

Músculos Inteligentes en Robots Biológicamente Inspirados: Modelado, Control y Actuación.

J. Colorado*, A. Barrientos, C. Rossi

Centro de Automática y Robótica UPM-CSIC.
Grupo de Robótica y Cibernética,
Universidad Politécnica de Madrid, Spain.

Resumen

Las aleaciones metálicas que exhiben una propiedad conocida como efecto de memoria de forma, pertenecen a la clase de materiales inteligentes cuya aplicación más notable en el campo de la robótica se refleja en el uso de actuadores musculares artificiales, ó músculos inteligentes. Estos materiales tienen una estructura cristalina uniforme que cambia radicalmente en función de su temperatura de transición, causando su deformación. Se les denomina materiales inteligentes por la capacidad de *recordar* su configuración inicial después de recibir dicho estímulo térmico. Este artículo presenta la implementación de un actuador muscular inteligente aplicado en un micro-robot aéreo bio-inspirado tipo murciélago. Esto mamíferos voladores desarrollaron poderosos músculos que se extienden a lo largo de la estructura ósea de las alas, adquiriendo una asombrosa capacidad de maniobra gracias a la capacidad de cambiar la forma del ala durante el vuelo. Replicar este tipo de alas mórnicas en un prototipo robótico requiere el análisis de nuevas tecnologías de actuación, abordando los problemas de modelado y control que garanticen la aplicabilidad de este actuador compuesto por fibras musculares de SMAs. Copyright © 2011 CEA. Publicado por Elsevier España, S.L. Todos los derechos reservados.

Palabras Clave:

Aleación con Memoria de Forma (SMA), Robots bio-inspirados, Alas mórnicas.

1. Introducción

Uno de los aspectos más importantes de un sistema robótico biológicamente inspirado concierne a la relación actuación-movimiento. Los sistemas biológicos (aves, insectos, mamíferos) logran una excelente movilidad en sus movimientos, producto de la simbiosis entre su estructura morfológica (fisiología) y el modo como todo el sistema nervioso (sensado) responde (actuación) ante estímulos del entorno. Intentar replicar estas características biológicas de actuación para generar movimiento eficiente en sistemas artificiales, es un reto que conlleva el estudio de nuevos tipos de tecnologías de actuación que se asemejen más al funcionamiento fisiológico de los especímenes en estudio (Strelec and Lagoudas (2002)), (Madden et al. (2004)), (Bar-Cohen (2004)), (Wood (2007)), (Hirose (1993)).

El uso de materiales inteligentes, de manera más concreta, Aleaciones con Memoria de Forma (SMAs) forman parte

de las nuevas tecnologías de actuación emergentes utilizadas en robótica y otros campos (Pons (2007)). Tanaka (Tanaka (1986)) fue uno de los pioneros en analizar el funcionamiento termomecánico de las SMAs, definiendo un modelo fenomenológico en función de tres variables de estado: fuerza de contracción, temperatura, y ciclo de histéresis. A partir de esta investigación trabajos posteriores se han enfocado en estudiar y optimizar dicho modelo (Elahinia et al. (2004)), (Shrivastava (2006)), (Choon et al. (2007)), (Zaki et al. (2010)). Con la definición de estos modelos matemáticos ha sido posible el desarrollo de metodologías de control que permiten el uso de estas fibras como un mecanismo de actuación acoplado en un sistema de lazo cerrado. La gran mayoría de las investigaciones presentan mecanismos de control de posición (Song et al. (2000)), (Ma and Song (2003)) y diferentes configuraciones de actuación de fácil acople mecánico en sistemas robóticos compuestos por articulaciones rotacionales ó prismáticas (Elahinia (2002)).

El uso de las SMAs como mecanismos de actuación presentan una serie de desventajas si se comparan con tecnologías de actuación basadas en motores eléctricos/servo-motores ó neumáticos/hidráulicos. Estas tecnologías llevan mucho tiempo en la in-

* Autor en correspondencia.

Correos electrónicos: jd.colorado@upm.es (J. Colorado),
antonio.barrientos@upm.es (A. Barrientos), claudio.rossi@upm.es (C. Rossi)

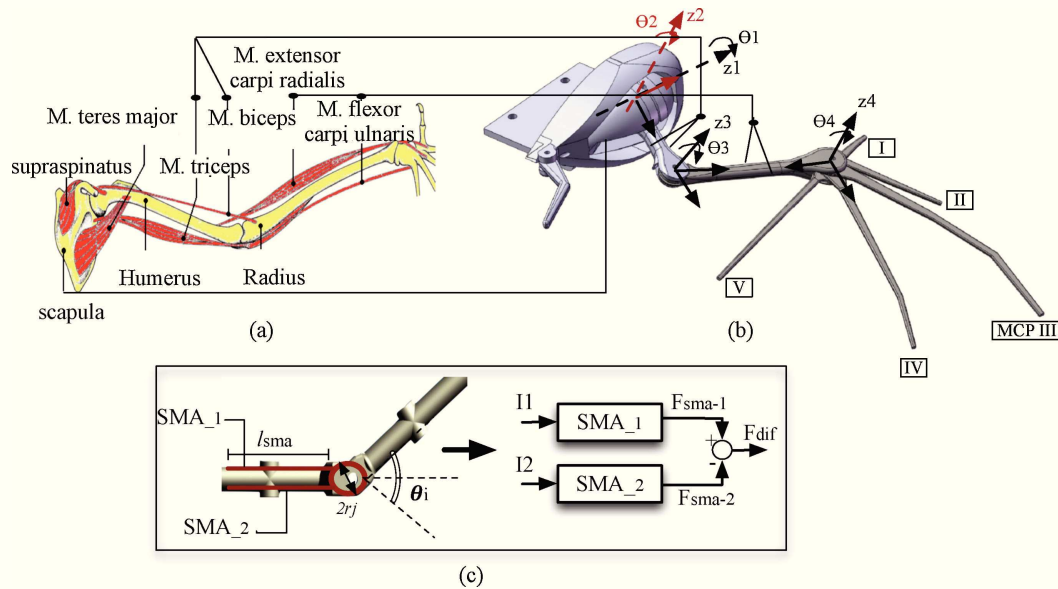


Figura 1: Murciélago robot. a) Sistema óseo y muscular del ala, b) Diseño CAD del ala (esqueleto), c) Sistema de actuación muscular antagonista usando SMAs como bíceps y tríceps artificiales.

industria robótica, alcanzando importantes niveles de rendimiento, potencia y portabilidad. Entre las desventajas más considerables se encuentran: i) capacidad de carga, ii) consumo energético, y iii) frecuencia de actuación. El reto por mejorar el desempeño de las SMAs en estos tres aspectos es un campo de investigación activo en la actualidad (Teh and Featherstone (2007)), (Manzo and García (2008)).

En términos generales, gran parte de las investigaciones previamente mencionadas abordan aspectos de modelado, control u optimización de actuadores basados en SMAs como *problemas aislados*, donde la necesidad y ventajas de utilizar este tipo de materiales no son analizadas en función de los requisitos del sistema robótico en general. Estas razones han sido motivo del uso limitado de las SMAs en sistemas robóticos convencionales (Johnson et al. (2001)).

Este artículo aborda los problemas de modelado y control de un actuador compuesto por *fibras musculares de SMA* aplicado al desarrollo de un prototipo de ala mórfica¹ de un robot aéreo bio-inspirado tipo murciélago. El objetivo es definir una arquitectura de control no-lineal del tipo Posición-Fuerza, que incorpore los mecanismos apropiados que garanticen el funcionamiento eficiente del actuador muscular, considerando las limitaciones y no linealidades del comportamiento de las SMAs dentro de un sistema en bucle cerrado. Los resultados de simulación y experimentales muestran el funcionamiento de estos músculos inteligentes, permitiendo al robot murciélago efectuar las trayectorias de ala-mórfica, es decir, cambio de morfología del ala durante el vuelo.

Este documento se estructura de la siguiente manera: La Sección 2 introduce el concepto de diseño del robo bio-inspirado tipo murciélago y su mecanismo de actuación muscular. La Sec-

ción 3 presenta el modelo fenomenológico de las SMAs actuando en conjunto con la dinámica de movimiento del sistema articulado en lazo abierto (estructura ósea del ala del murciélago). Los resultados preliminares permiten identificar aquellos aspectos que deben ser optimizados con el objetivo de desarrollar una arquitectura de control eficiente. La Sección 4 introduce la arquitectura de control en lazo cerrado y los mecanismos de optimización. La Sección 5 presenta los resultados experimentales producto de la fusión del actuador muscular y su control aplicado al prototipo de alas mórficas del robot murciélago. La Sección 6 finaliza el artículo con las conclusiones del trabajo desarrollado.

A continuación, se presentan algunas aplicaciones del uso de SMAs en diferentes robots bio-inspirados, y finalmente se resaltan algunos de los problemas y retos en lo relacionado al modelado, control y funcionamiento de estos materiales.

