Artículos de revisión

Caracterización de las SMAs y sus aplicaciones: Una revisión

I. Y. Paez-Pidiache; Lozada-Castillo, N. B.; Luviano-Juárez, A.

I. Y. Paez-Pidiache
Instituto Politécnico Nacional, México
N. B. Lozada-Castillo
Instituto Politécnico Nacional, México
A. Luviano-Juárez
Instituto Politécnico Nacional, , México

Pädi Boletín Científico de Ciencias Básicas e Ingenierías del ICBI
Universidad Autónoma del Estado de Hidalgo, México
ISSN-e: 2007-6363
Periodicidad: Semestral
vol. 8, núm. 16, 1-10, 2021
sitioweb@uaeh.edu.mx

URL: http://portal.amelica.org/ameli/journal/595/5953116010/

Esta obra está bajo una Licencia Creative Commons Atribución-NoComercial-SinDerivar 4.0 Internacional.

Resumen: Los materiales elaborados a partir de aleaciones con memoria de forma (SMA) son clasificados como "materiales inteligentes", pues presentan características como: alta relación fuerza/peso, bajo peso y accionamiento silencioso. El Nitinol es una aleación metálica con una relación de 50 % Ni - 50 % Ti (NiTi) que se entrena en memoria y forma, la cual es ampliamente utilizada para imitar el comportamiento de los músculos humanos, pues al calentarse se contraen, debido al efecto de memoria de forma, y regresa a su forma al enfriarse. Una de las maneras de emplear el NiTi en aplicaciones biomédicas y caracterizar el material, es a partir del diseño de actuadores a base de SMA. Este trabajo presenta algunos métodos para la caracterización de actuadores con SMA y además hace una revisión, definido antes para usar las aplicaciones biomédicas desde el descubrimiento del NiTi y la implementación en sistemas de rehabilitación actuales.

Palabras clave: Aleaciones de Memoria de Forma, biomédica, actuadores, robótica.

Abstract: The materials based on Shape Memory Alloys (SMA) are classified as "smart materials", as they have characteristics such as: high force/weight ratio, low weight and silent performance. Nitinol is a metal alloy with a ratio of 50 % Ni - 50 % Ti (NiTi) that is trained in memory and shape, which is widely used to imitate the behavior of human muscles, since when heated they contract, due to the memory effect of shape, and return to their shape on cooling. One advantage of using the Niti in biomedical applications and characterize the material, is from the design of actuators based on SMA. This work presents some methods for the characterization of actuators with SMA and also makes a review of biomedical applications since the discovery of NiTi and its implementation incurrent rehabilitation systems.

Keywords: Shape memory alloys, biomedical, actuators, robotics..

1. Introducción

En el diseño de sistemas inteligentes automatizados, adaptables a diferentes necesidades, se requiere un gran número de actuadores (Jani et al., 2014), sensores y microcontroladores para su funcionamiento. Sin embargo, el uso de actuadores tradicionales como los motores de corriente directa y corriente alterna, pistones neumáticos, servomotores, entre otros, generan mecanismos robóticos pesados y robustos, poco útiles si pensamos en aplicaciones cotidianas. Con el objetivo de diseñar maquinas livianas se usan una

gran variedad de actuadores, dentro de los cuales encontramos los micromotores y actuadores deformables basados en materiales ligeros (Loaiza and Arzola, 2011).Las aleaciones con memoria de forma (abreviado como SMA"Shape Memory Alloy") son una tecnología alterna, materia-les metálicos con una propiedad que les permite regresar a una forma preestablecida. Dada a conocer en 1932 (Ölander, 1932), a la cual en 1962 se le observo el efecto de memoria de forma (abreviado como SME "Shape Memory Effect") (Buehler et al., 1963), (Kauffman and Mayo, 1997), que permite modificar la forma de un material compuesto por niquel-titanio (NiTi), de manera que el SME se presenta cuando el material puede regresar a su configuración inicial, desde una temperatura baja. El Nitinol es un material que se entrena en memoria y forma (Páezet al., 2020), este es empleado para el diseño de actuadores, el comportamiento es como un actuador eléctrico que produce un cambio en su longitud; algunas de sus ventajas son: el peso es liviano por lo que entre m #as ligero sea el actuador, mayor es la relación potencia/peso resultante y la actuación la realiza en milisegundos.

Otras ventajas de usar SMA, es que su costo es relativamente bajo, además se pueden emplear diferentes métodos y formas en el proceso de fabricación para obtener un actuador (Choet al., 2009), (Ballandras et al., 1997). Uno de ellos es utilizarla aleación en forma de alambres, que presentan una densidad de fuerza muy alta, pero que tienen las desventajas de una carrera limitada (3-5 %) (Dynalloy, 2013) y requieren de una alta fuerza de recuperación. De igual manera, los alambres pueden tener forma de resortes, para obtener actuadores con mejor rendimiento, que son el resultado de una compensación entre la carrera máxima y la fuerza; sin embargo, esto depende de factores geométricos. Los resortes de SMA tienen múltiples aplicaciones, incluida la actuación de juntas rígidas (Bergamasco et al., 1989), (Wen et al., 1994), que generan movimiento de flexión y extensión. Además, de las peculiaridades mencionadas anteriormente, son buenos candidatos para robots bioinspirados y biomiméticos, donde el peso ligero, las pequeñas dimensiones y la baja rigidez son esenciales (Cortez Vega et al., 2018), (Colorado et al., 2011), (Cianchetti et al., 2014), (Luna et al., 2017).Estos materiales también tienen algunas desventajas, que son importantes considerar al momento de fabricar resortes con SMA, algunas de ellas son: la temperatura, el modelar los ciclos de la termodinámica durante el enfriamiento, el tiempo de actuación y el alto consumo energético (Páez et al., 2020),(Vesga et al., 2007) (Mavroidis, 2002). A menudo, estos problemas se abordan como un problema de no linealidad, único de control de la aleación utilizando un modelo termomecánico como retroalimentación para un control de circuito cerrado (Majima et al., 2001), (Ikuta et al., 1988). Algunos autores han abordado el primer problema y encontrado diferentes soluciones (Mohd Jani et al., 2017), (Cortez Vega et al., 2018), (Auricchio and Petrini, 2004), (Brinson, 1993), a partir del conocimiento deriva-do de consideraciones de transformación de fase, consideran-do la temperatura y la resistencia del material como una de las características más relevantes, este enfoque es completamente matemático, en donde se tienen en cuenta muchos parámetros, obteniendo así modelos muy generales. Una de las formas de abordar el problema es utilizar un modelo constitutivo, basado en las ecuaciones clásicas para resortes elásticos lineales, con diferentes parámetros del material para tener en cuenta la transición de las fases (Aguiar et al., 2010).

En este documento, se presenta una revisión de algunos métodos de caracterización del material y las aplicaciones en dispositivos biomédicos, con el fin de observar las ventajas de cada propiedad del material, y a partir de las diferentes propiedades del Nitinol, generar modelos matemáticos y de control robusto de las SMA.

1.1. ¿Qué son y como funcionan las aleaciones con memoria de forma?

Las aleaciones con memoria de forma (SMA) son aleaciones metálicas conocidas como materiales inteligentes, descubiertas alrededor de 1900 por Arne Ölander (Ölander, 1932). Despues, en 1962 se desarrolló una aleación compuesta por níquel y titanio, conocida actualmente como Nitinol (NiTi), este material se encuentra disponible comercialmente y es conocido como Flexinol ® (Dynalloy, 2013).

