

Desarrollo y análisis de actuadores basados en SMA enfocados a la robótica de asistencia y rehabilitación

Janeth Ileana Arias Guadalupe

Tesis depositada en cumplimiento parcial de los requisitos
para el grado de Doctor en
Ingeniería Eléctrica, Electrónica y Automática

Universidad Carlos III de Madrid

Directores:

María Dolores Blanco Rojas

Dorin Sabin Copaci

Tutora:

María Dolores Blanco Rojas

Febrero 2023

Esta obra se encuentra sujeta a la licencia “Creative Commons **Reconocimiento - No Comercial - Sin Obra Derivada**”.



A Dori.

Agradecimientos

Como fiel creyente a Dios.

A mis señores padres Nelson y Laura ejemplo de lucha y perseverancia. Papitos de mi vida gracias por entenderme y confiar en mí, gracias por amarme y mimarme tanto, sin su ayuda mis sueños no se cumplirían. A mis hermanas Lorena y Mirella a mis cuñados William y Carlitos, gracias por darme esos tres pedacitos de cielo mis sobrinos del alma Haider, Steven y Emilio, mis niños. Gracias a mi sobri Haidercito por demostrarme que salir de la zona de confort no es fácil pero tampoco complicado. Los dos estamos lejos de la familia pero firmes cumpliendo objetivos, estoy segura que con tu esfuerzo y dedicación en unos años serás el mejor médico. A mis papitos viejitos Luis, Rosa, Teresa y Arturo, para mi no han sido mis abuelitos han sido mis padres, gracias por su infinito amor. A mi Teresita por su apoyo incondicional. A mi papi Arturo, tenía mucho por contarle; hoy le abrazo hasta el cielo con mis oraciones y sabrá entender y perdonarme porque no te di el último adiós.

Agradecerle a mi esposo Dorin por su infinito amor y paciencia; por enseñarme y demostrarme que todo es posible. A mis suegros Doamna Mili y Don Mihai por considerarme como una hija más. A la buni María por su cariño. A mi cuñada Alexandra por su motivación junto con Nicu e Isa. A mi cuñada Oana por su ternura junto con Cata y Alexandru. A mi tía Elsitá, hermana de la congregación Santa Mariana de Jesús por tenerme presentes en sus oraciones. Como no agradecer a mi querida amiga Ma. Paz por ser mi cómplice, y gracias por cuidar de mis plantas con Simon. A José María y mi querida Lisa mi agradecimiento por su apoyo y consejos. Agradecerles por tanto afecto y deferencia a mis queridas amigas Sara Omari y Caro.

Ahora, me gustaría empezar agradeciendo a mi tutora Profe Dolores Blanco (como yo suelo llamarle), por el asesoramiento y apoyo incondicional. Por preguntar personalmente o por correo, ¿cómo estás? o ¿cómo te sientes?, ha demostrado que es una excelente persona y profesional; mi gratitud, respeto y consideración. De la misma forma al Profe Luis, agradecerle el entusiasmo, ideas y consejos aportados. Gracias por sentarse a mi lado para analizar los experimentos, sus constantes entradas al laboratorio y decirme te veo muy escritora y preguntar sonriente ¿qué tal Janeth, has roto algo?, ha llenado mi corazón de gratitud. Gracias infinitas a estas dos extraordinarias personas. Gracias por permitirme formar parte de un laboratorio asombroso y transmitirme su motivación. Gracias por su sabiduría, sus ideas están plasmadas en esta tesis.

Agradecerle a David Serrano del Cerro por ser un excelente compañero por su ayuda; por los cafés y comidas compartidas donde escuchabas mis alegrías y penurias. También a David Alvarez, aunque ya no está en el laboratorio mis mejores recuerdos. Asimismo a mi compi Juan Carballeira, por sus ocurrencias y sacarme montón de sonrisas, ¡eres un pro!. De igual manera a Julio y Aitor (aunque ya no están en el laboratorio), Pavel, Jorge, Paloma y Carmen unos chicos muy divertidos y empáticos. A mis coterráneos Luis N. y Lisbeth gracias por su apoyo y por estar pendientes de mi persona. Asimismo, a Sonia y Edu por guiarme en diferentes procesos. A Angela, Fernando y José por estar siempre dispuestos a ayudarme. Por último, pero no menos importante a todo la familia RoboticsLab ¡son unos grandes!.

Contenidos publicados y presentados

Los resultados de esta tesis se han publicado en varias revistas de alto impacto y congresos como se detalla:

A. Revistas

1. J. Arias, D. Copaci, P. Mansilla, L. Moreno, D. Blanco; *A novel multi - wire SMA - based actuator with higt - frequency displacement*; *Mecatronics*; 2022 (enviado y en revisión).
2. J. Arias, D. Copaci, D. Serrano, L. Moreno, D. Blanco; *Efficiency Analysis of SMA- Based Actuators: Possibilities of Configuration According to the Application*; *Actuators* 2021, 10, 63. <https://doi.org/10.3390/act10030063>

B. Conferencias

1. J. Arias, D. Copaci, D. Serrano, L. Moreno, D. Blanco; *Banco de pruebas para actuadores basados en aleaciones con memoria de forma*; *Jornada Nacionales de Robótica*; Alicante, España, 2019.
2. D. Copaci, J. Arias, L. Moreno, D. Blanco; *Shape Memory Alloy (SMA)- Based Exoskeletons for Upper Limb Rehabilitation*; *Rehabilitation of the Human Bone-Muscle System*. IntechOpen. <https://doi.org/10.5772/intechopen.101751>
3. J. Arias, D. Copaci, P. Mansilla, L. Moreno, D. Blanco; *Exo-traje pediátrico actuado con SMA*; *Jornadas Robótica Educación Bioingeniería*; Málaga, España, 2022.
4. P. Mansilla, D. Copaci, J. Arias, L. Moreno, D. Blanco; *Development of a lower limb soft exoskeleton for CP patients*; *Summer School on Neurorehabilitation 2022*; Baiona, Spain, 17-20 Junio 2022.

El capítulo 4 describe en detalle la caracterización lineal de actuadores basados en SMA. Las contribuciones de investigación de este capítulo están enviadas y en revisión en una revista de alto impacto [A1]. Asimismo, parte de los resultados de este capítulo se presentaron en los congresos [B1], [B3] y [B4] y en un capítulo de libro [B2].

El capítulo 5 presenta la caracterización antagonista de actuadores basados en SMA. Una parte de los resultados presentados en este capítulo fueron enviados a la revista de alto impacto [A1].

El capítulo 6 describe el análisis de eficiencia de actuadores basados en tecnología SMA. Los resultados de este capítulo fueron publicados en el artículo de alto impacto [A2].

Otros méritos de investigación

A. Revistas

1. E. Oña, S. Marcos-Antón, D. Copaci, J. Arias, R. Cano de la Cuerda, A. Jardón; *Effects of EMG-Controlled Video Games on the Upper Limb Functionality in Patients with Multiple Sclerosis: A Feasibility Study and Development Description*; Hindawi, 2022. <https://doi.org/10.1155/2022/3735979>
2. D. Copaci, J. Arias, M. Gómez, L. Moreno, D. Blanco; *sEMG-Based Gesture Classifier for a Rehabilitation Glove*; *Frontiers in Neurorobotics*, 2022. <https://doi.org/10.3389/fnbot.2022.750482>

B. Conferencias

1. D. Copaci, J. Arias, L. Moreno, D. Blanco; *Pelota sensorizada para tareas de rehabilitación de la mano*; Jornadas Robótica Educación Bioingeniería, Málaga, España, 2022.
2. J. Arias, D. Copaci, L. Moreno, D. Blanco; *Evaluación y desempeño de los sensores Myo Armband y MindRove*; XLIII Jornadas de Automática; Logroño, España, 2022. <https://doi.org/10.17979/spudc.9788497498418.0058>

Abstract

Assistive and rehabilitation devices are intended to help recover motor skills after a disorder and thus the patient's independence. Among these devices, a major interest in recent years has been represented by soft devices of the exo-suit type, which can adopt different morphologies of the human body, thanks to their actuation system. Although in recent years the development of these systems has made great progress, there is currently a shortage of actuating systems, which limits their progress. In this sense, emerging actuation solutions must be sought to overcome the shortcomings of conventional actuators. With this intention, new actuator structures based on bio-inspired shape memory alloys were developed in this thesis in order to mimic the flexibility and strain of human muscle by providing the necessary force to mobilize the joints. In order to carry out this study, different designs of SMA-based actuator structures of single and multi-wire types were implemented together with their control algorithms that improved the current performance of SMA actuators, in terms of operating frequency, power consumption and position error. On the other hand, the main features of the actuator such as simplicity and flexibility in a compact design were maintained with the structures. The results obtained were analyzed, showing that the working frequency of the SMA actuators improved by 0.1 Hz. Furthermore, the possible optimization of the actuator according to the final application, in order to improve its energy efficiency. In addition, in the case of antagonistic configuration, the number of continuous operation cycles of the system was doubled, limited due to the heating of the actuators. To demonstrate the feasibility of integrating actuators into rehabilitation systems, a new actuated exo-suit was designed and implemented for the rehabilitation of the elbow joint in flexion, where the improvements of the multi-wire actuator structure over the single-wire actuator structure were tested.

Resumen

Los dispositivos de asistencia y rehabilitación tienen la finalidad de ayudar a recuperar las capacidades motoras tras un trastorno y por ende la independencia del paciente. Entre estos dispositivos, en los últimos años, un principal interés lo representa los dispositivos blandos de tipo exo-trajes, que pueden adoptar diferentes morfologías del cuerpo humano, gracias a su sistema de actuación. Aunque en los últimos años el desarrollo de estos sistemas presento un gran avance, actualmente existe una carencia centrada en los sistemas de actuación, que limita su progreso. En este sentido, se deben buscar soluciones emergentes de actuación, que superen las carencias de los actuadores convencionales. Con esta intención, en esta tesis se desarrollaron nuevas estructuras de actuadores basados en aleaciones con memoria de forma, bio-inspiradas, con el fin de imitar la flexibilidad y deformación del músculo humano aportando la fuerza necesaria para movilizar las articulaciones. Para llevar a cabo este estudio, se implementaron diferentes diseños de estructuras de actuadores basados en SMA de tipo monofibra y multifibra junto con sus algoritmos de control que mejoró las actuales prestaciones de los actuadores de SMA, desde el punto de vista de frecuencia de trabajo, consumo y error en posición. Por otra parte, con las estructuras se mantuvieron las principales características del actuador como simplicidad y flexibilidad en un diseño compacto. Los resultados obtenidos fueron analizados, demostrando que la frecuencia de trabajo de los actuadores de SMA mejoró 0.1 Hz. Asimismo, la posible optimización del actuador de acuerdo con la aplicación final, para mejorar su eficiencia energética. Por otra parte, en el caso de la configuración antagonista, se duplicó el número de ciclos de funcionamiento continuo del sistema, limitado debido al calentamiento de los actuadores. Para demostrar la viabilidad de integración de los actuadores en los sistemas de rehabilitación, se diseñó e implementó un nuevo exo-traje actuado para la rehabilitación de la articulación del codo en flexión, donde se comprobaron las mejoras de la estructura del actuador multifibra frente a la estructura del actuador monofibra.

Abreviaturas

Af	Austenite Finish Temperature
As	Austenite Start Temperature
BPID	Bilineal proporcional-integral-derivativo
CAI	Chronic ankle instability
CNT	Carbon nanotube
D2W	Discover2Walk
DC	Direct current
DE	Differential evolution
DEA	Dielectric elastomer actuators
DoF	Degrees of freedom
HAM	Hydraulic Artificial Muscle
HT	High temperature
I ² C	Inter-Integrated Circuit
IMU	Inertial Measurement Unit
LAC	Linear Actuator Control
LiNbO ₃	Lithium niobate
LT	Low temperature
LTI	Linear and Time Invariant
Mf	Marteniste Finish Temperature
Ms	Martensite Start Temperature
NIR	Near-infrared
OHAM	Oil-based hydraulic artificial muscle
PAM	Pneumatic Artificial Muscle
PID	Proporcional-integral-diferencial

PLA	Polylactic acid
PTFE	Politetrafluoroetileno
PVC	Polyvinyl chloride
PWM	Pulse width modulation
PZT	Lead Zirconate Titanate
SCP	Supercoiled Polymer actuators
sEMG	Surface Electromyography
Shape	Memory Alloy SMA
SMC	Sliding mode control
SPA	Pneumatic Soft Actuator
SPI	Serial Peripheral Interface
SR-AFO	Soft Robotic Ankle-Foot Orthosis
UV	Ultraviolet
ZnO	Zinc oxide
scp	segundos por ciclo

Índice general

1. INTRODUCCIÓN.	1
1.1. Objetivos de la investigación	3
1.1.1. Objetivo principal	3
1.1.2. Objetivos específicos.	3
1.2. Organización de la tesis	3
2. ESTADO DEL ARTE.	5
2.1. Músculos artificiales: Tecnologías de accionamiento blando.	6
2.1.1. Músculos artificiales accionados por presión	9
2.1.2. Músculos artificiales por accionamiento eléctrico.	16
2.1.3. Músculos artificiales por accionamiento térmico	22
2.2. Conclusiones del capítulo	27
3. ACTUADORES BASADOS EN SMA	30
3.1. Aleaciones con memoria de forma	31
3.1.1. Aspectos generales.	31
3.1.2. Tipos de Aleaciones con memoria de forma.	32
3.1.3. Aleaciones con memoria de forma - Nitinol.	33
3.1.4. Selección de la aleación con memoria de forma.	34
3.1.5. Fibras basadas en tecnología SMA como actuador	35
3.2. Diseño de actuadores basados en SMA	37
3.2.1. Estructura actual del actuador basado en SMA desarrollado por el grupo de investigación.	37
3.2.2. Otras estructuras de actuadores basados en SMA.	37
3.2.3. Aplicaciones	38
3.3. Conclusiones del capítulo	39

4. CARACTERIZACIÓN LINEAL DE ACTUADORES BASADOS EN SMA . . .	40
4.1. Banco de pruebas en configuración lineal	41
4.2. Actuador monofibra basado en SMA: configuración lineal	44
4.2.1. Estructura del actuador lineal monofibra.	44
4.2.2. Estrategia de control para el actuador lineal monofibra.	46
4.2.3. Efectos del tensado.	47
4.2.4. Pruebas y resultados actuador lineal monofibra 0.51 mm	49
4.2.5. Pruebas y resultados del actuador lineal monofibra 0.38 mm.	55
4.3. Actuador multifibra basado en SMA: configuración lineal	58
4.3.1. Estructura del actuador lineal multifibra	58
4.3.2. Estrategias de activación del actuador multifibra	63
4.3.3. Estrategia de control para el actuador lineal multifibra	65
4.3.4. Pruebas y resultados del actuador lineal multifibra	72
4.4. Conclusiones	78
5. CARACTERIZACIÓN ANTAGONISTA DE ACTUADORES BASADOS EN SMA	81
5.1. Banco de pruebas en configuración antagonista	82
5.2. Actuador monofibra basado en SMA: configuración antagonista	83
5.2.1. Estrategia de control para el actuador monofibra	84
5.2.2. Estructura del actuador antagonista monofibra 0.51 y 0.38 mm	85
5.2.3. Pruebas y resultados del actuador antagonista monofibra	85
5.3. Actuador multifibra basado en SMA: configuración antagonista	92
5.3.1. Estrategia de control para el actuador multifibra	92
5.3.2. Estructura del actuador antagonista multifibra 0.51 mm	93
5.3.3. Pruebas y resultados del actuador antagonista multifibra.	93
5.4. Conclusiones del capítulo	97
6. ANÁLISIS DE EFICIENCIA DE ACTUADORES BASADOS EN TECNOLOGÍA SMA	98
6.1. Introducción	99
6.1.1. Modelo térmico de la fibra de SMA	99
6.2. Estructuras de actuadores basados en SMA	101

6.3. Estrategia de control para actuadores basados en SMA.	104
6.4. Pruebas y resultados	104
6.4.1. Definición de las pruebas	105
6.4.2. Resultados	107
6.5. Conclusiones del capítulo	115
7. PRUEBAS SOBRE DISPOSITIVOS REALES	117
7.1. Introducción	118
7.2. Desarrollo del exo-traje actuado	119
7.2.1. Diseño del exo-traje	119
7.2.2. Estructura de los actuadores.	120
7.2.3. Sensores.	122
7.3. Resultados	123
7.4. Conclusiones del capítulo	123
8. CONCLUSIONES Y TRABAJOS FUTUROS	125
8.1. Conclusiones	126
8.2. Trabajos futuros	127

Índice de figuras

2.1	Actuadores flexibles de acuerdo al estímulo de activación	7
2.2	a) Órtesis robótica para la articulación del tobillo[1]. b) Dispositivo robótico vestible para rehabilitación del miembro inferior (tobillo y pie) [2]. c) Exosuit robótico blando de tobillo-pie SR-AFO con actuación neumática [3]. d) Prototipo en funcionamiento extensión y flexión de la rodilla [4]. e) Actuador neumático para asistir el movimiento de la parte superior del brazo [5]. f) Guante con actuador neumático blando SPA [6]. g) Guante neumático para la rehabilitación de la mano [7].	11
2.3	a) Prototipo pierna robótica de dos DoF con HAM[8]. b) Prototipo del dispositivo robótico de asistencia para la mano [9]. c) Plataforma experimental con OHAM. [10]. d) Dispositivo de soporte de rodilla actuado con HAM [11]	14
2.4	a) DEA para rehabilitación para la articulación del codo [12]. b) Prototipo de AFO basado en DEA [13]. c) Prototipo de la prenda de asistencia a la marcha basada en el gel de PVC [14]	17
2.5	Prototipo de WOTAS para la articulación del codo, activado por un motor CC del proyecto DRIFTS [15].	21
2.6	a)Mano robótica con actuadores SCP [16]. b)Órtesis de muñeca asistencial con nylon conductor [17]	23
2.7	a) Exoesqueleto vestible para la rehabilitación del codo actuado con SMA [18]. b) Prototipo de exoesqueleto de muñeca actuado con SMA [19]. c) Dispositivo accionado con SMA para asistir a la rehabilitación la mano [20]. d) Exoesqueleto de muñeca basado en SMA [21] e) Exo-traje para tobillo actuado con fibras de SMA [22] f) Plataforma de rehabilitación de tobillos con sistema de refrigeración periódica [23]	25
2.8	Comparación de la deformación, potencia específica, tensión y eficiencia de los músculos artificiales considerados en este estudio. Los ejes están en escala logarítmica.	28
3.1	Curva de transformación SMA [24].	31

3.2	Fase de transformación SMA [24]	32
3.3	Estructura actual del actuador basado en SMA desarrollado por el grupo de investigación RoboticsLab.	37
4.1	Esquema del banco de pruebas en configuración lineal	41
4.2	Hardware electrónico	43
4.3	Banco de pruebas en configuración lineal	43
4.4	Estructura de actuadores monofibra basados en SMA. (a) Actuador monofibra 1: consta de una fibra de SMA (1), PTFE (2), cable Bowden (3) y una unidad terminal (4). (b) Actuador monofibra 2: consta de una fibra de SMA (1), PTFE (2), un cable Bowden (3), una unidad terminal (4) y ventilador (5). (c) Actuador monofibra 3: consta de una fibra de SMA (1), PTFE (2), tubo de polietileno (3), una unidad terminal (4) y un ventilador (5).	45
4.5	Esquema básico del control BPID para configuración lineal [25] (adaptada de [26]) Y_{ref_flex} es la posición lineal deseada, Y_{flex} es la posición lineal del sensor, V_{flex} es la señal de control generada del controlador PID y U_{flex} es la señal de control rectificada del termino bilineal.	46
4.6	Temperatura típica vs. porcentaje de contracción [27].	47
4.7	Representación esquemática del actuador menos tenso y tenso del actuador.	48
4.8	Actuador monofibra de SMA más tenso y menos tenso	49
4.9	Definición de pruebas con actuadores lineales monofibra de 0.51mm de diámetro	50
4.10	Parte superior: Respuesta en posición frente a una señal de referencia sinusoidal del actuador monofibra 2 con enfriamiento forzado menos tenso. Parte inferior: La señal de control del actuador.	52
4.11	Resultados del actuador lineal monofibra 1 sin enfriamiento forzado más tenso diámetro: número de ciclos, tiempo de establecimiento y error en posición	53
4.12	Resultados del actuador lineal monofibra 2 con enfriamiento forzado más tenso diámetro: número de ciclos, tiempo de establecimiento y error en posición	53
4.13	Resultados del actuador lineal monofibra 2 con enfriamiento forzado menos tenso con diámetro 0.51 mm: número de ciclos, tiempo de establecimiento y error en posición	54

4.14	Resultados del actuador lineal monofibra 3 con enfriamiento forzado menos tenso con diámetro 0.51 mm: número de ciclos, tiempo de establecimiento y error en posición	55
4.15	Definición de pruebas con actuadores monofibra de 0.38 mm de diámetro	56
4.16	Resultado de actuador lineal monofibra 1 sin enfriamiento forzado menos tenso con diámetro 0.38 mm: número de ciclos, tiempo de establecimiento y error en posición.	57
4.17	Resultado de actuador lineal monofibra 1 con enfriamiento forzado menos tenso con diámetro 0.38 mm: número de ciclos, tiempo de establecimiento y error en posición.	57
4.18	Estructuras del actuador multifibra: a) Actuador multihilo en una sola funda Bowden; b) Actuador multihilo con fundas Bowden separadas sin contacto; c) Actuador multihilo con fundas Bowden independientes en contacto	59
4.19	Respuesta del actuador con las tres estructuras en baja frecuencia	59
4.20	Respuesta del actuador con las tres estructuras en baja frecuencia	60
4.21	Activación del actuador en bucle abierto	62
4.22	Respuesta de los actuadores en bucle abierto	62
4.23	Estrategias de activación	64
4.24	Esquema de control BPID para el actuador lineal multifibra	65
4.25	Controlador BPID para el actuador lineal multifibra	65
4.26	Conexión ordenador - microcontrolador STM32F4	66
4.27	Programa host - ordenador	67
4.28	Programa target - microcontrolador	68
4.29	Esquema de control BPID modificado de acuerdo con la estrategia de activación 2.	70
4.30	Esquema de control BPID modificado en Matlab/Simulink	70
4.31	Flujograma del código de activación de las fibras de SMA	71
4.32	Zonas de activación de las fibras de SMA	71
4.33	Estructura del actuador lineal multifibra.	73
4.34	Respuesta del actuador de una sola fibra de baja temperatura vs solo una fibra de alta temperatura	74
4.35	Comparativa según diámetro de la fibra y estrategia de activación	75
4.36	Comparativa según temperatura de activación	76