1.1. Aplicaciones de SMAs, Ventajas, Problemas y Contribución

Las Aleaciones con Memoria de Forma (SMAs) son fibras construidas con una aleación de Níquel y Titanio llamada comercialmente Nitinol, las cuales tienen la capacidad de "recordar" su forma original incluso después de haber sufrido un proceso de deformación. Se les denomina materiales inteligentes como modo de calificar y describir una clase de materiales que presentan la capacidad de cambiar sus propiedades físicas (rigidez, viscosidad, forma, color, etc.) en presencia de un estímulo concreto. Su bajo peso, poco volumen, alta resistencia mecánica, excelente relación entre la fuerza generada al contraerse y su longitud/grosor, son algunas de las ventajas más destacadas.

Pese a las innumerables ventajas de los mecanismos de actuación convencionales, algunas desventajas en términos de complejidad mecánica, peso y volumen restringen el desarrollo de

¹El término "mórfico" hace referencia a la capacidad del modificar la forma del ala durante el vuelo.

robots cuyas aplicaciones exigen sistemas de actuación con mayor similitud a los encontrados en muchos animales: *músculos*. Por ejemplo, el desarrollo convencional de vehículos submarinos utiliza hélices para generar locomoción (Stefan et al. (2010)). Si el uso de estos robots se enfoca en aplicaciones de estudio marino (e.j. supervisión de bancos de peces), el ruido generado e incluso la misma hélice podría poner en peligro la vida marina. Aplicaciones como esta justifican el uso de fibras SMAs como mecanismos de actuación muscular en robots bio-inspirados que a su vez exigen el desarrollo de arquitecturas de control más eficientes (Kyu-Jin et al. (2008)), (Rossi et al. (2011)).

Otras aplicaciones en robótica bio-inspirada utilizan SMAs con el objetivo de reproducir trayectorias biomiméticas según el análisis de locomoción del espécimen en estudio. En (Je-Sung and Kyu-Jin (2010)) se presenta el desarrollo de un robot gusano capaz de contraerse y expandirse a una frecuencia de 1Hz. Así mismo, en (Xiu et al. (2010)) se detalla el diseño de un robot tipo medusa y en (Shin et al. (2008)) un robot tipo *water strider*. Sin embargo, estos trabajos no consideran el problema de optimización de la relación consumo/velocidad de los actuadores SMA.

En robótica aérea, pocos antecedentes bibliográficos registran el uso de SMAs como mecanismos de actuación. En (Yang and Seelecke (2009)) se describe el proceso de fabricación de un robot murciélago que utiliza SMAs en dos diferentes configuraciones: i) como actuadores, y ii) como articulaciones flexibles. A pesar que la combinación de ambas configuraciones dotan al robot de una alta capacidad de flexibilidad del sistema óseo del ala, el artículo no aborda los problemas asociados a la optimización de dichos mecanismos para lograr las frecuencias necesarias que repliquen el movimiento de los murciélagos (mínimo $2 - 3[Hz]$). Trabajos anteriores en (Colorado et al. (2011)) proponen una metodología para optimizar el diseño de un robot murciélago que emplea SMAs como músculos artificiales capaces de operar en un rango de frecuencia considerable (1Hz-3Hz). Por lo tanto, la contribución de este artículo se centra en definir un modelo de control en lazo cerrado para el mecanismo de actuación de la Figura 1, el cual debe incorporar:

- La dinámica no lineal de actuación de las fibras musculares artificiales actuando en conjunto con la dinámica de movimiento articular del cuerpo rígido. El modelo en lazo abierto del comportamiento de las SMAs está basado en el modelo termo-mecánico presentado por (Tanaka (1986)).
- Optimización de la respuesta de actuación del sistema muscular artificial en términos de consumo energético y velocidad de actuación. Esto requiere definir estrategias de control y un modelo de *sintonización energético* que garantice el desempeño de los músculos en función de los parámetros cinemáticos y dinámicos del sistema (velocidad, inercia y fuerza).
- Aplicación de este sistema muscular basado en SMAs como mecanismo de actuación del ala mórfica del robot murciélago.

Así mismo, existen una serie de problemas en el uso de estas fibras como mecanismos de actuación, donde la dinámica de respuesta depende no sólo del comportamiento aislado de la fibra SMA sino también de los requisitos de todo el sistema, tales como: capacidad de carga, masas, frecuencia de respuesta, consumo energético, etc. Algunos de los problemas a considerar son:

- Las fases de calentamiento y enfriamiento (histéresis de la fibra), son altamente sensibles a la temperatura exterior. Su dinámica no lineal dificulta estimar con precisión el tiempo de respuesta de contracción y expansión de la fibra.
- El tiempo de enfriamiento es mayor que el tiempo de calentamiento, lo cual disminuye la frecuencia de actuación y por consiguiente el movimiento que se desea generar en la articulación.
- Aumentar la frecuencia de actuación del actuador (contracción) requiere aumentar el consumo de energía de entrada (corriente eléctrica aplicada). Esto puede causar sobrecalentamiento en las fibras, lo cual puede tener dos consecuencias: i) aumentar aún más el tiempo de enfriamiento, ó ii) causar un daño estructural en las fibras SMA.

2. Robot bio-inspirado Tipo Murciélago

El estudio de mecanismos biológicos voladores (insectos y aves) ha servido de inspiración para el desarrollo de metodologías de diseño que en la actualidad los investigadores intentan replicar en sistemas artificiales conocidos como Micro Robots Aéreos biológicamente inspirados (Deng et al. (2006)), (Sane (2003)). Los murciélagos son los únicos mamíferos con la capacidad de volar. Sus alas contienen más de dos docenas de articulaciones independientes y una delgada y flexible membrana que las cubre. Los movimientos complejos del batir de cada ala están relacionados con la velocidad de vuelo, la posición corporal y el ángulo de ataque (Aldridge (1986)), (Swartz et al. (1996)).

Los pájaros e insectos pueden plegar y girar sus alas durante el vuelo, pero los murciélagos tienen muchas más opciones. Su flexible piel puede capturar el aire y generar sustentación, ó reducir la resistencia al avance de muchas formas diferentes. Durante el vuelo en línea recta, el ala se mantiene extendida al batirse hacia abajo, pero su superficie se curva mucho más que la de un pájaro, lo que hace que los murciélagos produzcan mayor empuje gastando menos energía. Al batir las alas hacia arriba, éstas se pliegan mucho más cerca del cuerpo que en otros animales voladores, lo cual reduce la fuerza de resistencia ó fricción aerodinámica (Riskin et al. (2008)).

La aerodinámica de los murciélagos es bastante diferente de la que se observa en los pájaros e insectos (Norberg et al. (2000)). Durante el descenso del ala, el vórtice (que genera gran parte del empuje al aletear durante el vuelo) sigue estrechamente a la punta del ala del animal. En el ascenso del ala, el vórtice proviene de la articulación de la muñeca del animal. Este raro

patrón probablemente es el resultado de la gran flexibilidad y de las sofisticadas articulaciones de las alas de los murciélagos. Intentar replicar la bio-mecánica de estas alas y su locomoción, trae consigo una serie de retos en lo relacionado a: i) tipos de materiales y ii) métodos de actuación.

En relación al segundo reto, *-cómo generar el movimiento que cambia la morfología de las alas-*, el uso de las fibras SMA como mecanismo muscular de actuación parece ser el método adecuado por las siguientes razones:

- Mínimo peso en las alas (mayor fuerza de empuje vertical), y mínima complejidad mecánica.
- La inercia de los huesos de las alas es relativamente baja ($9,4 \times 10^{-5} [Kg m^2]$) para el prototipo de la Figura 1).
- La frecuencia mínima de aleteo y mórfica de las alas (2Hz) puede ser reproducida con un mecanismo de actuación basado en SMAs.

La Figura 1b muestra el concepto (mediante un diseño CAD) de una de las alas mórficas del robot murciélago. El movimiento circular de aleteo (*flapping*) se genera en la articulación del hombro gracias a la combinación del movimiento de *roll* generado por θ_1 y de *yaw* generado por θ_2 ². Las articulaciones encargadas de cambiar la morfología del ala durante el aleteo son las del codo θ_3 y muñeca θ_4 (también conocida como Carpus). En la realidad, la articulación del Carpus tiene tres grados de libertad, es decir que los cinco dedos que se extienden a lo largo del ala, se mueven en *roll*, *pitch* y *yaw*³. Por simplicidad mecánica en el diseño, esta articulación solamente se mueve en *yaw*, obviando las otras dos posibles rotaciones. Así mismo, la Figura 1c muestra un esquema representativo de este modelo de actuación antagonista de músculos compuestos por un arreglo de fibras de SMA. Cada músculo genera una fuerza (F_{sma}) que actúa sobre la articulación rotacional del hueso/eslabón. Las Secciones 3 y 4 detallan el funcionamiento en lazo abierto y el control en lazo cerrado para dicha configuración propuesta.

3. Actuación Muscular Inteligente

Esta Sección introduce el análisis fenomenológico del sistema muscular basado en las ecuaciones termo-mecánicas presentadas por (Tanaka (1986)). Este modelo permite el análisis del comportamiento en lazo abierto de las SMAs en función de la corriente aplicada, la evolución de la temperatura, estrés y fuerza de contracción. En el caso de los metales, la aleación de fibras NiTi es la más efectiva en cuanto a su capacidad de recuperación reversible en función de deformaciones impuestas al material (hasta un 8,5 % de contracción). El proceso de contracción de la fibra es inducido por un estímulo de potencia, la cual genera una transformación térmica del material. El sentido de la transformación puede tener dos direcciones: (i) ciclo

de calentamiento desde martensita a austenita, y el inverso (ii) ciclo de enfriamiento de austenita a martensita. Los recorridos de los dos ciclos no son iguales, es decir, están desfasados. La diferencia entre las temperaturas medias de transición correspondientes a cada uno de los ciclos se conoce como histéresis (Pons (2007)).

