

# Aplicações odontológicas das ligas com memória de forma

*Odontological applications of shape memory alloys*

**Luciano Guimarães Machado**

Mestre em Engenharia Mecânica

**Marcelo Amorim Savi**

Doutor em Engenharia Mecânica

## Resumo

Os materiais com memória de forma são ligas metálicas que apresentam propriedades de retornar para uma forma previamente definida quando submetidos a um carregamento termomecânico apropriado. A pseudoelasticidade e os efeitos de memória de forma são alguns comportamentos apresentados por essas ligas. As propriedades singulares dessas ligas têm instigado uma série de pesquisas vislumbrando aplicações nas mais diversas áreas do conhecimento. Este trabalho apresenta uma breve discussão sobre o comportamento termomecânico das ligas com memória de forma, discutindo suas principais aplicações odontológicas.

**Palavras-chave:** Ligas com memória de forma; níquel-titânio.

## Abstract

*Shape memory materials are metallic alloys which present the ability to retrieve its original shape when subject to a proper thermomechanical load process. Pseudoelasticity and shape memory effects are some behaviors presented by these alloys. The remarkable properties of these alloys have instigated a number of researchers in order to obtain application in different fields. This article carries a brief discussion about the thermomechanical behavior of these alloys, presenting the main odontological applications.*

**Key words:** Shape memory alloys; nickel-titanium.

## Introdução

O termo ligas com memória de forma (SMAs, do inglês "shape memory alloys") é aplicado ao grupo de materiais metálicos que demonstram a habilidade de retornar para um tamanho ou forma previamente definido quando submetidos a um procedimento termomecânico apropriado (5). Quando se impõe uma restrição à recuperação da forma, estas ligas produzem elevadas forças de restituição. Estas propriedades têm despertado grande interesse tecnológico, possuindo inúmeras aplicações.

Embora uma grande variedade de ligas exiba o efeito de memória de forma, somente aquelas que podem recuperar uma quantidade substancialmente grande de deformação ou geram uma significativa força de restituição sobre a mudança da forma possuem interesses comerciais. Dentre estas, vale destacar as ligas baseadas em Ni-Ti e as ligas a base de Cu, tais como: Cu-Zn-Al, Cu-Al-Ni (5). As ligas a base de Ni-Ti são as mais utilizadas em aplicações comerciais por combinar as propriedades associadas às ligas com memória de forma com boas propriedades mecânicas.

As propriedades das SMAs são conhecidas desde a década de 1930, contudo somente na década de 1960 é que as SMAs começaram a despertar interesse tecnológico. Em 1962, Buehler *et al.*, do U. S. Naval Ordnance Laboratory, descobriram o efeito de memória de forma numa liga equiatômica de Ni-Ti, que passou a ser conhecida como Nitinol, como uma alusão às iniciais do laboratório (NOL). Ainda na década de 1960, Raychem desenvolveu a primeira aplicação industrial das SMAs na indústria aeronáutica. Em 1975, Andreasen, da Universidade de Iowa, realizou o primeiro implante de aparelho dentário superelástico (5, 9). Hoje em dia essas aplicações

estão bastante difundidas nos mais diversos campos da ciência e das engenharias.

Basicamente, as ligas com memória de forma apresentam duas fases cristalográficas distintas: a austenita e a martensita. A martensita é uma fase que, livre de tensões, é estável a baixas temperaturas e pode ser induzida tanto por tensão quanto por temperatura. É facilmente deformável, atingindo grandes percentuais de deformação em tensões relativamente baixas (5). Dependendo do tipo de transformação a que a liga é submetida, a estrutura cristalina da martensita tanto pode ser do tipo monoclinica quanto ortorrômbica (10). Quando a martensita é induzida por temperatura ela é conhecida como martensita maclada ou em inglês "twinned". A martensita maclada, também conhecida como martensita auto-acomodável, possui 24 variantes caracterizadas por diferentes orientações cristalográficas. Quando a martensita é induzida por um carregamento de tensão, as 24 variantes da martensita maclada dão lugar a apenas uma variante. Neste caso, existe apenas uma orientação cristalográfica, alinhada com a orientação do carregamento de tensão. Esta é a martensita não-maclada ou em inglês "detwinned". A austenita é uma fase estável somente a altas temperaturas, possuindo apenas uma variante e com estrutura cristalina cúbica de corpo centrado.