4.37	Comparativa de la respuesta del actuador según la frecuencia de trabajo.	77
4.38	Geometría del actuador multihilo	78
4.39	Efecto de la geometría en el error de posición	78
5.1	Esquema del banco de pruebas en configuración antagonista.	82
5.2	Resultado banco de pruebas en configuración antagonista.	84
5.3	Estructura actuadores basados en SMA en configuración antagonista.	85
5.4	Estructura de los actuadores antagonistas monofibra	86
5.5	Resultados de las pruebas del actuador monofibra de 0.51 mm, en configuración antagonista.	88
5.6	Señal tipo trapezoidal generada.	89
5.7	Respuesta del actuador antagonista multifibra frente a una señal trapezoidal.	90
5.8	Esquema de control BPID para los actuadores antagonistas multifibra.	92
5.9	Estructura de los actuadores antagonistas multifibra.	94
5.10	Respuesta del actuador monofibra en configuración antagonista.	95
5.11	Respuesta del actuador multifibra en configuración antagonista.	95
5.12	Respuestas del actuador monofibra y multifibra en configuración antagonista a diferentes frecuencias.	96
6.1	Configuración actuador doble [28].	102
6.2	Respuesta y error en posición del actuador 1 y 2.	108
6.3	Potencia eléctrica según la tensión para los Actuadores 1 y 2.	110
6.4	Respuesta en posición de los actuadores 1 y 3.	110
6.5	Respuesta en posición de los actuadores 1 y 4 (actuador doble).	111
6.6	Respuesta en posición de los actuadores 1, 5 y 6.	112
6.7	Consumo eléctrico de los actuadores 1, 5 y 6.	113
6.8	Consumo de energía eléctrica del actuador 7.	113
7.1	Rangos de movimiento para la articulación del codo [29].	120
7.2	Exo-traje propuesto: 1 - Guante de neopreno; 2 - puntos de bloqueo para los actuadores basados en SMA; 3 - correas de sujeción ajustables; 4 - hombrera ortopédica; 5 - actuadores de SMA (a) monofibra y (b) multifibra; 6 - sensores IMU.	121
7.3	Respuesta del exo-traje siguiendo una referencia sinusoidal en posición.	123

8.1	Exo-traje actuado sobre el Dummy. Proyecto D2W.	128
8.2	Sensor textil basado en fibras de Nylon cubiertas con plata.	128

Índice de tablas

2.1	Características actuadores de acuerdo al estímulo de activación	8
2.2	Estímulo de activación, ventajas y limitaciones de los músculos artificiales	28
3.1	Composición química y características de algunas aleaciones con memoria de forma [30].	33
3.2	Características de los SMA a base de Nitinol [27, 31, 32].	34
3.3	Nitinol de 70°C y 90°C para diferentes diámetros extraídas del datasheet de Dynalloy [27]	35
4.1	Ganancias del controlador BPID	47
4.2	Frecuencias experimentales consideradas en configuración lineal	51
4.3	Pruebas empíricas para el ajuste porcentual.	63
5.1	Ganancias del controlador BPID para la configuración antagonista	85
5.2	Frecuencias experimentales consideradas en configuración antagonista	87
5.3	Períodos ondas trapezoidales	90
5.4	Resultados de los actuadores antagonistas monofibra de 0.38 mm de diámetro.	91
6.1	Estructura de los actuadores	104
6.2	Definición del actuador (Act.) para la prueba 1.	105
6.3	Desplazamiento y porcentaje del actuador para la prueba 1.	106
6.4	Definición de los actuadores para la prueba 2	106
6.5	Definición de los actuadores para la prueba 3.	106
6.6	Definición de los actuadores para la prueba 4.	107
6.7	Actuador 1 vs. actuador 2.	109

6.8	Rendimiento de las estructuras de los actuadores, frente a una referencia sinusoidal (de amplitud 29.28 mm y una frecuencia de 0.0668 Hz) durante 420 s, excepto el servomotor probado con una referencia escalonada. . . .	115
-----	-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------	-----

Capítulo 1

Introducción

En las últimas décadas se ha visto un desarrollo muy importante en la robótica, lo que ha llevado a que los robots estén siendo usados en diferentes aplicaciones desde sectores industriales hasta los relacionados con la medicina. Entre sus diferentes ramas, una de las más populares ha sido la robótica de asistencia y rehabilitación. Dentro de esta rama, entre los últimos avances se distinguen los denominados exoesqueletos soft o los exotrajés. Esto es un concepto de diseño basado en crear sistemas robóticos vestibles [33, 34] en los que el peso, ergonomía y eficiencia son decisivos.

Estas características se consiguen tratando de evitar los mecanismos rígidos y pesados exigidos por sistemas de actuación convencionales tales como motores eléctricos, o sistemas de actuación neumáticos basados en cilindros. Para ello, es adecuado una mayor investigación de los métodos de actuación no convencionales para superar la precariedad de los sistemas actuales. Una de esas facetas es el desarrollo de actuadores blandos o músculos artificiales.

Los músculos artificiales son capaces de producir movimientos inspirados biológicamente, útiles para los sistemas robóticos, es decir, con una gran relación potencia-peso, una conformidad inherente y una amplia gama de movimientos, por lo que son muy atractivos como actuadores biomiméticos en diversas aplicaciones robóticas [35]. Estos actuadores se componen principalmente de geles, elastómeros, polímeros superenrollados, aleaciones con memoria entre otros [36, 37]. Estos materiales son elásticos y flexibles por ende pueden funcionar sin necesidad de utilizar diseños complejos u otros mecanismos engorrosos.

El estudio y la utilización de los actuadores blandos ha crecido significativamente en la última década. Sin embargo, para alcanzar todo el potencial, aún se necesitan estudios fundamentales que permitan analizar como estructurar (diseñar), modelar y controlar músculos artificiales para obtener movimientos suaves y precisos y lograr comportamientos robóticos similares a los seres humanos.

De este modo el presente trabajo de investigación aborda el desarrollo y análisis de actuadores basado en aleaciones con memoria de forma enfocados a dispositivos robóticos

blandos asistenciales y de rehabilitación. Estos actuadores flexibles se ajustan a formas biológicamente inspiradas siendo más seguros y aportando la fuerza necesaria en los sistemas donde son integrados [35, 38]. Asimismo, son más robustos y adaptables debido a sus altos grados de libertad (DoF). Un actuador basado en aleaciones con memoria de forma (SMA) bien estructurado puede realizar fácilmente movimientos lineales y de rotación, proporcionando las ventajas de movilidad y adaptabilidad [39]. Además, otras ventajas que ofrecen frente a sus homólogos rígidos convencionales (motores eléctricos) son la alta relación potencia-peso, alta relación fuerza-peso, y todo sin vínculos complejos. Sin embargo, para que los actuadores basados en SMA y los dispositivos robóticos alcancen su potencial en rehabilitación y asistencia, deben superar sus actuales barreras. Por lo tanto, desde la perspectiva de las dificultades a la que este tipo de actuadores se enfrentan son: el control del actuador debido a la histéresis del material y dependiendo del sistema donde se integran su alto número de grados de libertad; la baja frecuencia de trabajo debido a la transformación lenta (tiempo de enfriamiento) entre la fase de austenita y martensita; la baja eficiencia energética para convertir la energía eléctrica en energía térmica y a su vez en trabajo mecánico, pueden restringir sus aplicaciones y usos [40, 41, 42].

Con el presente trabajo se pretende dar soluciones novedosas a las principales limitaciones de los actuadores basados en SMA para su viabilidad e integración en dispositivos robóticos asistenciales blandos y de rehabilitación.

En este sentido se desarrollarán diferentes estructuras de actuadores basados en SMA con los algoritmos de control para mejorar la frecuencia de trabajo y por otra parte, se evaluarán estas estructuras en términos del consumo energético. El actuador propuesto mantiene una estructura compacta y su característica de flexibilidad, siendo posible optimizarlo dependiendo de la aplicación final. Este estudio finaliza con la integración del sistema de actuación propuesto en un nuevo exo-traje para la rehabilitación del codo.

Esta tesis de investigación forma parte del proyecto multidisciplinario Discover2Walk (D2W) *Desarrollo de una plataforma robótica para ayudar a niños con Parálisis Cerebral a descubrir cómo caminar* (PID2019-105110RB-C32).

Este proyecto combina herramientas y conocimientos de robótica, neurociencia y rehabilitación para acelerar la aplicación de la tecnología robótica emergente. El objetivo principal de la propuesta es diseñar un nuevo sistema robótico y comprender cómo las tecnologías robóticas pueden promover y modular el aprendizaje motor en el contexto de la promoción de la marcha en niños pequeños con parálisis cerebral.

En concreto esta tesis trata de desarrollar tecnologías emergentes de actuación suave (actuadores SMA) que interactúa sin problemas con los niños pequeños y les ayuda a descubrir cómo caminar de forma natural y adaptativa.

1.1. Objetivos de la investigación

1.1.1. Objetivo principal

Desarrollar y analizar actuadores basados en SMA enfocados a la robótica de asistencia y rehabilitación.

1.1.2. Objetivos específicos

- Realizar el estado del arte relacionado con las tecnologías de accionamiento blando. En este marco se presentará los principales sistemas de actuación no convencionales y se evaluarán desde el punto de vista de su deformación, potencia específica, tensión, ancho de banda y eficiencia energética. Asimismo, se realizará un estudio de su integración en aplicaciones de la robótica asistencial y de rehabilitación, poniendo en evidencia sus ventajas y principales limitaciones de cada una de las tecnológicas de accionamiento blando.
- Estudiar las aleaciones con memoria de forma con base en su principio de funcionamiento y su posible uso como actuador.
- Diseñar e implementar un banco de pruebas que permita probar diferentes estructuras de actuadores basados en SMA y sus estrategias de control. Por otra parte, el banco de pruebas debe permitir realizar pruebas experimentales en configuración lineal y antagonista (probar un actuador flexor junto con el extensor) imitando un par de músculos antagonistas (bíceps - tríceps).
- Desarrollar y analizar diferentes diseños de estructuras de actuadores lineales y antagonistas, monofibra y multifibra.
- Desarrollar los algoritmos de control, integrar y realizar pruebas de funcionamiento con las estructuras de los actuadores propuestos.
- Analizar desde el punto de vista del desplazamiento y eficiencia energética, diferentes estructuras de actuadores basados en SMA.
- Demostrar la viabilidad de integración de las estructuras de los actuadores propuestos en un dispositivo de rehabilitación. Para esto se va a diseñar y desarrollar un prototipo de un exo - traje accionado con algunos de los actuadores propuestos.

1.2. Organización de la tesis

La presente tesis se divide en ocho capítulos como sigue:

- Capítulo 2 presenta el estado del arte de las tecnologías de accionamiento blando y su integración en aplicaciones de la robótica asistencial y de rehabilitación.
- Capítulo 3 describe los actuadores de SMA y sus principales ventajas y limitaciones.
- Capítulo 4 presenta el desarrollo de diferentes estructuras de actuadores lineales monofibra y multifibra.
- Capítulo 5 describe el desarrollo de diferentes estructuras de actuadores antagonistas monofibra y multifibra.
- Capítulo 6 está enfocado al análisis de la eficiencia energética y desplazamiento de los actuadores de SMA de acuerdo con la aplicación final.
- Capítulo 7 esta relacionado con el desarrollo del exo-traje para rehabilitación donde se integra diferentes estructuras de actuadores de SMA.
- Capítulo 8 recoge las principales conclusiones, publicaciones que resultaron de este trabajo y las futuras líneas de trabajo.

Capítulo 2

Estado del Arte

En este capítulo se presenta diversas investigaciones encontradas en la literatura con relación al objeto de estudio. Se hace una revisión detallada de trabajos para analizar las características y consideraciones importantes en la selección, el diseño y la implementación de varios músculos artificiales destacados y únicos para los robots biomiméticos. Además, se distingue diferentes estrategias de control aplicadas a los actuadores basados en tecnología blanda.

2.1. Músculos artificiales: Tecnologías de accionamiento blando

Los músculos artificiales son un subconjunto de las tecnologías de actuación entre otras aplicaciones para el desarrollo de robots biomiméticos. El músculo artificial es un tipo de actuador generalmente definido por analogía con los músculos de los seres vivos. Como el músculo natural, cualquier músculo artificial se caracteriza por su capacidad de contraerse/relajarse en respuesta a un estímulo externo (por ejemplo, químico o físico) [38, 43].

Estos actuadores que van desde aleaciones con memoria de forma hasta elastómeros dieléctricos, ofrecen ciertas ventajas con respecto a los actuadores rígidos convencionales (tal como, motores eléctricos), entre otras, alta relación fuerza-peso, alta relación potencia-peso y, todo sin estructuras complejas. A pesar de la naturaleza precisa de los actuadores rígidos, el rango de movimiento puede estar limitado en términos de sus DoF. Esto da como resultado que los sistemas rígidos sean menos eficientes para poder adaptarse a diversas condiciones operativas.

Por su parte, los músculos artificiales han ayudado a los investigadores a encontrar soluciones a los inconvenientes que los actuadores rígidos convencionales no tienen la posibilidad de resolver. Por su naturaleza flexible, son seguros para interactuar con los seres humanos y reducir el riesgo de daño durante el desempeño. Además, debido a su alto número de DoF, hacen que estos sean buenos candidatos para aplicaciones robóticas novedosas como robots biomiméticos, prótesis robóticas y exoesqueletos, dispositivos vestibles, entre otros. Su facilidad para adaptarse al entorno, recoger y colocar objetos delicados sin destruir y, su flexibilidad para operar en espacios complejos, comparativamente con sus homólogos rígidos, son otros de los beneficios que ofrecen [44, 45, 46].

Para aplicaciones como las antes mencionadas, los músculos artificiales son prometedores [37]. Estos pueden accionarse a través de diferentes estímulos externos, como presión, fotones, campos térmicos, magnético y/o eléctricos. No obstante, ciertos actuadores tienen la posibilidad de presentar mejor rendimiento de desempeño para un grupo específico de aplicaciones que otros; pongamos por caso, los actuadores activados por el espectro infrarrojo (Near-infrared NIR) son prometedores para aplicaciones médicas (donde los campos magnéticos afectarían la instrumentación médica), mientras que los actuadores activados por campos térmicos como las aleaciones con memoria de forma son prometedoras para dispositivos vestibles por su buena relación fuerza-peso del actuador [39].

Como investigadores se debe aprovechar los avances de la tecnología de accionamiento blando y aplicar a dispositivos vestibles. Con ellos se puede diseñar mejores exo-trajes

que abre grandes perspectivas para el futuro, ya que puede ayudar a aquellas personas que padecen limitaciones de movilidad a recuperar su independencia, apuntando siempre a diseños que brinden al usuario buen funcionamiento y comodidad.

Por ello, con base en la literatura se realiza una revisión sobre ciertas consideraciones de rendimiento, aplicaciones, ventajas y limitaciones de los actuadores flexibles agrupados de acuerdo al estímulo de activación como se muestra en la figura 2.1.

En este capítulo se presenta una revisión de los músculos artificiales que se destacan por su idoneidad para diferentes aplicaciones de robótica blanda.

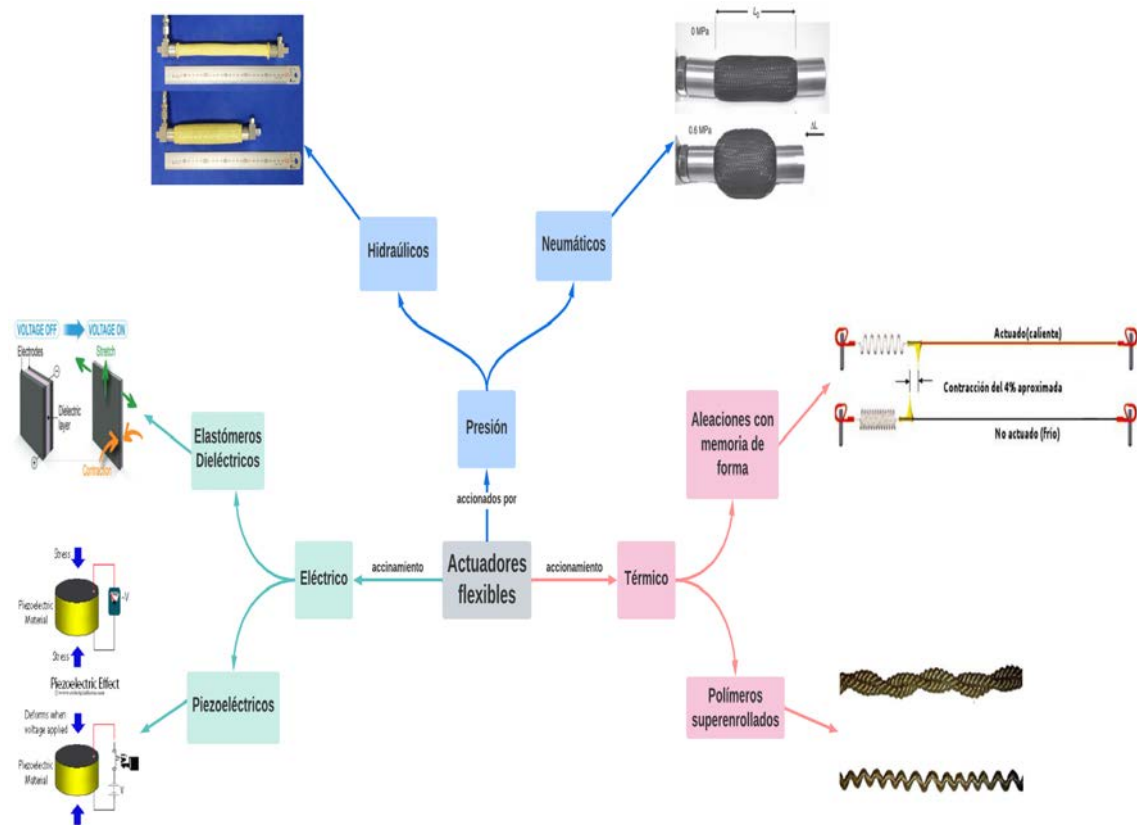


Figura 2.1: Actuadores flexibles de acuerdo al estímulo de activación

En general, para evaluar el rendimiento de los actuadores, se pueden caracterizar por una lista de características relativas, por ejemplo, deformación, potencia específica, presión, ancho de banda, eficiencia energética, número de ciclos de vida, voltaje entre otros. Las definiciones de las características se proporcionan de la siguiente manera [47]:

- **Deformación(%):** representa el desplazamiento normalizado por la longitud original del material en la dirección de actuación. Este parámetro proporciona información sobre la deformación máxima (por ejemplo rotación, contracción o alargamiento) que el actuador puede sostener o proporcionar antes de fallar.
- **Potencia específica o relación potencia/peso (W/kg):** es el trabajo de salida generado por el actuador tras la excitación por unidad de masa del actuador.

- Tensión (MPa): es la fuerza generada por el actuador tras la excitación normalizada a su área de sección transversal inicial. Este parámetro proporciona información sobre la fuerza máxima que el actuador puede sostener o proporcionar antes de fallar.
- Ancho de banda (Hz): es la máxima frecuencia sinusoidal que puede alcanzar la señal de salida generada por el músculo artificial. Es importante señalar que, se mencionan las frecuencias más altas que han sido observadas.
- Eficiencia (%): relación entre la energía mecánica proporcionada en la salida y la energía de entrada necesaria para el accionamiento.
- Ciclos de vida (-): Número de ciclos de accionamiento antes de fallar el actuador.

A menudo, se necesitan otras características para describir los materiales de actuación, incluida la dependencia de la temperatura en la respuesta, la resolución de posicionamiento (precisión), la resistividad que pueden ser importantes de acuerdo al campo de aplicación. Desafortunadamente, los valores de estas características a menudo no se conocen. Los valores característicos de los actuadores estudiados se muestran en la tabla 2.1. Estos se obtuvieron a partir de los valores reportados en la literatura existente.

Tabla 2.1: Características actuadores de acuerdo al estímulo de activación

Tipo de Actuador	Deformación [%]	Potencia específica [W/kg]	Tensión [Mpa]	Ancho de banda [Hz]	Eficiencia [%]
Neumático	10 - 70 [48]	10 ⁴ [43, 49]	hasta 1 [43]	40 [50]	hasta 70 [51]
Hidráulico	45 - 90 [52]	2000 [52]	0.6 [52]	-	23 - 59 [52]
Elastómero dieléctrico	32 - 380 [53]	426 [45]	3.2 - 7.7 [47, 43]	100 [54]	< 90 [53, 54, 55]
Piezoeléctrico	0.2 - 1.7 [43]	170 [56]	100 - 130 [43, 56]	10 ⁸ [57]	90 [43, 57]
SCP	49 [58]	30 x 10 ³ [43, 58, 59]	20 [60]	7.5 [58]	< 1.32 [60]
SMA	5 - 8.5 [61, 62]	hasta 50 x 10 ³ [47]	200 - 700 [47, 61, 63]	0.027 - 3.33 [27, 63]	< 10 [37, 53]

La comparación general de músculos artificiales en términos de deformación, potencia específica, tensión, ancho de banda y eficiencia energética, se debe usar como una comparación de alto nivel entre los actuadores, teniendo en cuenta que puede cambiar ligeramente sus valores característicos a causa del diseño y tipo de material con el que se construya el actuador.

La tabla 2.1 ofrece los valores de las características asociadas a las tecnologías de accionamiento blando. Por ejemplo, los actuadores neumáticos (Pneumatic Artificial Muscle PAM) tienen una alta relación potencia/peso y un buen ancho de banda, pero los compresores o las fuentes de aire necesarios reducen la relación potencia-peso efectiva [50]. Por otra parte, los actuadores hidráulicos (Hydraulic Artificial Muscle HAM) presentan una buena relación potencia/peso pero, a su vez muestran baja tensión y son voluminosos debido a que requieren la presencia de un sistema hidráulico. Los actuadores de elastómeros dieléctricos (Dielectric elastomer actuators DEA) producen una gran deformación, un

ancho de banda razonablemente alto y una alta eficiencia, pero requieren un alto voltaje para su actuación [54]. Los actuadores piezoeléctricos tienen el mayor ancho de banda y eficiencia energética [57], pero exhiben baja deformación y baja potencia específica [56]. Los actuadores de polímeros superenrollados (Supercoiled Polymer actuators SCP) SCP demuestran un gran rango de actuación y una potencia específica significativa, pero tienen un ancho de banda limitado y una baja eficiencia energética que oscila entre el 0.71 % y el 1.32 % [60]. Con respecto a los actuadores basados en aleaciones con memoria de forma (Shape Memory Alloy SMA) tienen elevada relación potencia/peso y exhiben alta tensión [63], pero también alta no linealidad y baja deformación (inferior al 10 %) [37].