El Nitinol ha generado nuevas investigaciones en el campo de las SMA, debido a que su desempeño es mejor que las aleaciones anteriormente descubiertas como Ag–Cd, Au–Cd, Cu–Al–Ni, Cu–Sn, Cu–Zn–(X), In–Ti, Ni–Al, Ni–Ti, Fe–Pt, Mn–Cu, y Fe–Mn–Si (Mavroidis, 2002), pues esta aleación es menos costosa, resistente a la corrosión, biocompatible (Machado and Savi, 2003) y la temperatura de transición puede ser establecida, además la fuerza alcanzada en la contracción al calentar el material es mayor que la ejercida por otras aleaciones (Gomez and Restrepo, 2005), (Mavroidis, 2002).

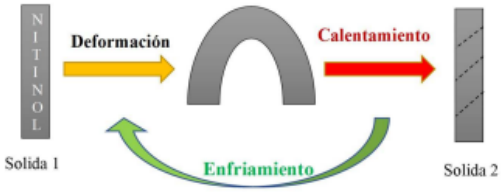

FIGURA 1
Funcionamiento del Nitinol con SMA

En la Figura 1 se presenta el ciclo de funcionamiento de una SMA en el Nitinol, que experimenta una transformación de fase solida a solida despues de sufrir un cambio en la temperatura del material de una fase a otra y este puede ser exhibido a largas deformaciones y puede recuperarse la forma del actuador.

Este material como actuador se puede implementar cuando las especificaciones que requiere el sistema son: peso ligero, dimensiones reducidas, activación rápida y confiabilidad (Flor, 2005), (Hashimoto et al., 1999), (DeLaurentis et al., 2000), (Yang and Gu, 2002). Para el Nitinol se pueden usar estrategias conmutadas de activación en lugar de un cálculo analógico que puede ser más complicado, dado que la activación del resorte (actuador con SMA) es solo de encendido y apagado. Los resortes SMA son una buena solución para la implementación de los actuadores en sistemas robóticos médicos como prótesis y ortésis (Villoslada Pecina, 2010), (Duerig et al., 1996); por su tamaño (pequeño), se pueden integrar dentro de estos mecanismos cuidando que no interfieran entre sí. Además, estos actuadores pueden funcionar en un entorno de agua (Villoslada Peciña, 2010) y pueden ejercer suficiente fuerza para proporcionar el alargamiento y acortamiento del resorte (Cianchetti et al., 2012).

Finalmente, la fabricación de actuadores con SMA, pueden ser elaborados de forma manual, fácil, rápida y de bajo costo (Gómez and Restrepo, 2005), (Flor, 2005). Al obtener el actuador es decir, la forma deseada del resorte, se debe probar las primeras fases del diseño en un sistema de accionamiento genérico (Sun et al., 2012), (Páez et al., 2020), (Sun et al., 2010). Los modelos mecánicos y térmicos son las herramientas para dimensionar los actuadores, se emplean para definir las características del resorte y de esta manera hacer una búsqueda entre los resortes SMA comerciales, de acuerdo a las necesidades del sistema. Los resortes fabricados y probados se usan solo para el proceso de validación y representan un caso de estudio en general.

2. Propiedades de las SMA

El Nitinol es una aleación metálica, que tiene una composición Inter metálica de níquel y titanio, es decir, equi-atomicas (Cross et al., 1969). Esta aleación se entrena en memoria y se le da una forma pre-establecida en temperatura ambiente, elevando la temperatura sobre el material desde una condición inicial baja (Drexel et al., 2007).

Este material se comporta con histéresis cuando la relación carga - deformación se está ejecutando (Ortín and Delaey, 2002). A bajas temperaturas, la aleación se comporta como un objeto de plástico (primera fase), pero cuando aumenta la temperatura (a través de corriente eléctrica o con una fuente externa de calor), este comportamiento se vuelve pseudoelastico (segunda fase), con un bucle de histéresis entre ambas fases. Una

vez el material ha sido deformado, si es calentado por encima de su temperatura, la aleación recupera su forma predeterminada, a esta acción se le conoce como efecto de memoria de forma (SME) (Eckelmeyer, 1976).

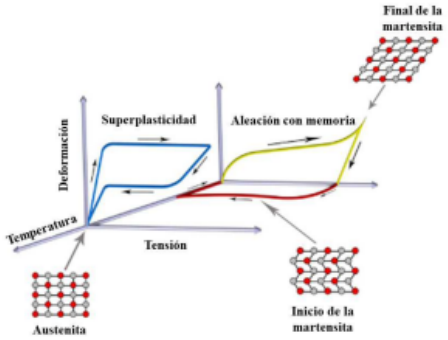

FIGURA 2
Grafica del comportamiento de tensión-deformación de un SMA, modificada de (Salehi et al., 2013).

Los efectos de memoria de forma caracterizan el proceso transitorio entre las dos fases mencionadas, que se conocen como martensita (primera fase) y austenita (segunda fase).

En la Figura 2, se ilustra el comportamiento de una SMA. Cuando el material (Nitinol) que es conocido comercialmente Flexinol ® (Dynalloy, 2013) está en la fase austenita, el material se encuentra en una baja temperatura y cuando su temperatura se eleva entra a la fase martensita. Además, se observa que en estas aleaciones se involucran tres variables: deformación, tensión y temperatura, en donde estas tres variables están en función del diámetro del alambre de SMA. De acuerdo con el diámetro del alambre se determina el valor de temperatura necesaria para cambiar de una fase a otra y así se puedan obtener las demás variables para un estudio (Dynalloy, 2013), (Laschi et al., 2012).

De tal manera que estos materiales, dentro de un determinado rango de temperaturas, de acuerdo con el diámetro del cable del material, pueden ser deformados hasta un 10 % (Frick et al., 2005) volviendo a recuperar su forma original al proporcionarles calor a través de fuego o corriente eléctrica. Estas transformaciones son llamadas efecto de memoria de forma térmica (o efecto memoria de forma) y memoria de forma elástica (o superplastica) respectivamente como se puede observar en la Figura 2, los efectos son debidos a un cambio de fase llamada transformación martensıtica termoelástica, que va desde la fase austenita cuando el material esta a temperatura ambiente. Por el comportamiento presentado en las SMA, cuando estas son expuestas a los cambios de temperatura y tensión, estos materiales se han clasificados como “materiales inteligentes” (smart materials) (Klemas, 2002). Las aplicaciones potenciales de estos comportamientos son varias, dado que pueden ser usadas para generar una fuerza, movimiento (mediante el efecto memoria de forma), almacenar energía (superelasticidad) y funcionar como un elemento mecánico (resorte) o elemento de tensión. Tiene varias aplicaciones por su propiedad de deformación, sin embargo, para ser implementado en sistemas robóticos el mayor reto es el consumo energético.

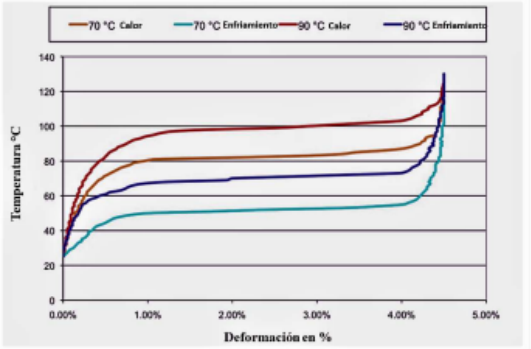

FIGURA 3
Curva de histéresis de deformación del Nitinol, modificado de (Dynalloy, 2013).

Hay que tener en cuenta que el Flexinol ® es una SMA y por lo tanto su deformación tiene un comportamiento con una curva de histéresis. En la Figura 3 se muestran las curvas de histéresis de dicho material para dos temperaturas de transformación: 70#C y 90#C.

