

F. J. Gil¹
M. Cortada²

Aplicaciones de los materiales con memoria de forma en medicina y odontología

- 1 Departamento de Ciencia de Materiales e Ingeniería Metalúrgica. E.T.S. Ingenieros Industriales Barcelona. Universidad Politécnica de Cataluña.
- 2 Facultad de Odontología. Universidad de Barcelona.

Aceptado para publicación:
Julio 1989

RESUMEN

Se presentan aleaciones que tienen propiedades físicas poco usuales, como son la memoria de forma, la superelasticidad, la alta capacidad de amortiguamiento y la emisión acústica. Se describe la manera de producirse estas propiedades y se pasa al campo de las aplicaciones médicas con los ya utilizables en odontología y los posibles en un futuro próximo.

PALABRAS CLAVE

Metal con memoria de forma y prótesis odontológica; Metal con memoria de forma y odontología; Metal con memoria de forma y medicina; Metal con memoria de forma y ortodoncia.

ABSTRACT

Certain alloys have unusual physical properties, such as, shape memory, superelasticity, a high damping capacity and acoustic emission.

The way that these properties are produced are explained as well as the medical applications with those that can already be used in odontology and those others that will be possible in the near future.

KEY WORDS

Metal with shape memory and dental prosthesis; Metal with shape memory and dentistry; Metal with shape memory and medicine; Metal with shape memory and orthodontics.

INTRODUCCION

Las aleaciones con memoria inician su historia en unos trabajos de Greminger y Nooradian en 1938, y más tarde por Chang y Rend, en 1951, referidos al sistema de aleación Au-Cd, aunque no será hasta los trabajos de Buehler y sus colaboradores (1963), quienes, trabajando con aleaciones Ni-Ti en el Naval Ordnance Laboratory en White Oak, identifican e interpretan 'el efecto memoria de forma, que es la gran singularidad que presentan estos materiales⁽¹⁾.

Estas nuevas aleaciones se caracterizan porque, además de las propiedades físicas, tales como resistencia a la tracción, ductilidad, maleabilidad, conductividad, etc., propias de toda aleación metálica, poseen otras no usuales, entre las que destacan el efecto memoria de forma aludido, la superelasticidad, alta capacidad de amortiguamiento, además de emisión acústica⁽²⁾.