A transformação de fase martensítica é o fato que justifica a recuperação da forma que acontece nas ligas com memória de forma. Esta transformação ocorre em uma faixa de temperatura que varia de acordo com a composição química de cada liga (16). De uma maneira geral, definem-se quatro temperaturas características de transformação:  $M_s$  e  $M_f$  - temperatura de início e fim de formação da martensita, respectivamente;  $A_s$  e  $A_f$  -

temperatura de início e fim de formação da austenita.

Recentemente, estudos têm mostrado que, dependendo de determinadas condições específicas, certas ligas com memória de forma podem apresentar uma outra fase cristalográfica, conhecida como Fase-R, devido a sua estrutura cristalina ser do tipo romboédrica. A transformação da Fase-R pode aparecer anteriormente à transformação martensítica, seguindo a seguinte seqüência: austenita → fase-R → martensita (10).

Devido às singulares características das ligas com memória de forma, um grande número de aplicações pode ser imaginado. As aplicações de engenharia são numerosas (14, 19). O uso das SMAs pode ajudar a resolver importantes problemas na área aeroespacial, em particular aqueles relacionados com o controle de vibrações de estruturas flexíveis e painéis solares, e em dispositivos de separação não-pirotécnicos (11). Micromanipuladores e atuadores robóticos têm sido empregados com a finalidade de reproduzir o movimento suave de músculos humanos (20). O uso das SMAs como atuadores para o controle de flambagem e vibrações de estruturas flexíveis é normalmente feito através de fibras de SMAs imersas em matrizes compósitas com a finalidade de alterar as propriedades mecânicas de estruturas (2).

As aplicações na área biomédica têm obtido grande sucesso devido às suas qualidades funcionais, aumentando a performance e a possibilidade de intervenções cirúrgicas pouco invasivas (4, 9). A biocompatibilidade dessas ligas é um dos pontos importantes no que diz respeito a essas aplicações. Diversas aplicações médicas, como implantes ortopédicos (3), aplicações cardiovasculares (9) e em instrumentos cirúrgicos (4) são alguns exemplos. Na área odontológica, vale destacar os aparelhos ortodônticos e os instrumentos endodônticos (1, 7).

Este trabalho apresenta uma breve discussão sobre o comportamento termomecânico das ligas com memória de forma, explorando suas principais aplicações na área odontológica.

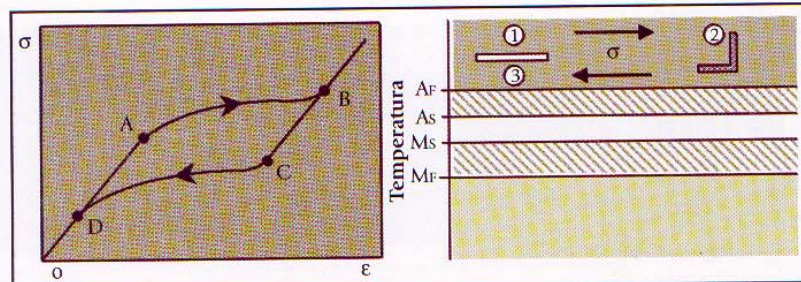


Figura 1: Pseudoelasticidade

## Comportamento Termomecânico

As ligas com memória de forma apresentam alguns comportamentos termomecânicos típicos: pseudoelasticidade, memória de forma e memória de forma reversível. Esta seção apresenta uma breve discussão sobre estes comportamentos, explicitando os aspectos fenomenológicos, macroscópicos, associados a cada um deles.