2.1.1. Músculos artificiales accionados por presión

Neumáticos.

El actuador neumático blando se conoce generalmente como PAM, o Músculo Artificial Neumático, es un dispositivo mecánico de actuación cuyo modo de funcionamiento ha sido inspirado por el de los músculos biológicos. Los PAM convierten la energía del aire comprimido en movimiento mecánico.

Su estructura suele ser un mallado fabricado con materiales blandos, como polímeros y tejidos entrelazados que forman una manga. Al presurizar la manga, el actuador puede contraerse o extenderse axialmente, y la dirección del movimiento depende de la orientación de las fibras de mangas trenzadas [64].

Los PAM tienen la posibilidad de dividirse en tipos de presión positiva y negativa en función de la presión del aire. El PAM de tipo presión positiva más tradicional es el músculo McKibben, que fue extensamente usado [65, 66] y mejorado [67, 68], debido a las características de estructura simple, respuesta rápida, alta fuerza de salida y bajo costo comercial, los músculos McKibben se utilizan ampliamente en distintas aplicaciones.

Los PAM tienen la posibilidad de proveer suficiente flexibilidad y un elevado nivel de biocompatibilidad. Poseen beneficios de ligereza, por ejemplo, el músculo neumático de 5 mm de diámetro interior producido por Festo sólo pesa 27 g por metro. También, son fáciles de instalar y son cómodos de utilizar en comparación con los motores convencionales [39]. Por otra parte, exhiben una alta deformación (10-70 %) [48] y una alta relación potencia/peso (10^{-4} W/kg) [49, 69] pero necesitan dispositivos externos como válvulas, compresores de aire y controladores no lineales para su funcionamiento. Además, son eficientes energéticamente (hasta 70 %) [51], como se muestra en la tabla 2.1.

En cambio, debido a la estructura física específica los PAM presentan ciertas deficiencias que pueden ser resumidas de la siguiente manera: las características dinámicas son la no linealidad, influido por el aire comprimido interno, el músculo artificial neumático muestra una compleja relación no lineal entre la presión del aire y la longitud de contracción [70]. Debido a su construcción geométrica presenta histéresis. Por lo tanto, resulta

muy difícil modelar la dinámica y operar con controladores basados en modelos [71]. Además, presentan una baja tensión de hasta 1 MPa [43] (ver tabla 2.1). No obstante, a pesar de sus debilidades los PAM muestran cierto interés para diversos estudios, siendo usados en un extenso abanico de aplicaciones. Por ejemplo, se utilizan en aplicaciones de robótica vestible para rehabilitación de articulaciones de los dedos, la mano, la muñeca, el codo, el tobillo y el hombro [72, 73], ortesis de tobillo-pie, exosuits para la rehabilitación de la marcha y la parte superior del cuerpo y robots de asistencia [39, 74, 75, 76].

En [1], se presentó una ortesis robótica ligera que cumple con los requisitos para rehabilitar la articulación del tobillo a pacientes con inestabilidad crónica del tobillo (CAI) a través de perturbaciones controladas durante la marcha (ver fig. 2.2 a) . Puede proporcionar una fuerza controlada a la articulación del tobillo en los planos sagital y frontal durante la fase de balanceo de la marcha utilizando músculos artificiales neumáticos. Estos músculos artificiales son extremadamente ligeros en comparación con otros tipos de actuadores. El dispositivo pesa aproximadamente 1.10 kg, esta característica de ligereza permite a los pacientes caminar con su marcha natural mientras llevan el dispositivo. El dispositivo utiliza encoders rotativos para medir los ángulos del tobillo, así como sensores de fuerza para determinar cuándo el pie se encuentra en contacto con el suelo. Los primeros resultados muestran que, con el dispositivo de la flexión-plantar y la dorsiflexión prácticamente no se veían afectadas, mientras que el movimiento de pronación aumentaba en la fase de balanceo.

En el trabajo de investigación [2] los autores diseñaron un dispositivo robótico vestible para rehabilitación del miembro inferior (tobillo y pie) como se puede apreciar en la figura 2.2 b). Este dispositivo se acciona mediante músculos artificiales neumáticos inspirados en músculo biológico del pie y la pierna. Contiene cuatro actuadores neumáticos que asisten la dorsi-flexión y la flexión-plantar, así como la supinación y la pronación. Es capaz de generar un rango de movimiento del tobillo de 27° , 14° y 13° para el movimiento de dorsi-flexión, flexión-plantar e inversión y la eversión respectivamente. Además, por su estructura altamente blanda el dispositivo proporciona asistencia activa sin restringir los DoF de la articulación del tobillo. También, incluye diversos sensores para el análisis del patrón de la marcha. La estrategia de control utilizada es un controlador para el sistema lineal e invariante en el tiempo (Linear and Time Invariant LTI) basada en técnicas de diseño de control clásico. La idoneidad de la estrategia de control propuesta se demostró con varios experimentos de seguimiento de ángulos de referencia.

En [3] los autores presentan el diseño de un exosuit robótico blando de tobillo-pie SR-AFO (del inglés Soft Robotic Ankle-Foot Orthosis) (ver fig. 2.2 c)) permitiendo el movimiento de flexión-plantar para la rehabilitación de la marcha en individuos que padecen irregulares debido a un accidente cerebrovascular u otras lesiones. El exosuit SR-AFO es una prenda parecida a un calcetín fabricada con tejidos compatibles. El exosuit SR-AFO ayuda en la etapa final de la marcha en flexión-plantar contrayendo el actuador para tirar del extremo posterior del pie hacia arriba. Esto ayuda a minimizar el esfuerzo muscular del usuario durante el movimiento de flexión-plantar. Teniendo en cuenta a

[4], se presentó un dispositivo robótico para asistir a infantes de 12 meses de edad en el movimiento de flexión y extensión de la articulación rodilla como se observa en la figura 2.2 d). El dispositivo robótico blando vestible se accionó con actuadores neumáticos compactos y ligeros. El prototipo cuenta con ocho actuadores para realizar movimientos activos bidireccionales de la articulación rodilla. Cada músculo contiene cuatro células musculares que crean una fuerza de 38 N y una contracción de 18 mm. El dispositivo se probó utilizando un modelo de pierna impreso en 3D y demostró el ángulo máximo de extensión de la rodilla de 95° y un ángulo de flexión de 37°. El dispositivo también fue capaz de generar fuerzas de rotación en el tobillo de aproximadamente 2.5N y 7N para la extensión y flexión, respectivamente.

En [5], se diseñó un actuador neumático para asistir el movimiento de la parte superior del brazo a través de la abducción del hombro y la flexión/extensión horizontal. El dispositivo se puede observar en la figura 2.2 e). Mediante el movimiento coordinado de los actuadores de abducción con el actuador de extensión/flexión horizontal, el dispositivo puede proporcionar apoyo integral para el movimiento en diferentes direcciones del hombro. Con sólo 0.48 kg para todo el sistema de actuadores, este dispositivo es capaz de generar 8 Nm por debajo de 70 kpa.



Figura 2.2: a) Órtesis robótica para la articulación del tobillo[1]. b) Dispositivo robótico vestible para rehabilitación del miembro inferior (tobillo y pie) [2]. c) Exosuit robótico blando de tobillo-pie SR-AFO con actuación neumática [3]. d) Prototipo en funcionamiento extensión y flexión de la rodilla [4]. e) Actuador neumático para asistir el movimiento de la parte superior del brazo [5]. f) Guante con actuador neumático blando SPA [6]. g) Guante neumático para la rehabilitación de la mano [7].

Los guantes neumáticos blandos son candidatos potenciales para aplicaciones de realidad virtual. Según [6] y como se muestra en la figura 2.2 f), se desarrolló un guante con

actuador neumático blando SPA (del inglés Pneumatic Soft Actuator) para proporcionar retroalimentación táctil. El SPA presenta un tamaño y peso reducido; diámetro: 15mm, altura: 5mm, peso: 0.57 g respectivamente. Utilizando el actuador, diseñaron un guante para interactuar con la realidad virtual. Los movimientos de los dedos son detectados por los sensores piezoeléctricos acoplados y transmitidos a un espacio virtual a través de Bluetooth para interconectarse con una mano virtual.

Citando a [7], este artículo presenta el diseño, el modelado y las pruebas de un guante neumático para la rehabilitación de la mano (ver fig. 2.2 g). El guante blando tiene potencial para ayudar a los pacientes con los ejercicios de flexión y agarre para la rehabilitación de la mano. El guante blando puede cerrar completamente la mano humana bajo una presión de inflado de unos 120 kPa. Con una presión de inflado de 150 kPa, el guante blando es capaz de agarrar una manzana con peso de 220 g. Este ejercicio demuestra que el guante blando tiene potencial para la rehabilitación de la mano. Los autores demostraron que el diseño del guante blando es factible para ejercicios pasivos, mostrando así su potencial en la rehabilitación de la mano.

Con respecto a las estrategias de control para los actuadores neumáticos es una área de investigación activa para obtener las prestaciones deseadas, como la posición, la fuerza y la impedancia. En [77], se investiga el enfoque de control de modo deslizante integral de orden fraccionario en tiempo discreto para tratar de solucionar los inconvenientes de los PAM (no linealidad e histéresis). Se aproximó a un modelo matemático de segundo orden discreto más tiempo muerto para aproximar las características de las PAM en la configuración antagonista. A continuación, se empleó el enfoque de control integral de modo deslizante de orden fraccionario junto con un observador de perturbaciones para mejorar el rendimiento del seguimiento de la trayectoria. La eficacia del método de control propuesto se verificó mediante diversos experimentos usando un actuador físico.

En el trabajo de investigación [78], los autores proponen una estrategia de control adaptativo de seguimiento de trayectoria implementada en un dispositivo de rehabilitación de tobillo con distribución de fuerzas en el espacio articular. Este dispositivo está actuado por cuatro músculos neumáticos con tres grados de libertad rotacionales. El seguimiento preciso de la trayectoria se consigue mediante un controlador en cascada con la retroalimentación de la posición en el espacio de trabajo y la retroalimentación de la fuerza en el espacio articular, que mejora la seguridad del entrenamiento controlando cada músculo neumático para que esté en un nivel de tensión apropiado. Se realizaron pruebas piloto con un paciente con el tobillo lesionado. Los datos estadísticos muestran que los valores de desviación media cuadrática normalizada del seguimiento de la trayectoria son todos inferiores al 2.3 % y que el seguimiento de la fuerza de los músculos neumáticos se controla siempre en tensión, demostrando su potencial para ayudar en la terapia de rehabilitación de la articulación del tobillo. A partir de la dinámica inversa, se realizó un controlador de dinámica inversa difuso (fuzzy) para el seguimiento de la trayectoria de los sistemas neumáticos [79]. Sin embargo, el uso de estas estrategias de control no son comunes ya que son susceptibles a las perturbaciones. Por lo cual, se prefiere las estrategias

de control tradicionales, como los controladores PID (proporcional-integral-diferencial).

De acuerdo con [80, 81, 82], el control tradicional PID y PI se utilizó para lograr el seguimiento de la trayectoria de un exoesqueleto de la extremidad superior y una órtesis de asistencia para caminar pero, los resultados de estos artículos muestran que la robustez y la precisión de las estrategias de control PI/PID aún deben ser mejoradas. En algunos esquemas se observó un grave retraso en la respuesta. También [83] planteó, el desarrollo de un actuador neumático blando tipo extensión con sensor de desplazamiento incorporado. En este experimento, se implementa el control PID de la posición. La entrada fue la señal de referencia de posición, que es una onda sinusoidal con varias frecuencias y amplitudes. La salida fue el desplazamiento del actuador medido por el método propuesto.

Según [84], desarrollaron una mano robótica de rehabilitación accionada por actuadores neumáticos, donde se diseñó el controlador PID integral variable (VIPID) para que el ángulo de la articulación de mano robótica pueda seguir con precisión una trayectoria determinada. Los resultados mostraron que el controlador VIPID tiene un mejor rendimiento que el controlador PID convencional.

Hidráulicos.

Los músculos artificiales hidráulicos (HAM), se caracterizan generalmente por una estructura flexible envuelta en una carcasa/vejiga que contiene un fluido. Estos músculos se accionan normalmente gracias al flujo de fluido (agua/aceite) iniciado por una diferencia de presión entre dos extremos del músculo artificial, proporcionando una actuación lineal [85] o rotativa [86].

Los HAM se caracterizan por tener una potencia específica o relación potencia/peso relativamente alta, y una aceptable eficiencia energética (tabla 2.1), permitiendo mejorar el rendimiento en aplicaciones de robótica blanda. Por otra parte, presentan un valor bajo de tensión [52, 87] y, debido a la histéresis y las no linealidades, el control de este tipo de músculo artificial resulta difícil [8]. Por ende, es necesario un modelo que tenga en cuenta estos parámetros y sus efectos. También, uno de los principales inconvenientes de los músculos artificiales hidráulicos es que requieren una bomba para su funcionamiento. Por lo tanto, los sistemas de actuación son voluminosos, dificultando su uso para aplicaciones donde se requieren actuadores que presenten ligereza, flexibilidad y portabilidad.

En las últimas décadas, los HAM se han investigado debido a su alta densidad de potencia (por ejemplo, 180 kW/m^3) y a sus características similares a las humanas. En comparación con los PAM, los HAM suelen mostrar una respuesta dinámica rápida y un control de posición superior; características que proporcionan potencial para su aplicación en robótica de rehabilitación y dispositivos de asistencia [52]. En este campo aplicativo, los diferentes tipos de HAM han conducido al desarrollo de varias aplicaciones que se detallan a continuación. Citando a [8] donde se discute el uso de músculos artificiales hidráulicos para una pierna robótica de baja presión. La figura 2.3 a), muestra el prototipo

de dos DoF con HAM. La pierna está controlada por un microcontrolador Atmel Atmega32 que utiliza un controlador de bucle abierto. El controlador establece la posición de la válvula para inflar completamente uno de los dos HAM del par antagonista, mientras se ventila el otro HAM. Tanto en la articulación de la cadera como en la de la rodilla hay un potenciómetro rotativo. El potenciómetro de la articulación de la cadera mide el ángulo del muslo con respecto a la horizontal. El potenciómetro de la articulación de la rodilla mide el ángulo entre el muslo y la pantorrilla.

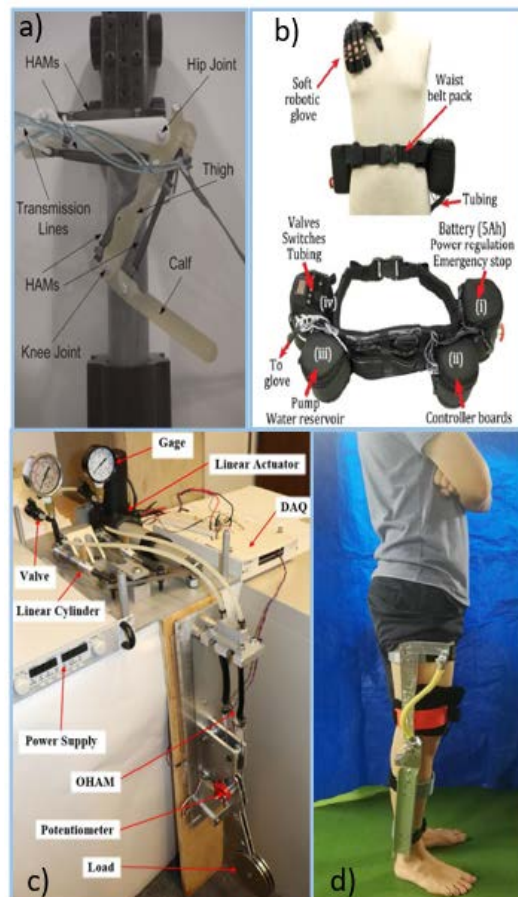


Figura 2.3: a) Prototipo pierna robótica de dos DoF con HAM[8]. b) Prototipo del dispositivo robótico de asistencia para la mano [9]. c) Plataforma experimental con OHAM. [10]. d) Dispositivo de soporte de rodilla actuado con HAM [11]

En [9] se presentó un guante robótico blando que pretende combinar la asistencia en las actividades de la vida diaria y la rehabilitación en casa para personas con patologías de agarre funcional (Fig. 2.3 b). Se diseñaron y fabricaron actuadores hidráulicos blandos multisegmento utilizando elastómeros con refuerzos de fibra. Los actuadores blandos demostraron la capacidad de replicar los movimientos de la mano humana, generando movimientos típicos de agarre. Además, los actuadores se montaron en el lado dorsal de la mano, proporcionando una interfaz de palma libre que no impide la interacción con el objeto. Los componentes restantes (depósito de agua de la bomba, control, baterías, electrónica, etc.) del sistema han sido integrados a nivel de la cintura mediante una prenda. El

guante robótico se evaluó en sujetos sanos de forma cualitativa.

Los autores [10] presentaron el diseño, modelado dinámico, control e implementación de músculos artificiales hidráulicos en configuración antagonista. Este trabajo presentó una nueva plataforma de pruebas para músculos artificiales hidráulicos basados en aceite (del inglés: oil-based hydraulic artificial muscle OHAM) que utiliza un par de músculos antagonistas (fig. 2.3 c)). Se determinó un modelo dinámico detallado para que la plataforma del sistema OHAM actúe sobre una articulación artificial del codo. Además, se desarrolló un controlador de retroceso integrador (Integrator-backstepping) para los HAM en una configuración de par antagonista que puede utilizarse para diferentes sistemas con diversas funciones y especificaciones. A partir de las pruebas experimentales del control de posición por retroalimentación de los HAMs, se validó que la plataforma propuesta, los músculos artificiales y el controlador de retroceso integrador presentados en este trabajo pueden ser implementados para el control de diferentes plantas del sistema.

En el trabajo de investigación [11] se diseñó un dispositivo de soporte de rodilla que utiliza un mecanismo de articulación de cuatro barras y un músculo artificial hidráulico (fig. 2.3 d)). El dispositivo fue capaz de generar una salida máxima de 126.55Nm de par a un ángulo de 100° de la articulación de la rodilla durante la carga y 70.69 Nm de par a 100° durante la descarga a una presión de 3 MPa. Finalmente, la aplicabilidad del dispositivo desarrollado se validó mediante una reducción significativa de la actividad muscular en un participante sano, que se midió mediante EMG.

Para actuar los sistemas basados en músculos artificiales hidráulicos se hace uso de varias estrategias de control. Entre ellas [9] se presentó un guante robótico suave accionado con HAM. Para su control se desarrolló un regulador de modo deslizante SMC (del inglés sliding mode control) en bucle cerrado, regulando la presión. El sistema fue capaz de responder a una entrada escalonada en 0.2 s (65 %) con una frecuencia de 20 Hz, alcanzando el estado estacionario después de 2.2 s (95 %). El ancho de banda del sistema (es decir, la velocidad de actuación del guante) se midió con una prueba de seguimiento sinusoidal resultando ser de 0.25 Hz. El retardo observado para alcanzar la presión de referencia establecida es principalmente el resultado de la fricción fluidica interna con la tubería. Un tubo de mayor diámetro o una bomba de mayor capacidad de flujo podrían mejorar los tiempos de respuesta y, por tanto, el ancho de banda del guante robótico. Finalmente, se realizó pruebas cualitativas con la estrategia de control en un sujeto sano, donde se demostró que, el guante era capaz de cumplir con ciertas actividades relacionadas con la mano humana. Los resultados mostraron que el dispositivo podía generar suficiente fuerza para agarrar una lata de 500 g sin requerir esfuerzo muscular biológico. Asimismo, se realizaron pruebas experimentales con un sujeto con distrofia muscular donde se demostró que el sujeto era capaz de agarrar, sostener y soltar un bloque de madera de forma efectiva haciendo uso del guante robótico con control sEMG (Surface Electromyography).

Teniendo en cuenta a [10], este trabajo presentó una nueva plataforma de pruebas para músculos artificiales hidráulicos basados en aceite que utiliza un par de músculos anta-

gonistas. La estrategia de control utilizada en este trabajo fue un controlador de retroceso integrador. Este tipo de controlador se probó en el dispositivo frente a diferentes entradas de tipo sinusoidal a una frecuencia de 0.10 Hz y 0.20 Hz, y una amplitud de 20 °. El error máximo en posición del sistema fue de 1.77° para la frecuencia de 0.10 Hz y 3.08 ° para la frecuencia 0.20 Hz.

2.1.2. Músculos artificiales por accionamiento eléctrico

Elastómero dieléctrico.

Los elastómeros dieléctricos son un tipo de materiales electroactivos blandos (por ejemplo, poliuretanos, los acrílicos y las siliconas), lo que significa que el estímulo eléctrico externo provoque que los elastómeros se deformen en dimensiones y/o forma, y esa deformación conduce a una función mecánica [88, 89]. Como consecuencia, los elastómeros dieléctricos tienen la posibilidad de aplicarse para diseñar actuadores.

Los DEA se basan en el modo controlado por voltaje. Los DEA consisten en una fina membrana de elastómero dieléctrico, que se intercala entre dos electrodos compatibles. Los electrodos compatibles están hechos de una sustancia aún más blanda con una rigidez mecánica inferior a la de los elastómeros dieléctricos [90]. En la literatura, los materiales de electrodos comúnmente utilizados incluyen la grasa de carbono, el grafito y el polvo de carbono [53, 91, 92, 93]. El término "compatible" es la capacidad de un electrodo delgado y conductor para seguir de forma sincronizada las grandes tensiones de la membrana de elastómero, pero sin generar una tensión opuesta o perder la conductividad [92].

Los DEA funcionan según el principio de la llamada deformación electrostática. Es decir, cuando se aplica un campo eléctrico mediante los electrodos, las cargas pasan a través de un cable conductor externo de un electrodo al otro. La fuerza electrostática resultante entre las cargas opuestas de los dos electrodos comprime el grosor de la membrana. Dado que los elastómeros dieléctricos son esencialmente incompresibles, dicha compresión produce un estiramiento concomitante en el área plana de la membrana. Los dos cambios de forma convierten la energía eléctrica en energía mecánica y proporcionan el mecanismo de actuación [88].

