

CABLES MUSCULARES

ALEJANDRO GÓMEZ*
CARLOS ANDRÉS RESTREPO**

RESUMEN

Los cables musculares o fibras de nitinol presentan una excelente alternativa a los actuadores convencionales, con una fuerza de actuación muy alta, equivalente a la de los actuadores hidráulicos, proporcionalmente a su peso, además de su acción silenciosa. Este material, inventado en 1963, aún no es muy conocido y de ahí que se haya realizado una recopilación de sus propiedades. Entre ellas, la temperatura de transición es la más importante, por ser la que activa la aleación. Muchos sistemas se han creado para alcanzar adecuadamente la temperatura de transición, y también se continúa en la investigación de métodos que ayuden a lograr un control preciso del movimiento de la aleación con memoria de forma (SMA).

PALABRAS CLAVE: cables musculares; nitinol; SMA; material inteligente; aleación; actuador

ABSTRACT

Muscle wires or nitinol fibers offer an excellent alternative to conventional actuators. They have a high actuation force, similar to that of hydraulic actuators, proportionally to their weight. In addition to this, muscle wires are silent when activated. Nitinol is a relatively new material. It was invented in 1963, and it is not very well known yet. This motivates a review of its properties in this paper. Transition temperature is the most important property, because at this point the alloy is triggered. Many methods have been created to reach this transition temperature without overheating the material. Furthermore, there is still a continuous research for finding techniques that would allow a precise control of the movement generated by the shape memory alloy (SMA).

KEYWORDS: muscle wires; nitinol; SMA; smart material; alloy; actuator.

* Ingeniero Biomédico EIA-CES. Candidato a Máster en Odontología, Universidad de Toronto.
alejandrogomez@utoronto.ca

** Ingeniero Biomédico EIA-CES. Coordinador de Mantenimiento Clínica Las Vegas, Medellín. restreporios@hotmail.com

1. INTRODUCCIÓN

Los actuadores convencionales, como los motores eléctricos y los cilindros hidráulicos y neumáticos, provocan grandes limitaciones a los diseñadores robóticos, empezando por su peso y complejidad para ser manipulados. Los motores eléctricos trabajan a grandes velocidades y producen torques pequeños, así que requieren la adaptación de sistemas de reducción para generar la potencia necesaria para una tarea específica. Este factor incrementa el peso y la complejidad para configurar un sistema, además de elevar la fricción y el ruido. Los actuadores hidráulicos y neumáticos son mucho más livianos que los motores eléctricos, sin embargo, requieren sistemas de bombas, cabinas presurizadas, tubos y válvulas para detener el fluido de trabajo, lo que lleva casi siempre a sistemas más complejos para alcanzar un mismo objetivo. Estas configuraciones mecánicas tienden a generar mucho ruido y a presentar fugas que entorpecen su funcionamiento, además de trabajar a velocidades más bajas. En la tabla 1 se presenta una comparación entre los métodos de actuación convencionales. Si se desea una descripción más detallada acerca de estos dispositivos, se puede consultar a Mavroidis et al., 2000; Braga, 2002 y Kato y Sadamoto, 1987.

Por otro lado, las SMA (aleaciones con memoria de forma) son muy fuertes (equivalentes a los actuadores hidráulicos) y son increíblemente pequeños. La figura 1 muestra claramente que los actuadores basados en materiales inteligentes pueden reducir el tamaño de los generadores de movimiento, por lo menos dos o tres veces su magnitud mientras mantienen la misma relación de salida (Mavroidis, 2002).

Uno de estos materiales inteligentes es el nitinol, que puede ser formado en cables (cables musculares) que comúnmente se llaman flexinol. Este material posee una gran capacidad para halar un objeto –es capaz de levantar miles de veces su propio peso– tal y como las SMA; se mueve suave y silenciosamente y de manera similar a los músculos reales. Además

puede ser calentado directamente con electricidad, (Gilberston et al., 2000), y muchas de sus propiedades físicas ya se han estudiado extensamente.