### ► Pseudoelasticidade

A pseudoelasticidade é um fenômeno que acontece quando a amostra de SMA encontra-se a uma temperatura superior à  $A_p$  (temperatura na qual somente a fase austenítica é estável na ausência de tensões). Considere, então, uma amostra de SMA submetida a um carregamento mecânico a uma temperatura acima de  $A_p$ , onde a fase austenítica é estável. O comportamento macroscópico de um material é expresso através de um diagrama tensão-deformação. A figura 1, lado esquerdo, apresenta uma representação esquemática desse diagrama apresentando o efeito pseudoelástico. A aplicação de um carregamento mecânico causa uma resposta elástica até que um valor crítico seja atingido, ponto A, quando inicia-se a transformação martensítica (austenita → martensita) que termina no ponto B. Neste ponto, a estrutura cristalina da amostra é totalmente formada pela martensita não-maclada. Quando se promove o descarregamento, a liga apresenta uma recuperação elástica (B → C). Neste momento, acontece o início da transformação martensítica reversa (martensita → austenita), ponto C, que ocorre até ponto D. A partir daí, a liga sofre uma descarga elástica. Este pro-

cesso de carga-descarga não apresenta nenhuma deformação residual. Contudo, uma vez que a trajetória da transformação martensítica direta não coincide com a reversa, observa-se um laço de histerese, associado a uma dissipação de energia.

Outra forma de observar o comportamento pseudoelástico está apresentada no lado direito da figura 1. A amostra de SMA está em uma temperatura acima de  $A_p$ , onde a austenita é a única fase presente. Aplicando-se um carregamento mecânico à temperatura constante, promove-se o surgimento da martensita não-maclada. Retirando o carregamento, Ponto 2, a amostra inicia a transformação de fase reversa (martensita não-maclada → austenita), recuperando a forma original (Ponto 2 → Ponto 3). Não existe nenhuma deformação residual ao final do processo.

### ► Efeito de Memória de Forma (SME)

O efeito de memória é outro comportamento termomecânico observado nas SMAs, também conhecido como memória de forma de uma via ("one-way"). Este fenômeno pode ser compreendido a partir de um deslocamento do laço de histerese mostrado no diagrama tensão-deformação da figura 1. À medida em que a temperatura abaixa, o laço de histerese desce no diagrama. A figura 2, lado esquerdo, apresenta o diagrama tensão-deformação de uma amostra de SMA a baixa temperatura, onde se pode observar o efeito de memória de forma.

Considere, então uma amostra de SMA submetida a um carregamento mecânico, a uma temperatura abaixo de  $M_f$  (temperatura abaixo da qual somente a martensita é estável). A partir desse carregamento, quando a

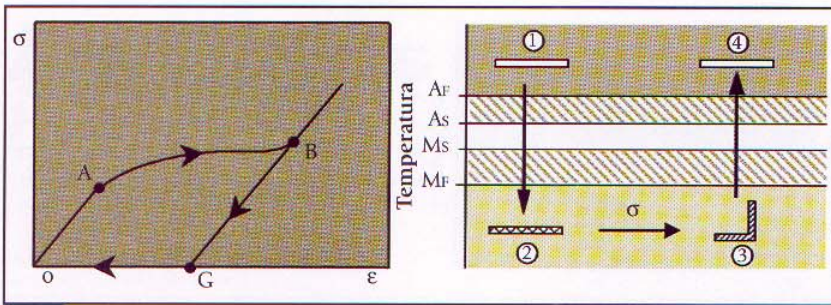


Figura 2: Efeito de memória de forma

tensão atinge um valor crítico, ponto A, tem-se início a transformação da martensita maclada para a martensita não-maclada, que termina no ponto B. Após o descarregamento, a amostra de SMA apresenta uma deformação residual (Ponto C). Esta deformação residual pode ser recuperada mediante um aquecimento da amostra, que faz com que a liga experimente a transformação de fase.