3.1. Modelo Fenomenológico de las SMAs

Empleando la ecuación de mínima energía de Helmholtz (Landau and Lifshitz (1986)), la cual permite estimar el trabajo útil en un bucle termodinámico cerrado, Tanaka logró definir un modelo diferencial que relaciona la variación del estrés en función de la variación de la fuerza de contracción, temperatura y Fracción Martensita (FM). La fracción martensita (ξ) corresponde al intervalo variable de la transformación martensita (Brinson (1993)), (Vitiello et al. (2005)).

La Tabla 1 muestra las ecuaciones del modelo fenomenológico. Este modelo se compone de tres submodelos: i) Transferencia de calor (temperatura (T)), ii) Relación termo-mecánica (estrés (σ) y fuerza de contracción (ϵ)), y iii) Fase termodinámica (fracción martensita (ξ)). El modelo de transferencia de calor permite analizar la evolución en la temperatura de la fibra en función de la corriente eléctrica de entrada (I_s), siendo T_o la temperatura ambiente. El modelo termo-mecánico muestra la relación entre el estrés, fuerza de contracción y temperatura. El estrés se refiere al nivel de tensión por área transversal de la fibra. Durante la fase termodinámica, la fracción martensita-FM permite analizar las etapas de transición de la fibra desde un estado inicial de inyección de energía (calentamiento/contracción) hasta un estado final de enfriamiento. En la Tabla 1, los términos $a_A = \pi(A_f - A_s)^{-1}$ y $b_A = -a_A c_A^{-1}$ equivalen al efecto ocasionado por el estrés durante la fase austenita (igualmente a_M, b_M durante la fase martensita).

3.2. Resultados Preliminares

Empleando el modelo cinemático en (1) para el mecanismo de rotación mostrado en la Figura 1c, es posible obtener el movimiento angular de la articulación θ_i en función del incremento de la fuerza de contracción de la fibra (ϵ), el radio de la articulación (r_j), y la longitud inicial de la fibra SMA en estado de reposo (l_{sma}). Esta relación geométrica equivale a:

$$\dot{\theta}_i = -l_{sma} \dot{\epsilon} (2r_j)^{-1} \quad (1)$$

El objetivo de esta Sección consiste en analizar la respuesta de las SMAs en lazo abierto utilizando el modelo fenomenológico y parámetros de la Tabla 1. Se considera una señal escalón de corriente de 300mA como estímulo térmico. La Figura 2 muestra la curva de histéresis de la fibra muscular SMA utilizando el modelo de temperatura (T) y Fracción Martensita-FM ξ de la Tabla 1. Al final de la fase de calentamiento, la fibra es 100 % austenita, logrando un porcentaje de contracción del 5 % para una fibra NiTi de 150 μm de grosor y longitud de 10cm. El tiempo de contracción de la fibra fue de $t_c = 1s$ a una temperatura ambiente de 20°C. Este bucle de histéresis para fibras de NiTi por lo general varía entre los 20 y 50°C.

²El movimiento de aleteo *no* es generado por el actuador muscular basado en SMAs.

³(roll) alabeo, (pitch) cabeceo, (yaw) guiñado.

Tabla1. Modelo fenomenológico de las SMAs y parámetros utilizados (Tanaka (1986))

Variable	Modelo	Parámetros	Descripción	Valor [unidad]
Temperatura (T)	Calentamiento: $m_s c_p \dot{T} = I_s^2 R_s - h_c A_c (T - T_o)$	m_s, R_s, I_s	Masa, resistencia, corriente	$1,14 \times 10^{-4} [Kg]$, $15 [\Omega]$
	Enfriamiento: $m_s c_p \dot{T} = -h_c A_c (T - T_o)$	A_c	Area sección trans. de la fibra	$1,76 \times 10^{-8} [m^2]$
		h_c	Coef. convección de calor	$150 [Jm^{-2} \circ C^{-1} s^{-1}]$
		C_p	Calor específico de la fibra	$0,2 [KcalKg^{-1} \circ C^{-1}]$
Estrés (σ)	Calentamiento: $\dot{\sigma} = \frac{\theta_s - \Omega(A_f - A_s)^{-1}}{1 - \Omega(A_f - A_s)^{-1} C_m} \dot{T}$	Ω	Factor de transformación	$-1,12 [GP_a]$
	Enfriamiento: $\dot{\sigma} = \frac{\theta_s - \Omega(M_s - M_f)^{-1}}{1 - \Omega(M_s - M_f)^{-1} C_a} \dot{T}$	θ_s	Factor de expansión térmica	$0,55 [MP_a \circ C^{-1}]$
		C_m, C_a	Efecto del estrés	$10,3 [MP_a \circ C^{-1}]$
		A_s, A_f, M_s, M_f	Temp. austenite, martensite	$68, 78, 52, 42 [^\circ C]$
Fuerza de contracción (ε)	Calentamiento: $\dot{\varepsilon} = \frac{\sigma - \theta_s T - \Omega \xi}{E_A}$	E_A	Austenita Young mod.	$75 [GP_a]$
	Enfriamiento: $\dot{\varepsilon} = \frac{\sigma - \theta_s T - \Omega \xi}{E_M}$	E_M	Martensita Young mod.	$28 [GP_a]$
FM (ξ)	Calentamiento: $\xi = \frac{\xi_m}{2} [\cos(a_A (T - A_s) + b_A \sigma) + 1]$	ξ_m, ξ_a	Constantes de la FM	$1, 0$ [adimensional]
	Enfriamiento: $\xi = \frac{1 - \xi_a}{2} [\cos(a_M (T - M_f) + b_M \sigma) - 1]$	a_A	Factor de amplitud Austenita	$0,31 [^\circ C^{-1}]$
		a_M	Factor de amplitud Martensita	$0,31 [^\circ C^{-1}]$
		b_A, b_M	Coeficiente Estrés.	$-0,03 [^\circ C^{-1}]$

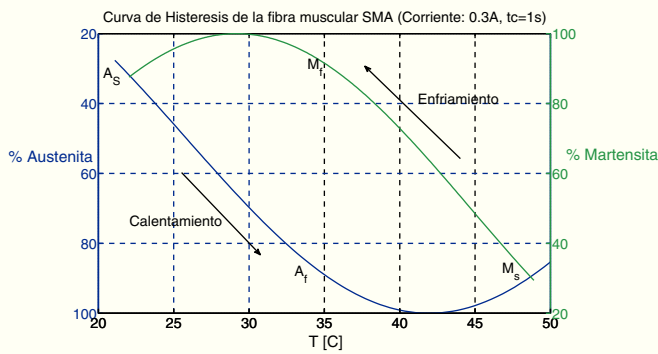


Figura 2: Curva de Histéresis de la fibra muscular NiTi de $150\mu m$ de grosor y $10cm$ de longitud (simulación usando el modelo FM de la Tabla 1).

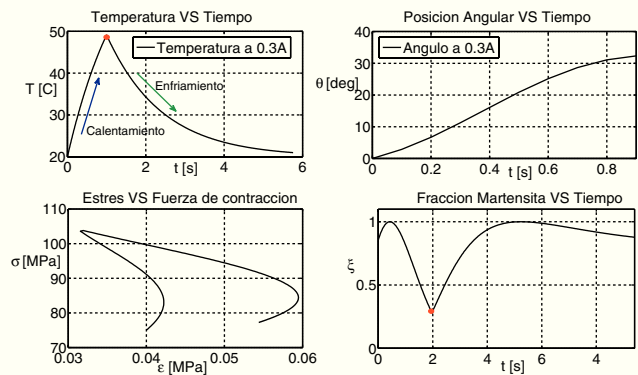


Figura 3: Respuesta del modelo fenomenológico de la fibra muscular NiTi de $150\mu m$ de grosor y $10cm$ de longitud (Simulación).

La Figura 3 muestra la evolución de las otras variables del modelo fenomenológico: estrés, fuerza de contracción, fracción martensita, y modelo cinemático en (1). La corriente de entrada es aplicada durante $t_c = 1s$ (proceso de contracción) alcanzando una temperatura máxima de $50^\circ C$. La pendiente de temperatura es de $30^\circ C s^{-1}$, lo cual da una idea aproximada de la rápida reacción de la fibra ante un estímulo de energía considerable ($300mA$ en este caso). Después del primer segundo, el sistema evoluciona (sin energía de entrada) hasta descender a la temperatura ambiente.