Por otro lado, las SMA se caracterizan por su peso, por lo tanto a continuación se muestra en la Figura 4 una comparación de la relación de la potencia respecto al peso-fuerza de los diferentes tipos de actuadores, por lo que se puede observar que los actuadores SMA, contienen la relación potencia (W) / peso- fuerza (kg) más alta entre las tecnologías de peso ligero, lo que significa que tienen un alto potencial de miniaturización (Ikuta, 1990), (Mavroidis, 2002).

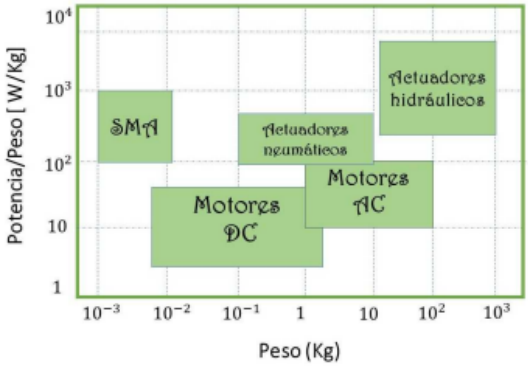

FIGURA 4
Relación potencia y kilogramo-fuerza, modificada de (Mavroidis, 2002)

El uso de materiales SMA en actuadores pequeños ofrece muchas otras ventajas, la más relevante es la simplicidad del mecanismo, la limpieza, el accionamiento silencioso, la capacidad de control remoto, la capacidad de detección y el bajo voltaje de conducción (Ikuta, 1990). Las SMA también tienen algunos puntos débiles, como una baja eficiencia energética (< 10 %), una fuerte relación entre el rango de operación de deformación y la vida útil de la fatiga (Ikuta, 1990), una velocidad de respuesta bastante baja y un comportamiento no lineal (Figura 2). El elemento SMA a menudo tiene forma de resorte o de alambre y esta acoplado con un elemento de polarización, que también podría ser un componente SMA. En general, el elemento SMA está vinculado con un eje de salida que transfiere el movimiento fuera del dispositivo.

PDF generado a partir de XML-JATS4R

3. Caracterización de las SMAs

FIGURA 5
Presentación comercial del Flexinol

Para caracterizar el Nitinol, es importante considerar el diámetro del material, por lo que comercialmente este se encuentra en dos presentaciones: la primera, desde 100μm hasta 350μm como se muestra en la Figura 5(a) y que es accionado desde bajas temperaturas hasta 70#C, y la segunda presentación es a partir de 70#C hasta 170#C, esta se conoce como de altas temperaturas, por lo que este material se adquiere en diferente presentación (Figura 5b) y se le solicita desde 500 μm hasta 1250μm por metro (Dynalloy, 2013).

La caracterización y el método de control de estos materia les ha sido uno de los temas más investigados en la literatura de las SMAs (Motzki et al., 2019). Por lo que, se implementan técnicas de no linealidad para encontrar un modelo completo de los ciclos de calentamiento y enfriamiento basado tanto en la formulación analítica como en la evidencia experimental, a fin de predecir el comportamiento termodinámico de la aleación en condiciones específicas (Vesga et al., 2007), (Flor, 2005).

Propiedades físicas del Níquel- Titanio (datos tomados de (Dynalloy, 2013))

Propiedades	**Valor**
Densidad	$0.235 lb/in^3 (6.45 g/cm^3)$
Calor específico	$0.20 BTU/lb$*(°F)* ($0.2 cal/g$*(°C))
Punto de fusión	2370 °F*(1300 °C)
Calor latente de transformación	$10.4 BTU/lb (5.78 cal/g)$
Conductividad térmica	10.4 BTU/hr*ft *°F (018 W/cm * °C)
Coeficiente de expansión térmica	
Martensita	$3.67x10^{-6}$/°F ($6.6x10^{-6}$)/°C)
Austenita	$6.11x10^{-6}$/°F ($11.0x10^{-6}$)/°C)
Radio de Poisson	0.33
Resistencia	32 micro-ohms *in (80 micro-ohms * cm)
Austenita	39 micro-ohms *in (100 micro-ohms * cm)

En la Tabla 1 se dan a conocer las propiedades físicas del material, por las que es posible implementar estos alambres como músculos artificiales en aplicaciones biomédicas, dado que el material es biocompatible con el organismo. Además, a partir de estos datos se pueden estimar cálculos matemáticos relevantes en un sistema de control. Estas características son proporcionadas por el fabricante del NiTi.

Los métodos propuestos aquí se basan en dos procedimientos: 1) uno semiempírico simple, pero robusto para la estimación del intercambio térmico con el medio ambiente y al mismo tiempo para la estimación de la corriente eléctrica necesaria para la activación de los resortes SMA; 2) Una caracterización robusta basada en la histéresis. Finalmente, la corriente de control (Fumagalli et al., 2009) de dimensionamiento, inducida por un PWM, es una consecuencia directa de la investigación termodinámica. De igual forma se presentan métodos robustos con estimaciones en el cambio de las fases martensita y austenita, en donde se pretende controlar la histéresis del material, a través de diferentes métodos (Jayender et al., 2008), (Cortez Vega et al., 2018), (Abdelaal and Nagib, 2014), (Tarkesh and Elahinia, 2007) y modelos de aproximación (Goldfarb and Celanovic, 1997), (Al-Bender et al., 2005), (Liu et al., 2015).

PDF generado a partir de XML-JATS4R

3.1. Métodos de caracterización

A continuación, se citan algunos trabajos donde se reporta la implementación de las aleaciones con memoria de forma y han caracterizado su comportamiento.

Los autores (Páez et al., 2020) presentan una metodología para el diseño de un actuador en forma de resorte basado en SMAs, y un método de caracterización de la fuerza y el desplazamiento del material en función de la corriente aplicada.

Para el diseño del actuador se consideraron tres variables: el diámetro del alambre de nitinol, el diámetro del resorte y la longitud total del cable de nitinol. Por lo que, tomaron un cable de nitinol de 0.75 mm de diámetro y le dieron forma de resorte de 6 mm de diámetro. En cuanto a la caracterización del material se realizó de forma semi empírica a partir de las propiedades físicas del material.

De esta manera se construyó una estructura para fijar el actuador SMA en forma de resorte, se colocó un dinamómetro y un marcador de color rojo como se muestra en la figura 6 (A) y en la figura 6 (B) se colocó un fondo con el fin de eliminar los objetos diferentes a la caracterización. Por lo que se trazaron los siguientes cuatro pasos:

Paso 1: Al actuador en forma de resorte, le aplicaron diferentes valores de corriente (1.5, 2.0, 2.5, 2.8 y 3.0 A) y durante el cambio de longitud se tomaron 5 videos con duración de 60 segundos por cada valor de corriente.

Paso 2: Se extrajeron las imágenes de cada video utilizando el programa irfanview (Skiljan, 2012) y las imágenes fueron analizadas usando el programa ImageJ (Rasband, W.S.,

ImageJ, 1997).

Paso 3: A las imágenes se les aplicaron técnicas de segmentación en color (Threshold color) para detectar el desplazamiento del marcador y finalmente se le aplicó una técnica de Binarización.

Paso 4: Por último, se calculó el desplazamiento del resorte y se obtuvieron los valores de fuerza y temperatura del actuador para generar las gráficas de comportamiento.

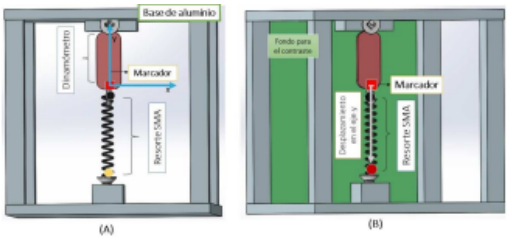

FIGURA 6
(A), (B) Base experimental para la caracterización del actuador SMA (Páez et al., 2020).