Outra forma de observar o efeito de memória de forma está apresentada no lado direito da figura 2. Inicialmente, considere uma amostra de SMA em uma temperatura acima de  $A_p$ . Nesta temperatura, a austenita é a única fase presente. Conforme a temperatura da amostra abaixa e cruza a linha associada à temperatura  $M_s$ , inicia-se a transformação de fase, onde a austenita cede lugar à martensita induzida por temperatura, martensita maclada. Esta transformação está totalmente concluída para temperaturas menores que  $M_f$ . A partir do Ponto 2, aplica-se um carregamento mecânico à temperatura constante, o que promove o surgimento da martensita não-maclada. Cessado o carregamento, Ponto 3, a amostra apresenta uma deformação residual. A forma original pode ser recuperada a partir de um aquecimento da amostra (Ponto 3 → Ponto 4) o que provoca a transformação martensítica reversa (martensita não-maclada → austenita).

#### ► Efeito de Memória de Forma Reversível ("Two-way")

Um outro fenômeno associado às transformações martensíticas é a memória de forma reversível ou de duas vias ("two-way"). A principal característica desse fenômeno é associar a cada fase uma configuração específica. Assim, o corpo possui uma forma

no estado austenítico e outra forma no estado martensítico. A mudança de uma temperatura mais alta para uma temperatura mais baixa produz uma modificação na forma do corpo, sem que seja necessário a aplicação de um carregamento mecânico.

Para que o efeito de memória de forma reversível seja obtido, é necessário submeter a liga a um treinamento. Tipicamente, existem dois processos de treinamento (21): ciclos de efeito de memória de forma (ciclos de SME) e o treinamento através do aparecimento de martensita não-maclada (*Stress-Induced Martensite Training* ou treinamento SIM). Estes treinamentos pressupõem deformações plásticas consideráveis.

A figura 3 apresenta uma representação esquemática do efeito de memória de forma reversível. Primeiramente, considere que uma amostra previamente treinada está a uma temperatura acima de  $A_p$ . Ponto 1. O resfriamento dessa amostra provoca uma mudança de fase (austenita → martensita), o que provoca uma mudança de forma, Ponto 2. Aumentando-se a temperatura, acima de  $A_p$ , a amostra novamente sofre uma mudança de fase, recuperando sua deformação residual, Ponto 3. Um novo resfriamento provoca o retorno à forma deformada, Ponto 4. Observe que, ao con-

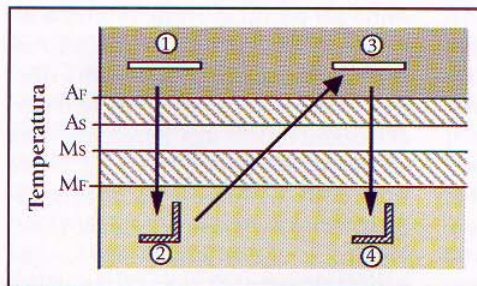


Figura 3: Efeito de memória de forma reversível

trário do efeito de memória de forma, não é necessário um carregamento mecânico para deformar a amostra a baixa temperatura.

## Aplicações Odontológicas

Devido às singulares características das ligas com memória de forma, elas têm instigado uma série de pesquisas vislumbrando aplicações nas mais diversas áreas do conhecimento. As principais aplicações odontológicas das ligas com memória de forma exploram a pseudoelasticidade. Este comportamento é interessante tanto em aparelhos ortodônticos quanto em instrumentos endodônticos. O efeito de memória de forma também é explorado em aplicações ortopédicas, visando acelerar o processo de recuperação de ossos fraturados.