Un importante fenómeno llamado *pseudoelasticidad* puede ser apreciado durante la fase de enfriamiento en la Figura 3. Una vez la temperatura ha alcanzado los niveles de A_f , la fibra tiene la capacidad de regresar a su forma inicial sin involucrar un proceso térmico. Este fenómeno es muy importante para el modelo de actuación antagonista, donde la etapa de calentamiento de cada fibra funciona como el período de activación

del actuador y la etapa de enfriamiento puede ser controlada por un mecanismo que garantice la deformación mecánica entre los dos pares antagonistas. En otras palabras, cuando una de las fibras alcanza el límite A_f , la fibra antagonista se activa, generando una fuerza que considera la capacidad pseudoelástica de la primera fibra, y acelera el proceso de recuperación de su forma inicial. La Figura 4 resume los distintos ángulos conseguidos en función de la corriente aplicada y el porcentaje de contracción conseguido.

Existen dos aspectos negativos que hay que resolver al considerar las SMAs como mecanismo de actuación en un robot: i) disminuir el tiempo de contracción de la fibra aumentando la energía de entrada (*sobrecarga*), y ii) evitar el bloqueo mecánico debido a la configuración antagonista (*anti-bloqueo*).

En relación al primer inconveniente, un resultado interesante de sobrecarga en la fibra puede observarse en la Figura 4. Para corrientes de entrada menores a $1[A]$, el porcentaje de

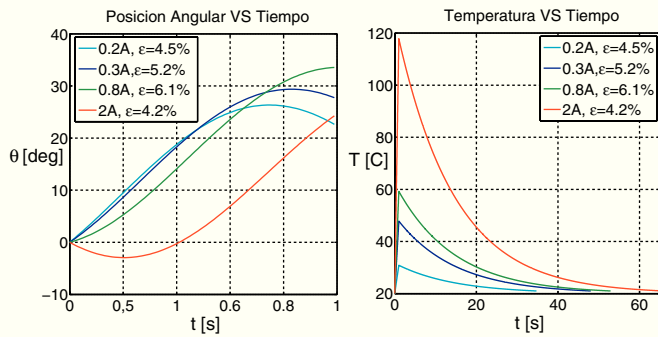


Figura 4: Evolución de la posición angular (modelo cinemático) en función de la corriente aplicada ($t_c = 1$ s).

contracción (ϵ) aumenta en función de dicha corriente (desde 4,5 % a 6 %), lo cual repercute en un incremento en el ángulo de rotación de la articulación. Sin embargo, aumentar considerablemente dicho impulso de corriente, puede causar un daño estructural en la fibra ó incrementar el tiempo de enfriamiento. Este es el caso cuando se aplica una corriente de entrada de 2[A]. En vez de obtener un aumento en el porcentaje de contracción, la temperatura aumenta considerablemente en la fibra (120°C), pero el porcentaje de contracción es tan solo del 4 %, generando un ángulo de rotación en la articulación 31 % menor que el conseguido con una corriente de entrada de 0,8[A].

Para disminuir el tiempo de respuesta y aumentar el porcentaje de contracción de la SMA, es necesario definir un mecanismo que controle los límites del proceso de sobrecarga, sin perjudicar el desempeño de la fibra. Así mismo, para garantizar que no exista bloqueo mecánico en la configuración antagonista es necesario implementar un mecanismo que controle el proceso de deformación durante las fases de calentamiento y enfriamiento. La siguiente Sección introduce la arquitectura de control en lazo cerrado y los mecanismos antes mencionados.

4. Arquitectura de Control

La Figura 5 introduce la arquitectura de control de fuerza en lazo cerrado, así como los principales módulos que componen dicha arquitectura. Para garantizar un sistema robusto que solucione los problemas antes mencionados, se introduce un modelo de *sintonización energético* compuesto por dos mecanismos: i) Mecanismo de Flexibilidad y ii) Mecanismo de Antisobrecarga. La siguiente Sección detalla la metodología de control por modos deslizantes.

4.1. Control de Posición/Fuerza por Modos deslizantes

El control por modos deslizantes es reconocido por tener la capacidad de alterar la dinámica de un sistema no lineal gracias a la aplicación de una alta frecuencia de conmutación en su ley de control (Elahinia et al. (2004)). De esta manera el objetivo de control de fuerza se centra en obtener una respuesta en lazo cerrado de alta frecuencia, la cual no comprometa la eficiencia energética del sistema.

La Figura 6 muestra el esquema de control Posición-Fuerza del actuador muscular compuesto por dos pares antagonistas de fibras SMA. Al inyectar energía a dicho sistema, cada fibra genera una fuerza de tensión sobre la articulación rotacional del eslabón (hueso). La diferencia de ambas tensiones genera una fuerza diferencial F_{dif} que permite el movimiento angular de la articulación.

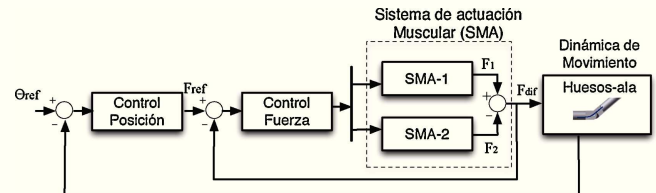


Figura 6: Esquema básico de control Posición-Fuerza.

El controlador de fuerza garantiza el seguimiento de un comando de fuerza deseado en función del movimiento angular que se desea obtener en la articulación. La relación posición-fuerza se define mediante la solución de la dinámica inversa del sistema articulado, el cual contiene las ecuaciones dinámicas de movimiento del eslabón (ó eslabones) y su articulación (ó articulaciones). Esto requiere un modelo que represente la relación dinámica entre el torque producido por la fuerza diferencial F_{dif} y el movimiento angular requerido para mover la articulación que actúa como carga inercial, y que a su vez, genera un efecto de amortiguamiento en el sistema (debido a la configuración antagonista). El modelo no lineal se define en (2), como:

$$F_{dif} r_j = J_e \ddot{\theta} + c \dot{\theta} + m_e g X_e \sin(\theta) \quad (2)$$

Siendo F_{dif} la fuerza diferencial aplicada por las SMAs, $J_e = 9,4 \times 10^{-5} [\text{Kgm}^2]$ el momento de inercia del eslabón, $c = 0,007 [\text{Kgm}^2 \text{s}^{-1}]$ es el coeficiente de amortiguamiento, $m_e = 11 \times 10^{-4} [\text{Kg}]$ es la masa puntual del eslabón, $X_e = 0,055 [\text{m}]$ es la distancia desde el centro de masa del eslabón hasta la articulación, θ es el ángulo de rotación de la articulación, $r_j = 0,008 [\text{m}]$ es el radio de la articulación y g es la constante de gravedad. Incluyendo el modelo de fuerza que efectúa la SMA y despejando $\ddot{\theta}$ de (2), se obtiene:

$$\ddot{\theta} = J_e^{-1} [f' + u(t) - c\dot{\theta} - m_e g X_e \sin(\theta)] \quad (3)$$

Donde $f' = \pi r_j^2 l_{sma} [(\lambda + 2\mu) k \epsilon l_{sma} - \beta T_o]$ es el modelo dinámico de las SMAs (Elahinia et al. (2004)). $u(t)$ es la potencia de entrada aplicada a cada una de las fibras. El término β corresponde a: $\beta = (3\lambda + 2\mu) \alpha$, siendo $\alpha = 1,2 \times 10^{-5} [^\circ\text{C}^{-1}]$ el coeficiente de expansión térmico lineal y $\lambda = 5,01 [\text{GPa}]$, $\mu = 2,21 [\text{GPa}]$, las constantes de elasticidad de Lamé's.

Retomando el esquema de control de la Figura 6, el bucle de control es definido según las siguientes condiciones:

- El error de posición y su dinámica están definidos por: $e = \theta_{ref} - \theta$ and $\dot{e} = \dot{\theta}_{ref} - \dot{\theta}$.

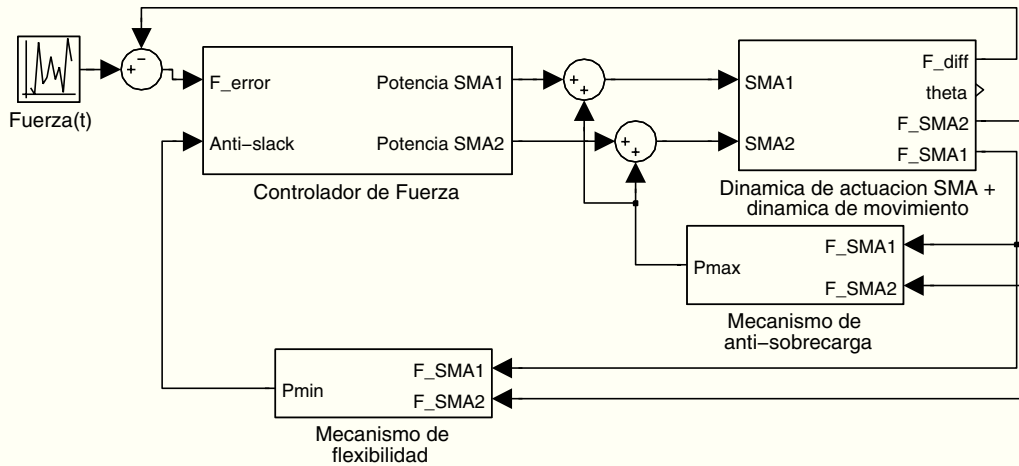


Figura 5: Arquitectura de control de fuerza diferencial para el actuador muscular basado en SMAs.