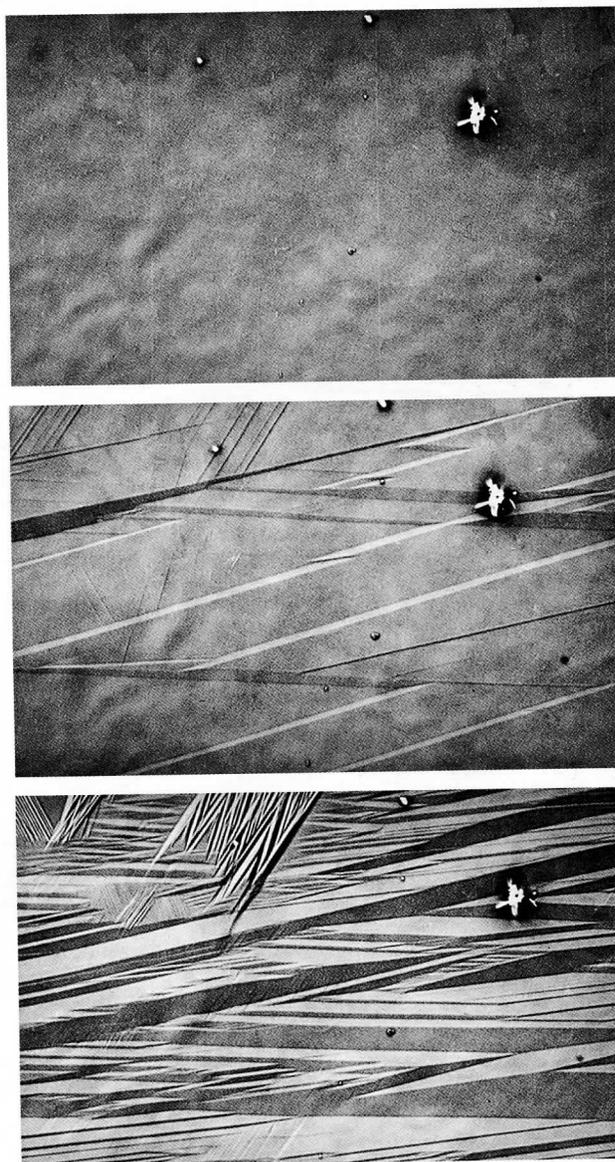
ESTRUCTURAS Y PROPIEDADES

Las propiedades de los materiales que nos ocupan se justifican por la singularidad de la transformación martensítica, que se produce en estas aleaciones, que es calificada de termoelástica.

β (Austenita) \rightleftharpoons Martensita

En estas aleaciones, esta transformación es reversible y sigue un ciclo de histéresis, que se caracteriza por las temperaturas singulares M_s , M_f , A_s y A_f , que justifica como sigue: si partimos de la fase estable a alta temperatura, que en nuestro caso es la β , y enfriamos al alcanzar una temperatura singular M_s , se inicia la transformación martensítica; si se prosigue el enfriamiento la transformación concluye a la temperatura de M_f , es decir, a esta temperatura, la estructura es totalmente martensítica. Al calentarse se inicia la transformación inversa a una temperatura singular, denominada A_s , concluyendo la transformación a otra temperatura A_f , para la cual la estructura estabilizada es totalmente la fase β . Como quiera que las temperaturas M_f y A_s no coinciden, como tampoco las M_s y A_f , puede justificarse el ciclo de histéresis resultante.

La figura 1a, muestra una estructura en fase β a una T_{M_s} ; la figura 1b, muestra la misma área, pero a una temperatura menor que M_s y mayor que M_f , en la que se observa la existencia de fase β sin transformar y martensita, y finalmente, la figura 1c, muestra la misma



Figuras 1 a, b y c. a) Estructura de fase β ; b) Estructura β + Martensita; c) Martensita. Imágenes obtenidas por Microscopía Electrónica de Scanning. (De izquierda a derecha, la imagen se va enfriando.)

área, pero a una temperatura por debajo de M_f , en la que se observa sólo la presencia de martensita.

Esta transformación en estado sólido produce un

386

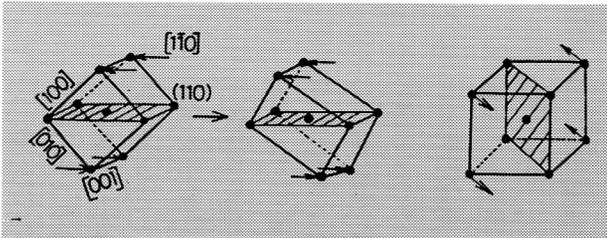


Figura 2. Estructura cúbica centrada en el cuerpo de fase β (Cu-Zn-Al) y su transformación en martensita de estructura ortorrómbica.

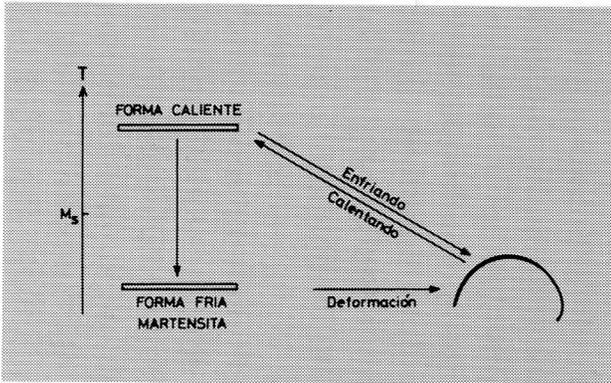


Figura 3b. Efecto de Doble Memoria.