A los DEA se les atribuye ventajas que incluyen: una alta capacidad de deformación que pueden alcanzar el 380 % [53] y la posible alta eficiencia energética [53, 54, 55], como se muestra en la tabla 2.1. También, presentan un ancho de banda moderado [54] debido a que funcionan normalmente desde decenas a cientos de Hz [54]. Por otro lado, en comparación con las tecnologías convencionales, presentan una prometedora combinación de propiedades, como ser blandos, silenciosos, ligeros y miniaturizables [94].

Entre sus principales desventajas podemos mencionar la baja potencia específica [45] y baja tensión 3.2 - 7.7 MPa [47, 43] como se puede apreciar en la tabla 2.1. Además, requieren altos voltajes de funcionamiento para su operación, lo cual puede ser una preo-

cupación, particularmente en las aplicaciones biomédicas.

Debido a la capacidad de gran deformación, respuesta rápida, bajo coste que presentan los DEA son ampliamente reconocidos como candidato prometedor para crear músculos artificiales. Durante la última década, el estudio de los DEA se está ampliando rápidamente a diversas aplicaciones [95, 96, 97] con la urgente necesidad de actuadores blandos.



Figura 2.4: a) DEA para rehabilitación para la articulación del codo [12]. b) Prototipo de AFO basado en DEA [13]. c) Prototipo de la prenda de asistencia a la marcha basada en el gel de PVC [14]

En [12] los investigadores se centraron en mejorar la tensión, la fuerza de salida y la dimensión del DEA. Los elastómeros dieléctricos de una sola capa suelen ser delgados, para minimizar el voltaje de actuación, lo que conduce a pequeñas salidas de fuerza (<10 mN) y aplicaciones limitadas. Para alcanzar tanto las fuerzas deseadas (>10 N) y desplazamientos (>1 cm), es necesario apilar múltiples capas. Con base en trabajos anteriores de los investigadores combinaron elastómeros de diferentes rigideces y deformaciones curados por ultravioleta (UV) con nanotubos de carbono (CNT) ultrafinos, obteniendo

fuerzas y desplazamientos elevados. El DEA desarrollado accionó un dispositivo robótico de rehabilitación para la articulación del codo (ver fig. 2.4 a)). Además, demostró una densidad de energía máxima de 19.8 J/Kg, cuyo valor se acerca al límite superior de un músculo humano (0.4-40 J/Kg) [39, 12].

Por su parte los autores [13], diseñaron y construyeron una órtesis de tobillo-pie (AFO) accionado por actuadores de elastómero dieléctrico como se puede ver en la figura 2.4 b). Con esto se pretende asistir a personas que debido a una alteración neuromuscular tienen la incapacidad de realizar el movimiento de dorsiflexión (levantar los dedos del pie) de la articulación del tobillo causando tropiezos y caídas. El dispositivo consta de una banda de DEA (un conjunto de 81 DEA individuales) dispuestos en tres filas (cada fila 27 DEA) conectadas en serie, asegurando así que los cambios de longitud se sumen al cambio de la longitud total. A su vez, la banda de DEA por el extremo inferior se acopla al pie mediante una pieza impresa en 3D ubicada en el zapato, mientras que, el extremo superior de la banda de DEA se conecta a una rodillera comercial. Para accionar la banda de DEA se utilizó una batería de polímero de litio de 11.10 V. Un convertidor DC-DC (direct current) de alto voltaje que convierte la entrada de 11.1 V en un alto voltaje (hasta 6 kV). Tres relés de alta tensión normalmente abiertos que dirigen la corriente entre la batería de condensadores, la resistencia de drenaje y la banda de DEA. La batería de condensadores está formada por dos condensadores de alto voltaje conectados en serie para obtener una capacidad total de 110 μ F. Su objetivo es almacenar la energía que se retira de la correa DEA para que ésta se contraiga hasta que la energía se transfiera de nuevo a la banda en el siguiente ciclo de marcha. El banco de inductores consta de nueve inductores conectados en serie para obtener una inductancia total de 1.35 H. Su objetivo es reducir la pérdida de energía durante las transferencias hacia y desde la batería de condensadores. La resistencia de drenaje tiene 2 M Ω de resistencia y se utilizó para drenar la energía de la banda de DEA y el banco de condensadores. Un microcontrolador (Teensy 3.6, PJRC) procesa las entradas del sensor y controla el convertidor DC-DC de alto voltaje y los relés para operar la AFO. Finalmente, los resultados experimentales realizados en el banco de pruebas construido mostraron que la AFO con DEA puede proporcionar el 49 % del soporte de dorsiflexión necesario para levantar el pie.

Cabe mencionar, por otra parte que los autores [14] diseñaron un dispositivo vestible de asistencia para el apoyo de la articulación de la cadera durante la marcha, basada en un gel de cloruro de polivinilo (PVC) y un actuador basado en elastómeros dieléctricos (fig 2.4 c)). El dispositivo está controlado en bucle abierto. El sistema de control consistió en un dispositivo myRIO (LabVIEW, NI), un amplificador de alta tensión y una batería de 12 V DC. Para permitir el control en tiempo real de la marcha, se utilizó el dispositivo myRIO para recibir y convertir los datos de los sensores de fuerza para estimar el estado de la marcha y proporcionar señales de voltaje continuo a los actuadores, ajustando así la fuerza de asistencia. El peso total del controlador es de aproximadamente 0.8kg, incluyendo la batería (0.35 kg) y los otros componentes. El peso total del dispositivo de asistencia vestible es de aproximadamente 1.4 kg (2 kg si se trata de dos piernas (0.6 \times 2+0.8 kg)).

Cuando se activa el dispositivo, el DEA se contrae y genera una fuerza para movilizar la articulación de la cadera moviendo el muslo hacia adelante. La fuerza de salida máxima fue de aproximadamente 94 N. Además, este actuador cuenta con un tiempo de respuesta rápido y desplazamiento de aproximadamente 16 mm bajo una tensión aplicada de 400V. También, tiene un peso relativamente ligero y un bajo consumo de energía en comparación con los sistemas basados en actuadores neumáticos. Asimismo, el dispositivo presentó buena potencia para caminar al aire libre y exhibió un comportamiento muscular biológico con alta deformación ($>10\%$) y rigidez variable. Las primeras pruebas experimentales se realizaron con un paciente con ictus leve. La prueba consistió en caminar ida y vuelta sobre una línea recta de 10 m de longitud a una velocidad de 0.8m/s. El paciente realizó la tarea de marcha de forma independiente y sin la necesidad de usar una órtesis, demostrando de esta manera que el dispositivo de asistencia vestibular facilita el movimiento natural del paciente aumentando la longitud del paso y disminuyendo la actividad muscular.

En relación con las estrategias de control empleadas para actuadores basados en elastómeros dieléctricos se han presentado varios enfoques con el objetivo de producir movimientos deseados y precisos. Desde un punto de vista macroscópico los DEA presentan un comportamiento dinámico complejo, a menudo caracterizado por una cantidad relevante de no linealidades e incertidumbres. La posibilidad de utilizar el control de retroalimentación como medio para hacer frente a estos fenómenos está recibiendo una atención creciente en la literatura científica. La mayor parte de los trabajos realizados sobre este tema durante la última década se ha centrado en dar soluciones estándares basadas en control PID. Citando a [98] desarrollaron un sistema embebido de detección y actuación de elastómeros dieléctricos, en el que se utiliza una ley PID sintonizada con Ziegler-Nichols para controlar la posición y la fuerza del dispositivo. En [99] los autores exploraron la controlabilidad de una articulación rotacional accionada por dos DEA dispuestos en una configuración antagónica e implementaron un control PID de bucle cerrado para regular tanto la posición angular como la fuerza. Los autores [100] presentaron un PID digital antiwindup basado en un modelo diseñado directamente en el dominio del tiempo discreto para el control de posición de un DEA. En [101] se analizó las potencialidades del control PID basado en modelos en un DEA (masa-muelle), proporcionando varias reglas analíticas de sintonía. De acuerdo con [101] se recomienda que el rendimiento en lazo cerrado puede mejorar significativamente si el PID se combina con un elemento no lineal simple que compense la no linealidad relacionada con el principio de transducción de los DEA. Para superar las limitaciones del control PID, los investigadores analizan las potencialidades del control no lineal en dispositivos actuados con elastómeros dieléctricos. Entre ellos [102, 103], realizaron un aislamiento activo de las vibraciones con un DEA tubular adoptando varios enfoques, como el control de modelo interno con programación de ganancia y con un controlador adaptativo. Los autores [104] dan a conocer la propuesta de una investigación experimental de las metodologías de control inteligente, comparando un control PD+I de lógica difusa y un control de sistema de inferencia neural difuso adaptativo con un PID convencional. En [105] los investigadores dan a conocer la

implementación de un control robusto de un DEA para producir un rendimiento de posicionamiento garantizado, donde el DEA se modeló como un sistema de variación de parámetros lineales.

Piezoeléctricos

Los actuadores piezoeléctricos se basan en el efecto piezoeléctrico. Estos pueden producir tensión o compresión en la dirección del espesor bajo campos eléctricos [56]. Cuando se someten a un campo eléctrico, los actuadores sufren una transformación de forma, y este fenómeno se le denomina efecto piezoeléctrico inverso [106]. Este efecto crea tensión mecánica dentro de la red estructural microscópica del material piezoeléctrico y, la tensión puede traducirse en desplazamiento o cambio de fuerza [107].

Se han empleado con éxito muchos materiales diferentes para fabricar actuadores piezoeléctricos. Los materiales se pueden clasificar en dos grupos, uno son los materiales cerámicos piezoeléctricos y el otro son los materiales monocristalinos. El material comúnmente utilizado en los actuadores piezoeléctricos es un compuesto cerámico de Titanato de Zirconato de Plomo (Lead Zirconate Titanate PZT) o también llamado titanato de plomo-Zirconio. Otros polímeros que se usan de manera común son el niobato de litio (Lithium niobate LiNbO_3) [108], el óxido de zinc (Zinc oxide ZnO) [109], el ácido poliláctico (PLLA) [110], etc.

El efecto piezoeléctrico se produce tanto en materiales monocristalinos como en cerámicas ferroeléctricas policristalinas.

En comparación con los actuadores tradicionales los actuadores piezoeléctricos presentan ventajas como tamaño reducido y bajo ruido. Asimismo, cuentan con un elevado ancho de banda [57] para el funcionamiento cíclico a cientos de hercios (Hz). Además, poseen alta precisión de posicionamiento [106], pueden generar altas tensiones (100-130 MPa) [43, 56] y son altamente eficientes [43, 57], como se muestra en la tabla 2.1. Sin embargo, como algunas características inherentes de los actuadores piezoeléctricos se puede mencionar que presentan bajo rango de deformación [43] y baja potencia específica (relación potencia/peso) [56] como se puede observar en la tabla 2.1. También, los comportamientos de histéresis no lineales, la fluencia y el comportamiento térmico afectan directamente su precisión de posicionamiento. Especialmente, los comportamientos de histéresis no lineales degradan considerablemente su precisión de posicionamiento. Además, otros retos para los actuadores piezoeléctricos son la alta rigidez, por lo tanto, son incompatibles con las aplicaciones de los músculos artificiales que requieren interacción flexible.

Aunque estos actuadores no se pueden considerar actuadores "blandos" debido a su rigidez, sus ventajas como relación peso-fuerza (en el caso de los motores peso - alto par a baja velocidad), lo hacen muy atractivos para aplicaciones en el área de robótica. Los

materiales piezoeléctricos a menudo se usan como elementos sensores en las aplicaciones de robótica asistencial y rehabilitación. Pese a las tensiones bajas, la capacidad fuerza reducida, baja vida útil (en caso de los motores por el desgaste debido a las fricciones) y a que requieren altos campos eléctricos impulsores hace que su uso sea limitado. Debido a la necesidad de campos eléctricos elevados para el accionamiento, sería muy arriesgado aplicarlos directamente como actuadores en dispositivos robóticos de asistencia y rehabilitación; su baja tensión y rigidez también limita el uso. Sin embargo, con base en la tecnología de los materiales piezoeléctricos en el Proyecto DRIFTS [15] se utilizó un motor de ultrasonido en el desarrollo de una prótesis para la articulación del codo que pretende ayudar con la cancelación del temblor debido a la enfermedad de Parkinson. El dispositivo se puede apreciar en (ver figura 2.5), posee dos DoF, uno para flexo-extensión del codo (donde se encuentra el motor CC) y el segundo DoF para lograr el movimiento de pronosupinación del antebrazo. El problema que tienen los motores ultrasonidos en esta aplicación es que presentan oscilaciones alrededor de un valor medio en velocidad lo que complica el control de la ortesis.



Figura 2.5: Prototipo de WOTAS para la articulación del codo, activado por un motor CC del proyecto DRIFTS [15].

Las primeras pruebas experimentales dieron como resultado que el motor puede ser utilizado a una velocidad sin distorsiones en el rango 0-5 Hz (rango de frecuencias del temblor). En una frecuencia mayor de 8 Hz la velocidad del motor no puede ser controlada. Finalmente el motor de ultrasonido no se utilizó en el dispositivo ya que presenta bajas prestaciones cuando está controlado en velocidad.

Por último, es conveniente acotar que para el control de posición de los actuadores piezoeléctricos se ha utilizado tanto el control por retroalimentación (feedback) como el control hacia adelante (feedforward). El control feedforward se utiliza a menudo para compensar las no linealidades y la dinámica vibratoria [111]. Modelando el mapeo inverso de la relación no lineal, el modelo inverso puede ser utilizado como un controlador feedforward [112]. Por ejemplo, para compensar la histéresis, se propuso una inversa numérica del modelo de Preisach [113], y se empleó una estrategia de aprendizaje iterativo

para invertir dicho modelo [114]. Al invertir la histéresis y la fluencia, se obtuvo un rendimiento deseable [115, 116]. Para mejorar la precisión y la robustez, se puede emplear los PID. Esta estrategia de control se ha adoptado ampliamente debido a su simplicidad y buen rendimiento. El control PID puede eliminar los errores de estado estacionario y es especialmente eficaz en un funcionamiento estático o de baja frecuencia [117]. También se han propuesto métodos de control más avanzados para el control de gran ancho de banda. El control SMC puede lograr una gran robustez rechazando las incertidumbres de entrada, la histéresis y otras perturbaciones no modeladas [118, 119]. Además, el control robusto puede realizarse para minimizar los efectos de perturbaciones[120].

2.1.3. Músculos artificiales por accionamiento térmico

Polímeros superenrollados

Como músculo artificial, los actuadores de polímero superenrollado (del inglés supercoiled polymer SCP) o actuadores enrollados, producen contracciones repetibles cuando se calientan a menudo mediante el efecto Joule, proporcionando un nuevo y atractivo mecanismo de movimiento que puede ser de tracción o torsión [121, 122]. Los actuadores SCP se construyen a partir de retorcer las fibras o filamentos poliméricos, como fibras de nanotubos de carbono, fibras de pescar o de nylon comercial e hilos de coser [58, 123].

Los actuadores SCP presentan diversas características deseables. La torsión extrema produce músculos enrollados que pueden contraerse un 49 %, levantar cargas 100 veces más pesadas que las que puede soportar un músculo humano de la misma longitud y peso. También, han demostrado tener un buen rango de actuación y potencia específica de aproximadamente 30×10^3 W/kg [43, 58, 59] como se muestra en la tabla 2.1. Asimismo, los actuadores SCP pueden trabajar con frecuencias de 0.1 - 7.5 Hz (dependiendo del medio de trabajo) [58] y pueden experimentar un elevado número de ciclos de vida antes de la degradación. Además, son ligeros y de bajo coste [124]. A pesar de ello, hay algunas propiedades que dificultan la plena utilización de los actuadores SCP. El actuador SCP presenta histéresis inducida por la fricción [125, 16] que puede causar hasta un 15 % de error con un modelo lineal [126]. Además, la eficiencia energética oscila entre el 0.71-1.32 % [60]. Las aplicaciones robóticas que utilizan actuadores SCP han aumentado rápidamente. Las aplicaciones más populares son los dedos, las manos y los brazos robóticos[16, 127, 128, 129]. Teniendo en cuenta a [16] donde se desarrolló en una mano robótica de bajo coste para demostrar su aplicabilidad como músculo robótico de bajo coste y alto rendimiento (ver figura 2.6 a)). Se construyó una mano robótica con material Acrilonitrilo Butadieno Estireno o ABS impreso en 3D. Para accionar la mano se utilizó un actuador SCP en cada tendón. Los actuadores proporcionaron una contracción de aproximadamente 10-15 mm para rango completo de movimiento (desde los dedos completamente extendidos hasta el puño), y se probó un control en fuerza tanto en bucle abierto como bucle cerrado. El brazo del robot fue capaz de realizar varias maniobras de agarre. Los agarres se realizaron en menos de un segundo sin el beneficio de ningún

sensor de retroalimentación.

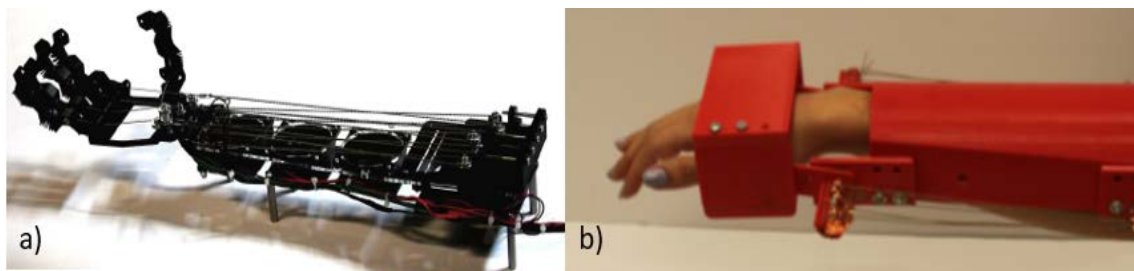


Figura 2.6: a) Mano robótica con actuadores SCP [16]. b) Órtesis de muñeca asistencial con nylon conductor [17]

Por otra parte, en aplicaciones biomédicas los actuadores SCP han demostrado ser prometedores. Por ejemplo, para demostrar el uso potencial de este tipo de actuadores, los autores [17] diseñaron una órtesis de muñeca vestible accionada con actuadores SCP basados en fibras de nylon. El dispositivo está construido con fibras de coser de nylon recubierto de plata (ver figura 2.6 b)). El diseño consiste en 16 hilos en paralelo (8 hilos en cada lado) para proporcionar las torsiones requeridas. Las fibras se mantuvieron separadas para disminuir el tiempo de enfriamiento después del accionamiento. Además, la fuerza de actuación ejercida por una sola fibra puede controlarse mediante un sencillo controlador PID de bucle cerrado. La combinación de 16 cables fue capaz de producir una fuerza máxima de 16 N. Aplicando esta fuerza a 2 cm del eje de rotación de la muñeca proporcionando un par neto de 0.32 Nm.

En cuanto a las estrategias de control se han realizado trabajos limitados para controlar los actuadores SCP debido a ser una tecnología de accionamiento blando reciente. No obstante, los primeros estudios de control de fuerza tanto en bucle abierto como bucle cerrado para actuadores SCP basados en fibras de nylon fueron estudiados por los investigadores [16]. Por otra parte, en [17] se desarrolló un controlador PID para controlar la fuerza de una órtesis de muñeca. El controlador se probó para el seguimiento de una referencia en fuerza. La referencia de entrada fue una señal sinusoidal con una frecuencia de 0.10 Hz. Las fibras fueron capaces de seguir la fuerza de entrada durante el accionamiento. Sin embargo, a medida que la fuerza de referencia disminuye, el tiempo de relajación de los actuadores se vio limitado por el tiempo de enfriamiento de las fibras en el aire. Citando a [126] propusieron un controlador feedforward para controlar la deformación del actuador SCP compensando la histéresis. El controlador propuesto fue capaz de conducir el actuador para producir longitudes específicas de contracciones bajo diferentes fuerzas de carga.

Aleaciones con memoria de forma.

Los actuadores basados en SMA, son aleaciones habitualmente de Níquel y Titanium (aunque se pueden encontrar en combinación con otros metales) que posterior a una de-

formación, recupera su forma original después de su calentamiento [37]. El proceso de calentamiento más común de estos materiales se realiza mediante efecto Joule, es decir pasando una corriente por las fibras. En el caso de estructuras de mayor diámetro, donde no es posible el calentamiento por efecto Joule se utilizan calentadores externos. En general, los actuadores de SMA pueden proporcionar dos tipos de movimientos: movimiento lineal y movimiento rotativo [63, 130]. Los SMA tienen la propiedad de memorizar su forma inicial a alta temperatura. Después de su deformación la forma memorizada se puede recuperar debido a un proceso de transformación de fase entre martensita a baja temperatura y austenita a alta temperatura. Este efecto se denomina “efecto memoria” [131]. Los materiales con memoria de forma se pueden encontrar como una combinación de varios metales: binarias (por ejemplo, NiTi), ternarias (NiTiCu, NiTiFe, NiTiAl, etc) y cuaternarias [63, 132], aunque el ejemplo de material más conocido de las llamadas aleaciones con memoria de forma son las aleaciones binarias de níquel y titanio llamadas Nitinol (NiTi) [63]. El Nitinol se utiliza ampliamente debido a sus propiedades mecánicas y de memoria de forma fácilmente sintonizables [132]. Los actuadores basados en tecnología SMA se utilizan comúnmente en forma de fibras debido a que presentan una elevada alta tensión (200-700 MPa) y alta relación potencia/peso, como se presenta en la tabla 2.1. También, presentan una velocidad de respuesta alta, funcionamiento silencioso y son biocompatibles [133], pero sufren una baja deformación, en torno al 8 %. En el caso de las aleaciones NiTi la deformación es de hasta 5 % [62]. Otra de las limitaciones que exhiben los SMA es un bajo ancho de banda (<3 Hz) debido a la naturaleza térmica de la transición de fase [63]. El uso de este material en diferentes aplicaciones está limitado por su frecuencia de trabajo marcada por el tiempo de enfriamiento del material. Por otra parte, son ineficientes energéticamente como se muestra en la tabla 2.1. El efecto de memoria de forma es un fenómeno no lineal, por lo que aspectos como la transferencia de calor, la temperatura y la tensión entran en procesos de comportamiento con histéresis [134, 135], lo que dificulta el control preciso de las aleaciones con memoria de forma. Sin embargo, este tipo de actuadores en los últimos años están siendo utilizados en el desarrollo de diferentes aplicaciones [136, 137, 138, 139]. Por ejemplo, en dispositivos robóticos blandos y de rehabilitación, despertado un enorme interés en los investigadores. Citando a [18] se diseñó un exoesqueleto portátil de codo accionado con actuadores basados en SMA (ver fig. 2.7 a)). El diseño propuesto del exoesqueleto no utiliza componentes rígidos para el movimiento de articulación y pesa aproximadamente unos 0.6 kg. Asimismo, se consiguió un funcionamiento silencioso que aumenta la comodidad y la portabilidad del sistema. El exoesqueleto también puede utilizarse para evaluar el estado real de un paciente, con ictus e incluso con lesión medular, gracias a un análisis del movimiento del codo.