- La superficie de deslizamiento es: $S = \dot{e} + C'e$. Esta dinámica de deslizamiento es la encargada de regir el comportamiento del sistema cuando se encuentra en el modo de deslizamiento. $C' > 0$ es el vector de parámetros.
- Para diseñar una ley de control $u(t)$ que garantice que las trayectorias cerca de la superficie de deslizamiento conduzcan hacia dicha superficie, se define la siguiente función de Lyapunov: $V = 0,5S^T$, siendo $S > 0$.
- La ley de control debe ser escogida de tal manera que cumpla: $\dot{V} = S^T \dot{S} < 0$, ó $S^T \dot{S} \leq -\alpha |S| = -\alpha S^T \text{sgn}(S)$, donde α es un escalar positivo.⁴
- La condición de deslizamiento es: $\dot{S} = -\alpha \text{sgn}(S)$.

La derivada de S con respecto al tiempo es:

$$\dot{S} = \ddot{\theta}_{ref} - \ddot{\theta} + C'\dot{e} \quad (4)$$

Reemplazando $\ddot{\theta}$ de (3) en (4):

$$\dot{S} = \ddot{\theta}_{ref} + C'\dot{e} - J_e^{-1} (f' + u(t) - c\dot{\theta} - m_e g X_e \sin(\theta)) \quad (5)$$

Igualando (5) con la condición de deslizamiento $\dot{S} = -\alpha \text{sgn}(S)$, la ley de control es:

$$u(t) = J_e [\alpha \text{sgn}(S) + \ddot{\theta}_{ref} + C'\dot{e}] - f' + m_e g X_e \sin(\theta) + c\dot{\theta} \quad (6)$$

Uno de los inconvenientes del control por modos deslizantes es el fenómeno de chattering. Este fenómeno genera oscilaciones cuando la evolución del sistema se encuentra deslizándose por la superficie S . Para evitar dichas oscilaciones la función signo ($\text{sgn}(S)$) debe ser reemplazada por la función saturación ($\text{sat}(S)$). Esta técnica no garantiza la estabilidad asintótica del sistema, sacrificando suavidad por precisión en la respuesta.

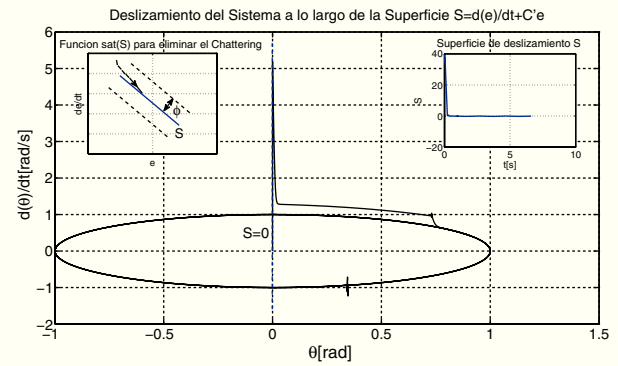


Figura 7: Respuesta del sistema deslizante a lo largo de la superficie S ante una trayectoria de referencia tipo sinusoidal.

En la Figura 7, a medida que la dinámica del sistema evoluciona en el tiempo, ésta se aproxima al punto de equilibrio gracias a la atracción que ejerce la superficie S . Debido a la función $\text{sat}(s)$ en (7), dicho acercamiento al punto de equilibrio no presenta fenómeno de chattering. El parámetro ϕ , equivale a la capa de frontera que permite disminuir este fenómeno. Mientras más grande sea la capa de frontera, menor imprecisión pero mayor porcentaje de error, por lo que hay que encontrar un equilibrio que no afecte drásticamente la respuesta del sistema. Esta técnica permite que los valores por fuera de la capa de frontera sean atraídos por la superficie S , y una vez se encuentren dentro de dicha frontera, se desplacen hacia el origen con mayor suavidad.⁵

$$\text{sat}(S) = \begin{cases} \text{sgn}(S), & |S| \geq \phi \\ \frac{S}{\phi}, & |S| \leq \phi \end{cases} \quad (7)$$

Las siguientes secciones presentan el modelo de Sintonización Energética, compuesto por los mecanismos de la Figura 5 cuya función consiste en:

⁴ $\text{sgn}()$ es la función signo.

⁵ El término f' en (6) que describe la dinámica de actuación de las fibras SMA no ha sido considerado en esta simulación.

- **Mecanismo de Flexibilidad:** Evitar el bloqueo mecánico debido a la actuación y pasividad de la configuración antagonista de las fibras de SMA.
- **Mecanismo de Anti-Sobrecarga:** Definir los límites máximos y restringir la potencia de entrada a las fibras musculares.

4.2. Mecanismo de Flexibilidad

Las fibras de NiTi tienen la capacidad de contraerse y también expandirse durante el proceso de enfriamiento. Esto significa que la fibra pasiva (aquella que no está en proceso de contracción) puede desarrollar unos pocos milímetros de expansión durante la fase de enfriamiento. Aprovechando este fenómeno conocido como *pseudoelasticidad*, es posible desarrollar un mecanismo que evite el bloqueo mecánico debido a la configuración antagonista. Este bloqueo mecánico se presenta en el instante que el actuador activo ejerce una fuerza externa sobre el actuador pasivo, cuando éste no ha terminado de finalizar su ciclo de enfriamiento. Para evitar esto, el mecanismo de flexibilidad se encarga de aplicar una leve inyección de potencia a la fibra pasiva unos milisegundos antes que la fibra activa empiece su proceso de contracción. Una vez la fibra pasiva entra en fase de enfriamiento, un tiempo muerto, ó tiempo de espera de $t_m = 100ms$ debe ser considerado antes que la fibra cambie a fase activa. Este tiempo muerto evita el bloqueo mecánico para un cierto rango de movimiento, el cual depende de la longitud de las fibras y el radio de la articulación. Normalmente, el tiempo muerto promedio equivale a $t_m = 500ms$, sin embargo, gracias al Mecanismo de Flexibilidad, fue posible disminuir este tiempo gracias al fenómeno de pseudoelasticidad de la fibra pasiva, el cual es producido por la combinación de la fuerza externa ó estrés proporcionado por la fibra activa, más un factor leve de inyección de potencia (P_{\min}) proporcionado por dicho mecanismo. Los límites de inyección de potencia a la fibra pasiva (Mecanismo de Flexibilidad), se describe a continuación:

1. $F_{\min} = \min(F_{sma,left}, F_{sma,right})$. Se obtiene el valor de fuerza mínimo de ambas fibras.
2. $P_{\min} = K_{slack} (F_{\min} - F_{thres,min})$. Un control proporcional con ganancia K_{slack} garantiza que ese valor mínimo no sea inferior al umbral $F_{thres,min}$.
3. Retornar P_{\min} . Valor de potencia mínimo a aplicar.

La incorporación del Mecanismo de Flexibilidad con el control de fuerza deslizante se detalla en la Figura 8.

4.3. Mecanismo de Anti-Sobrecarga

Sobrecargar el funcionamiento de las fibras SMA para obtener un mayor porcentaje de contracción en función de un aumento de la corriente aplicada debe ser un proceso controlado, de lo contrario, problemas de sobrecalentamiento ó daños estructurales en la fibra (ver Figura 4; corriente de 2[A]) pueden causar un mal funcionamiento del sistema (sobreestrés). El mecanismo de Anti-sobrecarga tiene como principal función saturar el valor de salida del controlador cuando la fuerza medida en la SMA supera un umbral establecido $F_{thres,máx}$. El funcionamiento del mecanismo se describe a continuación:

1. $F_{\max} = \max(F_{sma,left}, F_{sma,right})$. Se obtiene el valor de fuerza máximo de ambas fibras.
2. $P_{\max} = K_{sat} (F_{\max} - F_{thres,máx})$. Un control proporcional con ganancia K_{sat} garantiza que ese valor máximo no sea superior al umbral $F_{thres,máx}$.
3. Retornar P_{\max} . Umbral máximo de saturación.

La siguiente Sección presenta los resultados preliminares del control de fuerza por modos deslizantes incorporando la dinámica de actuación de las fibras SMA y los mecanismos del modelo de sintonización energético: Flexibilidad y Anti-sobrecarga.

4.4. Resultados Preliminares

Empleando el modelo fenomenológico de la Tabla 1, es posible predecir el comportamiento de la fibra y definir los rangos máximos de operación del material. Una vez los datos de simulación han sido analizados, éstos serán contrastados con el experimento (identificación y sintonización de parámetros). La incorporación del modelo de sintonización energético dentro del esquema de control de fuerza (ver Figura 5), se detalla en la Figura 8.

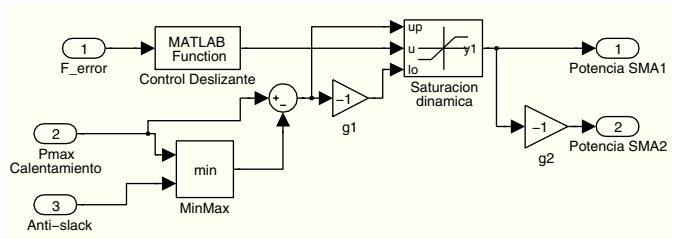


Figura 8: Control de fuerza diferencial usando el modelo de sintonización energético.