Inicialmente, considere o caso dos aparelhos ortodônticos que têm como função à correção dos dentes mal posicionados. A utilização de aparelhos ortodônticos com memória de forma se iniciou no ano de 1972, causando um impacto significativo na Ortodontia.

Os aparelhos com memória de forma exploram a pseudoelasticidade, podendo fornecer uma força de restituição uniforme e praticamente constante. Observando um diagrama tensão-deformação típico de um comportamento pseudoelástico (Figura 1), nota-se uma pequena variação da tensão (C → D) para uma grande variação da deformação. Assim sendo, é necessária uma deformação muito grande para que ocorra uma significativa variação da tensão. Esta característica não é observada nos materiais elásticos (ver por exemplo trecho D-A da figura 1), utilizados nos aparelhos tradicionais. Desta maneira, o uso das SMAs em aparelhos ortodônticos eliminam a necessidade de repetidos apertos, acelerando o processo corretivo. Esses aparelhos proporcionam um maior conforto aos pacientes durante a instalação e também no processo corretivo (9). DUERIG *et al.* (4) estimam que cerca de mais

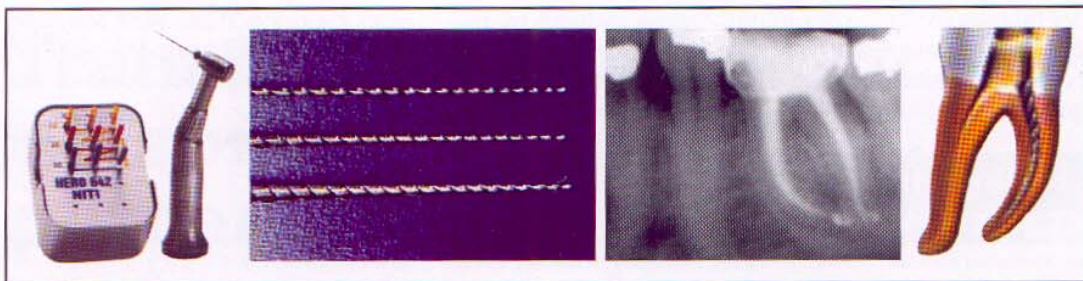


Figura 4: Instrumentos endodônticos com memória de forma e detalhes dos dentes e suas respectivas raízes (12)

de 30% dos aparelhos ortodônticos são construídos a partir de ligas com memória de forma.

Uma dúvida usual sobre a utilização dos aparelhos ortodônticos com memória é expressa pela seguinte pergunta: O que acontece se o paciente tomar um sorvete gelado ou beber um café quente? AIROLDI *et al.* (1) concluíram que a variação da força de restituição do aparelho é função, além da temperatura da cavidade oral que se modifica dependendo da ingestão de alimentos quentes ou frios, também do percentual de deformação já recuperada pelo aparelho. Em outras palavras, depende do estágio em que se encontra o tratamento. Todavia, essa variação na intensidade da força não influencia o processo corretivo (9).

Outra aplicação odontológica das SMAs são os instrumentos endodônticos (Figura 4) que possuem uma geometria cônica (18). Uma das dificuldades desse tratamento está relacionada com a curvatura de algumas raízes (6). Nesse contexto, os instrumentos com memória de forma podem explorar a pseudoelasticidade para possibilitar o percurso de caminhos bastante difíceis e tortuosos e, logo após a supressão da tensão, recuperar a forma original. A figura 4 apresenta uma radiografia de um dente e sua raiz com seus respectivos desenhos esquemáticos, mostrando como o percurso do instrumento pode ser tortuoso.

Uma das principais preocupações em relação aos instrumentos com memória de forma é a sua resistência à fratura. Apesar da grande flexibilidade, alguns trabalhos relatam que estes instrumentos vêm apresentando fraturas inesperadas que prejudicam seriamente o tratamento (6). Um ou-

tro problema relacionado com esses instrumentos é o desgaste que elas sofrem durante o tratamento, devido ao atrito entre a superfície da lima com as paredes das raízes dos dentes, o que pode prejudicar a sua capacidade de corte (18).