De acuerdo con [19] se presentó un actuador flexible basado en aleación con memoria de forma diseñado para aumentar el desplazamiento limitado que pueden inducir estas aleaciones. El actuador SMA fue diseñado de forma que pueda doblarse hasta 180°, lo que proporciona una mayor libertad de movimientos y una mejor integración en los robots vestibles. El actuador diseñado se situó en el brazo de un usuario sano para dar movilidad

a la articulación de la muñeca como primeras pruebas de concepto como se observa en la figura 2.7 b). Como resultados preliminares se demostró que el actuador basado en SMA fue capaz de seguir una referencia de 0.125 Hz, movilizandando la articulación de la muñeca en el movimiento de extensión.

Citando a [20], se presentó un exoesqueleto ligero actuado con tecnología SMA, que tiene como objetivo asistir en la rehabilitación de la mano humana. Para lograr este objetivo, se usó un guante blando donde actúan cinco fibras de SMA de diámetro 0.38mm y longitud aproximada de 1 m. Los actuadores están sujetos a los tendones del guante que están anclados en la punta de los dedos. Debido a la longitud relativamente alta de los SMA, se diseñó un módulo independiente para la colocación adecuada y el mejor funcionamiento de las fibras de SMA. En este módulo se acoplaron las cinco fibras de SMA para accionar todos los tendones. También, se colocaron rieles para dirigir las fibras y de esta manera mantener las fibras aisladas eléctricamente como se muestra en la figura 2.7 c). El dispositivo fue capaz de generar un movimiento angular de 90° y producir una fuerza de agarre mayor de 40 N. Asimismo, [21] desarrolló un dispositivo basado en fibras de SMA para la rehabilitación de la articulación de la muñeca. El dispositivo proporcionó un rango de movimiento entre -10 y 30° y una frecuencia de trabajo relativamente baja de 0.04 Hz. También, el dispositivo tiene un peso de 960 g y su funcionamiento es silencioso por lo tanto es ideal para tareas de rehabilitación.

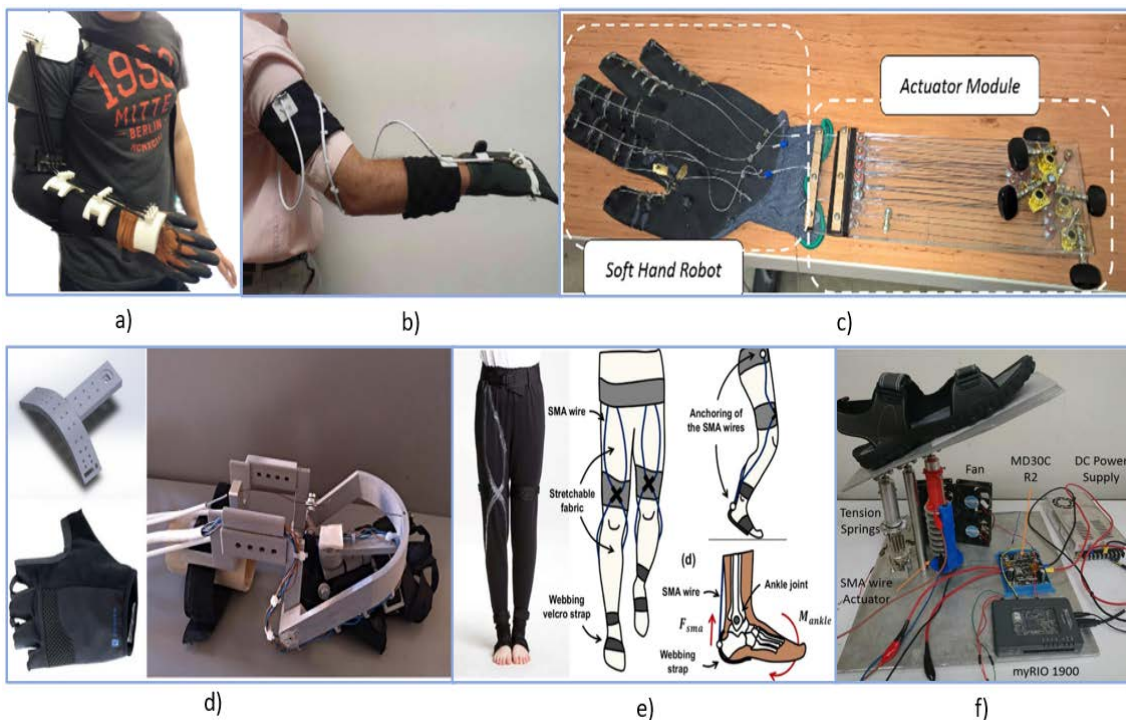


Figura 2.7: a) Exoesqueleto vestible para la rehabilitación del codo actuado con SMA [18]. b) Prototipo de exoesqueleto de muñeca actuado con SMA [19]. c) Dispositivo accionado con SMA para asistir a la rehabilitación la mano [20]. d) Exoesqueleto de muñeca basado en SMA [21] e) Exo-traje para tobillo actuado con fibras de SMA [22] f) Plataforma de rehabilitación de tobillos con sistema de refrigeración periódica [23]

Con la finalidad de generar una fuerza de asistencia al movimiento de flexión-plantar del miembro inferior, los investigadores [22] diseñaron un exo-traje de asistencia para la articulación del tobillo incorporado con fibras de SMA. El prototipo fue diseñado centrándose en el desarrollo de un robot blando que es similar a la ropa que se lleva en la vida diaria como se puede apreciar en la figura 2.7 d). Basándose en la cinemática del movimiento al andar se usó la fibra de SMA de 0.006 in de diámetro que es adecuado para generar fuerza a suficiente velocidad para asistir la marcha. Según los resultados obtenidos, el exo-traje fue capaz de proporcionar un par de 100Ncm a los tobillos, cuando se alimentó con 0.8 A, y se contrae en 0.5 s, que es el periodo de desconexión del talón en el ciclo de la marcha. El dispositivo diseñado es ligero, tiene un peso de 428.5 g (sin incluir el peso de la batería de alimentación) y su funcionamiento es silencioso. Sin embargo, el exo-traje presenta grandes retos en cuanto a la fuerza de accionamiento, el control, el sistema de alimentación y la durabilidad.

En trabajo de investigación [23] se desarrolló un dispositivo de rehabilitación del tobillo con accionamiento basado en tecnología SMA. El dispositivo presenta un sistema de enfriamiento periódico para proporcionar el movimiento de flexión-plantar y dorsi-flexión del pie durante el ejercicio de rehabilitación (véase fig. 2.7 f)). Se utilizó cuatro ventiladores convencionales de encendido y apagado para mejorar la velocidad de enfriamiento de los cables de SMA, produciendo un flujo de aire de 61 m³/h a 3500 rpm cada ventilador. El sistema de refrigeración periódica de los hilos de SMA proporcionó un aceptable tiempo de ciclo de calentamiento/enfriamiento de sólo 5.7s, mejorando el rendimiento de los actuadores basados en SMA.

En relación al control de las fibras basadas en tecnología SMA se han utilizado varios algoritmos de control con la finalidad de lograr movimientos suaves y precisos. Para controlar los SMA se debe tener en cuenta la funcionalidad en la que va a operar el sistema, la composición y el diseño del actuador basado en SMA. Las estrategias de control que se emplean mayoritariamente y con frecuencia en los sistemas basados en SMA es el control PID y la lógica de control PID modificada, como el control fuzzy-PID. Debido a su comportamiento altamente no lineal otros autores abordaron estrategias de control no lineales basados en modelos de histéresis. Tomando como caso [140], se modeló el comportamiento de histéresis mediante Bouc - Wen y Prandtl - Ishlinskii. El modelo Bouc - Wen intentó aproximar el comportamiento del sistema con histéresis usando una serie de ecuaciones diferenciales. Los parámetros de las ecuaciones diferenciales fueron ajustados mediante el algoritmo de optimización *differential evolution* (DE). En total fueron optimizados cinco parámetros en un sistema real de una fibra de SMA de diámetro 0.13 mm con temperatura de activación en 90° y de longitud 0.23 m. Los parámetros fueron encontrados después de 100 interacciones del algoritmo, sin detectarse mejoras notables. De forma similar en el modelo de Prandtl - Ishlinskii se intentó encontrar un modelo teórico aproximándolo a un modelo experimental, se utilizó el mismo algoritmo de optimización (DE). El mejor modelo que se obtuvo se basó en el operador tangencial hiperbólico con suficiente precisión para ser utilizado en los bucles de control. Otros autores [140, 141],

plantearon la identificación del actuador basado en fibras de SMA como modelos de caja negra. Por ejemplo, se utilizó modelos no lineales basados en Hammerstein - Wiener y NARX. En los dos casos los modelos identificados consistieron en cajas negras basadas en diferentes arquitecturas de redes neuronales. Aunque se ha presentado varios modelos del actuador basados en fibras de SMA, hasta la actualidad, la precisión de estos modelos no permite una sintonización exacta de los parámetros para ser aplicado en las estrategias de control. Por ello, en la práctica se opta por ajustar los parámetros por métodos empíricos y prueba - error. De acuerdo con [25], se utilizó una estrategia de control basada en el controlador BPID (Bilineal proporcional-integral-derivativo) que consistió en una combinación de un controlador PID estándar en cascada con un compensador Bilineal (para cancelar las no linealidades). Los resultados obtenidos con este tipo de controlador (sintonizados prueba - error) fueron muy prometedores, tanto en el seguimiento de referencias sinusoidales como de tipo escalón (en posición).

Por otra parte, otros investigadores implementaron métodos clásicos de control basados en PID, PI, Fuzzy-PID [142, 143, 144, 145, 146, 147, 148], de tal forma se han obtenido niveles de éxito bastante aceptables con sistemas de control que, usando variables dependientes del material y las condiciones ambientales, consiguen una simplicidad comparable a la de los sistemas convencionales de actuación.

2.2. Conclusiones del capítulo

En este capítulo se realizó el estado del arte de las tecnologías de accionamiento blando resumidas en la tabla 2.2 donde se destaca la información referente al estímulo de activación, ventajas y limitaciones de los músculos artificiales.

De acuerdo con el resumen mostrado en la tabla 2.2, se puede ver que los músculos artificiales pueden activarse a través de diferentes estímulos externos. Además, se observan las amplias características que presentan los distintos tipos de músculos artificiales, lo que hace que estos actuadores sean utilizados en aplicaciones como robots blandos, dispositivos protésicos y de rehabilitación donde los actuadores convencionales presentan limitaciones.

En figura 2.8 se muestra un gráfico estadístico que representa la comparación entre los diferentes músculos artificiales en términos de deformación, potencia específica, tensión y eficiencia energética. El gráfico estadístico (fig. 2.8) se elaboró en virtud de los resultados recopilados en la tabla 2.1. Cabe señalar que se tomó en cuenta los valores máximos que exhiben cada una de las características asociadas a los músculos artificiales. Además, no se consideró el ancho de banda a causa de no poder recopilar la información relacionada con el ancho de banda de los HAM.

Basándose en la figura 2.8, se puede concluir que: los PAM y los HAM, presentan grandes valores de deformación y bajos valores de tensión, pero son pesados y voluminosos debido a la presencia de muchos componentes (por ejemplo, compresores o las fuentes

Tabla 2.2: Estímulo de activación, ventajas y limitaciones de los músculos artificiales

Actuador	Estímulo de activación	Ventajas	Desventajas
PAM	Presión (gas)	Alta deformación Buena eficiencia	Baja tensión Voluminoso
HAM	Presión (líquido)	Potencia específica aceptable	Baja tensión Voluminoso
DEA	Eléctrico	Alta deformación Alta eficiencia	Altos valores de voltaje Baja tensión
Piezoeléctrico	Eléctrico	Alta tensión Alta eficiencia Mayor ancho de banda	Baja deformación Baja potencia específica
SCP	Térmico	Potencia específica significativa	Baja tensión Ancho de banda limitado
SMA	Térmico	Elevada potencia específica Alta tensión Respuesta rápida	Baja deformación Ancho de banda limitado Altamente no lineales

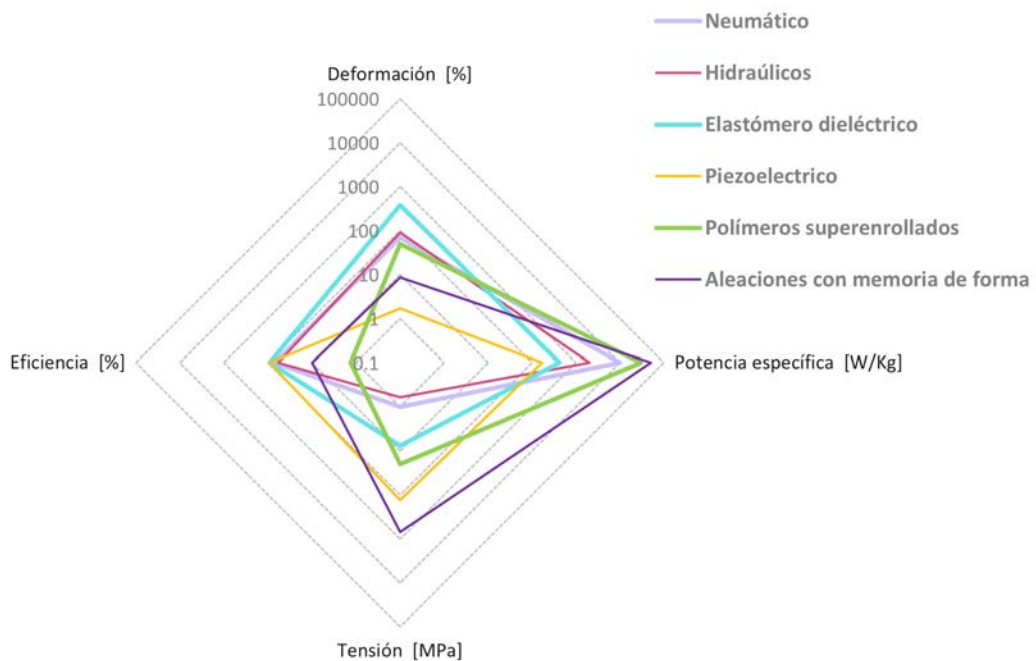


Figura 2.8: Comparación de la deformación, potencia específica, tensión y eficiencia de los músculos artificiales considerados en este estudio. Los ejes están en escala logarítmica.

de aire). Los DEA producen una gran deformación, pero requieren altos voltajes de activación lo que supone un problema de seguridad cuando se incorpora en dispositivos

de robótica blanda. Los actuadores piezoeléctricos se caracterizan por sus altos valores tensión, aunque exhiben deformación extremadamente baja. Los DEA y los actuadores piezoeléctricos son los más eficientes. Los actuadores SCP tienen valores de potencia específica significativa y un valor de deformación muy aceptable, al contrario los actuadores SMA tienen baja deformación, pero son los que mayor potencia específica (relación potencia/peso) presentan en comparación con todos los músculos artificiales en cuestión, además generan la máxima tensión. Los PAM, los HAM y los DEA presentan valores de deformación, mayores que los músculos humanos (50 %).

Se realizó la revisión sobre el campo aplicativo de los músculos artificiales, centrándose en dispositivos de asistencia y rehabilitación. Se pudo determinar que los actuadores blandos accionados por presión (PAM) y los actuadores por accionamiento térmico (SMA) se han utilizado con éxito en el campo de la robótica asistencial y de rehabilitación para miembros inferiores y superiores (manos, muñecas, tobillos, etc.) debido a sus ventajas de alto rendimiento de actuación y bajo coste, convirtiéndose en un tema de investigación de gran interés en el campo de la robótica blanda.

En cuanto a las estrategias de control para actuadores blandos representan un desafío técnico ya que la finalidad es lograr movimientos suaves y precisos. Asimismo, el diseño de los actuadores es de vital importancia para mejorar las interacciones entre usuarios y dispositivos en vista de que deben ir acoplados en dispositivos de asistencia y rehabilitación, por ejemplo. Bajo estas consideraciones se supone que se podría alcanzar todo el potencial de los músculos artificiales.

Para finalizar, de todos los músculos artificiales estudiados a lo largo de este capítulo se considera que las aleaciones con memoria de forma son candidatos prometedores para el desarrollo de esta tesis. Esta consideración se efectuó debido a que presentan características similares a los músculos humanos, flexibilidad y biocompatibilidad, brindando oportunidades significativas para el desarrollo de aplicaciones robóticas de asistencia y rehabilitación. Además, su elevada relación potencia - peso (hasta 50×10^3 W/Kg), su alta tensión hasta 700 Mpa, son los parámetros principales que se deben considerar al momento de elegir un músculo artificial. Asimismo, su forma sencilla de activación (calentamiento por efecto Joule) frente a los músculos artificiales que necesitan campos magnéticos, fuentes de aire a presión, altos voltajes, etc, para ser accionados, supone ser un problema más complejo o inseguro para la rehabilitación y los dispositivos de asistencia.

Por último, si bien la tecnología de accionamiento blando y los dispositivos para la asistencia y rehabilitación se encuentran en constante desarrollo, sigue existiendo un reto en esta área de investigación emergente que en un futuro mejoraran la calidad de vida de las personas.

Capítulo 3

Actuadores basados en SMA

Como se estudió en el capítulo 2, existen diversas tecnologías de accionamiento bioinspiradas, entre ellas las aleaciones con memoria de forma. En el presente capítulo se detallará esta tecnología enfocándose en su funcionamiento.

3.1. Aleaciones con memoria de forma

3.1.1. Aspectos generales

Durante un cambio de temperatura, las aleaciones con memoria de forma sufren una alteración de su estructura cristalina (austenita – martensita). Estos cambios tienen lugar a nivel microscópico aunque son visibles a nivel macroscópico, dando lugar a propiedades de memoria de forma y superelasticidad. Al variar la composición de la aleación (los porcentajes atómicos o añadiendo nuevos metales), se puede variar su temperatura de activación y sus propiedades [149, 150, 151].

Antes de su transformación (estado de martensita) las aleaciones con memoria de forma presentan una cierta flexibilidad cuando se encuentran expuestas a acciones mecánicas. Una vez activadas (estado de austenita), estas son capaces de recuperar su forma original.

La transformación se produce en un rango de temperatura determinado, que es uno de los principales parámetros de los SMA y se denomina temperatura de transición (ver fig 3.1). Durante el enfriamiento, la transformación martensítica ocurre en el rango definido por M_s (Martensite Start Temperature) y M_f (Martensite Finish Temperature). En el proceso de calentamiento, la transformación inversa (austenítica) se produce en el rango entre A_s (Austenite Start Temperature) y A_f (Austenite Finish Temperature) [152].

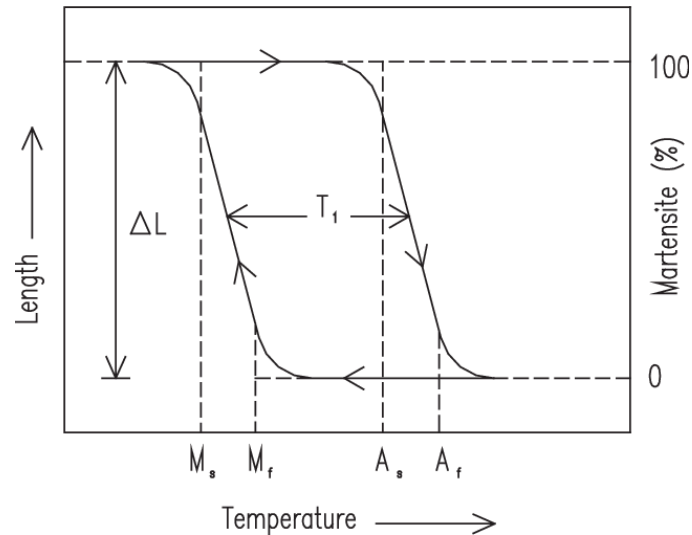


Figura 3.1: Curva de transformación SMA [24].

En la figura 3.2 se observa la característica de memoria de forma y se puede explicar de la siguiente manera:

1. Reduciendo la temperatura, la estructura interna del material se transforma en martensita sin mostrar ningún cambio de forma macroscópico. La estructura del material en su estado martensítico queda plegada (twinned martensite).
2. Aplicando una carga de suficiente magnitud, la estructura martensítica permite des-

plegarse durante la deformación, permitiendo grandes deformaciones sin alcanzar la deformación plástica del material.

3. Cuando el material se calienta, se produce la transformación a la fase de alta temperatura o austenita. Dicha fase presenta una estructura más ordenada y compacta, que permite la recuperación de la forma original del material.

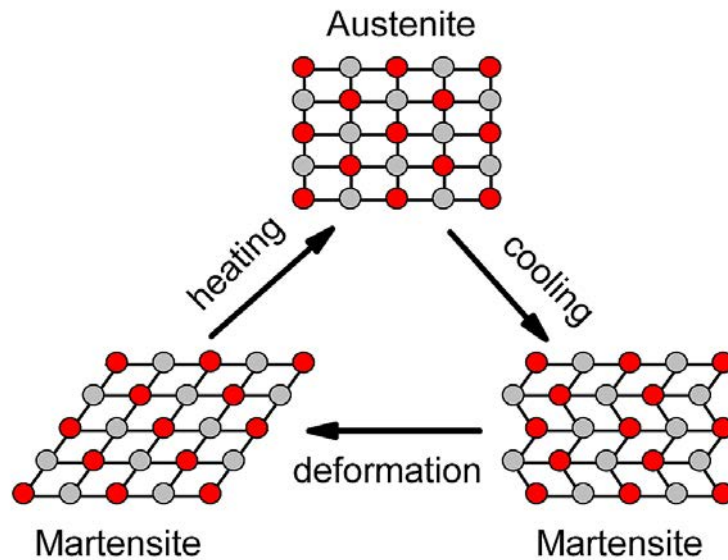


Figura 3.2: Fase de transformación SMA [24]

En los SMA, el cambio entre la fase austenita (fase de alta temperatura) y la fase martensita (fase de baja temperatura) provoca el movimiento cristalográfico de la estructura de la aleación, produciendo un efecto a macro escala denominado memoria de forma. El efecto memoria de forma fue descubierto por Arne Olander en la década de 1930 en una aleación de oro y cadmio, pero las aleaciones prácticas con memoria de forma comenzaron a popularizarse a principios de la década de 1960 después del desarrollo del Nitinol en el Naval Ordnance Laboratory, en Estados Unidos [153].