Del procedimiento de la caracterización del actuador, se obtuvieron los datos presentados en la tabla 2. Con estos resultados se puede elegir un valor de corriente en función de la fuerza que se requiere generar, entre otras especificaciones para un sistema de control.

TABLA 1:
Propiedades físicas del Níquel- Titanio (datos tomados de (Dynalloy, 2013))

Corriente (A)-Voltaje (V)	Fuerza (N)	Temperatura (°C)
1.5 - 9.0	5.5	25.2
2.0 - 9.0	6.0	29
2.5 - 9.0	7.0	39.1
2.8 - 9.0	7.5	53.6
3.0 - 9.0	8.0	65.1

PDF generado a partir de XML-JATS4R

Este método de caracterización, para este tipo de actuadores, se puede emplear en un sistema de control en lazo abierto. Dado que la fuerza generada por el actuador SMA es comparable con fuerzas obtenidas en micromotores, este tipo de actuador permite fabricar sistemas más ligeros. Por las características del actuador, este se puede implementar en robots biomédicos como prótesis y ortesis.

Una de las desventajas del actuador es su etapa del enfriamiento (Villoslada Peciña, 2010), (Machado and Lagoudas, 2008) pues el resorte a temperatura ambiente es lento, por lo tanto, para solucionar este problema se puede implementar una configuración agonista-antagonista (Koganezawa et al., 1997).

Por otro lado (Copaci et al., 2020) resume el trabajo realizado en los últimos años por su grupo de investigación, en relación con el modelado y el control de actuadores basados en SMA. Han implementado diferentes enfoques de control basados en modelos no lineales complejos y otros métodos de control sin modelos en sistemas reales. Como resultado de este trabajo, han desarrollado un actuador flexible basado en SMA que puede adaptarse a robots suaves o portátiles.

De esta forma se presentan modelos para los cable SMA, como modelos de histéresis y modelo de caja negra para el cable SMA. para implementarlos en el desarrollo y la sintonización de algoritmos de control.

Los modelos de histéresis se pueden clasificar en dos grupos: 1) Los modelos físicos, que se basan en los principios físicos que rigen el comportamiento del sistema; y 2) fenomenológico, que están diseñados para producir un comportamiento similar a los sistemas reales, sin la necesidad de conocer o considerar sus detalles físicos. Se utilizan varias metodologías para modelar estos comportamientos de histéresis (Ikhouane et al., 2007) con modelos fenomenológicos, incluidos los modelos basados en ecuaciones diferenciales, como el modelo de Bouc-Wen (Ismail et al., 2009), (Rakotondrabe, 2010) y el modelo basado en operadores, como Prandtl–Ishlinskii (Sayyaadi and Zakerzadeh, 2012), (Al Janaideh et al., 2010), (Al Janaideh et al., 2008). Estos dos modelos se emplearon para identificar el comportamiento de histéresis en los actuadores SMA.

El modelo Bouc-Wen usa ecuaciones diferenciales para aproximar el comportamiento de los sistemas con histéresis. Este se caracteriza por ser variante y capaz de describir una amplia cantidad de patrones de histéresis. Considerando un sistema físico, con un componente de histéresis que puede ser representado por un mapa x (t) → #s (x) (t), donde #s se refiere a la histéresis real.

El modelo de Bouc-Wen que representara la histéresis tiene la siguiente forma

$$\emptyset_{BW}(x)(t) = \alpha k x(t) + (1 - \alpha) D k z(t) \tag{1}$$

$$\dot{z} = D^{-1}\left(A\dot{x} - \beta\,|\dot{x}|\,|z|^{n-1} z - \gamma \dot{x}|z|^{n}\right) \tag{2}$$

El comportamiento del modelo de Bouc-Wen no se describe en un solo conjunto de parámetros {α, κ, D, A, β, γ, n}. Para resolver este problema, los usuarios de este modelo, a veces fijan algunos parámetros a valores arbitrarios. Sin embargo, esto hace que sea muy difícil de comparar los resultados de diferentes técnicas de identificación al comparar los parámetros obtenidos. En consecuencia, es necesario elaborar un modelo equivalente que defina unívocamente el comportamiento de entrada-salida de este modelo. Para hacer esto, se define el cambio variable como se muestra en la ecuación (3).

$$w(t) = \frac{z(t)}{z_0} \tag{3}$$

Donde z0 es el máximo valor de la salida medible. Entonces, el modelo de Bouc-Wen puede ser representado por:

$$\emptyset_{BW}(x)(t) = k_x x(t) + K_w W(t) \tag{4}$$

$$\dot{W} = \rho\left(\dot{x} - \sigma\,|\dot{x}(t)|\,|w(t)|^{n-1} w(t) + (\sigma - 1)\,\dot{x}(t)\,|w(t)|^{n}\right) \tag{5}$$

Una vez que el modelo se ha expresado con solo cinco variables, la tarea de identificar los cinco parámetros que definen completamente este nuevo modelo normalizado de Bouc-Wen es mucho más simple. Para emplear este método se debe fijar un conjunto de variables, por lo que se emplean técnicas de optimización no lineal que ajustan el modelo experimental al modelo teórico. De esta forma se implementó el método de evolución diferencial (DE) (Storn and Price, 1997), que pertenece a la categoría de computación evolutiva. Para determinar los cinco parámetros del modelo, se utilizó un alambre SMA de diámetro 0.13 mm, con una longitud del alambre de 23 centímetros, con una temperatura de activación de 90 #C y se aplicó una corriente máxima de 0.32 A.

Para obtener los parámetros del modelo, es importante realizar un buen proceso de caracterización e instrumentación. De manera que, cuando se diseña un actuador de SMA para un mecanismo, una de las primeras decisiones es especificar la fuente generadora de calor para accionar el elemento SMA. En ciertas aplicaciones especializadas, la temperatura del medio circundante puede usarse como fuente de calor. Este método proporciona una excelente opción al diseñar mecanismos que regulan la temperatura. Por ejemplo, un elemento SMA se puede colocar en un medio (por ejemplo, aire) cuya temperatura necesita ser controlada. El elemento SMA puede fabricarse de tal manera que su temperatura de actuación corresponda a alguna temperatura crítica del medio. Cuando el medio alcanza la temperatura crítica, el elemento SMA se activa y posiblemente abre una válvula para suministrar más enfriamiento. Aquí, el elemento SMA actúa como sensor y como actuador. No se necesita electrónica en este sistema simple.

Para otras aplicaciones, la fuente típica de calor para alcanzar la temperatura de actuación es el calentamiento de Joule por corriente eléctrica (Fumagalli et al., 2009). La fuente eléctrica puede ser corriente continua (CC) o corriente alterna (CA). Si es CA, debe estar a una frecuencia significativamente más alta que el ancho de banda del sistema accionado por SMA, para evitar fluctuaciones de desplazamiento.

El cable de SMA tiene una resistencia óhmica y esta varía dependiendo del diámetro del cable, por lo que se pueden obtener algunas propiedades eléctricas del material de la siguiente forma.

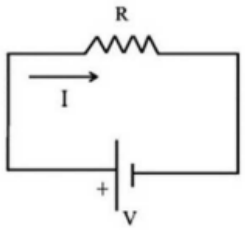

FIGURA 7
Circuito eléctrico ley de ohm

La Figura 7, representa la corriente (I) que fluye a través de un elemento SMA con resistencia (R), debido a una cierta caída de voltaje (V) y la potencia (P) correspondiente, se puede encontrar en las siguientes relaciones:

$$I = \frac{V}{R} \tag{6}$$

$$P = I^2 * R * L \tag{7}$$

Dónde: P representa la potencia (Wattios); I la corriente eléctrica; R la resistencia de resorte (Ω) y L la longitud del cable de Nitinol (unidad en metros).