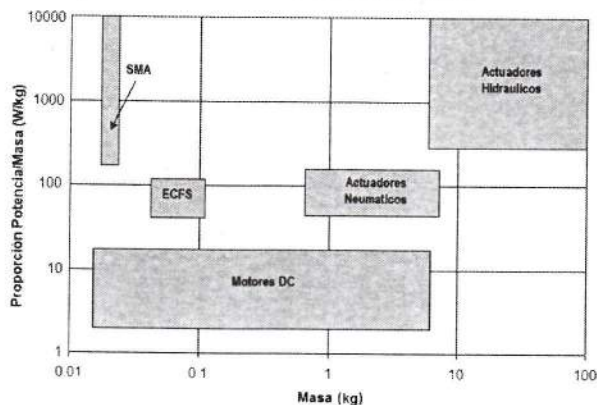


Figura 1. Comparación de actuadores. (Mavroidis, 2002)

Tabla 1. Métodos de actuación convencionales

Factor	Método Eléctrico	Presión de Aceite	Presión de Aire
Maniobrabilidad	Potencia baja a media	Potencia muy alta	Potencia media
Tamaño y peso	Amplia gama de selección	Alta relación peso o tamaño con la potencia de salida	Inferior al método de presión de aceite
Seguridad	Susceptible de sobrecarga, necesaria seguridad contra explosión	Generación de calor, peligro de incendio	Menos susceptible a la sobrecarga, no hay generación de calor, seguro para el cuerpo humano
Facilidad de uso	Fácil inspección	Control del aceite que se usa, necesario vaciado de cañería y filtración	Es necesario remover el agua en la fuente de aire y agregar lubricante, pero es más fácil que el método de presión de aceite
Tiempo de vida	Mejorado por los tiristores de estado sólido	Larga, ayudada por el lubricante	Inferior al de presión de aceite y el eléctrico por la falta de lubricante en el aire
Costo	Promedio	Costo inicial y de operación altos	Bajo

(Kato y Sadamoto, 1987)



En el presente artículo se describen las principales características de los alambres de nitinol, cables musculares, tanto sus propiedades físicas generales como las específicas de este tipo de materiales. Además se presentan diferentes aproximaciones realizadas para la mejora del control de este tipo de material como actuador mimético de músculos. Así, la información recopilada permitirá obtener un recurso bibliográfico útil y novedoso para nuestro medio, como base para futuros usos e investigaciones con esta aleación.

2. HISTORIA

En 1932, el investigador sueco Arne Ölander observó las habilidades de recuperación de forma de una aleación de oro y cadmio (Au-Cd), y notó su potencial para generar movimiento. En 1950, L. C. Chang y T. A. Read, en la Universidad de Columbia en Nueva York, usaron rayos X para estudiar esta aleación y entender los cambios en su estructura cristalina. Así mostraron que los sistemas mecánicos podían usar el efecto de memoria de forma (SME) para realizar trabajo (Gilberston et al., 2000; Johnson, 1988 y Mavroidis, 2002).

De esta manera, los estudios de Chang y Read incentivaron investigaciones más profundas que condujeron al descubrimiento de un SMA de indio-titanio. Sin embargo, ambas aleaciones eran muy problemáticas, empezando por los altos precios del oro y del indio y la naturaleza tóxica del cadmio, limitando así los esfuerzos de la investigación (Gilberston et al., 2000 y Mavroidis, 2002). Luego, en 1963, se anunció el descubrimiento de una nueva aleación. Mientras se buscaba una aleación marina no corrosiva, un equipo liderado por W. J. Buehler en NOL (U.S. Naval Ordnance Laboratory, Laboratorio de Artillería Naval de los Estados Unidos) observó el efecto de memoria de forma en una aleación de níquel y titanio. Este equipo llamó a esta aleación nitinol, acrónimo de níquel, titanio y NOL (Gilberston et al., 2000; Johnson, 1988; Klemas, 2002 y Mavroidis, 2002). Esta aleación de Ni-Ti generó un nuevo

interés en el campo de los SMA, porque era más segura, menos costosa y tenía una mejor relación deformación-recuperación que las aleaciones anteriores (Gilberston et al., 2000 y Mavroidis, 2002).

El descubrimiento del nitinol propició más investigaciones, y es así como entre 1969 y 1973 se encontró el SME en otras aleaciones, incluyendo Cu-Al-Ni, Cu-Sn, Cu-Zn, Cu-Au-Zn, Cu-Zn-Al, Fe-Pi, Ni-Al y Mn-Cu (Gilberston et al., 2000).