3.1.2. Tipos de Aleaciones con memoria de forma

Existen diversas aleaciones que poseen efecto de memoria de forma. La tabla 3.1, presenta la composición y el rango de temperaturas las aleaciones más comunes que presentan este efecto [30].

De las aleaciones expuestas en la tabla 3.1, las aleaciones de Niquel-Titanio (más conocidas como Nitinol) son las que mayor relevancia tecnológica han alcanzado hasta el presente [154], a causa de múltiples razones que serán detalladas en el apartado 3.1.3.

Tabla 3.1: Composición química y características de algunas aleaciones con memoria de forma [30].

Aleación	Composición	Rango de Temperaturas [° C]	Histéresis [° C]
AgCd	44/49 de % Cd	-190 a -150	15
AuCd	46.5/50 de % Cd	30 a 100	15
CuAlNi	14/14.5 de % Al; 3/4.5 % Ni peso	-140 a 100	35
CuSn	15 de % Sn	-120 a 30	-
CuZn	38.5/41.5 % Zn peso	-180 a -10	10
InTi	18/23 de % Ti	60 a 100	4
NiAl	36/38 de % Ni	-50 a 110	10
NiTi	49/51 de % Ni	-50 a 110	30
FePt	25 de % Pt	-130	4
MnCu	5/35 de % Cu	-250 a 180	24
FeMnSi	32 de % Mn; 6 % Si peso	-200 a 150	100

3.1.3. Aleaciones con memoria de forma - Nitinol

Las aleaciones con memoria de forma, Nitinol son compuestos intermetálicos basados en la composición casi equiatómica [155]. Estas aleaciones siguen presentando propiedades de memoria de forma en un rango aproximado de entre 49 % hasta 52 % atómico de Ni. Dependiendo de la historia termomecánica del material, este porcentaje puede aumentar un poco más.

La temperatura de activación de estos materiales depende de su composición de Níquel. Habitualmente, los SMA están compuestos de 50 % de Níquel y 50 % de Titanio, pero una variación de 1 % de Níquel en su estructura varia su temperatura de activación alrededor de 80°C. Por tanto, existe la posibilidad de escoger una temperatura de transformación concreta, dado que todas las aleaciones son similares salvo esas pequeñas variaciones de Níquel. Por lo tanto, algunos estarán en estado austenítico o superelástico a temperatura ambiente, mientras que otros estarán en estado martensítico. Actualmente, los fabricantes de los SMA de NiTi las nombran según su temperatura de funcionamiento: High Temp (para las mayores de 80°C), Standard Temp (para 45°C), Air Temp (20°C) o Superelastic (de 0°C hasta -15°C).

Cabe considerar, por otra parte que las aleaciones Nitinol presentan una amplia gama de características. Por ejemplo, mayor capacidad de memoria, son mucho más estables térmicamente, tienen una excelente resistencia a la corrosión comparadas con las del cobre, tienen mayor resistividad eléctrica (siendo su activación eléctrica más simple), pueden ser aleadas y extruidas con facilidad y tienen un mayor rango de posibles temperaturas de transformación. A continuación en la tabla 3.2 se recoge las principales características fundamentales que posee el Nitinol con el fin de poder hacer una buena aplicación usando este tipo de aleaciones con memoria de forma.

De acuerdo con la tabla 3.2, se podría decir que a baja temperatura, el SMA de NiTi

Tabla 3.2: Características de los SMA a base de Nitinol [27, 31, 32].

Características en fase		
Característica	Austenita	Martensita
Módulo de Young [GPa]	83	25 y 40
Límite elástico [MPa]	200 - 700	70 - 200
Resistencia máxima a tracción [MPa]	800 - 1500	103 - 1100
Deformación recuperable [MPa]	8 - 10	2
Deformación residual máxima [-]	0.067	0.067
Resistividad [$\mu\Omega\cdot\text{cm}$]	100	80
Coefficiente de expansión térmica [$^{\circ}\text{C}$]	11×10^{-6}	6.6×10^{-6}
Conductividad térmica [$\text{W}/\text{cm}^{\circ}\text{C}$]	18	9
Otras características		
Densidad [g/cm^3]		6.45
Temperatura de fusión [$^{\circ}\text{C}$]		1300
Calor específico [$\text{cal}/\text{g}^{\circ}\text{C}$]		0.20
Calor latente de transformación [cal/g]		5.78
Coefficiente de poisson		0.33
Resistencia a la corrosión		Excelente, similar a inox serie 300 (AISI)
Biocompatibilidad		Excelente

se encuentra en una fase de martensita relativamente blanda y deformable, con un módulo de Young que oscila entre 25 y 40 GPa [31]. Cuando se calienta, la fase de martensita comienza a transformarse en la fase austenita y, en consecuencia, el módulo de Young aumenta. El módulo de Young de la austenita puede alcanzar hasta 83 GPa [31].

En general, muchas otras propiedades de los SMA basados en NiTi, como el coeficiente de expansión térmico, resistividad eléctrica y conductividad térmica, cambian en el estado austenítico y son más altas que en el estado martensítico [156, 157].

3.1.4. Selección de la aleación con memoria de forma

Como se mencionó en el apartado 3.1.2 de esta tesis, los SMA más utilizadas por ser las más estables y con un proceso de producción asequible y escalable son los SMA con base en NiTi. Aunque no son tan fuertes como el acero, son mucho más elásticas y sus propiedades les permiten adoptar la forma necesaria cuando se exponen a altas temperaturas.

Los avances tecnológicos de los últimos años permitieron fabricar y desarrollar estos materiales para soluciones específicas. Los SMA pueden ser producidas en muchas formas (cables, cintas, resortes, etc.), tamaños y de acuerdo con su composición con diferentes temperaturas de activación. Por consiguiente, los resultados experimentales mostrados en el desarrollo de esta tesis estarán basados en fibras de SMA de tipo NiTi. Las fibras comerciales empleadas en este trabajo son las fibras SMA de Dynalloy [27] con 70°C y 90° de temperatura de activación.

La tabla 3.3 reúne las características de este material como se presenta a continuación:

Tabla 3.3: Nitinol de 70°C y 90°C para diferentes diámetros extraídas del datasheet de Dynalloy [27]

Diámetro [mm]	Resistencia [Ω/m]	Intensidad de corriente para 1s [mA]	Fuerza austenita [g]	Fuerza martensita [g]	Tiempo de enfriamiento 70 ° C [s]	Tiempo de enfriamiento 90 ° C [s]
0.025	1425	45	8.9	3.6	0.18	0.15
0.038	890	55	20	8	0.24	0.20
0.050	500	85	36	14	0.40	0.30
0.076	232	150	80	32	0.80	0.70
0.10	126	200	143	57	1.10	0.90
0.13	75	320	223	89	1.60	1.40
0.15	55	410	321	128	2.00	1.70
0.20	29	660	570	228	3.20	2.70
0.25	18.50	1050	891	356	5.40	4.50
0.31	12.20	1500	1280	521	8.10	6.80
0.38	8.30	2250	2250	900	10.50	8.80
0.51	4.30	4000	3560	1424	16.80	14.00

De acuerdo con la tabla 3.3 se puede observar que se comportan de forma diferente según estén en estado martensítico o austenítico (con fuerzas mayores en estado austenita). Además, con el incremento del diámetro de la sección de la fibra menor es la resistencia eléctrica. Esto significa que los diámetros menores se van calentando más rápido y por ende se enfría en menos tiempo y presenta menos fuerza. De acuerdo, con cada ensayo experimental se elegirá la fibra adecuada. Un diámetro menor permite tiempos de enfriamiento muy cortos, lo que es útil para ciclos rápidos cuando no se necesita demasiada fuerza. Por otro lado, si se requiere fuerza, las fibras de diámetro 0.51 mm pueden llegar a los 3.56 Kg.

3.1.5. Fibras basadas en tecnología SMA como actuador

La fuerza de recuperación (durante la etapa de calentamiento), generada por el efecto de memoria de forma de la fibra de SMA actúa en la dirección del cambio de forma recuperable y esta fuerza puede utilizarse para realizar trabajo. El elemento con memoria de forma puede clasificarse así como un actuador térmico. En efecto, la energía térmica se convierte directamente en energía mecánica [158]. Las razones importantes para seleccionar las fibras de SMA como mecanismo de accionamiento se detalla a continuación:

- Forma de activación: se realiza mediante energía eléctrica (efecto Joule). Considerando que a mayor diámetro menor resistencia y necesita más tiempo para calentarse o enfriarse (tabla 3.3). Por ejemplo, a partir de valores de 1.00 mm de diámetro o mayores el tiempo de activación, aumenta de forma significativa (en ciertos casos siendo necesario el uso de calentadores externos). En fibras de menor diámetro como 0.51 mm o menores, este tiempo disminuye (siendo posible la activación por

efecto Joule). Desde luego, también afecta la longitud de las fibras de SMA, de manera que si la fibra es larga, necesitará mayor cantidad de electricidad que si es corta. Para las fibras de SMA de mayor diámetro y mayor longitud su calentamiento por efecto Joule representa un problema debido a que el material se activa de forma no uniforme.

- **Simplicidad del mecanismo:** Se pueden evitar los engranajes de reducción. Esto permite una gran flexibilidad de diseño.
- **Entorno de trabajo:** pueden ser utilizados en entornos de trabajo exigentes donde los actuadores convencionales presentan limitaciones. Pueden diseñarse sin mecanismos de fricción, evitando la producción de partículas de polvo. Al no haber fricción ni piezas que vibren, el movimiento se produce de forma extremadamente silenciosa. Asimismo, proporcionan movimientos muy suaves y adecuados para aplicaciones de robótica asistencial y de rehabilitación. Por último, pueden responder de forma adecuada al entrar en contacto con el cuerpo humano, es decir muestran una excelente biocompatibilidad [133].
- **Corrosión y durabilidad:** los actuadores basados en fibras de SMA presentan excelente comportamiento ante la corrosión [155]. Por otra parte, no les afectan los cambios de humedad y se considera que es un material que puede trabajar más de un millón de ciclos [28].

A pesar de estas importantes ventajas, algunos inconvenientes en el uso de los actuadores SMA que se deben tener en cuenta:

- **Frecuencia de trabajo:** operan en un ancho de banda reducido, lo que quiere decir que son relativamente lentos para completar un ciclo [63]. La velocidad de respuesta está limitada principalmente por la capacidad de refrigeración. Cabe señalar que la frecuencia de trabajo puede variar en función de: temperatura de activación, entorno de trabajo (temperatura del entorno), diámetro de la fibra de SMA, etc.
- **Estrategia de control:** una de las mayores dificultades que plantean los actuadores basados en fibras de SMA en lo relativo al diseño de los algoritmos de control, proviene de la no linealidad de su comportamiento debido a la histéresis térmica [159, 134, 160].
- **Eficiencia energética:** aunque la eficiencia energética depende del diseño del actuador, en general los actuadores basados en fibras de SMA son ineficientes energéticamente [37, 53, 161].
- **Desplazamiento:** sufren baja deformación que resulta en un desplazamiento máximo del 5 % de la longitud de la fibra [62].

3.2. Diseño de actuadores basados en SMA

3.2.1. Estructura actual del actuador basado en SMA desarrollado por el grupo de investigación

En los últimos años el grupo de investigación RoboticsLab de la Universidad Carlos III de Madrid, se ha dedicado al desarrollo de actuadores basados en SMA y al control de los mismos. La estructura del actuador desarrollado está constituido por una fibra de SMA (que puede ser de diferentes diámetros), un tubo de teflón y un cable Bowden como se aprecia en la figura 3.3 .

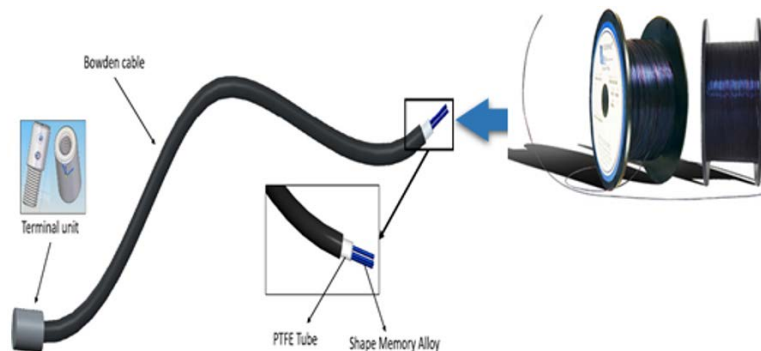


Figura 3.3: Estructura actual del actuador basado en SMA desarrollado por el grupo de investigación RoboticsLab.

La estructura básica de este actuador fue desarrollada por [19] y mejorada por [28]. En estos trabajos se presentó la estructura y el control del actuador de dimensiones reducidas, hasta 0.23 m. Las principales limitaciones que presenta el actuador consisten en: baja frecuencia de trabajo, error en posición por sobrecalentamiento y alto consumo energético.

3.2.2. Otras estructuras de actuadores basados en SMA

Uno de los desafíos actuales con relación al diseño de actuadores basados en SMA es mejorar de la frecuencia de trabajo que está directamente relacionada con el tiempo de enfriamiento.

A lo largo de los años, se han realizado varios estudios para reducir este tiempo de enfriamiento y aumentar la frecuencia con la que pueden funcionar este tipo de actuadores. Con el fin de comprender las técnicas desarrolladas, a continuación se ofrece una amplia revisión bibliográfica.

Varios autores estudiaron la posibilidad de utilizar la circulación forzada de aire mediante la refrigeración [162, 163, 164]. Resultó ser un método eficaz, aunque no es adecuado para aplicaciones en miniatura debido a que presenta mayor consumo energético

ya que enfriamiento forzado se realizaba a través de un ventilador o compresores. Según [162, 163, 164, 165, 166], se analizó el efecto de utilizar la circulación de agua. Se demostró que efectivamente, se puede reducir el tiempo de enfriamiento que necesita el actuador. No obstante, la temperatura de ebullición del agua y la mayor complejidad del sistema (se requiere una bomba y arreglos especiales de sellado) comprometieron estos resultados [165, 166]. Además, se impulsaron diferentes estudios con tubos de cobre y tubos de metal inoxidable, afectando a la flexibilidad del sistema [163, 164]

En [163, 164] se planteó el uso de la grasa térmica como disipador de calor para las fibras de SMA. Se redujo significativamente el tiempo de enfriamiento, pero supuso una pérdida de calor durante el accionamiento, exigiendo un mayor suministro de energía para accionar el sistema, sin ser alcanzable en ciertos escenarios [162, 165]. Por último, se evaluó el efecto del aceite mineral como medio de refrigeración lo cual proporcionó una mejora significativa en el tiempo de refrigeración, pero presentó ciertas limitaciones como la complejidad del sellado y la fricción de las fibras de SMA, por la viscosidad del aceite [165]. En [167] se realizó un experimento adicional comparando todas estas técnicas (enfriamiento en aire ambiente, grasa y aceite) que se consideraron factibles para este propósito. Para el experimento se utilizó el método de calentamiento por efecto Joule para activar los hilos de 0.15 mm de diámetro y se midió parámetros como la posición, la fuerza, la temperatura y la corriente. Activando las fibras durante 1 y 2 s, se concluyó que el proceso de enfriamiento se reducía significativamente utilizando aceite y grasa en comparación con la temperatura ambiente, pero en estos casos el consumo de energía aumentaba. En este estudio no se consideró el efecto de calentamiento durante varios ciclos de seguidos donde se puede producir un calentamiento de la grasa/aceite.

Todos estos ejemplos muestran solo un ciclo de trabajo del actuador. En el caso que el actuador funcione de forma continua el tiempo de enfriamiento aumentaría a causa de la acumulación del calor. Por otra parte, todos los ejemplos expuestos, trabajan a frecuencias iguales o menores recomendadas en la hoja de características.

Varias configuraciones antagonistas de actuadores basados en tecnología SMA se analizan en [168, 169, 170, 171]. En la mayoría de los casos, los autores utilizan fibras finas que desplazan pesos ligeros a cambio de una mayor frecuencia de trabajo. Además, sólo presentan pocos ciclos continuos de actuación a una frecuencia inferior a la recomendada en la hoja de datos, y los ensayos se realizan en un sistema horizontal sin tener en cuenta la fuerza de la gravedad.

3.2.3. Aplicaciones

Las aleaciones con memoria de forma se pueden encontrar en equipos médicos y material sanitario, desde implantes dentales, implantes activos o catéteres, hasta herramientas quirúrgicas (son fáciles de esterilizar y presentan buena biocompatibilidad). También en objetos de uso cotidiano, como sujetadores con aros, gafas, marcos de lentes, palos de golf, termostatos para hervidores de agua o cafeteras, obturadores de cámaras fotográficas

cas, pantallas solares, abrazaderas, elementos estructurales para amortiguar el efecto de los terremotos, etc.[172]

Al ser livianos, resistentes y la elevada relación potencia/fuerza que presentan han sido ampliamente utilizados como músculos artificiales en el área de la robótica asistencial y de rehabilitación como se abordó en el apartado 2.1.3 (aleaciones con memoria de forma: aplicaciones)

3.3. Conclusiones del capítulo

En este capítulo se presentaron los aspectos generales relacionados con las aleaciones con memoria de forma, así como las diferentes composiciones químicas y sus características. Se determinó que la aleación con memoria de forma basada en la composición de Nitinol es la que ha prevalecido comercialmente debido a sus prestaciones. Es por ello, que para el desarrollo de esta tesis se plantea utilizar los actuadores basados en tecnología SMA a base de Nitinol. En este sentido, se analizó las razones más importantes para seleccionar las fibras de SMA como actuador, donde se concluye que los actuadores basados en tecnología SMA pese a su fácil forma de activación, simplicidad de mecanismo, entorno de trabajo y corrosión presentan principales desafíos de uso. El primer desafío es el tiempo de enfriamiento. En este capítulo se presentaron algunos estudios que fueron realizados para aumentar la velocidad de enfriamiento. No obstante, un sistema externo de convección forzada eleva la complejidad del actuador, minimizando una de las principales ventajas como la simplicidad. Adicional, los actuadores muestran una histéresis significativa que desafía el control. Aunque se han propuesto varios modelos de histéresis para actuadores basados en tecnología SMA, la mayoría de ellos resulta difícil de incorporar en los esquemas de control.

Con base en el actuador presentado en la sección 3.2.1. En esta tesis se estudiará (caracterizará) en profundidad su comportamiento en diferentes estructuras para optimizar su diseño y por ende que mejore sus prestaciones, en función de las limitaciones descritas en este capítulo.

Capítulo 4

Caracterización lineal de actuadores basados en SMA

En este capítulo se detallan las estrategias de control que se van a utilizar para estos actuadores y las pruebas experimentales a las que se someten para caracterizar su comportamiento analizando los resultados obtenidos. Se describe también, el diseño y construcción de un banco de pruebas en configuración lineal con el objetivo de caracterizar actuadores monofibra y actuadores multifibra basados en tecnología SMA.

4.1. Banco de pruebas en configuración lineal

Es de gran interés medir las prestaciones y estudiar las características funcionales de los actuadores basados en tecnología SMA antes ser incorporados en dispositivos robóticos reales. Desde este punto de vista, se planteó el diseño y construcción de un banco de pruebas en configuración lineal. Este banco de pruebas tiene como propósito probar diferentes estructuras de actuadores, fundamentalmente, estructuras monofibra y multifibra de grandes longitudes y diferentes diámetros. Asimismo, esto debería permitir desplazamiento de una carga fija o variable linealmente, con un peso desde unos gramos hasta más de 5 kg.

La figura 4.1, muestra esquemáticamente el modelo del banco de pruebas en configuración lineal, que involucra componentes mecánicos y electrónicos. El banco de pruebas dispone de elementos mecánicos que tienen como objetivo dar soporte a las fibras de SMA, sistema de sujeción, sensores, polea, ejes y otros componentes de accionamiento.

La electrónica del banco de pruebas consiste principalmente en una tarjeta de potencia, un microcontrolador encargado del control de los actuadores y procesamiento de los datos de los sensores, y todos los conectores necesarios para el conexionado de sensores, alimentación y comunicación.

La tarea del hardware electrónico es adquirir datos de interés que permitan analizar el comportamiento dinámico de los actuadores basados en fibras de SMA, debido a que estos requieren sistemas de control complejos para lograr movimientos controlados.

A continuación se describe brevemente los elementos constitutivos del banco de pruebas en configuración lineal, donde:

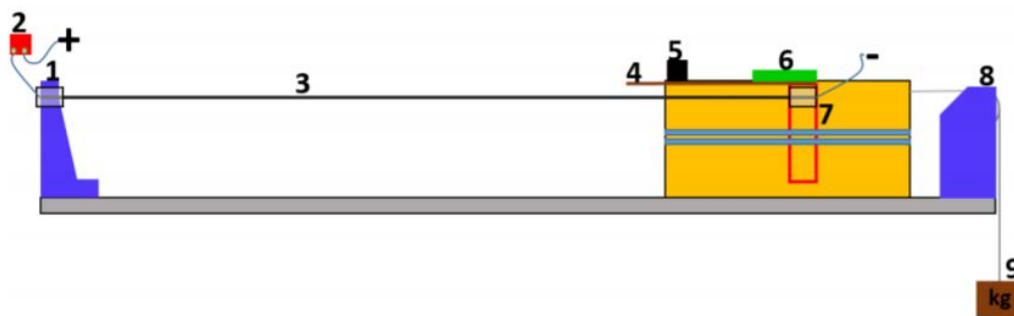


Figura 4.1: Esquema del banco de pruebas en configuración lineal

- Elemento 1: consta de dos terminales ubicados en los extremos del banco de pruebas. Estos ayudan a sujetar el SMA, y también se usan como conectores para la alimentación de los actuadores.
- Elemento 2: es el sensor de corriente basado en ACS723, fabricado por SparkFun Electronics [173], posee una interfaz analógica y tiene un rango de detección de 5A.