Alguns procedimentos podem ser tomados para atenuar o desgaste dos instrumentos. O primeiro deles diz respeito ao seu uso, sugerindo que elas sejam utilizadas sempre com um fluido lubrificante. Esse fluido tem a função de manter baixa a temperatura da ponta do instrumento, além de reduzir o seu atrito com as paredes do dente. O segundo procedimento é um tratamento térmico de nitretação, alterando as características de sua superfície. Neste caso, acumula-se nitrato de titânio, que tem uma dureza maior do que Ni-Ti, melhorando a penetração e reduzindo o risco de ruptura (18).

Em relação à resistência à fadiga, KUHN *et al.* (6) propõem que seja realizado um tratamento térmico que tem como objetivo aumentar a sua dureza superficial, além de diminuir a densidade de discordâncias provenientes do encruamento durante o tratamento endodôntico.

As ligas com memória de forma possuem diversas aplicações relacionadas à ortopedia, dentre as quais

destaca-se o processo de cicatrização de ossos fraturados. Diversos tipos de grampos ortopédicos com memória de forma são utilizados para a aceleração do processo corretivo de fraturas ósseas, explorando o efeito de memória de forma. Ainda com relação à correção de ossos fraturados, vale destacar as placas com memória de forma para recuperação de ossos (17). Essas placas são posicionadas sobre uma fratura e fixadas por meio de parafusos, mantendo o alinhamento original do osso e permitindo a regeneração celular. Devido ao efeito de memória de forma, quando aquecidas, essas placas tendem a recuperar a deformação residual, exercendo assim uma força constante que tende a juntar as partes separadas pela fratura, ajudando no processo de recuperação (9). A figura 5 mostra detalhes dessas placas.

Atualmente, pesquisas estão sendo desenvolvidas com o intuito de obter SMAs porosas. Essas ligas encontram aplicações em implantes ortopédicos, uma vez que a porosidade da liga favorece o transporte de fluidos do corpo por dentro do osso que está se reconstituindo, o que otimiza o tratamento, além de melhorar a fixação do implante (8).

## Conclusão

As aplicações das ligas com memória de forma na área odontológica têm obtido grande sucesso devi-

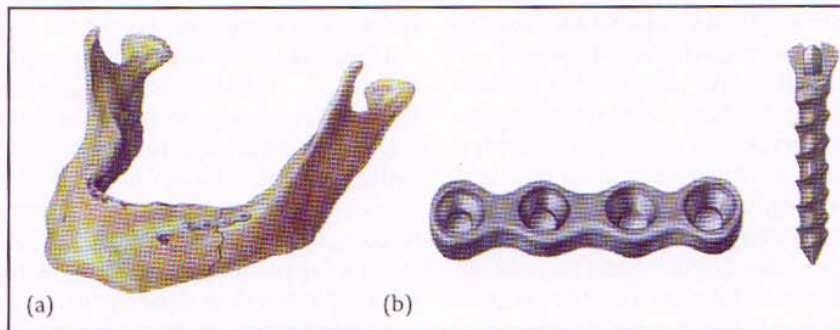


Figura 5: Placas ósseas com memória de forma. (a) Placas fixadas em um maxilar humano, (b) Detalhe da placa e do parafuso de fixação (17)

do às suas qualidades funcionais. As diferentes aplicações exploram os efeitos de memória de forma e pseudoelasticidade. As principais aplica-

ções odontológicas incluem os aparelhos ortodônticos e os instrumentos endodônticos, que exploram o efeito pseudoelástico. Outra área

afim é a ortopédica, onde a recuperação de ossos fraturados pode ser acelerada explorando o efeito de memória de forma.