3. FUNCIONAMIENTO DE LOS CABLES MUSCULARES

Los cables musculares son SMA de nitinol. Esta aleación es una composición intermetálica de níquel y titanio, en proporciones equiatómicas o cercanas a ellas (Klemas, 2002). Cuando la aleación de memoria está por debajo de la "temperatura de transición", gracias a su pseudoelasticidad, puede ser estirada y deformada con facilidad, sin daño permanente, mucho más que la mayoría de los metales (Brocca et al., 2002; Gilberston et al., 2000 y Safak y Adams, 2002). Después de que la aleación ha sido deformada, si se calienta (ya sea eléctricamente o por una fuente externa de calor) por encima de su temperatura de transición, la aleación recupera su forma predeterminada o retorna a ella y deshace completamente su deformación previa (Gilberston et al., 2000). La fuente de estas propiedades reside en una transformación de fase cristalina, entre una de alta simetría y orden (austenita), donde se tiene una estructura de cristal cúbico de cuerpo centrado B2, y otra de baja simetría y algo menos ordenada (martensita), con una estructura de cristal monoclinica B19 (Brocca et al., 2002; Safak y Adams, 2002 y Troisfontaine et al., 1999) (figura 2). También se ha descrito en la literatura la presencia de otra fase cristalina en algunas aleaciones de nitinol, la cual se presenta como una fase premartensita llamada fase R, con simetría romboédrica que aparece durante la transformación. (Troisfontaine et al., 1999 y Wang et al., 2003). Esta fase es termoelástica y también martensítica, por ello da lugar al SME y a pseudoelasticidad (Wang et al., 2003).

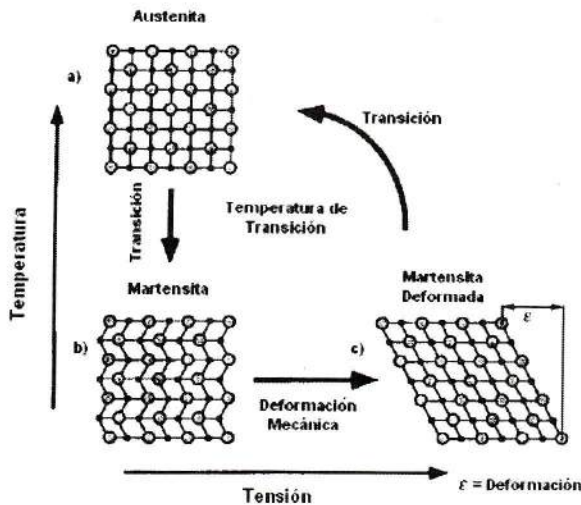


Figura 2. Fases de un SMA. Adaptación de Zhou (2005)

En la figura 2 cada cuadro representa un grano del material con sus respectivos límites. Los granos forman una estructura altamente organizada, en la que se orientan simétricamente a lo largo de los límites de grano. La estructura organizada permite al enrejado interno de granos individuales cambiar mientras que mantiene la misma interfase con los granos adyacentes. En consecuencia, las aleaciones con memoria de forma pueden experimentar deformaciones macroscópicas mientras mantienen un orden notable en su estructura microscópica (Mavroidis et al., 2000). Por ejemplo, si una pieza de SMA comienza como austenita (figura 2a), la rejilla atómica para cada grano es cúbica, creando granos con ángulos aproximadamente rectos. Si ahora se le permite enfriarse por debajo de la temperatura de transición, la estructura cristalina cambiará a martensita (figura 2b) y los granos colapsarán. Hay que recordar que los granos se encuentran en diferentes direcciones para diferentes capas. Ahora, si se ejerce suficiente tensión, la estructura martensita representada en la figura 2b se tensionará y se descomprimirá a medida que los granos sean reorientados de tal manera que queden alineados (figura 2c) (Brocca, 2002; Koray et al., 2002 y Mavroidis et al., 2000). Este comportamiento se puede entender mejor al mirar la curva de tensión-deformación de la fase martensita (figura 3).

Para tensiones pequeñas, la estructura representada en la figura 2b se comporta elásticamente (región 0 a 1). En 1 el material se tensiona y a continuación ocurre deformación entre 1 y 2. En 2 la estructura martensítica se encuentra totalmente deformada como se representa en la figura 2c. Ahora, una segunda región elástica se presenta entre 2 y 3. Luego en 3 se da una deformación plástica permanente, que no es recuperable por el SME.

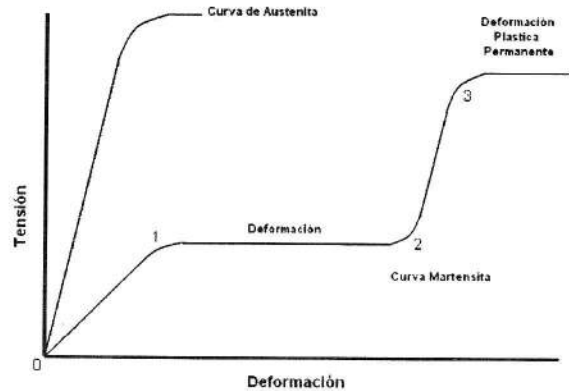


Figura 3. Curva tensión-deformación de fase austenítica y martensítica del nitinol. Adaptación de Mavroidis et al. (2000)