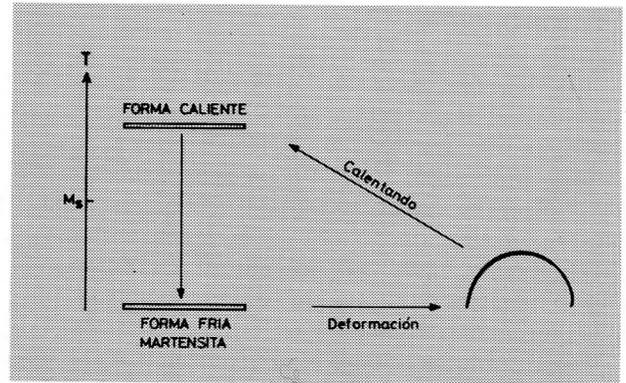


Figura 3a. Efecto de Memoria de Forma Simple.

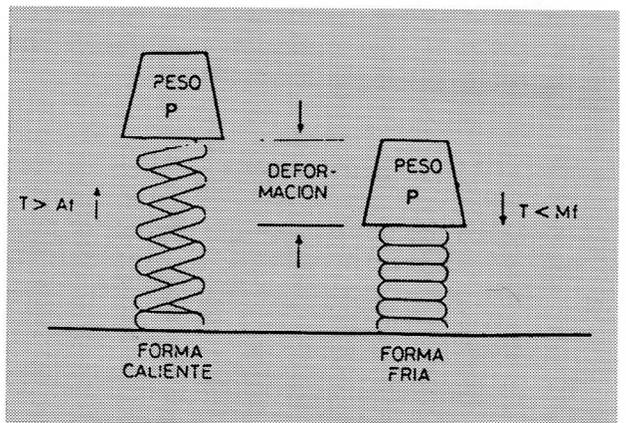


Figura 4. Efecto de Memoria de Forma.

cambio de configuración, sin que exista difusión atómica, siendo el resultado del movimiento coordinado de grandes bloques de átomos. En las aleaciones base cobre, por lo general es una transformación desde una estructura ortorrómbica⁽³⁾, como muestra la figura 2.

La reversibilidad de esta transformación termoelástica, es debida a que existen pequeñas deformaciones elásticas asociadas con el cambio de estructura cristalina que nunca sobrepasan el límite elástico de la fase origen.

En esta transformación residen las singulares y específicas propiedades consistentes, fundamentalmente en:

A) *Propiedades de plasticidad en fase martensítica*, basadas en una plasticidad producida por reorientación de variantes de la martensita frente a la dirección del esfuerzo aplicado; es pues, una plasticidad basada en un mecanismo distinto del convencional de deslizamiento y avance de dislocaciones.

B) *Propiedades de pseudoelasticidad*. El material presenta un efecto superelástico por encima de la

elasticidad convencional. Pueden presentarlos estos materiales en fase β o austenita (superelasticidad por martensita inducida). Es decir, la transformación martensítica también se puede conseguir por la aplicación de una tensión mecánica. La transformación puede ser inducida a temperaturas superiores a M_s , mediante la aplicación de una tensión mecánica externa que tienda a neutralizar las tensiones internas producidas por la transformación. También en algunas aleaciones y en fase martensita presentan la superelasticidad conocida por efecto goma, que se interpreta como debida a una reorientación elástica de placas de martensita.

C) *Efecto de memoria de forma*. El hecho de que la martensita herede exactamente las mismas características de átomos vecinos y defectos, aunque con distinta

Tabla 1 Propiedades de las aleaciones con memoria de forma.