## Referências Bibliográficas

1. AIROLDI, G., RIVA, G. Innovative Materials: the NiTi alloys in Orthodontics. *Bio-Medical Materials and Engineering*, v. 6, n. 4, p. 299-305, 1996.
2. BIRMAN, V. Theory and Comparison of the Effect of Composite and Shape Memory Alloy Stiffeners on Stability of Composite Shells and Plates. *International Journal of Mechanical Sciences*, v. 39, n. 10, p. 1139-1149, 1997.
3. CHU, Y., DAI, K., ZHU, M. *et al.* Medical Application of NiTi Shape Memory Alloy in China. *Materials Science Forum*, v. 327-328, p. 55-62, 2000.
4. DUERIG, T. M., PELTON, A., STÖCKEL, D. An Overview of Nitinol Medical Applications. *Materials Science and Engineering A*, v. 273-275, p. 149-160, 1999.
5. HODGSON, D. E., WU, M. H., BIERMANN, R. J. Shape Memory Alloy. *ASM Handbook*, v. 2, p. 887-902, 1992.
6. KUHN, G., TAVERNIER, B., JORDAN, L. Influence of Structure on Nickel-Titanium Endodontic Instruments Failure. *Journal of Endodontics*, v. 27, n. 8, p. 516-520, 2001.
7. LAGOUDAS, D. C., REDINIOTIS, O. K., KHAN, M. M. Applications of Shape Memory Alloys to Bioengineering and Biomedical Technology, submetido à *World Scientific*, 1999.
8. LI, B., RONG, L., LI, Y. *et al.* A Recent Development in Producing Porous NiTi Shape Memory Alloys. *Intermetallics*, v. 8, n. 8, p. 881-884, 2000.
9. MANTOVANI, D. Shape Memory Alloys: Properties and Biomedical Applications. *Journal of the Minerals Metals & Materials Society*, v. 52, n. 10, p. 36-44, 2000.
10. OTSUKA, K., REN, X. Recent Developments on the Research of Shape Memory Alloys. *Intermetallics*, v. 7, p. 511-528, 1999.
11. PACHECO, P. M. C. L., SAVI, M. A. Modeling and Simulation of a Shape Memory Release Device for Aerospace Applications. *Revista de Engenharia e Ciências Aplicadas*, 2000.
12. PRODONTA, 2001, [www.prodonta.ch](http://www.prodonta.ch)
13. RYHÄNEN, J. *Biocompatibility Evolution of Nickel-Titanium Shape Memory Alloy*. University of Oulu, Academic Dissertation, Faculty of Medicine, 1999.
14. SCHETKY, L. McD. The Industrial Applications of Shape Memory Alloys in North America. *Materials Science Forum*, v. 327-328, p. 9-16, 2000.
15. SHABALOVSKAYA, S. A. Biological Aspects of TiNi Alloys Surfaces. *Journal de Physique IV*, v. 5, p. 1199-1204, 1995.
16. SMA, 2001, <http://www.sma-inc.com>
17. SMA/MEMS, 2001, [http://database.cs.ualberta.ca/MEMS/sma\\_mems](http://database.cs.ualberta.ca/MEMS/sma_mems)
18. TORRISI, L., DI MARCO, G. Physical Characterization of Endodontic Instruments in NiTi Alloy. *Materials Science Forum*, v. 327-328, p. 75-78, 2000.
19. VAN HUMBEECK, J. Non-medical Applications of Shape Memory Alloys. *Materials Science and Engineering A*, v. 273-275, p. 134-148, 1999.
20. WEBB, G., WILSON, L., LAGOUDAS, D. C. *et al.* Adaptive Control of Shape Memory Alloy Actuators for Underwater Biomimetic Applications. *AIAA Journal*, v. 38, n. 2, p. 325-334, 2000.
21. ZHANG, X. D., ROGERS, C. A., LIANG, C. Modeling of Two-way Shape Memory Effect. *Smart Structures and Material - ASME*, p. 79-90, 1991.