El cambio que ocurre en la estructura cristalina de las SMA durante el SME no es un proceso termodinámicamente reversible, ya que se presenta una disipación de energía debido a fricciones internas y a la creación de defectos estructurales. Como resultado, se exhibe una histéresis de temperatura (Mosley y Mavroidis, 2001), que se ilustra en la figura 4. Es así como la temperatura final de transición de martensita B2 a austenita B19 (A_f) difiere de la de transición de austenita B19 a martensita B2 (M_f) entre 25 °C y 40 °C para aleaciones con temperaturas de transformación (A_f) entre 0 °C y 100 °C (Stöckel, 2000). Además, como consecuencia de que la capacidad de deformación del material depende de su estructura interna, este efecto de histéresis de temperatura se traduce directamente en una histéresis en la relación deformación/temperatura, ver figura 5. Sin embargo, cuando la transformación se da de la fase martensita B2 a la fase R, se obtiene una disminución en la histéresis de temperatura, la cual en esta transformación es de alrededor de 6 °C (Troisfon-



taine et al., 1999), y también en la de deformación; aunque estos beneficios tienen un precio: el de sólo presentar un cambio de 0,8% en el tamaño (Wang et al., 2003), en contraste con la transformación de B2 a B19 donde es de 8,5% (Zhou, 2005).

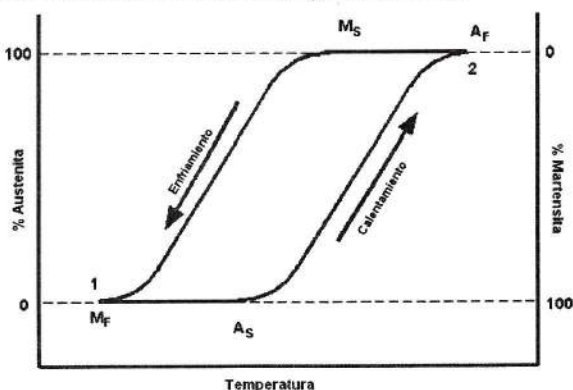


Figura 4. Histéresis de temperatura del nitinol. (Mavroidis et al., 2000)

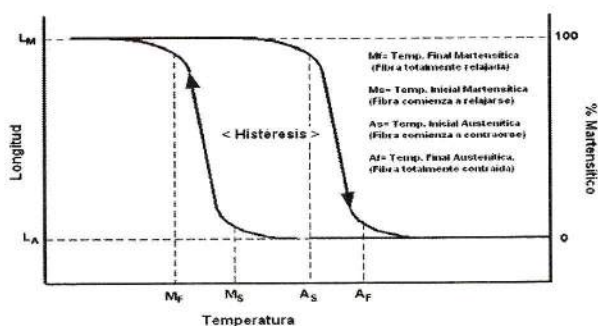


Figura 5. Histéresis de temperatura-deformación del nitinol. (Gilberston et al., 2000).

4. PROPIEDADES DE LOS CABLES MUSCULARES

Uno de los beneficios de este compuesto intermetálico es un rango de solubilidad moderada para exceso de níquel o titanio, como también para otros elementos metálicos (Mavroidis et al., 2000). Esta solubilidad permite usar otros elementos para cambiar sus propiedades mecánicas y temperaturas de transformación de fase (Bram et al., 2002). Por ejemplo, si se agrega hierro o cromo se puede bajar la temperatura de transformación. Al variar la composición porcentual de níquel o titanio y agregar otros elementos se logra variar la temperatura de transición de -200 °C a 110 °C (Mavroidis et al., 2000).

Entre las propiedades del nitinol (tabla 2) se encuentran su naturaleza no magnética, biocompatibilidad, alta resistencia a la corrosión y excelente maleabilidad y ductilidad (Barras y Myers, 2000), que en el caso de una fibra permite una elongación de hasta un 25% (Johnson Matthey, 2005). Además, posee la propiedad de superelasticidad, que es característica de las SMA. Esta propiedad se presenta en un intervalo de temperaturas en donde se puede inducir una transformación martensítica por tensión mecánica, logrando una deformación considerable de hasta 10 veces la del mejor acero inoxidable (ver figura 3, austenita), y recuperándose inmediatamente tras la remoción de la tensión (Barras y Myers, 2000 y Leppäniemi, 2000); el rango se presenta por encima de la temperatura de transformación (Af) y termina por encima, alrededor de 50 °C, donde la transformación martensítica ya no se logra inducir (Md) (Barras et al., 2000 y Chen et al., 2001).