Con respecto al mecanismo de Flexibilidad, el valor del umbral mínimo que debe mantener la fibra pasiva es $F_{thres,min} = 0,15[N]$. Usando el modelo fenomenológico de la Tabla 1, ha sido posible analizar el efecto de deformación de la fibra pasiva al aplicar pequeñas cantidades de corriente y mantener un pequeño porcentaje de fuerza que evite que el sistema entre en estado de bloqueo debido a la configuración antagonista. La Figura 9 muestra este fenómeno.

En la simulación de la Figura 9, la longitud de la fibra en estado de reposo es de $l_{sma} = 0,1[m]$. Cuando la fibra pasiva no recibe ningún estímulo de corriente de entrada, no sufre ningún proceso de deformación, por lo cual bloquea a la fibra activa y la articulación no alcanza el ángulo apropiado. Nótese en la gráfica de la derecha que apenas se logra un movimiento mínimo angular de $(\theta = 1,5[deg])$ a pesar que la fibra activa está ejerciendo la fuerza adecuada. Ahora, se repite el mismo experimento, pero esta vez, se ejerce una mínima fuerza de $0,15[N]$, es decir aproximadamente 15 gramos-fuerza a la fibra pasiva (producto de una pequeña corriente de entrada de $20mA$). Mientras la fibra activa se contrae para lograr un movimiento angular de $15[deg]$, la fibra pasiva genera unos pocos milímetros de expansión para evitar el bloqueo. Este proceso

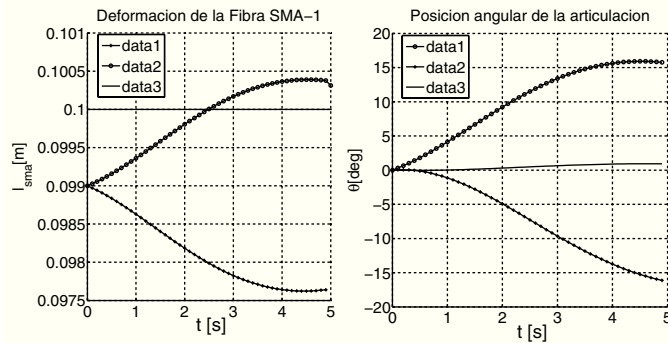


Figura 9: Análisis del proceso de deformación de una fibra SMA en función de la corriente y fuerza aplicada.

ocurre de la siguiente forma: al aplicar el impulso inicial de corriente a la fibra pasiva, ésta se contrae 1mm (instantáneamente en simulación). Una vez la fibra activa se contrae para lograr el movimiento angular respectivo en la articulación, la fibra pasiva entra en proceso de enfriamiento, lo cual permite recuperar su forma inicial $l_{sma} = 0,1\text{m}$. La fibra pasiva puede desarrollar algunos milímetros de expansión que sumado con la configuración mecánica adecuada, permiten el correcto funcionamiento de la antagonista (máxima expansión $0,8\text{mm}$ en simulación).

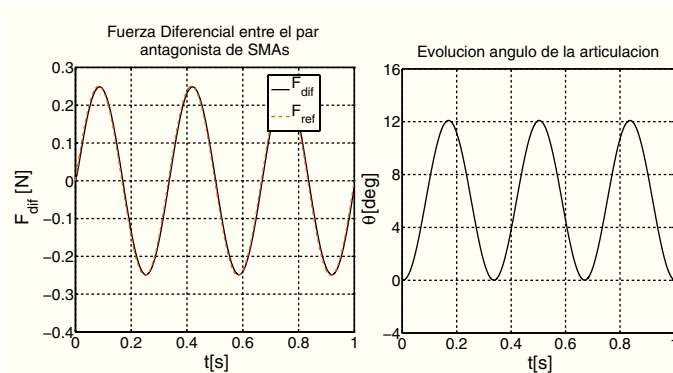


Figura 10: Respuesta del control diferencial deslizante siguiendo una señal de fuerza diferencial sinusoidal.

Una vez incorporado el mecanismo de Flexibilidad dentro del bucle cerrado de control de fuerza, en la Figura 10 se aplica una señal de fuerza diferencial (referencia) de tipo sinusoidal de amplitud pico-pico de $0,5\text{N}$. El sistema de control es capaz de seguir dicha fuerza de referencia, lo que genera un trayectoria angular que oscila entre 0 y 12deg . Nótese en la Figura 11 la comparación individual de fuerza que experimentan cada una de las fibras con y sin el mecanismo de flexibilidad. Sin el mecanismo, las fuerzas de cada fibra generan un conflicto de bloqueo en la articulación, mientras que con el mecanismo, existe un umbral mínimo de fuerza en las fibras cuando se encuentran en estado pasivo, lo cual permite generar el efecto de pseudoelasticidad mostrado en la Figura 9.

En la relación al mecanismo de Anti-sobrecarga, se define un umbral máximo de fuerza $F_{thres,m\acute{a}x} = 3,5\text{N}$, lo que equi-

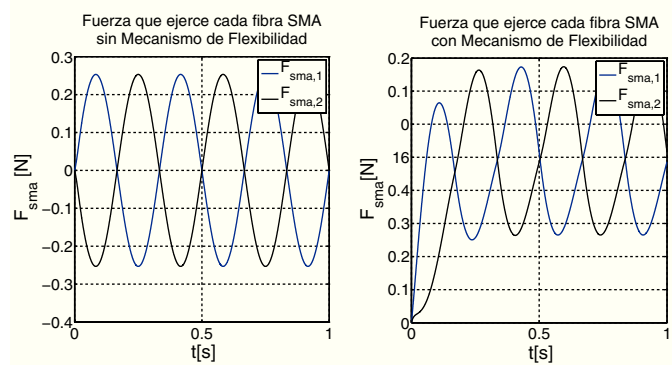


Figura 11: Fuerza de cada fibra sin (izquierda) y con (derecha) el Mecanismo de Flexibilidad

vale a $407,8$ gramos-fuerza. Este mecanismo satura la respuesta del controlador en caso que dicha señal intente sobrecalentar las fibras. El funcionamiento de este mecanismo puede detallarse en la Figura 12.

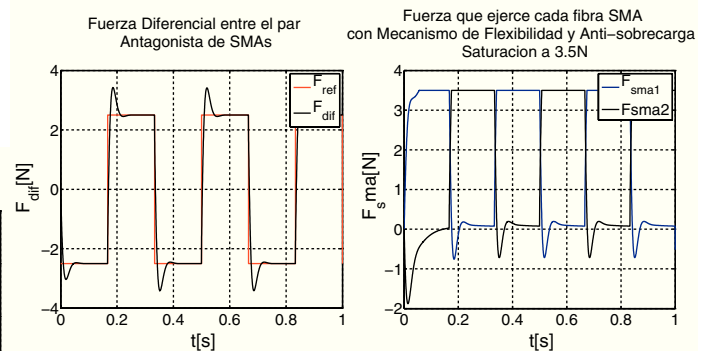


Figura 12: Respuesta del control diferencial deslizante siguiendo una señal de fuerza diferencial cuadrada.

La siguiente Sección muestra los resultados experimentales obtenidos en el control de movimiento mórfo de las alas de un robot tipo murciélago.

5. Resultados

5.1. Alas Mórfoicas con músculos inteligentes

El prototipo de alas mórfoicas puede detallarse en la Figura 13. Algunas características morfológicas han sido inspiradas en gran medida del estudio del espécimen *Cynopterus brachyotis* (ver detalles en (Riskin et al. (2008))). El arreglo muscular de fibras NiTi de 10cm de longitud y $150\mu\text{m}$ de grosor se muestra en la Figura 13-a⁶. Algunas características de desempeño del actuador son:

- Torque nominal de $12,2\text{g.cm}$ y sobrecargado de 66g.cm (rango de rotación $\pm 60\text{deg}$).

⁶Fabricación por Miga Motor Company.

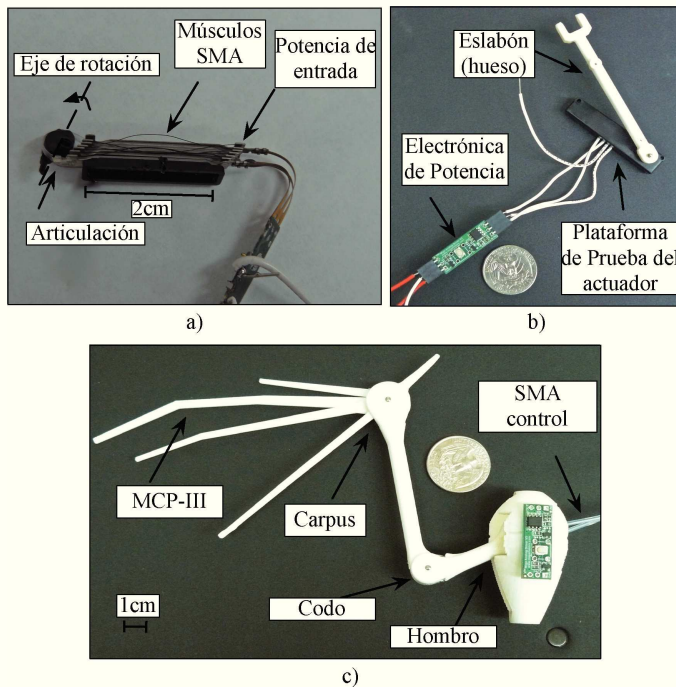


Figura 13: a) Actuator muscular compuesto de fibras SMA, b) Plataforma de pruebas e identificación del sistema de actuación, c) Prototipo de ala del robot murciélago.