Para calcular la potencia se resuelve la ecuación (7) y se toma el valor de la corriente (DC) recomendada por el fabricante. La resistencia óhmica del resorte (actuador SMA) se puede medir con un multímetro.

En las propiedades físicas presentadas en la tabla 1, se observa que la densidad del Flexinol es alta, a causa de la concentración del níquel, que corresponde a un 50 %. El titanio disminuye la densidad hasta los 6,45g/cm3, un valor cercano a la densidad del acero, que es de 7,85g/cm3.

$$S = \pi * (\frac{d}{2})^2 = cm^2 \tag{8}$$

$$V = L * S = cm^3 \tag{9}$$

$$m = \rho * V \tag{10}$$

Donde:

S = Sección del alambre

V = Volumen del alambre

m = Masa del alambre

d = Diámetro del alambre

L = Longitud del alambre

ρ = Densidad del flexinol = 6,45g/cm3

Resolviendo la ecuación (8), se tiene que la sección del alambre, de la ecuación (9) el valor del volumen, por lo tanto, resolviendo la ecuación (10) se obtiene el valor de la masa del resorte en gramos (gr).

A partir de lo anterior, se pueden calcular las propiedades físicas y eléctricas del actuador; del procedimiento de la caracterización del resorte y con procesamiento digital de imágenes se genera una curva característica del desplazamiento del material en función de la corriente eléctrica, donde se pueden observar las condiciones térmicas del actuador y el tiempo máximo de contracción del resorte. De esta manera se extraen todas las características del material por lo que se puede emplear cualquier modelo matemático que se ajuste a las necesidades de control del mecanismo, puede ser lineal o no lineal.

En las últimas dos décadas el estudio de los materiales a base de SMA (Pedraza, 2019), se ha retomado con fuerza por las propiedades que presenta el material, se han desarrollado prototipos y mecanismos (Villoslada et al., 2019), (Koiri et al., 2020) para evaluar el desempeño de actuadores diseñados a base de SMA (Carrasco León, 2019).

(Yang and Gu, 2002) diseñaron un prototipo de mano robótica de tres dedos, con músculos de Nitinol embebidos en los dedos, con la que llevaron a cabo varios experimentos de agarre. Esta mano emplea un sistema de control en lazo cerrado que utiliza la resistencia del alambre de Nitinol como valor de realimentación. El problema de este sistema es la poca precisión del control empleando la impedancia como valor de realimentación.

En 2010 (Villoslada Pecina, 2010) diseñaron un actuador basado en aleaciones con memoria de forma y lo implementaron en una mano robótica, probaron tres configuraciones diferentes, donde los autores concluyen que es necesario considerar la longitud de desplazamiento del actuador, es decir la contracción.

De acuerdo con lo expuesto y los antecedentes de los SMA, es importante mencionar que uno de los aspectos más importantes para el diseño de actuadores de Nitinol es la fase de enfriamiento, pues la etapa de calentamiento del material responde en milisegundos.

Por último, varias investigaciones han estudiado el comportamiento de histéresis del material con respecto a los cambio de la temperatura (Canadinc et al., 2019), en (Cortez Vega et al., 2018) presentan un modelo hibrido para caracterizar el material, donde proponen una función iterativa con la que se define el número de funciones sigmoideas utilizadas en la aproximación. El algoritmo fija un número inicial de funciones (generalmente una sola función) y ejecuta la identificación paramétrica. Si el factor de correlación es superior al 95 % entonces el algoritmo se detiene. De lo contrario, el algoritmo aumenta el número de funciones sigmoides por una unidad y luego evalúa la identificación paramétrica y computa el índice de correlación. Este proceso es repetido hasta alcanzar la calidad esperada de la aproximación. La función sigmoide original es aplicada sin cambios para caracterizar la relación fuerza / temperatura. Sin embargo, el caso que relaciona el alargamiento y la temperatura requiere términos adicionales en las funciones sigmoideas. Estos términos adicionales se utilizan para considerar la fuerza interna producida por el resorte y la fuerza externa que afecta al actuador. El tipo de modelo híbrido introducido en este estudio, puede ser una alternativa válida para caracterizar la histéresis.

Al igual que el trabajo anterior en (Jayender et al., 2008) se utilizan dos ecuaciones de modelado considerando los casos en los que la aleación se calienta o enfría, debido a su histéresis con dos diferentes temperaturas de transición. Dado que el SMA está en el formado en la fase Martensita a temperaturas más bajas. Por ultimo en (Wiest et al., 2014) presentan un sistema antagonista del SMA que son controlados a través de la histéresis empleando redes neurales recurrentes.

La histéresis es una propiedad importante en estos materiales como se ha mostrado a lo largo de su descubrimiento (Lagoudas, 2008) y en cada una de las aplicaciones que se ha empleado el material.

4. Aplicaciones de las SMAs en la biomedicina

Cuando hablamos de las aplicaciones de las SMAs en la biomedicina, una parte es biológica, por lo que es importante conocer las características del material y la biocompatibilidad de este con el cuerpo. La biocompatibilidad del NiTi (Es-Souni et al., 2005) ha sido estudiado desde el 1968, que es la capacidad de un material permanecer biológicamente inofensico durante su periodo funcional dentro de un organismo (Shabalovskaya, 1995). Este es un factor relevante para el uso de SMA en dispositivos para el cuerpo humano (Ryhänen, 1999). Un material biocompatible no produce reacciones alérgicas dentro del organismo y tampoco libera iones en el torrente sanguíneo. El periodo en el que un biomaterial permanece dentro del cuerpo humano, es un aspecto a considerar con respecto a su uso. Generalmente, la biocompatibilidad de un material está relacionada con las reacciones alérgicas entre la superficie del material y la respuesta inflamatoria del organismo. Varios aspectos pueden contribuir a estas reacciones, como las características del paciente (salud, edad, estado inmunológico, etc.) y las características del material (rugosidad y porosidad de la superficie y efectos tóxicos individuales de los elementos presentes en el material) (Ryhanen, 1999).

Como se mencionó anteriormente, las notables propiedades de las SMAs han promovido varias investigaciones relacionadas con sus aplicaciones en diferentes campos. A continuación se presentan trabajos biomédicos que han implementado las SMAs (Shao et al., 2020). Dentro de estos encontramos aplicaciones en ortodoncia (Lopez et al., 2019), cardiovasculares, escoliosis, diseño de instrumentos médicos, órtesis y prótesis.

La implementación del nitinol en aplicaciones biomédicas se ha dado desde hace varios años, uno de ellos se dio alrededor de los 1970s cuando el Doctor en Cirugía Dental de la Universidad de Iowa, George B. Andreasen, desarrollo él nitinol para su uso en ortodoncia (Kauffman and Mayo, 1997). En pruebas de unión estándar, Andreasen descubrió que los alambres de Nitinol tenían una deformación recuperable que era diez veces mayor a la del acero inoxidable. La gran tensión recuperable, combinada con un módulo de elasticidad bajo (deformación/tensión), significaba que solo se necesitaba de un alambre de Nitinol para la mayoría del procedimiento de enderezamiento de los dientes, incluso para los dientes muy malocluidos (sobremordida, mordida cruzada, dientes ocluidos, apiñamiento de dientes, etc). De manera que evita el cambio constante de abrazaderas de acero inoxidable a medida que los dientes se alinean gradualmente.