Tabla 2. Propiedades del nitinol

Térmicas y de material	Temp. As.	68 °C*	
	Temp. Af	78 °C*	
	Temp. Ms	52 °C*	
	Temp. Mf	42 °C*	
	Temp. de temple	540 °C	
	Temp. de fusión	1.300 °C	
	Calor específico	0,077 cal/g °C	
	Capacidad calorífica	0,32 J/g °C	
	Calor latente	24,2	
	Coefficiente Poisson	0,33	
	Densidad	6,45 g/cm ³	
	Máximo esfuerzo recup.	600 MPa	
	Esfuerzo de deformación rec.	35 MPa	
	Esfuerzo de ruptura	1000 MPa	
	Trabajo de salida	1 J/g	
Relación con fase	Fase	Martensita	Austenita
	Resistividad $\mu \Omega \cdot \text{cm}$	76	82
Relación con fase	Módulo de Young (GPa)	28	75
	Susceptibilidad magnética ($\mu\text{emu/g}$)	2,5	3,8
	Conductividad térmica (W/cm °C)	0,08	0,8
	Prop. máxima de deformación	8,5%	
Prop. rec. de deformación	3-5%		

* Estas temperaturas son para el flexinol LT (Mondotronics®). Adaptación de Gilberston et al., 2000

Otra propiedad es la de memoria de forma, que ya se discutió; sin embargo, se ha logrado entrenar no sólo una memoria en estas aleaciones como se ha mostrado en el presente artículo, sino también dos memorias de forma. Cuando se tiene una aleación con dos memorias de forma se logra adquirir una forma preprogramada si se calienta por encima de Af y otra alternativa al enfriarse por debajo de Ms (Leppäniemi, 2000). Así, este tipo de aleaciones ofrecen más posibilidades de aplicación, pero también una posibilidad de deformación menor. Mientras una fibra de nitinol de una sola memoria permite una deformación de hasta un 8,5%, una de dos memorias de forma permite apenas una deformación máxima de 5% (Zhou, 2005). En cuanto a los mecanismos de acción de este efecto dual descritos en la literatura se encuentra el de tensiones residuales inducidas en la matriz y la retención (estabilización) de martensita. En los dos casos, una variante martensita se forma durante el entrenamiento y se vuelve termodinámicamente favorecida en relación a las otras variantes (Wang et al., 2003).

La excelente maleabilidad y ductilidad del nitinol le permiten ser manufacturado en elementos como cables, barras, cintas, tiras, láminas y tubos. En particular, este material es muy útil en la manufactura de dispositivos muy finos y pequeños (Barras y Myers, 2000). Los aficionados y experimentadores usan con mayor frecuencia las SMA en forma de cables, por el hecho de que pueden ser cortados fácilmente y activados con electricidad. El diámetro comercial de estos cables varía desde 25 μm hasta 375 μm . Las barras, varas y láminas son menos comunes debido a que una simple tarea como perforar en una barra de nitinol presenta todo un reto; la fricción de la broca al taladrar calienta el metal y ocasiona que se transforme en austenita (Gilberston et al., 2000).

5. VENTAJAS Y DESVENTAJAS DE LAS SMA

El uso de actuadores SMA provee una opción interesante a los métodos convencionales de gene-

ración de movimiento. Sus ventajas crean medios para disminuir drásticamente el tamaño, el peso y la complejidad de un sistema robótico. Los actuadores de SMA poseen una razón fuerza-peso muy alta, tanto así que un actuador de nitinol puede aplicar una tensión de 600 MPa (Mavroidis et al., 2000). Además, tienen un bajo costo y comportamiento biomimético en el caso de los músculos artificiales de SMA (Pfeiffer et al., 1999). Un sistema de actuación de SMA consta sólo del elemento de SMA y un sistema de calentamiento y enfriamiento. El método de enfriamiento puede ser tan simple como la combinación de convección, conducción y radiación natural. Otra ventaja es la operación del todo silenciosa; mientras que los actuadores convencionales producen un nivel de ruido significativo, el actuador de SMA es completamente silencioso (Leppäniemi, 2000).