Propiedades	Ni-Ti	Cu-Zn-Al	Cu-Al-Ni
Físicas			
Punto de fusión (°C)	1240-1310	950-1020	1000-1050
Densidad (Kg/m ³)	6400-6500	7800-8000	7100-7200
Resistividad (10 ⁻⁶ Ω m)	0,50-1,10	0,07-0,12	0,10-0,14
Conduct. Térmica. T = 20° C (W/m° C)	18 (β)	120 (β)	75 (β)
Calor específico (J/Kg° C)	470-620	390	400-480
Pot. Termoeléctrica (10 ⁻⁶ V.° C ⁻¹)	9-13 (Mart.) 5-18 (β)		
Calor de la Transf. (J/Kg)	3200	5000-9000	7000-9000
Mecánicas			
Módulo elástico (GPa)	98	70-100	80-100
Límite elástico (MPa)	150-300 (Mart) 200-800 (β)	150-300	150-300
Resistencia a tracción (Mart.) (MPa)	800-1100	700-800	1000-1200
Deform. hasta rotura (% deform.)	40-50	10-15	8-10
Límite de fatiga (MPa)	350	270	350
Tamaño de grano (10 ⁻⁶ m)	1-10	50-100	25-60
Tecnológicas			
Temp. de transformación (°C)	- 200, + 100	- 200, + 120	- 200, + 170
Histéresis (A _S -A _F) (°C)	30	10-20	20-30
Máx. Memo. (1 sent.) (% deform.)	8	5	6
Máx. Memo. (2 sent.) (% deform.)			
Ciclos: N = 100	6	1	1,2
N = 100000	2	0,8	0,8
N = 1000000	0,5	0,5	0,5
Capacidad de amortiguamiento. sdc %	15	30	10
Deform. pseudoelást. (máx.) (% def.)	10 (monocrist.) 4 (policrist.)	10 (monocrist.) 2 (policrist.)	10 (monocrist.) 2 (policrist.)
Fusión y control del baño	Muy difícil y a vacío	Más fácil	Más fácil
Conformación (forjado, extrusión, laminado)	Caliente y difícil	Semicaliente y sencillo	Caliente y sencillo
Deformación en frío	Difícil	Sólo en condiciones de α + β	Muy difícil
Mecanización	Difícil	Muy buena	Buena
Precio	100	10	20

estructura cristalina que la fase original β, y la naturaleza termoelástica de la transformación, justifican que si después de deformar plásticamente la martensita resultante, calentamos y regresamos a la fase β, ésta recuperará exactamente la misma situación original, que incluye la recuperación de la forma; es la propiedad conocida como Efecto Simple de Memoria de Forma, que se muestra en la figura 3a.

Si se consigue adiestrar la aleación por efecto conti-

nuado de tensiones y/o temperatura, de tal manera que al enfriar resulte directamente una estructura martensítica con variante orientada (lo que confiere una forma determinada) y al calentar se regresa a la forma en fase β original, el material consigue lo que se conoce como Doble Efecto Memoria, que si se conserva en el material de manera continuada y cíclica en función de la temperatura, fundamenta la propiedad de Doble Efecto Memoria (Fig. 3b).

388 Es de destacar que tanto en el efecto de memoria simple, como en el de doble memoria, cuando el sistema debe recuperar la fuerza original genera un esfuerzo que le permite vencer esfuerzos de hasta 70 Kg/mm², tal y como indica la figura 4.

D) *Capacidad de amortiguación.* La extraordinaria capacidad de amortiguamiento se postula que es debido a que las placas de martensita se reorientan en variantes más favorables y en este movimiento disipan gran cantidad de energía⁽⁴⁾.

La capacidad de amortiguación se presenta en un amplio margen de temperaturas, alrededor de la temperatura de transformación. Estas aleaciones son capaces de reducir el ruido por el impacto a altas frecuencias por encima de los 1000 Hz, la reducción de sonido puede alcanzar a 20 dB.

Es de destacar que una misma aleación presenta estas singulares propiedades bien de plasticidad o pseudoelasticidad en función de la temperatura.

Entre los sistemas metálicos conocidos que presentan el efecto de memoria (Au-Cd, Fe-Pt, In-Cd, Fe-Ni, Ni-Al, Nb-Ti, Ag-Cd), han de destacarse dos aleaciones de mayor interés desde el punto de vista tecnológico, que son las de base níquel, Ni-Ti «Nitinol» y las aleaciones ternarias de base cobre, tales como Cu-Al con otros elementos aleantes como el zinc, níquel, manganeso, entre otros.