El primer dispositivo cardiovascular desarrollado con aleaciones con memoria de forma fue el filtro Simon (Pelton et al., 2000). El filtro Simon representa una nueva generación de dispositivos que se utilizan para la interrupción de los vasos sanguíneos con el fin de prevenir la embolia pulmonar. Las personas que no pueden tomar medicamentos anticoagulantes son los principales usuarios del filtro Simon (Duerig et al., 1999). El propósito de este dispositivo es filtrar los coágulos que viajan dentro del torrente sanguíneo. Desde su forma original el filtro (en forma de champiñón, forma que se les da a los alambre sma que se ponen en el filtro) se deforma a una temperatura de transformación por debajo de la temperatura corporal y se coloca en la punta de un catéter. Cuando el catéter libera el filtro y al calentarse el filtro gracias a la temperatura corporal, el dispositivo recupera su forma de champiñón y se sujeta a las paredes de la vena (Stoeckel, 2000). El filtro captura los coágulos y los retiene hasta que se disuelven de forma natural.

Al igual que las aplicaciones mencionadas anteriormente también tenemos SMAs en aplicaciones ortopédicas como el alambre de SMA que se usa para corregir el problema de escoliosis (Stücker, 2009), se ubica un trozo de alambre de sma entre dos vértebras que asegura el refuerzo local de las vertebra. En otros casos el sma se insertan en formas de grapas que atraviesan las vértebras y se lleva a cabo un tratamiento progresivo para corregir la escoliosis (Stücker, 2009).

Otra aplicación interesantes de las SMA es: en los Stents (Petrini et al., 2005), que se emplean en el area cardiovascular. El objetivo de las SMA en esta aplicación es mantener el diámetro interno de un vaso sanguíneo. Además, estos dispositivos se usan en varias circunstancias para soportar cualquier paso tubular (Migliavacca et al., 2004), como en el esófago y en el conducto biliar; y en cuanto a los vasos sanguíneos se utiliza como paso tubular en las arterias coronaria, ilíaca, carótida, aorta y femoral. El funcionamiento de las SMA en estos dispositivos se realiza colocando una estructura cilíndrica elaborada con SMA, por ejemplo, dentro de un vaso sanguíneo a través de un catéter. Inicialmente, el cilindro de SMA está precomprimido en su estado martensítico, a medida que el cilindro se calienta, por la temperatura del cuerpo, la estructura con SMA recuperar su forma original, expandiéndose. Este principio del dispositivo se puede emplear en otros tipos de endoprótesis (Dumoulin and Cochelin, 2000), pero es necesario revisar la forma porque mecánicamente el diseño puede variar.

Finalmente, dado los estudios mencionados anteriormente y las características de las SMA, en la última década, los actuadores basados en SMA han despertado el interés de muchos investigadores. Villoslada, (Villoslada et al., 2015) presenta el diseñado un actuador SMA flexible de alta tensión basado en el principio del accionamiento del cable Bowden (Schiele et al., 2006), que permite doblar el dispositivo. El principal campo de aplicación de este actuador flexible es la robótica portátil y suave, específicamente, exoesqueletos blandos y prótesis robóticas, donde el peso es un factor de diseño importante y se requieren grandes desplazamientos y fuerzas. Dado que las SMAs tienen un tiempo limitado de actuación, la implementación en exoesqueletos blandos está restringido, solo es viable la implementación para aquellos dispositivos que no requieren altas tasas de actuación. Por lo consiguiente, el actuador flexible diseñado por (Villoslada et al., 2015) se ha utilizado en prototipos para exoesqueletos de extremidades superiores. De esta manera (Serrano et al., 2018) diseñaron un exoesqueleto de muñeca portátil de rehabilitación para la articulación de la muñeca con dos grados de libertad (DOF), flexión-extensión y aducción-abducción, accionado con

actuadores basados en aleación de memoria de forma (SMA). Implementando nuevamente el actuador flexible, (Copaci et al., 2019) diseñaron un exoesqueleto de codo portátil para terapia de rehabilitación y evaluación de pacientes. El exoesqueleto no usa componentes rígidos para el movimiento de la articulación, y utiliza un centro de rotación para ubicar la articulación del codo de cada paciente.

5. Conclusiones

El Nitinol como aleación con memoria de forma y por sus propiedades físicas y mecánicas es una alternativa para el diseño y construcción de robots portátiles y suaves. En las aplicaciones biomédicas el peso y el tamaño de los dispositivos es un factor relevante, por lo que la implementación de actuadores con SMA en estos dispositivos mejoran el diseño mecánico. Es importante considerar varios aspectos a la hora de elegir el diámetro de cable del Nitinol, esto depende de las características del dispositivo en que se van a implementar los actuadores con SMA, por lo que es necesario realizar una excelente caracterización del mecanismo y del actuador con SMA.

De acuerdo con el diámetro del cable de NiTi es importante considerar el rango de temperatura de funcionamiento para el actuador, la técnica de accionamiento, la fuerza mínima para deformar el actuador, la forma y el tamaño del actuador. Asimismo seleccionar el método a implementar para solucionar el inconveniente de la etapa del enfriamiento del actuador, que es un problema que aún está pendiente por solucionar en la literatura.

Referencias

Abdelaal, W. G. A., Nagib, G., 2014. Modeling and simulation of sma actuator wire. In: 2014 9th International Conference on Computer Engineering & Systems (ICCES). IEEE, pp. 401–405.

Aguiar, R. A., Savi, M. A., Pacheco, P. M., 2010. Experimental and numerical investigations of shape memory alloy helical springs. Smart Materials and Structures 19 (2), 025008.

Al-Bender, F., Lampaert, V., Swevers, J., 2005. The generalized maxwell-slip model: a novel model for friction simulation and compensation. IEEE Transactions on automatic control 50 (11), 1883–1887.

Al Janaideh, M., Mao, J., Rakheja, S., Xie, W., Su, C.-Y., 2008. Generalized prandtl-ishlinskii hysteresis model: Hysteresis modeling and its inverse for compensation in smart actuators. In: 2008 47th IEEE Conference on Decision and Control. IEEE, pp. 5182–5187

Al Janaideh, M., Rakheja, S., Su, C.-Y., 2010. An analytical generalized prandtl–ishlinskii model inversion for hysteresis compensation in micropositioning control. IEEE/ASME Transactions on mechatronics 16 (4), 734– 744.

Auricchio, F., Petrini, L., 2004. A three-dimensional model describing stress temperature induced solid phase transformations: solution algorithm and boundary value problems. International journal for numerical methods in engineering 61 (6), 807–836.

Ballandras, S., Calin, M., Zissi, S., Bertsch, A., Andre, J., Hauden, D., 1997. Microstereophotolithography and shape memory alloy for the fabrication of miniaturized actuators. Sensors and Actuators A: Physical 62 (1-3), 741–747.

Bergamasco, M., Salsedo, F., Dario, P., 1989. A linear sma motor as directdrive robotic actuator. In: IEEE (Ed.), Proceedings, 1989 International Conference on Robotics and Automation. International Conference on Industrial Technology-ICIT'94l, Guangzhou, China, China, pp. 618–623.

Brinson, L. C., 1993. One-dimensional constitutive behavior of shape memory alloys: thermomechanical derivation with non-constant material functions and redefined martensite internal variable. Journal of intelligent material systems and structures 4 (2), 229–242.

Buehler, W. J., Gilfrich, J., Wiley, R., 1963. Effect of low-temperature phase changes on the mechanical properties of alloys near composition tini. Journal of applied physics 34 (5), 1475–1477.

Canadinc, D., Trehern, W., Ma, J., Karaman, I., Sun, F., Chaudhry, Z., 2019. Ultra-high temperature multi-component shape memory alloys. Scripta Materialia 158, 83–87.