Los actuadores de SMA también tienen desventajas que deben ser consideradas con cautela y ser analizadas previamente para hacer uso de una SMA. En primer lugar, opera con baja eficiencia; un actuador de SMA es en efecto una máquina de calor donde el material convierte la energía térmica directamente en trabajo. Por ello, la eficiencia del actuador no puede ser mayor que la del ciclo de Carnot. La eficiencia del ciclo de Carnot en las temperaturas a las que los actuadores convencionales de SMA actúan es baja –no excede el 10%– (Leppäniemi, 2000). En segundo lugar, los actuadores de SMA operan en un ancho de banda pequeño, lo que quiere decir que son relativamente lentos para completar un ciclo (Leppäniemi, 2000). El tiempo de ciclo es ante todo dependiente de las características de transferencia de calor del sistema de enfriamiento de la SMA. Las principales variables que afectan el ancho de banda son la temperatura, la convección del medio circundante y la razón superficie-volumen de los elementos de SMA. Dependiendo del ambiente, la disipación de calor puede ser un problema. En temperaturas altas y ambientes de baja convección, el ancho de banda es mucho menor que en condiciones opuestas donde la transferencia de calor mejora y la anchura de banda se incrementa; sin embargo,



una transferencia de calor más alta significa que es necesaria más potencia para alcanzar la temperatura de actuación. Otra desventaja de los actuadores de SMA es la baja elongación neta alcanzada por las aleaciones de memoria de forma. Con tan sólo un 8,5% de estiramiento disponible para el nitinol, los mecanismos de actuación de SMA requeridos para generar un movimiento amplio deben ser diseñados con mucho ingenio (Mavroidis et al., 2000). Una desventaja final, punto de enfoque de muchas investigaciones, es la dificultad que se presenta para el control de las SMA. El efecto de memoria de forma es un fenómeno no lineal, por lo que aspectos como transferencia de calor, temperatura y tensión entran en procesos de comportamiento con histéresis, dificultando su control (Leppäniemi, 2000 y Mavroidis et al., 2000). Otro problema de control es que la deflexión total de un elemento de SMA ocurre en un pequeño rango de temperatura, haciendo difícil el control preciso de una contracción parcial (Mavroidis et al., 2000).

6. SISTEMAS DE CONTROL

Los músculos electrónicos se modelan como resistencias, gracias a que tienen una resistencia eléctrica que cambia con la temperatura. Esto significa que un circuito simple, usado normalmente para manejar calentadores, lámparas e incluso motores DC, puede utilizarse para controlar este tipo de dispositivos de una manera tosca; sin embargo, para manejos precisos se requieren sistemas de control complejos. Como a las SMA no se les puede aplicar ningún tipo de control lineal para crear movimientos precisos, ya que actúan aproximadamente en la modalidad del todo o nada cuando sobrepasan la temperatura A_s (Braga, 2002), se han desarrollado algunos trabajos en sistemas de control con precisión para sistemas robóticos actuados por SMA.

El desarrollo de sistemas precisos ha sido muy difícil de lograr por tres razones principales causantes del comportamiento mencionado: a) los actuadores de SMA presentan una dinámica no lineal donde los

controles convencionales no pueden usarse; b) la respuesta del sistema es altamente dependiente de los cambios de temperatura; y c) los actuadores de SMA son impredecibles en voltajes bajos (Mavroidis et al., 2002). Esta sensibilidad en condiciones iniciales a bajas entradas de voltaje sugiere un comportamiento caótico, el cual significa que si se necesitan tareas de alta precisión, entonces los controladores convencionales no serán capaces de alcanzar la precisión deseada. Sin embargo, en la literatura se han presentado varios resultados importantes después de aplicar diferentes controladores.

Los controles clásicos PI, PD y PID han sido estudiados por Madill y Wang (1998), Reynaerts y Van Brussel (1991) e Ikuta et al. (1988). Específicamente, Ikuta et al. (1988) usaron un sistema de control PID con una señal de salida PWM (modulada por ancho de pulso). La señal de realimentación era la resistencia eléctrica de la fibra de nitinol, ya que la resistencia varía según el estado de transformación de la SMA. Luego, Troisfontaine et al. en 1997 estudiaron un controlador PI que incluía una realimentación de temperatura. En ese mismo año, Grant y Hayward, usando un control de estructura variable (VSC) con modulación discreta de corriente, controlaron un par de actuadores de nitinol antagonistas compuestos por múltiples fibras organizadas en un patrón helicoidal, de tal manera que se lograra superar los límites de deformación de las fibras de nitinol y su velocidad de actuación. El control usando la señal de realimentación hacía que se alternara la acción de ellos de acuerdo con el error de desplazamiento, y también acorde con el posicionamiento de la terminal de actuación se usaba un nivel de corriente determinado. Así lograron diseñar un control preciso con una baja complejidad relativa.