En la tabla 1 se comparan las propiedades para estos sistemas más importantes⁽⁵⁾, siendo de destacar:

1) Los valores de resistencia a la tracción son similares a los obtenidos en algunos aceros.

2) La deformación hasta rotura expresada en % de deformación es mejor en la aleación Ni-Ti.

3) Las temperaturas singulares de transformación (M_s) tienen amplios márgenes, siendo las más extensas en los sistemas de base cobre - 200°C a + 170°C, lo que permite diseñar aleaciones para determinados márgenes de temperaturas de trabajo.

4) El efecto de memoria de forma simple es ligeramente superior en las aleaciones Ni-Ti.

5) La capacidad de amortiguamiento es mayor en las aleaciones Cu-Al-Zn.

APLICACIONES

De acuerdo con estas singulares propiedades son numerosas, aunque incipientes, sus aplicaciones en

muchos ámbitos de la ciencia y tecnología, y particularmente, en el campo de la medicina.

En efecto, una de estas aplicaciones importante es en las articulaciones artificiales, ya que, en articulaciones de gran tamaño, como cadera, cavidad iliaca y la cabeza del fémur artificial, éstas se unen por lo general al hueso, mediante un cemento, con los consiguientes problemas de falta de alineamiento e incluso de fractura ósea⁽⁶⁾. En esta problemática las aleaciones con memoria tienen un interés extraordinario debido a sus adecuadas propiedades mecánicas, como así el poder controlar la temperatura de transformación con la composición (propiedad de plasticidad superelasticidad), lo que da la posibilidad de deformar plásticamente piezas en estado martensítico para facilitar su colocación, una vez la aleación adquiere la temperatura del cuerpo humano, se encaja perfectamente⁽⁷⁾.

Castleman y Motzkin⁽⁸⁾ experimentaron con aleaciones níquel-titanio, observándose una biocompatibilidad total, con una excelente estabilidad física y química en ausencia de corrosión.

Otra utilización es para «mariposas» que unen la articulación artificial introducida en la cavidad central del hueso. Las «mariposas» se insertan en frío (en estado martensítico) y se expanden al alcanzar la temperatura del cuerpo, quedando apretadas por efectos superelásticos.

Un problema ortopédico para el que las aleaciones con memoria puedan dar una buena solución es el asegurar alineamiento y rápida calcificación de un hueso fracturado. Con placas de esta aleación que se insertan frías, el propio calor del cuerpo estira las partes fracturadas del hueso, alineándolas. Además se pueden aplicar en fracturas de mandíbula, ya que ejercen un nivel de esfuerzo constante. Esta propiedad pseudoelástica, tiene también interés para correcciones de columna vertebral, corrigiendo las desviaciones anómalas⁽⁹⁾, siendo ya una realidad las varillas o tallos de Harrington⁽¹⁰⁾, que en estado plástico se insertan en la columna. Después de 10 a 15 días, cuando los tejidos se han relajado reduciendo su fuerza, se calienta externamente el tallo (alrededor de 5°C más que la temperatura del cuerpo), con lo que termina por recuperar la forma y se establece la fuerza final correctiva^(11, 12).

Estas aleaciones pueden hacer innecesario el uso de sustancias anticoagulantes, ya que utilizando el efecto de memoria de forma pueden actuar como un microfiltro; en efecto, con un único alambre de esta aleación

(fase β), se enfría (para conseguir estructura martensítica) pudiendo ser deformada, en forma alargada, para poder ser introducida a través de un catéter, insertado en una vena hasta la vena cava. A medida que se va calentando adquiere la forma original del tamiz, actuando de filtro de los coágulos de sangre, antes de que puedan causar graves daños⁽¹³⁾.

Estos alambres han sido aplicados en sistemas para la extirpación de pólipos u obstrucciones producidas por coágulos; formando unas pinzas, que mediante un catéter pueden introducirse a través de la nariz, del esófago o a lo largo de las venas, y se abren o se cierran una vez que se han aproximado al punto en que la operación debe ser realizada. Así son extraídos los pólipos, tumores, coágulos o agregados sólidos bajo control radiológico sin intervención quirúrgica⁽¹⁴⁾.