Carrasco León, C., 2019. Estudio y análisis de diferentes actuadores basados en sma. B.S. thesis.

Cho, K.-J., Koh, J.-S., Kim, S., Chu, W.-S., Hong, Y., Ahn, S.-H., 2009. Review of manufacturing processes for soft biomimetic robots. International Journal of Precision Engineering and Manufacturing 10 (3), 171–181.

Cianchetti, M., Follador, M., Mazzolai, B., Dario, P., Laschi, C., 2012. Design and development of a soft robotic octopus arm exploiting embodied intelligence. In: 2012 IEEE International Conference on Robotics and Automation. IEEE, pp. 5271–5276.

Cianchetti, M., Licofonte, A., Follador, M., Rogai, F., Laschi, C., 2014. Bioinspired soft actuation system using shape memory alloys. In: Actuators. Vol. 3. Multidisciplinary Digital Publishing Institute, pp. 226–244.

Colorado, J., Barrientos, A., Rossi, C., 2011. Músculos inteligentes en robots biológicamente inspirados: modelado, control y actuación. Revista Iberoamericana de Automática e Informática Industrial RIAI 8 (4), 385–396.

Copaci, D., Martin, F., Moreno, L., Blanco, D., 2019. Sma based elbow exoskeleton for rehabilitation therapy and patient evaluation. IEEE Access 7, 31473–31484.

Copaci, D. S., Blanco, D., Martin Clemente, A., Moreno, L., 2020. Flexible shape memory alloy actuators for soft robotics: Modelling and control. International Journal of Advanced Robotic Systems 17 (1), 1–15. DOI: 10.1177/1729881419886747

Cortez Vega, R., Chairez, I., Luviano Juárez, A., Feliu Batlle, V., 2018. A hybrid dynamic model of shape memory alloy spring actuators. Measurement 114, 340–353.

Cross, W. B., Kariotis, A. H., Stimler, F. J., 1969. Nitinol characterization study. National aeronautics and space administration 37 (8).

DeLaurentis, K., Mavroidis, C., Pfeiffer, C., 2000. Development of a shape memory alloy actuated robotic hand. In: Proc. 7th International Conference on New Actuators. pp. 281–284.

Drexel, M., Selvaduray, G., Pelton, A., 2007. The effects of cold work and heat treatment on the properties of nitinol wire. Vol. 42665.

Duerig, T., Pelton, A., Stockel, D., 1996. The use of superelasticity in medicine. Metall-Heidelberg 50 (9), 569–574.

Duerig, T., Pelton, A., Stöckel, D., 1999. An overview of nitinol medical applications. Materials Science and Engineering: A 273, 149–160.

Dumoulin, C., Cochelin, B., 2000. Mechanical behaviour modelling of balloon expandable stents. Journal of biomechanics 33 (11), 1461–1470.

Dynalloy, I., 2013. Technical characteristics of flexinol R actuator wires table of contents makers of dynamic alloys nickel - titanium alloy physical properties. Flexinol, 1–12. DOI: 10.1128/jcm.01398-08

Eckelmeyer, K., 1976. Effect of alloying on the shape memory phenomenon in nitinol. Scr. Metall. ;(United States) 10 (8).

Es-Souni, M., Es-Souni, M., Fischer-Brandies, H., 2005. Assessing the biocompatibility of niti shape memory alloys used for medical applications. Analytical and bioanalytical chemistry 381 (3), 557–567.

Flor, S. d. l., 2005. Simulación numérica y correlación experimental de las propiedades mecánicas en las aleaciones con memoria de forma. Universidad Politécnica de Catalunya.

Frick, C. P., Ortega, A. M., Tyber, J., Maksound, A. E. M., Maier, H. J., Liu, Y., Gall, K., 2005. Thermal processing of polycrystalline niti shape memory alloys. Materials Science and Engineering: A 405 (1-2), 34–49.

Fumagalli, L., Butera, F., Coda, A., 2009. SmartFlex O NiTi Wires for Shape Memory Actuators. Journal of Materials Engineering and Performance 18 (5), 691–695. DOI: 10.1007/s11665-009-9407-9

Goldfarb, M., Celanovic, N., 1997. Modeling piezoelectric stack actuators for control of micromanipulation. IEEE Control Systems Magazine 17 (3), 69– 79.

Gómez, A., Restrepo, C. A., 2005. Cables musculares. Revista EIA 1 (4), 103– 111.

Hashimoto, M., Tabata, T., Yuki, T., 1999. Development of electrically heated sma active forceps for laparoscopic surgery. In: Proceedings 1999 IEEE International Conference on Robotics and Automation (Cat. No. 99CH36288C). Vol. 3. IEEE, pp. 2372–2377.

Ikhouane, F., Mañosa, V., Rodellar, J., 2007. Dynamic properties of the hysteretic bouc-wen model. Systems & control letters 56 (3), 197–205.

Ikuta, K., 1990. Micro/miniature shape memory alloy actuator. In: Proceedings, IEEE International Conference on Robotics and Automation. IEEE, pp. 2156–2161.

Ikuta, K., Tsukamoto, M., Hirose, S., 1988. Shape memory alloy servo actuator system with electric resistance feedback and application for active endoscope. In: Proceedings. 1988 IEEE International Conference on Robotics and Automation. IEEE, pp. 427–430.

Ismail, M., Ikhouane, F., Rodellar, J., 2009. The hysteresis bouc-wen model, a survey. Archives of Computational Methods in Engineering 16 (2), 161–188.

Jani, J. M., Martin, L., Subic, A., Gibson, M. A., 2014. A review of shape memory alloy research, applications and opportunities. Materials and Design (1980-2015) 56, 1078–1113.

Jayender, J., Patel, R. V., Nikumb, S., Ostojic, M., 2008. Modeling and control of shape memory alloy actuators. IEEE transactions on control systems technology 16 (2), 279–287.

Kauffman, G. B., Mayo, I., 1997. The story of nitinol: the serendipitous discovery of the memory metal and its applications. The chemical educator 2 (2), 1–21.

Klemas, J., 2002. Materiales inteligentes. aleaciones metálicas y polímeros con memoria de forma. CES Medicina 16 (2), 9–19.

Koganezawa, K., Watanabe, Y., Shimizu, N., 1997. Antagonistic muscle-like actuator and its application to multi-dof forearm prosthesis. Advanced Robotics 12 (7-8), 771–789.

Koiri, M. K., Sharma, A. K., Singh, R. K., 2020. Design of sma based electrohydraulic/pneumatic actuated robotic octopus arm. In: 2020 International Conference on Contemporary Computing and Applications (IC3A). IEEE, pp. 325–329.

Lagoudas, D. C., 2008. Shape memory alloys: modeling and engineering applications. Springer.

Laschi, C., Cianchetti, M., Mazzolai, B., Margheri, L., Follador, M., Dario, P., 2012. Soft robot arm inspired by the octopus. Advanced Robotics 26 (7), 709–727.

Liu, Y., Shan, J., Meng, Y., Zhu, D., 2015. Modeling and identification of asymmetric hysteresis in smart actuators: A modified ms model approach. IEEE/ASME Transactions on Mechatronics 21 (1), 38–43.

Loaiza, J. L., Arzola, N., 2011. Evolución y tendencias en el desarrollo de prótesis de mano. Dyna 78 (169), 191–200.

López, R., Ortega, R., Pacheco, D., Soler, J., Pantoja, F., Naranjo, F., 2019. Comportamiento biomecánico de la unidad dentoalveolar (uda) de un incisivo central bajo un tratamiento de ortodontico, utilizando arcos de niti y niticu: simulación 3d mediante elementos finitos. Bistua: Revista de la Facultad de Ciencias Básicas 17 (3).