De tal forma se han obtenido niveles de éxito bastante aceptables con sistemas de control que, usando variables dependientes del material y las condiciones ambientales, consiguen una simplicidad comparable a la de los sistemas convencionales de actuación. Para más información acerca de los dife-

rentes acercamientos al control y modelación de los SMA se puede hacer referencia a Mavroidis et al., 2000 y Madill y Wang, 1998.

7. CONCLUSIONES

Los cables musculares o fibras de nitinol requieren sistemas de control complejos para lograr movimientos controlados, además presentan bajas eficiencias de uso energético. Otro punto importante para tener en cuenta es el hecho de que, debido a que la mayoría de los mecanismos requieren movimientos cíclicos, es necesaria una fuerza de oposición para retornarlo en la dirección opuesta a la que fue halado por el actuador de SMA. Aunque con los nitinolos de dos memorias de forma esto sería en parte solucionado para muchas aplicaciones.

A pesar de tales debilidades, los cables musculares presentan una opción para la construcción de sistemas de alta complejidad, puesto que su bajo peso en relación con la fuerza de acción y su comportamiento biomimético hacen que sea posible la elaboración de instrumentos muy complejos. Como prueba de esto se encuentran diversos desarrollos de manos artificiales que usan nitinol, descritos en la literatura; entre ellas se encuentran las creadas por Hitachi Ltd. (Nakano et al., 1984; Rush, 1997; Mihalcz et al., 1999; De Laurentis y Mavroidis, 2002, y Gómez y Restrepo, 2004).

Además, la actividad silenciosa y carente de sistemas de lubricación permite que la aplicación de este material como sistema de actuación logre sistemas que no requieran lubricación o mantenimiento constantes.

Aunque en el mundo se les ha puesto buena atención a los métodos de actuación y control, propiedades y usos del nitinol, aún no se ha logrado dilucidar completamente todas las características de este material, de ahí que se continúe descubriendo e investigando (v. g. la doble memoria de forma, usos, etc.). De modo que este material representa aún un tema importante de investigación y aplicación alrededor del mundo.

BIBLIOGRAFÍA

- BARRAS, C. D. J. and MYERS, K.A. Nitinol : its use in vascular surgery and other applications. En: *Eur. J. Vasc Endovasc Surg*. Vol. 19. (2000), 564-569.
- BRAGA, Newton C. Robotics, mechatronics, and artificial intelligence : experimental circuit blocks for designers: solenoids, servomotors, and shape memory alloys. Boston, Massachusetts: Newnes, 2002. p 119-137.
- BRAM, M., AHMAD-KHANLOU, A., HECKMANN, A., FUCHS, B., BUCHKREMER, H. P. and STÖVER, D. Powder metallurgical fabrication processes for NiTi shape memory alloy parts. En: *Materials Science and Engineering*. Vol. A337. (2002), p. 254-263.
- BROCCA, M., BRINSON, L. C. and BAZANT, Z. P. Three dimensional constitutive model for shape memory alloys based on microplane model. En: *Journal of the Mechanics and Physics of Solids*, Vol. 50, No. 5 (Mayo 2002), p. 1051-1077.
- CHEN, Weinong, WU, Qiu Ping, KANG, Joseph and WINFREE, Nancy. Compressive superelastic behavior of a NiTi shape memory alloy at strain rates of 0.001-750 s⁻¹. En: *International Journal of Solids and Structures*. Vol. 38. (2001), p. 8989-8998.
- DE LAURENTIS, Kathryn and MAVROIDIS, Constantinos. Mechanical design of a shape memory alloy actuated prosthetic hand. En: *Technology and Health Care*, Vol. 10, No. 2 (2002), p. 91-106.
- GILBERTSON, Roger, DE MIRANDA, Celene and TUCHMAN, Mark. Muscle wires project book: A hands-on guide to amazing robotic muscles that shorten when electrically powered. 3 ed. San Rafael, California: Mondo-tronics, 2000, p. 1.3-1.6, 2.1-2.14.
- GÓMEZ, Alejandro y RESTREPO, Carlos Andrés. Diseño y construcción de un modelo de prototipo de mano mecatrónica. Medellín, 2004, 134 p. Trabajo de Grado (Ingeniería Biomédica). Escuela de Ingeniería de Antioquia- Instituto de Ciencias de la Salud. Facultad de Ingeniería Biomédica.
- GRANT, D. and HAYWARD, V. Variable structure of shape memory alloy actuators. En: *IEEE Control Systems Magazine*, Vol. 17, No. 3, p. 80-88.
- IKUTA, K., TSUKAMOTO, M. and HIROSE, S. Shape memory alloys: servo actuator system with electric resistance feedback and application for active endoscope. En: *Proceedings of 1988 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Vol. 1, 1988. Washington: Computer Society Press.