Uno de los campos de la medicina en que estas aleaciones pueden tener una aplicación, es el de la

odontología. En estos momentos son una realidad los hilos correctores de memoria de forma para Ortodoncia⁽¹⁵⁾, ya que por efecto pseudoelástico pueden ejercer esfuerzos débiles y constantes.

Aunque todavía no se han desarrollado por completo, podemos ya pensar en incrustaciones en las que la retención y el punto de contacto se logran gracias al metal. De la misma manera se pueden conseguir muñones artificiales altamente retentivos por la adaptación del metal, como de coronas, que con un suave tallado nos permitan conseguir excelente retención, márgenes y contactos. En prótesis removible, puede haber un gran cambio con los ganchos y anclajes que cambien su forma con la temperatura de la boca.

De acuerdo con lo expuesto, es fácil descubrir una singularidad de propiedades para la aplicación de estas aleaciones en odontología; no cabe duda que estos materiales están llamados a contribuir muy considerablemente en el avance tecnológico del futuro inmediato.

BIBLIOGRAFIA

- 1 J.M. Guilemany. *Comunicación privada a CAICYT*. Barcelona, 1984.
- 2 V. Torra, J.M. Guilemany y E. Cesari. *Termochimica Acta* **99**: 1986, 19-25.
- 3 J.M. Guilemany, F.J. Gil, J.R. Miguel. «Ciencia y Tecnología de Materiales con Memoria de Forma: Transformación Martensítica Termoelástica.» *Revista Técnica Metalúrgica*. Julio-Agosto 1987.
- 4 W. Dejonghe, L. Delaey, R. de Batist and J. Van Humbeek. *Metal Science* **11**: 1977, 523.
- 5 J. Van Humbeek and L. Delaey. *Scripta Met.* April-May 1978.
- 6 G. Airoldi, L. Parini. «Shape Memory Materials: Possible uses in the Orthopedic Field.» Milan University PB-82-191131. Mar, 1981, pp. 45.
- 7 F. Baumgart, G. Bensman, J. Hartwig. «Synthetic Bone Implants of Memory Alloys. Mechanical Problems in Theory and Experiment.» *Bleeb Rohve Profiutle dec.* 1979, 667-672.
- 8 L.S. Castleman, S.M. Motzkin. «Biocompatibility of Clinical Implants Materials.» Vol. 1 CRC Press Inc. Boca Raton Florida, 33431, 1981. 8206-72-0249, pp. 129-154.
- 9 K. Murkherjee. «S.M.E. Biomedical Applications.» *Encyclopedia of Materials Science and Engineering*. Vol. 6. Pergamon Press, Headington Hill Hell Oxford OK308W, UK 1986. (Met A.B609-72-0333), 4368-4371.
- 10 B.G. Mellor. «Present and Future Applications of S.M.A.» Congreso Palma de Mallorca. Materiales con memoria de forma. 1985.
- 11 M.A. Schmerling, M.A. Wilkov, A.E. Sanders and J.E. Woosley. *S.M.E. in Alloys*. Edit. J. Perkins. Plenum Press, N.Y., 1975; 563-574.
- 12 F. Baumgart, G. Bensmann, J. Haasters, J. Hartwig. «Applications of the Shape Memory Effect in Medicine.» *Metall* Apr. 1981; **35** (4), 312-318; 0026-0746.
- 13 T. Dohi, H. Funakubo, Y. Sekiguchi. «Shape Memory Alloys: Medical Applications.» *J. Met Finish. Soc., Aug.*, 1984; **35** (8): 383-391.
- 14 T. Honma. «Some Medical Applications of Shape Memory Alloys.» *Met. Technol.* Mar, 1981; **51** (3): 12-17.
- 15 I. Kiotani, K. Tomioka. «Dental Contact Gauge.» GC Shika Koyo 21 May 1986. Pat. GB2167188A. UK.