- Elemento 3: representa el actuador basado en SMA que puede tener diferentes dimensiones y configuraciones.
- Elemento 4: es un componente auxiliar sobre el que se sitúa el imán, necesario para el sensor de posición de efecto Hall.
- Elemento 5: corresponde al sensor de temperatura infrarrojo - MLX90614 fabricado por Melexis [174]. La comunicación se realiza a través de la interfaz I²C (Inter-Integrated Circuit) y tiene una resolución de 0.02°C
- Elemento 6: es el sensor de posición NSE5310 fabricado por ams AG [175], se basa en la tecnología de efecto Hall, para la comunicación, usa una interfaz I²C y tiene una resolución de 0.488 μm.
- Elemento 7: es la pieza móvil del banco de pruebas, que se desplaza por la contracción del actuador basado en SMA, permitiendo de esta manera medir el desplazamiento del actuador.
- Elemento 8: consiste en una polea fijada al banco de pruebas, para que un cable estándar (cable de pesca de Caperlan [176] con una carga útil máxima de 20 Kg) se encargue de la conexión entre la pieza móvil y el peso que se va a desplazar.
- Elemento 9: representa la carga útil que puede ser conectada y desplazada por el actuador.

Con relación a la parte electrónica, posee diversos sensores como temperatura, corriente y posición para obtener diferentes medidas del actuador. A partir de los datos otorgados por el sensor de corriente y en función de los parámetros de las fibras de SMA se puede estimar los valores de otras magnitudes físicas como resistencia y potencia. También la electrónica, incluye el microcontrolador basado en el kit de desarrollo Discovery STM32F407VG MCU. Este microcontrolador, cuenta con una arquitectura por 32 bits programado en Matlab/Simulink® [177]. La etapa de potencia está destinada a regular la corriente (ancho del pulso PWM) entregada a los actuadores basados en SMA. La placa de electrónica de potencia se basa en un transistor MOSFET (STMicroelectronics STP310N10F7) [178], que funciona como un circuito de conmutación y amplifica la señal de control PWM (Pulse width modulation) generada por el controlador. La etapa de potencia presenta varios canales (dos, cuatro o seis) que puede controlar independientemente las fibras de SMA, y está conectada a las unidades terminales del actuador basado en SMA.

Un esquema simplificado de los principales componentes de la electrónica y su conexión con tres actuadores independientes se puede ver fig.4.2.

La figura 4.3, muestra de manera real el resultado de la unificación de los elementos mecánicos y electrónicos detallados anteriormente.

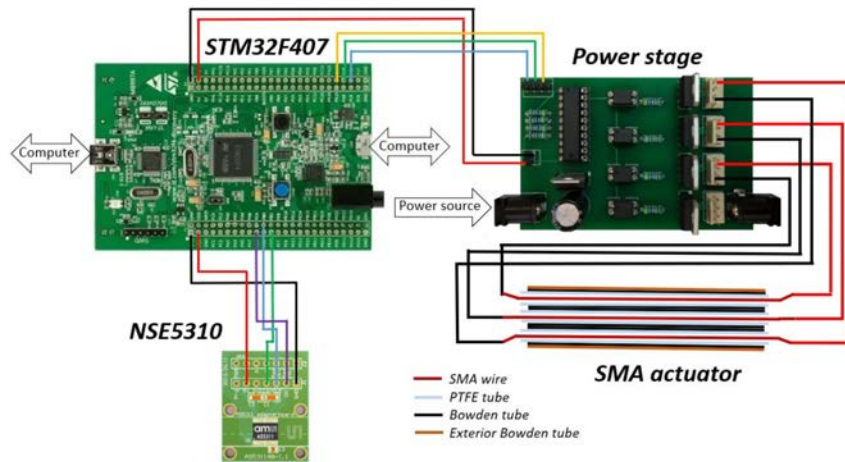


Figura 4.2: Hardware electrónico

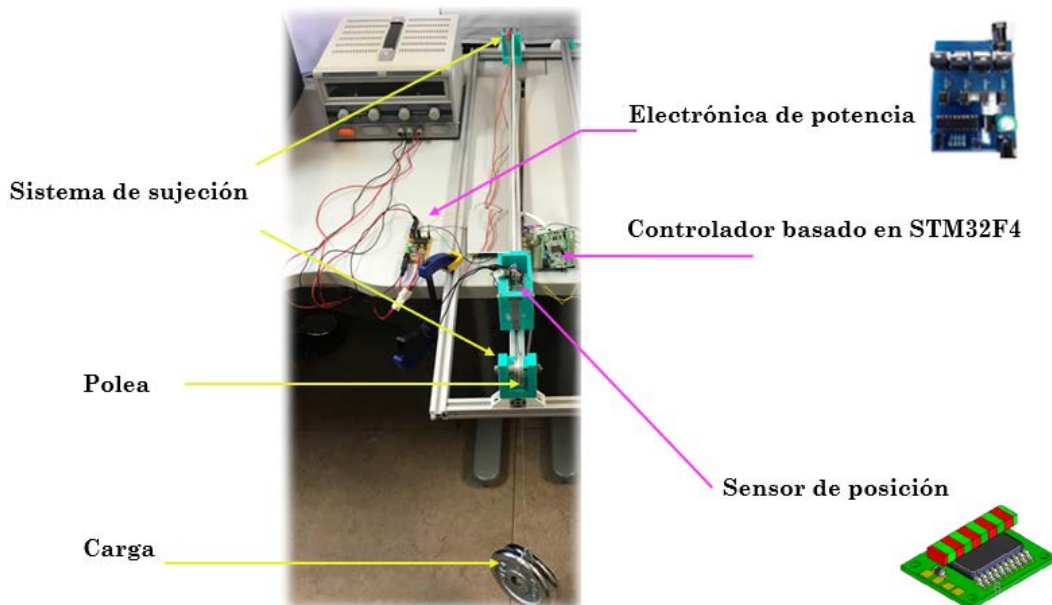


Figura 4.3: Banco de pruebas en configuración lineal

Cabe aclarar que, la base del banco de pruebas fue construido con perfiles ranurados de aluminio en T para mejor rigidez y fácil configuración. Los elementos mecánicos (sistemas de sujeción, caja de los sensores, pieza móvil, etc.), fueron impresos en 3D con filamento de ácido poliláctico (Polylactic acid PLA), excepto la polea, los ejes y los rodamientos que fueron adquiridos. Además, se destaca de esta estructura el diseño compacto que presenta, la buena calidad de los componentes y del diseño, tal y como se muestra en la figura 4.3. Además, el banco de pruebas se considera un dispositivo de bajo coste con una buena precisión de desplazamiento sin presentar fricciones.

4.2. Actuador monofibra basado en SMA: configuración lineal

En este apartado se presenta las estructuras, estrategia de control y las diferentes pruebas experimentales realizadas usando actuadores monofibra en configuración lineal. En el desarrollo de este trabajo se utilizaron fibras de SMA de 0.51 mm, 0.38 mm y 0.31 mm de diámetro, con la finalidad de analizar sus características y alcanzar posibles mejoras en el desarrollo de los actuadores monofibra basados en tecnología de SMA.

4.2.1. Estructura del actuador lineal monofibra

Los principales desafíos de utilizar actuadores de SMA son la baja frecuencia de trabajo y la dificultad de control. Para ello, se han estudiado la respuesta de diferentes estructuras de actuadores basados en SMA, desde el punto de vista del error en la etapa de enfriamiento, tiempo de establecimiento, número de ciclos, frecuencia (período de trabajo) y carga desplazada.

Para mejorar el rendimiento de los actuadores de SMA se ha planteado tres estructuras de actuadores basados en una única fibra de SMA (el diámetro, temperatura de activación cambiaría de acuerdo al experimento). En la figura 4.4 se puede apreciar las tres estructuras de actuadores monofibra propuestos. Los actuadores están formados por una sola fibra de SMA (1), un tubo de Politetrafluoroetileno (en adelante PTFE) (2), un cable Bowden (3), un tubo de polietileno (4), las partes terminales y un ventilador (5) donde:

- Fibra de SMA: es una fibra con características mostradas en la tabla 3.3.
- El tubo de PTFE: tiene como objetivo aislar el hilo de SMA de la funda metálica con un mínimo de fricción y además puede soportar temperaturas muy elevadas, superiores a 250°C.
- Cable Bowden: es un cable flexible que consiste en un cable interior metálico flexible en forma espiral y una funda de nylon exterior. Este tipo de cable puede guiar los actuadores SMA y transmitir la fuerza. Además, el metal tiene la propiedad de disipar el calor, que es una ventaja importante durante la fase de enfriamiento (recuperación de la posición inicial).
- Tubo de polietileno: para conducir el flujo de aire a lo largo de la fibra/actuador SMA.
- Las unidades terminales o conectores metálicos: consiste en dos piezas metálicas (en este caso de aluminio), enroscadas entre si que permiten tensar y destensar la fibra de SMA contra el cable Bowden. Para poder bloquear el actuador con un cierto tensado, y no destensarse por un posible desajuste de la fibra. El ajuste total del rango de tensión de la fibra de SMA se puede realizar girando una pieza frente a la otra en un rango de 0.01 m. Además, se utilizan en un extremo para conectar

la carga que se va a desplazar y en el otro extremo para sujetar la fibra de SMA contra el cable Bowden. Los terminales sirven también como conectores para la alimentación de los actuadores.

- Ventilador: dispositivo para generar un flujo de aire para el enfriamiento forzado de la fibra/actuador SMA.

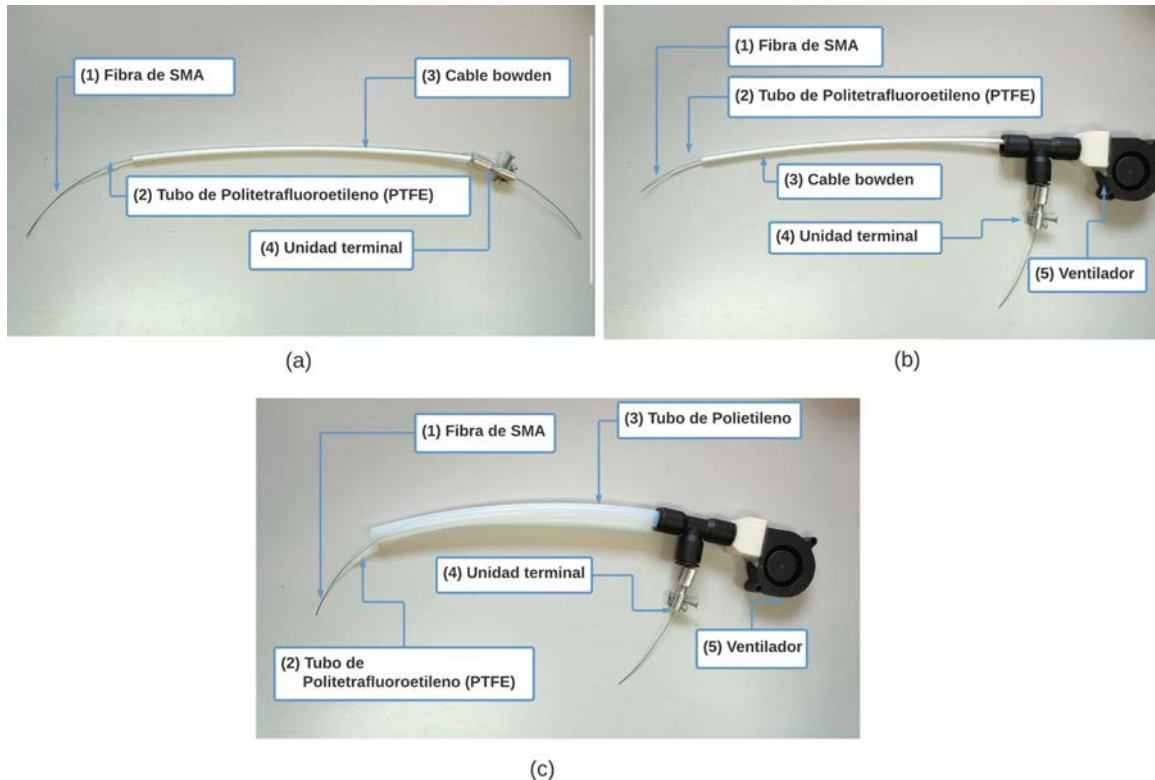


Figura 4.4: Estructura de actuadores monofibra basados en SMA. (a) Actuador monofibra 1: consta de una fibra de SMA (1), PTFE (2), cable Bowden (3) y una unidad terminal (4). (b) Actuador monofibra 2: consta de una fibra de SMA (1), PTFE (2), un cable Bowden (3), una unidad terminal (4) y ventilador (5). (c) Actuador monofibra 3: consta de una fibra de SMA (1), PTFE (2), tubo de polietileno (3), una unidad terminal (4) y un ventilador (5).

La estructura base (véase fig. 4.4 (a)) que conserva la flexibilidad del actuador se comparó con las dos estructuras que tienen enfriamiento forzado (ventilador). Estas dos estructuras se propusieron con la finalidad de estudiar la velocidad de enfriamiento de las fibras.

El actuador se construye insertando individualmente cada fibra de SMA en una funda de teflón y esta a su vez en un cable Bowden. Esta fibra de SMA termina en uno de sus extremos en una unidad terminal o conector metálico, el otro extremo se conecta a la carga/sistema que necesita ser desplazada. Es importante señalar que estas estructuras de actuadores lineales monofibra se utilizarán en las diferentes pruebas, donde se cambiarán las características de la fibra.

4.2.2. Estrategia de control para el actuador lineal monofibra

La estrategia de control propuesta se basa en un controlador PID bilineal (BPID), de cuatro términos. Dicha estrategia de control se aplicó con éxito en [25] para controlar un solo hilo de SMA de dimensiones reducidas.

El controlador BPID es una combinación de un controlador PID lineal estándar, en cascada con un compensador bilineal (fig. 4.5). La arquitectura se basa en la estructura propuesta por [26].

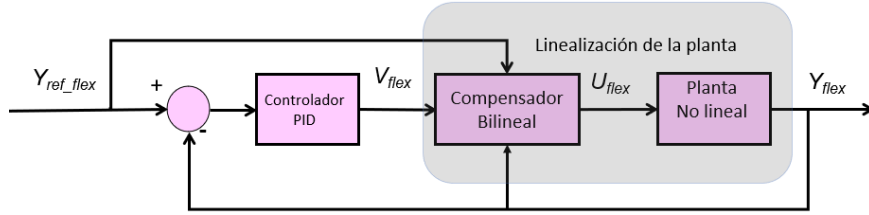


Figura 4.5: Esquema básico del control BPID para configuración lineal [25] (adaptada de [26]) Y_{ref_flex} es la posición lineal deseada, Y_{flex} es la posición lineal del sensor, V_{flex} es la señal de control generada del controlador PID y U_{flex} es la señal de control rectificadora del término bilineal.

La representación en el espacio de estados de un sistema bilineal continuo de única entrada (SISO) está dada por las ecuaciones 4.1 y 4.2:

$$\dot{x}(t) = Ax(t) + bu(t) + u(t)Nx(t), \quad (4.1)$$

$$y(t) = Cx(t), \quad (4.2)$$

donde $x \in \mathfrak{R}^n$ es un vector de estado, $u(t)$ es la entrada, A es una $n \times n$ matriz de valores reales, b es un $n \times 1$ vector de valores reales, C es un $1 \times n$ vector de valores reales, y N es una $n \times n$ matriz de constantes reales (compuesta por coeficientes bilineales).

La fórmula para el compensador que se introduce en el controlador bilineal es (ecuación 4.3):

$$\frac{U_{flex}(z)}{V_{flex}(z)} = \frac{1 + K_b Y_{ref_flex}(z)}{1 + K_b z^{-1} Y_{flex}(z)}, \quad (4.3)$$

donde $Y_{ref_flex}(z)$ es la señal de referencia, $V_{flex}(z)$ es la señal de control generada del controlador PID, $Y_{flex}(z)$ es la señal de respuesta dada por el sensor y el K_b es el término bilineal, y $U_{flex}(z)$ es la señal de control generada después del término bilineal que compensa las no linealidades de la planta.

Las ganancias del controlador BPID se han determinado experimentalmente mediante prueba-error, observando la respuesta de los actuadores monofibra, llegando a determinar que los valores más adecuados para el controlador son los que se muestran en la tabla 4.1 para este actuador.

Con respecto al ajuste de los parámetros el actuador su sometido a señales de tipo escalón, reduciendo la sobreoscilación de la respuesta del sistema.

Tabla 4.1: Ganancias del controlador BPID

Ganancia	Kp	Kd	Ki	Kb
Valor	2.4	0.01	0	2

Cabe mencionar que para todas las pruebas de los actuadores lineales monofibra se ha usado la misma estrategia de control basado en el BPID.

4.2.3. Efectos del tensado

En trabajos previos se ha detectado que el comportamiento del actuador difiere en función del tensado en su posición inicial. Para ello, en este experimento se realizaron diferentes pruebas variando el rango de pre - tensión de las fibras.

Las fibras de SMA comercializados por Dynalloy, tienen dos temperaturas de activación diferentes (70°C y 90°C respectivamente). La hoja de datos de [27] presenta la temperatura interna de cada fibra frente a la tensión sufrida cuando se somete a una carga externa (fig. 4.6). Este rendimiento se puede dividir en tres áreas principales.

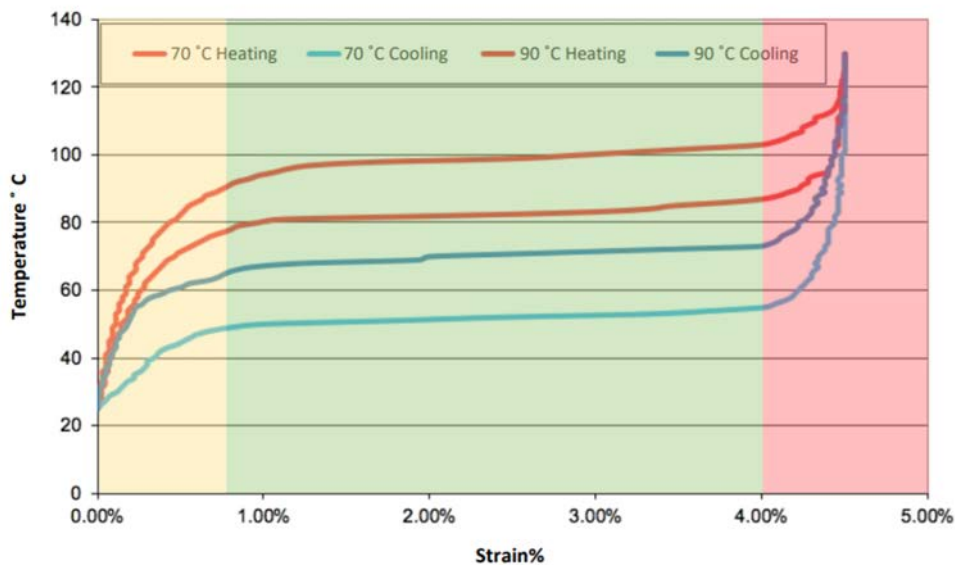


Figura 4.6: Temperatura típica vs. porcentaje de contracción [27].

En la primera y tercera área (por debajo del 0.8 % y por encima del 3.8 % de la tensión), la diferencia de temperatura es significativa mientras la fibra de SMA sufre un menor desplazamiento en comparación con la segunda zona. Además, la relación deformación/temperatura revela un mejor rendimiento en la segunda área, proporcionando una deformación de aproximadamente el 3 % de su longitud con una diferencia de temperatura, aproximadamente 15°C. Por ello, la idea principal es trabajar con el actuador propuesto

dentro de la segunda área. De este modo, el actuador debe deformarse entre el 0.8 % y el 3.8 % aproximadamente de su longitud inicial. Trabajar en esta zona conlleva algunas ventajas e inconvenientes:

- Trabajar por debajo del 3.8 % de la deformación evita un consumo energético excesivo respecto al pequeño desplazamiento conseguido. El actuador activado por efecto Joule por encima del 3.8 % presenta un mayor consumo energético debido a los requerimientos de temperatura.
- Trabajar por encima del 0.8 % de la deformación evita una lenta recuperación del actuador. La diferencia de temperatura es considerable en esta área, y cercana a la temperatura ambiente hacia el final.
- Una parte de la contracción de la fibra no desplaza la carga. Por lo tanto, la fibra de SMA está sobre-dimensionada.

Esta prueba fue impulsada con la configuración lineal utilizando un actuador de una sola fibra con un diámetro de 0.51 mm y 90°C de temperatura de activación. Esta configuración se implementó en el banco de pruebas para configuración lineal (véase figura 4.3), con una carga útil constante de 3 kg. Se ajustó una fibra con una tensión menor de forma que la fibra comience a realizar trabajo de tracción a partir de alcanzar un 0.8 % de su deformación. Después, la fibra de SMA se tensó para permitir una tensión entre el 0 % y el 3 %. Esquemáticamente estos dos escenarios se pueden ver en la figura 4.7.

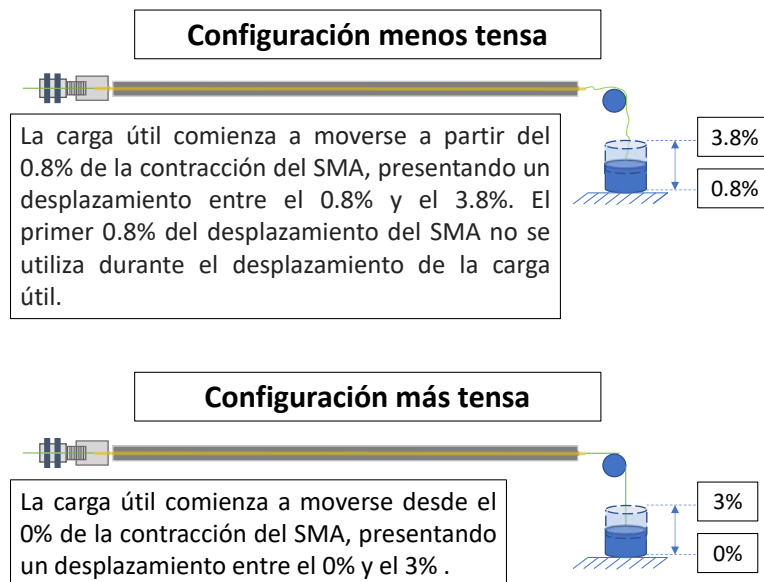


Figura 4.7: Representación esquemática del actuador menos tenso y tenso del actuador.