- JOHNSON, David. Shape memory metals. En: IEEE Potentials. (Oct. 1988), p.17-19.
- JOHNSON MATTHEY. Introduction to shape memory and superelasticity. [Online]. <http://www.jmmedical.com/html/introduction.html>. 2005.
- KATO, Ichiro and SADAMOTO, Kuni. Mechanical hands illustrated. Ed rev. Washington : Hemisphere, 1987. p 3-55.
- KLEMAS, Jonas. Materiales inteligentes, aleaciones metálicas y polímeros con memoria de forma. CES Medicina. Vol. 16, No. 2. (Abr-Sep 2002), p. 21-25.
- LEPPÄNIEMI, Ari. Shape memory alloys : applications and commercial aspects. [Online]. <http://www.ad.tut.fi/aci/courses/76527/Seminars2000/SMA.pdf> 2000.
- MADILL, Daniel R. and WANG, David. Modeling and L2-stability of a shape memory alloy position control system. En: IEEE Transactions on Control Systems Technology, Vol. 6, No. 4 (Jul. 1998), p. 473-481.
- MAVROIDIS, Constantinos. Development of advanced actuators using shape memory alloys and electrorheological fluids. En: Research for Non-Destructive Evaluation, Vol. 14, No. 1 (feb. 2002), p 1-32.
- MAVROIDIS, Constantinos; PFEIFFER, Charles and MOSLEY, Michael. Conventional actuators, shape memory alloys and electrorheological fluids. En: Bar-Cohen, Yoseph. Automation, miniature robotics and sensors for non-destructive testing and evaluation. Pasadena, California: The American Society for Nondestructive Testing, Inc. (ASNT), 2000, p. 189-214.
- MIHALCZ, I., ZUDOR, E. I., CSIBI, V. and BARANYI, P. A. Biomechanic robot hand using SMA. En: Proceedings of the Tenth World Congress on the Theory of Machines and Mechanisms, Oulu, Finland: 1999, pp. 1835-1840.
- MOSLEY, Michael and MAVROIDIS, Constantinos. Experimental nonlinear dynamics of a shape memory alloy wire bundle actuator. En: Journal of Dynamic Systems, Measurement, and Control. Vol.123. (Mar. 2001), p. 103-112.
- NAKANO, Yoshiyuki, FUJIE, Masakatsu and HOSADA, Yuji. Hitashi's robot hand. En: Robotics Age, vol. 6 (Jul. 1984), p. 18-20.
- PFEIFFER, Charles, DE LAURENTIS, Kathryn and MAVROIDIS, Constantinos. Shape memory alloy actuated robot prostheses: initial experiments. En: Proceedings of the 1999 IEEE International Conference of Robotics and Automation, Detroit, Michigan, May 1999, p. 2385-2391.
- REYNAERTS, D. y VAN BRUSSEL, H. Development of a SMA high performance robotic actuator. En: Proceedings of the Fifth International Conference on Advanced Robotics, Vol. 2, 1991, p. 19-27. Nueva York: s.n.
- RUSH, J. A. Memory wire robotic hand. Patente de los Estados Unidos, Número 5,647,723, julio 15, 1997.
- SAFAK, Koray and ADAMS, George. Modeling and simulation of an artificial muscle and its application to biomimetic robot posture control. En: Robotics and Autonomous Systems. Vol. 41. (2002) p. 225-243.
- STÖCKEL, Dieter. The shape memory effect. [Online]. <http://www.nitinol-europe.com/pdfs/smemory.pdf> EUROflex G. RAU GmbH. 2000.
- TROISFONTAINE, N., BIDAUD, P. y DARIO, P. Control experiments on two SMA based micro-actuators. En: Proceedings of the Experimental Robotics (ISER 97), 1997. Barcelona: s.n.
- TROISFONTAINE, Nelly, BIDAUD, Philippe and LARNICO, Mäiwenn. Optimal design of micro-actuators based on SMA wires. En: Smart Mater. Struct. Vol. 8. (1999), p. 197-203.
- WANG, Z. G., ZU, X. T., FU, P., DAI, J. Y., ZHU, S. and WANG, L. M. Two-way shape memory effect of TiNi alloy coil extension springs. En: Materials and Engineering. Vol. A360. (2003), p. 126-131.
- ZHOU, Quan. Energy Transformation Effects. [Online]. http://www.control.hut.fi/Kurssit/AS-74.136/materials/effects_t.pdf. Helsinki University of Technology Control Engineering Laboratory. 2005.