- Tiempo de contracción nominal de 300ms a una corriente de entrada de 175mA y voltaje de 3V.
- Tiempo de contracción sobrecargado de 100ms a una corriente de entrada de 530mA y voltaje de 4,5V.
- Peso del actuador: 1g, dimensiones: $3 \times 1 \times 0,75\text{cm}$.

La Figura 13-b muestra la plataforma de pruebas del músculo artificial conectado a un eslabón (hueso). Empleando el esquema de control deslizante de la Figura 5 y el modelo de sintonización energético, las siguientes secciones detallan el proceso de identificación del sistema así como los resultados de control al reproducir patrones de trayectorias biológicamente inspiradas que proporcionan la capacidad mórfica de las alas. Es importante resaltar que debido al rango de operación del actuador muscular en modo sobrecargado (66g.cm), es decir, 0,006Nm de torque producido por la articulación, los umbrales para los mecanismos de Flexibilidad y Anti-sobrecarga en el experimento han sido definidos: $F_{thres,min} = 0,002[N]$ y $F_{thres,máx} = 0,06[N]$ respectivamente.

5.2. Identificación

La ventaja del bucle de fuerza utilizando el control deslizante subyace en su rápida frecuencia de respuesta y conmutación. Sin embargo, es necesario conocer la fuerza que ejerce cada fibra en función de la corriente de entrada que se aplica. Medir dicha fuerza requiere el uso de un sensor de fuerza externo, lo cual aumenta el peso de la estructura y dificulta el diseño mecánico de las alas. En el caso del control de posición, las fibras SMA tienen la capacidad de ser usadas como sensores al

mismo tiempo que actúan sobre la estructura. Existe una relación lineal entre la variación de la resistencia de la fibra SMA y la contracción de la misma. Empleando un algoritmo sencillo, es posible estimar la variación de la resistencia y por ende, obtener la relación lineal: resistencia VS ángulo de rotación de la articulación. De esta manera, el control de fuerza también hace uso de la variación de resistencia, y usando (8), es posible estimar la fuerza que ejerce cada fibra en función de la corriente aplicada I_s y la resistencia R (potencia).

$$F_{sma} \approx \frac{A_c n}{K_g} \left[\int_0^t I_s^2(t) R dt + c_i \right] \quad (8)$$

Donde $K_g = 1,2$ es la ganancia de desplazamiento del actuador, $A_c = 1,76 \times 10^{-8} \text{m}^2$ es el área de circunferencia de la SMA, y n es el número de fibras SMA que componen el actuador.

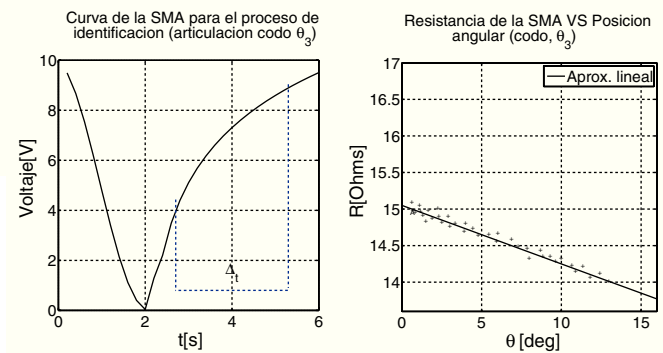


Figura 14: Identificación de la respuesta del actuador muscular en función del voltaje aplicado y la variación de la resistencia de la fibra SMA (Experimental).

La variación de la resistencia de la SMA (R) en función del ángulo de rotación de la articulación (θ) puede verse en la Figura 14. Dicha relación lineal está definida en (9), como:

$$R = -0,08\theta + 15,05 \quad (9)$$

5.3. Respuesta del control mórfico

El movimiento completo del ala de un murciélago está compuesto por: i) Aleteo del hombro y ii) movimiento mórfico de las alas (Codo y Carpus). A su vez, un ciclo de aleteo se encuentra compuesto por dos fases conocidas como: aleteo hacia abajo (*downstroke*) y aleteo hacia arriba (*upstroke*). Durante el *downstroke* las alas se encuentran completamente extendidas, generando así mayor área de sustentación. Por el contrario, durante el *upstroke* las alas se pliegan con el propósito de disminuir la fricción aerodinámica. Este movimiento mórfico de las alas se encuentra sincronizado con el movimiento de aleteo (Riskin et al., 2008).

La Figura 15 muestra las trayectorias de referencia en las articulaciones del Codo y Carpus las cuales determinan la capacidad mórfica del ala del robot murciélago. Según experimentos llevados a cabo en (Riskin et al., 2008), la frecuencia promedio de aleteo de un murciélago a baja velocidad, se encuentra

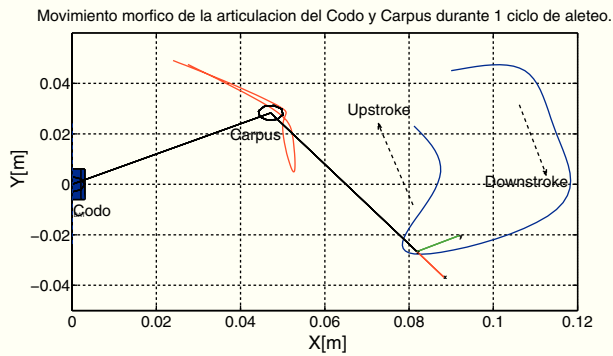


Figura 15: Trayectorias mórficas de referencia para las articulaciones del Codo θ_3 y Carpus θ_4 en función del ciclo de aleteo.

en el rango de 2-5Hz, es decir que cada fase (subida y bajada del ala) debe realizarse en un mínimo de tiempo de 165ms para el caso de una frecuencia de aleteo de 3.03Hz. En el caso del robot murciélago y gracias a la arquitectura de control que permite sobrecargar el funcionamiento de las fibras SMAs, se ha logrado un tiempo máximo de contracción de $t_c = 100ms$, lo cual permite sincronizar el movimiento mórfico con el aleteo a $f = 3Hz$ ($f = (2t_c + t_m)^{-1}$), siendo $t_m = 100ms$ el tiempo de espera previamente introducido en el mecanismo de Flexibilidad (anti-bloqueo).

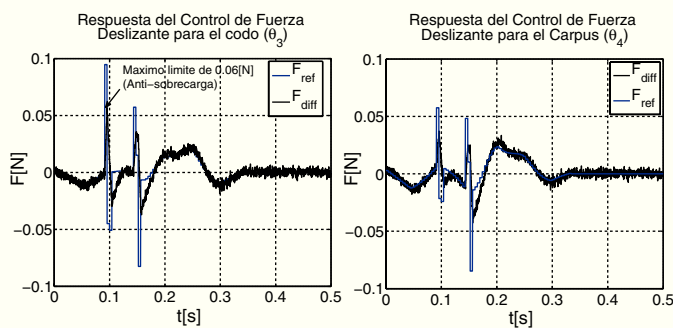


Figura 16: Control de Fuerza deslizante: Frecuencia de movimiento: 3.03Hz (Experimental).

El control de fuerza se encarga de seguir el patrón de referencia F_{ref} , tal como se muestra en la Figura 16. Empleando un algoritmo de dinámica inversa, es posible definir F_{ref} según el movimiento articular descrito en la Figura 17. La estimación de la fuerza diferencial F_{diff} en (8) permite cerrar el bucle de control.

6. Discusión y Conclusiones

El reto de intentar replicar la cinemática y dinámica del movimiento mórfico de las alas de los murciélagos, ha requerido el estudio y análisis del comportamiento de las SMAs como propuesta de actuación muscular del robot bio-inspirado. El control en lazo cerrado de la dinámica de las SMAs actuando en con-

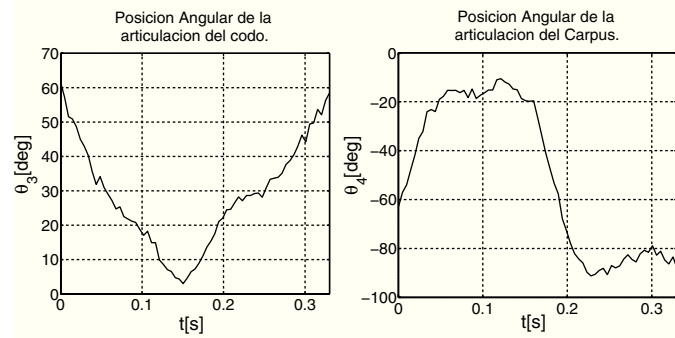


Figura 17: Evolución de la posición angular según el control de fuerza de la Figura 16 (Experimental).

junto con la dinámica de movimiento de los huesos que componen la estructura ósea de las alas, presentó los siguientes retos:

- **Carga inercial:** la diferencia entre la masa del actuador (0,14g) y la masa del eslabón/carga (hueso) a mover (65g) es aproximadamente 500 veces mayor, lo cual dificulta el control inercial del eslabón.
- **No-linealidades:** acople entre el estrés, la fuerza de contracción, la fuerza diferencial (configuración antagonista) y el torque producido en la articulación.
- **Velocidad de actuación:** definición de un sistema en bucle cerrado con una frecuencia de respuesta entre 2 – 3Hz y alta fidelidad de seguimiento de la referencia evitando sobrecarga y bloqueo.

