed tomography study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* 2011;139 (4): e353-e60.
8. BURSTONE, C. Application of bioengineering to clinical orthodontics. In: Graber T, editor. *Orthodontics: current principles and techniques*. St. Louis: Mosby; 1985. p. 193-227.
9. BRUDVIK, P., RYGH, P. Root resorption beneath the main hyalinized zone. *Eur. J. Orthod.* 1994;16 (4): 249-63.
10. CARROLL, M. C., SOMSEN, C., EGGELER, G. Multiple-step martensitic transformations in Ni-rich NiTi shape memory alloys. *Scripta Materialia.* 2004; 50 (2): 187-92.
11. LIU, Y., YANG, H., VOIGT, A. Thermal analysis of the effect of aging on the transformation behaviour of Ti-50.9at.% Ni. *Materials Science and Engineering A.* 2003; 360 (1-2): 350-5.
12. CHROBAK, D., STRÓZ, D., MORAWIEC, H. Effect of early stages of precipitation and recovery on the multi-step transformation in deformed and annealed near-equiatomic NiTi alloy. *Scripta Materialia.* 2003; 48 (5): 571-6.
13. OTSUKA, K., REN, X. Physical metallurgy of Ti-Ni-based shape memory alloys. *Progress in Materials Science.* 2005; 50 (5): 511-678.

Recebido em: 30/11/2012 / Aprovado em: 20/12/2012

Rafael Vidal Peres

Departamento de Engenharia Mecânica e Ciência dos Materiais do Instituto Militar de Engenharia (IME)

Praça General Tibúrcio, 80, Praia Vermelha

Rio de Janeiro/RJ, Brasil – CEP: 22290-270

E-mail: contato@rafaelvidalortodontia.com