Luna, M. A., Moya, J. F., Aguilar, W. G., Abad, V., 2017. Robot salamandra anfibio con locomoción bioinspirada Robotics amphibious salamander with bio-inspired locomotion. INGENIUS: Revista de ciencia y tecnología 57, 51–59.

Machado, L., Savi, M., 2003. Medical applications of shape memory alloys. Brazilian journal of medical and biological research 36 (6), 683–691.

Machado, L. G., Lagoudas, D. C., 2008. Thermomechanical characterization of shape memory alloy materials. In: Lagoudas, D. C. (Ed.), Shape Memory Alloys: modeling and Engineering Applications. Springer Science and Business Media, Boston, Ch. II, pp. 53–119.

Majima, S., Kodama, K., Hasegawa, T., 2001. Modeling of shape memory alloy actuator and tracking control system with the model. IEEE Transactions on Control Systems Technology 9 (1), 54–59.

Mavroidis, C., 2002. Development of advanced actuators using shape memory alloys and electrorheological fluids. Journal of Research in Nondestructive Evaluation 14 (1), 1–32.

PDF generado a partir de XML-JATS4R

Migliavacca, F., Petrini, L., Massarotti, P., Schievano, S., Auricchio, F., Dubini, G., 2004. Stainless and shape memory alloy coronary stents: a computational study on the interaction with the vascular wall. Biomechanics and Modeling in Mechanobiology 2 (4), 205–217.

Mohd Jani, J., Leary, M., Subic, A., 2017. Designing shape memory alloy linear actuators: A review. Journal of Intelligent Material Systems and Structures 28 (13), 1699–1718.

Motzki, P., Khelfa, F., Zimmer, L., Schmidt, M., Seelecke, S., 2019. Design and validation of a reconfigurable robotic end-effector based on shape memory alloys. IEEE/ASME Transactions on Mechatronics 24 (1), 293–303.

Ölander, A., 1932. An electrochemical investigation of solid cadmium-gold alloys. Journal of the American Chemical Society 54 (10), 3819–3833.

Ortín, J., Delaey, L., 2002. Hysteresis in shape-memory alloys. International Journal of Non-Linear Mechanics 37 (8), 1275–1281.

Pedraza, D. S., 2019. Aplicación de la técnica bond-graph a la simulación de materiales con memoria de forma: Caso del nitinol.

Pelton, A., Stöckel, D., Duerig, T., 1 2000. Medical uses of nitinol. In: Shape Memory Materials. Vol. 327 of Materials Science Forum. Trans Tech Publications Ltd, pp. 63–70. DOI: 10.4028/www.scientific.net/MSF.327-328.63

Petrini, L., Migliavacca, F., Massarotti, P., Schievano, S., Dubini, G., Auricchio, F., 2005. Computational studies of shape memory alloy behavior in biomedical applications.

Páez, I. Y., Luviano Juárez, A., Castillo Castañeda, E., 2020. Diseño de actuadores basados en aleaciones con memoria de forma. In: Editora, U. (Ed.), La praxis en la ingeniería y su aporte al desarrollo regional. Vol. 1. Innovación industrial: eficiencia energética, control y automatización, mantenimiento y gestión de activos, Colombia, Ch. 4, pp. 89–91.

Rakotondrabe, M., 2010. Bouc–wen modeling and inverse multiplicative structure to compensate hysteresis nonlinearity in piezoelectric actuators. IEEE Transactions on Automation Science and Engineering 8 (2), 428–431.

Rasband, W.S., ImageJ, U. S. N. I. o. H., 1997. Imagej. URL: https://imagej.nih.gov/ij/

Ryhänen, J., 1999. Biocompatibility evaluation of nickel-titanium shape memory metal alloy. Oulun yliopisto.

Salehi, M., Hamedi, M., Nohouji, H. S., Arghavani, J., 2013. Mechanical properties identification and design optimization of nitinol shape memory alloy microactuators. Smart materials and structures 23 (2), 025001.

Sayyaadi, H., Zakerzadeh, M. R., 2012. Position control of shape memory alloy actuator based on the generalized prandtl–ishlinskii inverse model. Mechatronics 22 (7), 945–957.

Schiele, A., Letier, P., Van Der Linde, R., Van Der Helm, F., 2006. Bowden cable actuator for force-feedback exoskeletons. In: 2006 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems. IEEE, pp. 3599–3604.

Serrano, D., Copaci, D.-S., Moreno, L., Blanco, D., 2018. Sma based wrist exoskeleton for rehabilitation therapy. In: 2018 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS). IEEE, pp. 2318–2323.

Shabalovskaya, S., 1995. Biological aspects of tini alloy surfaces. Journal de Physique IV 5 (C8), C8–1199.

Shao, S., Sun, B., Ding, Q., Yan, W., Zheng, W., Yan, K., Hong, Y., Cheng, S. S., 2020. Design, modeling, and control of a compact sma-actuated mrconditional steerable neurosurgical robot. IEEE Robotics and Automation Letters 5 (2), 1381–1388.

Skiljan, I., 2012. IrfanView. URL: https://www.irfanview.com/

Stoeckel, D., 2000. Nitinol medical devices and implants. Minimally invasive therapy & allied technologies 9 (2), 81–88.

Storn, R., Price, K., 1997. Differential evolution–a simple and efficient heuristic for global optimization over continuous spaces. Journal of global optimization 11, 341–359.

Stücker, R., 2009. Results of treatment of progressive scoliosis with sma staples. Der Orthopade 38 (2), 176–180.

Sun, L., Huang, W., Cheah, J., 2010. The temperature memory effect and the influence of thermo-mechanical cycling in shape memory alloys. Smart materials and structures 19 (5), 055005.

Sun, L., Huang, W. M., Ding, Z., Zhao, Y., Wang, C. C., Purnawali, H., Tang, C., 2012. Stimulus-responsive shape memory materials: a review. Materials & Design 33, 577–640.

Tarkesh, E., Elahinia, M., 2007. Nonlinear control techniques for a sma active ankle foot orthosis. In: ASME 2007 International Mechanical Engineering Congress and Exposition. American Society of Mechanical Engineers Digital Collection, pp. 397–403.

Vesga, W., Forero, L. E., Osorio, F. R., 2007. Estudio experimental del efecto termomecanico de las transformaciones de fase en las aleaciones ni-ti "nitinol". Scientia et technica 1 (36), 631–636.

Villoslada, A., Flores, A., Copaci, D., Blanco, D., Moreno, L., 2015. Highdisplacement flexible shape memory alloy actuator for soft wearable robots. Robotics and Autonomous Systems 73, 91–101.

Villoslada, A., Rivera, C., Escudero, N., Martin, F., Blanco, D., Moreno, L., 2019. Hand exo-muscular system for assisting astronauts during extravehicular activities. Soft robotics 6 (1), 21–37.

Villoslada Peciña, Á., 2010. Diseño y aplicación de un actuador sma en el control de manos robóticas. B.S. thesis, UNIVERSIDAD CARLOS III Escuela Politécnica Superior Departamento

Wen, M., Tu, G., Zong, Q., Xie, C., 1994. A study of niti shape memory alloy springs and its application in a new robotic actuator. In: Proceedings of 1994 IEEE International Conference on Industrial Technology-ICIT'94. IEEE, Guangzhou, China, China, pp. 215–219.

Wiest, J. H., Buckner, G. D., Plant, A., 2014. Antagonistic shape memory alloy actuators using hysteretic recurrent neural networks 22 (3), 921–929.

Yang, K., Gu, C., 2002. A novel robot hand with embedded shape memory alloy actuators. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part C: Journal of Mechanical Engineering Science 216 (7), 737–745.

PDF generado a partir de XML-JATS4R