Usando el modelo fenomenológico de la Tabla 1, fue posible implementar una estrategia de control de fuerza no lineal por modos deslizantes, y mediante pruebas de simulación, definir los diferentes mecanismos que garantizan la rápida frecuencia de respuesta del controlador de fuerza. Una de las principales ventajas dentro del algoritmo de control, radica en estimar la fuerza ejercida por el actuador en función de la resistencia y corriente aplicada, lo que evitó incorporar sensores de fuerza en el robot. La relación Posición/Resistencia se obtuvo de manera experimental (ver figura 14), permitiendo la estimación de la relación Resistencia/Fuerza según el modelo establecido en (8). Los resultados experimentales consignados en la Figura 16 muestran el seguimiento de la fuerza diferencial de referencia para un ciclo de movimiento a una frecuencia considerable de 3Hz, la cual demandó un tiempo de contracción de 100ms.

English Summary

Bio-inspired robots with smart muscles: Modeling, Control and Actuation.

Abstract

The smart muscles are metal alloys that exhibit a property known as the Shape Memory Effect (SME). These materials

are composed by an uniform crystal structure that allows the metal alloy to strain as a function of its transition temperature. They are so-called smart materials because the property of recovering their initial configuration after receiving a thermal stimulus. This article presents the use of a smart muscle actuator applied to a bio-inspired micro aerial bat-like robot. These flying mammals have developed powerful muscles that extend along the bone structure of their wings, providing an amazing level of maneuverability. To mimic that kind of morphing wings using an artificial counterpart requires the analysis of new actuation technologies, addressing issues such as the modeling and control that ensure the applicability of this smart actuators composed by Shape Memory Alloys (SMA).

Keywords: Shape Memory Alloys (SMAs), Bio-inspired robots, Morphing wings.

Agradecimientos

Los Autores agradecen la colaboración e información brindada en lo referente al estudio biológico de murciélagos por parte del grupo de Mecánica de Fluidos de la Universidad de Brown, USA, en especial a su director el Prof. Kenny Breuer, PhD, y a la Prof. Sharon Swartz, PhD, directora del Swartz Lab, Departamento de Ecología y Biología Evolutiva de Brown.

Referencias

- Aldridge, H., 1986. Kinematics and aerodynamics of the greater horseshoe bat, *rhinolophus ferrumequinum*, in horizontal flight at various flight speeds. *Journal of Experimental Biology* 126, 479–497.
- Bar-Cohen, Y., 2004. *Electroactive Polymer (EAP) Actuators as Artificial Muscles*. SPIE Press, Second edition, Bellingham, Washington USA.
- Brinson, L., 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, 229–242.
- Choon, T., Salleh, A., Saifulnizan, J., Ghazali, M., 2007. Phase transformation temperatures for shape memory alloy wire. In: *World Academy of Science, Engineering and Technology*. pp. 304–307.
- Colorado, J., Barrientos, A., Rossi, C., 2011. Biomechanics of morphing wings in a bat-robot actuated by sma muscles. In: *International Workshop on bio-inspired robots*, Nantes, France. pp. 1–3.
- Deng, X., Schenato, L., Wu, W., 2006. Flapping flight for biomimetic robotic insects: Part i - system modeling. *IEEE Transactions on Robotics* 22 (4), 776–788.
- Elahinia, M., 2002. Nonlinear control of a shape memory alloy actuated manipulator. Ph.D. thesis, Villanova University.
- Elahinia, M., Seigler, T., Leo, D., Ahmadian, M., 2004. Nonlinear stress-based control of a rotary sma-actuated manipulator. *J. Intell. Mater. Syst. Struct* 15, 495–508.
- Hirose, S., 1993. *Biologically Inspired Robots: Snake-like Locomotors and Manipulators*. Oxford University Press.
- Je-Sung, K., Kyu-Jin, C., 2010. Omegabot: Crawling robot inspired by ascotis selenaria. In: *Proc. of the IEEE International Conference on Robotics and Automation*. pp. 109–114.
- Johnson, ÉA and ÉMartynov, D., Gupta, V., Vikas, 2001. Applications of shape memory alloys: advantages, disadvantages, and limitations. In: *Proc. of Micromachining and Microfabrication Process Technology VII*. pp. 341–351.
- Kyu-Jin, C., Hawkes, E., Quinn, C., Wood, R., 2008. Design, fabrication and analysis of a body-caudal fin propulsion system for a microrobotic fish. In: *Proc. of the IEEE International Conference on Robotics and Automation*. pp. 706–711.
- Landau, L., Lifshitz, E., 1986. *Theory of Elasticity*. Theoretical Physics Volume 7, (Third ed.). Butterworth Heinemann, Boston, MA.
- Ma, N., Song, G., 2003. Control of shape memory alloy actuator using pulse width modulation. *Smart Mater. Struct* 12, 712–719.
- Madden, J., Vandesteeg, N., Anquetil, P., Madden, A., Takashi, A., Pytel, R., Lafontaine, S., Wieringa, P., Hunter, I., 2004. Artificial muscle technology: Physical principles and naval prospects. *IEEE Journal of oceanic engineering* 29 (3).
- Manzo, J., Garcia, E., 2008. Optimization and implementation of the smart joint actuator. In: *Proc. of Active and Passive Smart Structures and Integrated Systems*. pp. 692810–692810.
- Norberg, L., Brooke, A., Trehwella, W., 2000. Soaring and non-soaring bats of the family pteropodidae (flying foxes, pteropus spp.): wing morphology and flight performance. *Journal of Experimental Biology* 203, 651–664.
- Pons, J., 2007. *Emerging Actuator Technologies*. John Wiley and Son.
- Riskin, D., Willis, D., Iriarte-Diaz, J., Hedrick, T., Kostandov, M., Chen, J., Laidlaw, D., Breuer, K., Swartz, S., 2008. Quantifying the complexity of bat wing kinematics. *Journal of Theoretical Biology* 254, 604–615.
- Rossi, C., Coral, W., Colorado, J., Barrientos, A., 2011. A motor-less and gear-less bio-mimetic robotic fish design. In: *Proc. of the IEEE International Conference on Robotics and Automation*. pp. 1–6.
- Sane, S., 2003. The aerodynamics of insect flight. *Journal of Experimental Biology* 206 (23), 4191–4208.
- Shin, B., Ho-Young, K., Kyu-Jin, C., 2008. Towards a biologically inspired small-scale water jumping robot. In: *Proc. of the International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics*. pp. 127–131.
- Shrivastava, S., 2006. Simulation for thermomechanical behavior of shape memory alloy (sma) using comsol multiphysics. In: *Proc. of the COMSOL Users Conference*. pp. 1–5.
- Song, G., Kelly, B., Agrawal, B., 2000. Active position control of a shape memory alloy wire actuated composite beam. *Smart Mater. Struct* 9, 755–766.
- Stefan, B., Williams, O., Jody, M., Robin, J., Ian, M., Matthew, J., C.L., T., 2010. Autonomous underwater vehicle-assisted surveying of drowned reefs on the shelf edge of the great barrier reef, australia. *Journal of Field Robotics* 27, 675–697.
- Strelec, J., Lagoudas, D., 2002. Fabrication and testing of a shape memory alloy actuated reconfigurable wing. In: *Proc. of Int. Symp. on Smart Structures and Materials*. pp. 267–80.
- Swartz, S., Groves, M., Kim, H., Walsh, W., 1996. Mechanical properties of bat wing membrane skin. *J. Zool* 239, 357–378.
- Tanaka, K., 1986. A thermomechanical sketch of shape memory effect: One-dimensional tensile behaviour. *International Journal of Structural Mechanics and Materials Science* 18, 251–263.
- Teh, Y., Featherstone, R., 2007. Accurate force control and motion disturbance rejection for shape memory alloy actuators. In: *Proc. of the IEEE International Conference on Robotics and Automation*. pp. 4454–4459.
- Vitiello, A., Giorleo, G., Renata, E., 2005. Analysis of thermomechanical behaviour of nitinol wires with high strain rates. *Smart Mater. Struct* 14, 215–221.
- Wood, R., 2007. Design, fabrication, and analysis of a 3dof, 3cm flapping-wing mav. In: *Proc. of the IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*. pp. 1576–1581.
- Xiu, F., Ya, N., Shu, X., Yu, D., 2010. Driving mechanism of a new jellyfish-like microrobot. In: *Proc. of the IEEE International Conference on Mechatronics and Automation*. pp. 563–568.
- Yang, S., Seelecke, S., 2009. Fe analysis of sma-based bio-inspired bone joint system. *Smart Mater. Struct* 18, 104020.
- Zaki, W., Morin, C., Mounni, Z., 2010. A simple 1d model with thermomechanical coupling for superelastic smas. In: *IOP Conf. Series: Materials Science and Engineering*. pp. 1–7.