En el primer caso, aunque la deformación comienza en el 0 %, el desplazamiento efectivo de la carga útil medido por el sensor comienza en el 0.8 %. Por lo tanto, la posición

0 de la carga útil coincide con la deformación del 0.8 % del actuador. Los resultados de estas dos pruebas se muestran en la figura 4.8.

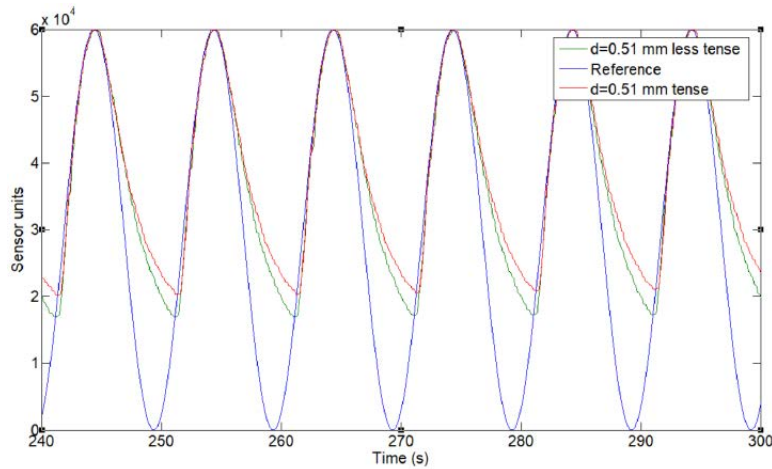


Figura 4.8: Actuador monofibra de SMA más tenso y menos tenso

La figura 4.8 muestra que el error de posición es menor en el primer caso (menor tensión) que en el segundo. Además, el mayor error producido por los dos actuadores se debe a la mayor frecuencia de funcionamiento (0.10 Hz). Una fibra de 0.51 mm de diámetro necesita 14 s (0.07 Hz) para enfriarse y recuperar su forma inicial.

4.2.4. Pruebas y resultados actuador lineal monofibra 0.51 mm

Se presenta un estudio comparativo entre diferentes escenarios experimentales en configuración lineal para actuadores monofibra basado en SMA, con el fin de observar el comportamiento de las diferentes estructuras de actuadores planteadas (apartado 4.2.1). Para ello, se determina en cuantos ciclos el error entra en régimen permanente (el error es constante).

Definición de las pruebas actuador lineal monofibra

Se definieron cuatro tipos de experimentos con las tres estructuras de actuadores monofibra propuestos en la sección 4.2.1. A continuación, en la figura 4.9 se puede apreciar la definición de las características de los experimentos realizados.

Como se puede observar en la figura 4.9, se plantearon dos escenarios de pruebas. El primer escenario relacionado con el actuador monofibra más tenso. Este primer escenario consta de dos experimentos: sin enfriamiento forzado y con enfriamiento forzado (usando una fuente externa de enfriamiento, un ventilador). El primer experimento sin enfriamiento forzado se realizó con el actuador monofibra 1 (una sola fibra, en tubo de teflón y cable Bowden) mientras que el segundo experimento con enfriamiento forzado se utilizó la estructura del actuador monofibra 2 (una sola fibra, en tubo de teflón y cable Bowden con

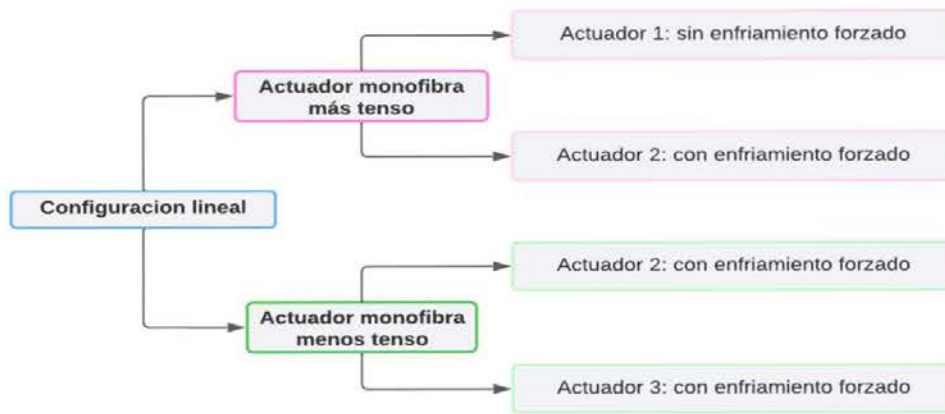


Figura 4.9: Definición de pruebas con actuadores lineales monofibra de 0.51mm de diámetro

enfriamiento forzado). Por otra parte, el segundo escenario comprende el actuador monofibra menos tenso. Este segundo escenario también consta de dos experimentos, esta vez solo con enfriamiento forzado para lo cual se utilizó las estructuras de los actuadores monofibra 2 y 3 (una sola fibra, en tubo de teflón y cable Bowden con enfriamiento forzado guiado mediante el tubo de polietileno).

La fibra utilizada para formar el actuador fue una fibra SMA de longitud 1.08 m (dimensión máxima que se puede montar en el banco de pruebas sin cable Bowden) y diámetro de 0.51 mm, activada en 90°C. Esta fibra tiene un tiempo de enfriamiento de 14 s que es más bajo comparado con una fibra de SMA activada en 70 °C (18 s), y puede ejercer una fuerza aproximada de 35.60 N. Además, garantiza una vida útil de decenas de millones de ciclos de trabajo. La resistencia óhmica es muy pequeña, de 4.3 Ω/m (véase tabla 3.3).

De acuerdo con la intensidad requerida por la fibra de SMA y la resistencia en función de su longitud, la fuente de alimentación se ajustó con 17.20 V.

Durante el desarrollo de todas las pruebas el actuador necesita desplazar una carga fija de 3 kg cuando la referencia es una señal sinusoidal de amplitud ±30000 unidades sensor con un offset de 3000, es decir, el SMA se contrae:

$$\text{Contracción}_{SMA} = 60000 \times 0.48 \mu\text{m} = 28800 \mu\text{m} \approx 28.8 \text{ mm.}$$

Una unidad sensor equivale a 0.488μm. La amplitud de la señal de referencia puede ser más grande por ende la contracción será mayor, debido a las limitaciones de diseño del banco de pruebas se procedió a realizar las pruebas experimentales con una señal de referencia de magnitud 60000 unidades sensor.

Debido a la baja frecuencia de trabajo que presentan las aleaciones con memoria de forma, se consideró que el periodo de trabajo de la señal sinusoidal que debe ser analizada, se encuentra entre 5 hasta 50 segundos por ciclo (spc). Los periodos de trabajo se muestran en la tabla 4.2.

Tabla 4.2: Frecuencias experimentales consideradas en configuración lineal

Tiempo [s] por ciclo	Frecuencia [Hz]	Frecuencia [rad/s]
5	0.200	1.26
10	0.100	0.63
15	0.067	0.42
20	0.050	0.32
25	0.040	0.25
30	0.033	0.21
35	0.029	0.18
40	0.025	0.16
45	0.022	0.14
50	0.020	0.13

En cada prueba la posición del actuador monofibra deberá seguir la señal de referencia sinusoidal, observando en cuantos ciclos el error se estabiliza debido a la acumulación de calor. El control utilizado para el sistema es un controlador BPID descrito en la sección 4.2.2. Además, es importante mencionar que cada prueba tuvo una duración de 900 s (15 minutos), tiempo considerado suficiente para la estabilización del error. También, se debe tomar en cuenta que durante los experimentos la temperatura ambiente del laboratorio fue de 24°C. Una muestra de la respuesta del actuador frente a una señal sinusoidal con un periodo de trabajo de 25 spc, se puede observar en la figura 4.10 (parte superior) y la variación de la señal de control de acuerdo con esta referencia en la figura 4.10 (parte inferior).

En la figura 4.10 se puede observar la estabilización del error después de 200 segundos. En la parte inferior se puede observar la señal de control del actuador que es proporcional con el consumo. Esta señal disminuye en el tiempo debido a la acumulación del calor en la funda Bowden, siendo necesario menos calentamiento para llegar a la posición deseada.

Resultados actuador lineal monofibra 0.51 mm

En este apartado se resumen los resultados obtenidos de cada actuador monofibra de acuerdo con las pruebas planteadas en la sección 4.2.4. En cada una de las pruebas, el actuador monofibra de SMA siguió la señal de referencia en posición y se observó en cuantos ciclos el error tiende a estabilizarse entrando en régimen permanente ± 5 .

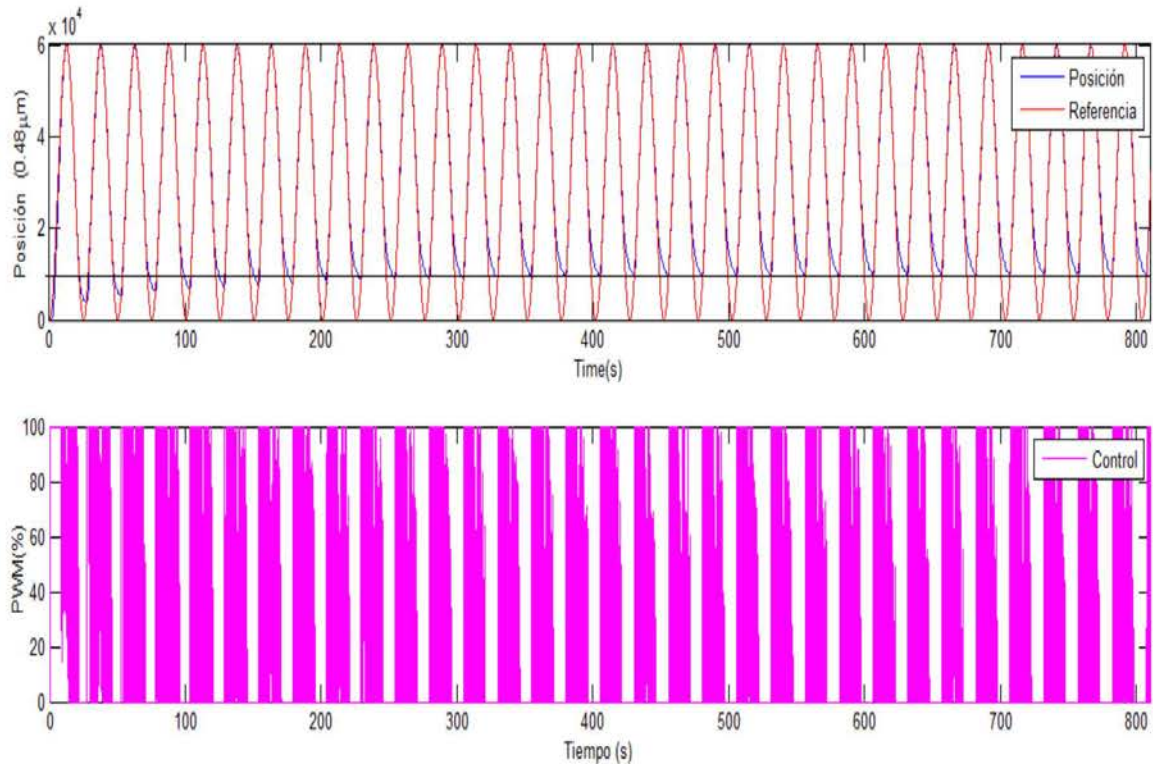


Figura 4.10: Parte superior: Respuesta en posición frente a una señal de referencia sinusoidal del actuador monofibra 2 con enfriamiento forzado menos tenso. Parte inferior: La señal de control del actuador.

Resultados actuadores monofibra más tenso

En este apartado se presenta el resultado de las pruebas experimentales sin enfriamiento forzado usando la estructura del actuador 1 (véase fig. 4.4 (a) para la estructura del actuador y fig.4.9 para la definición de la prueba).

Por el alto número de pruebas experimentales realizadas y para facilitar el análisis de los resultados se elaboró un gráfico estadístico combinado como se aprecia en la fig. 4.11. El gráfico consta de dos ejes verticales (un eje principal y un eje secundario) y un eje horizontal. En el eje vertical principal (lado izquierdo del gráfico) corresponde a los valores asociados a las variables: número de ciclos y tiempo de establecimiento, mientras que, el eje vertical secundario (parte derecha del gráfico) corresponde a los valores de la variable error en posición expresado en milímetros y porcentaje. Es importante indicar que debido a los valores pequeños que presenta el error la escala vertical secundaria se muestra mediante escala logarítmica, logrando así una mejor visualización de los datos.

Por otra parte, en el eje horizontal (parte inferior del gráfico) se representa los periodos de trabajo los mismos que empiezan en 5 spc hasta 50 spc (con una variación de 5 spc), en total 10 períodos de trabajo analizados durante 900 s.

De la figura 4.11, tomando por caso el período de 10 spc (frecuencia 0.10 Hz) se observa que el tiempo de establecimiento se da cuando han transcurrido 19 ciclos (240

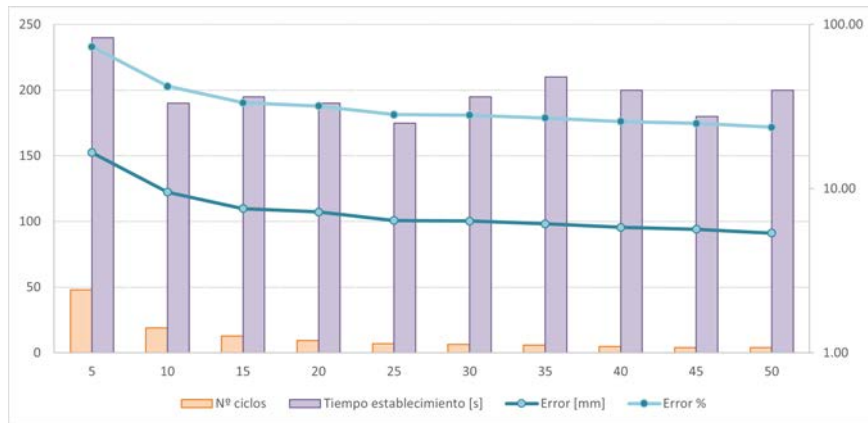


Figura 4.11: Resultados del actuador lineal monofibra 1 sin enfriamiento forzado más tenso diámetro: número de ciclos, tiempo de establecimiento y error en posición

s). En este caso el error en posición es de 9.52 mm que representa aproximadamente 32.65 % para una señal de amplitud 60000 unidades sensor. Además, se puede visualizar un comportamiento decreciente del error en posición directamente relacionado con el período de trabajo del actuador. Dicho de otra manera, a períodos de trabajo mayores, menor es el error en posición.

De la misma forma, la figura 4.12 muestra el resultado de las pruebas experimentales con enfriamiento forzado donde se utilizó el actuador 2 con ventilador (véase fig. 4.4 (b) para la estructura del actuador y fig.4.9 para la definición de la prueba).

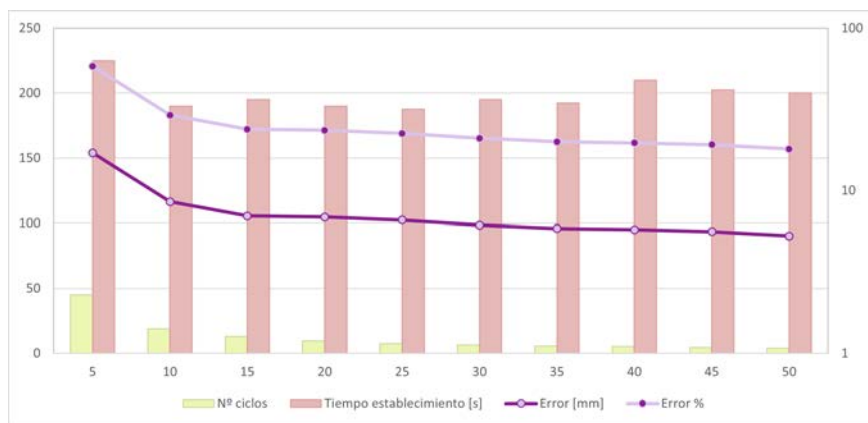


Figura 4.12: Resultados del actuador lineal monofibra 2 con enfriamiento forzado más tenso diámetro: número de ciclos, tiempo de establecimiento y error en posición

De la figura 4.12, tomando por caso el período de 10 spc (frecuencia 0.10 Hz) se observa que el tiempo de establecimiento se da cuando han transcurrido 19 ciclos (190 s). En este caso el error en posición es de 8.54 mm que representa aproximadamente 29.17 %. En la figura 4.12, se visualiza un comportamiento decreciente del error en posición inversamente relacionado con el período de trabajo del actuador.

Analizando este resultado con la prueba experimental anterior que corresponden al

escenario más tenso con enfriamiento forzado, se puede observar una ligera mejora de la respuesta del actuador en la etapa de enfriamiento. No obstante, esta mejora se ve perjudicada con un aumento significativo del volumen y la complejidad del actuador, afectando una de sus principales ventajas como la simplicidad.

Resultados actuadores monofibra menos tenso

Otras de las pruebas realizadas consistieron en la evaluación del comportamiento del actuador menos tenso con enfriamiento forzado (empleando un ventilador). En este caso se utilizó la estructura del actuador 2 (véase fig. 4.4 (b) para la estructura del actuador y fig. 4.9 para la definición de la prueba).

De acuerdo con la figura 4.13, para el período de trabajo de 10 spc (frecuencia 0.10 Hz) se observa que el tiempo de establecimiento se da cuando han pasado 19 ciclos (190 s). En este caso 10.49 mm que representa alrededor del 35.83 % fue el error en posición.

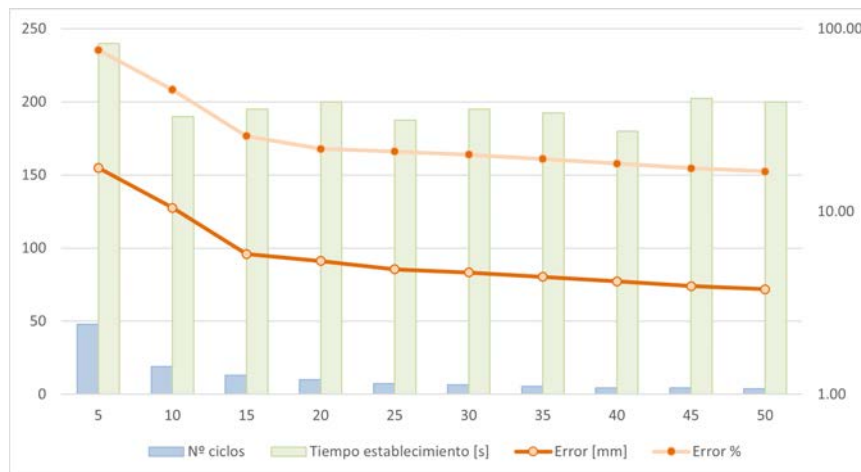


Figura 4.13: Resultados del actuador lineal monofibra 2 con enfriamiento forzado menos tenso con diámetro 0.51 mm: número de ciclos, tiempo de establecimiento y error en posición

Por último, en la figura 4.14 se presenta el resultado del experimento con enfriamiento forzado (empleando un ventilador y un tubo de polietileno utilizado para dirigir el flujo de aire), se utilizó la estructura del actuador 3 (véase fig. 4.4 (c) para la estructura del actuador y fig. 4.9 para la definición de la prueba).

Como se aprecia en la fig. 4.14, para el período de trabajo de 10 segundos por ciclo (frecuencia 0.10 Hz) se observa que el tiempo de establecimiento se da cuando han pasado 19 ciclos (190 s). En este caso 9.71 mm que representa alrededor del 33.17 % fue el error en posición.

Analizando con los casos anteriores, para períodos menores de 10 spc se puede observar que la respuesta en posición del actuador más tenso presenta menos error comparando con la estructura del actuador menos tenso, aunque los errores en posición supera 50 %.

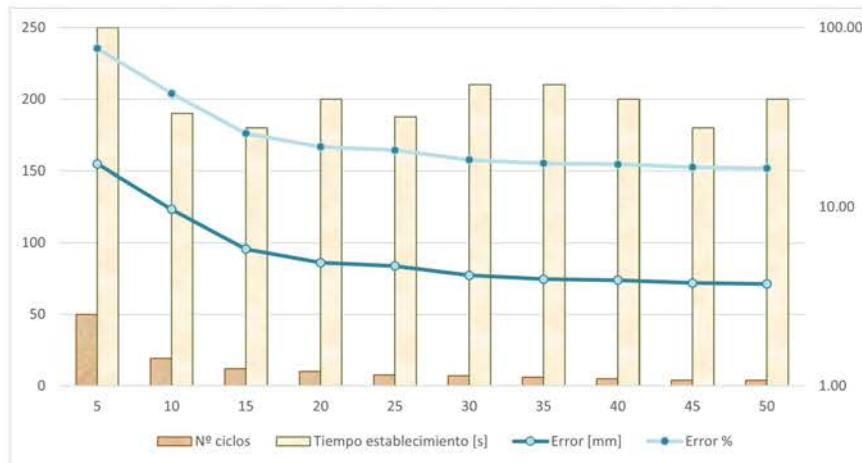


Figura 4.14: Resultados del actuador lineal monofibra 3 con enfriamiento forzado menos tenso con diámetro 0.51 mm: número de ciclos, tiempo de establecimiento y error en posición

La magnitud del error hace el actuador inviable para muchas aplicaciones. Para períodos de tiempo más largos, superiores a 10 spc, el actuador menos tenso presenta un menor error en posición comparado con el actuador más tenso. De acuerdo con el porcentaje de error en posición, este escenario (actuador menos tenso) se considera más factible para ser integrado en diferentes aplicaciones.

4.2.5. Pruebas y resultados del actuador lineal monofibra 0.38 mm

De forma similar al actuador basado en la fibra de SMA de 0.51 mm, en esta sección se propone un estudio comparativo entre diferentes casos experimentales en configuración lineal para actuadores monofibra basado en SMA con diámetro de 0.38 mm, en el cual se observa el comportamiento de las diferentes estructuras de actuadores (4.2.1). Para ello, se analiza en cuantos ciclos de trabajo, el error entra en régimen permanente (error es constante), comparando el caso del enfriamiento forzado o sin enfriamiento forzado para estimar como afecta al error en el seguimiento de la trayectoria y a la durabilidad del actuador.

Definición de las pruebas actuador lineal monofibra

Dado que se ha comprobado en el apartado 4.2.4 que el error disminuye con un actuador menos tenso en posición inicial se realizarán los experimentos con este escenario. De forma esquemática, en la figura 4.15 se definen las características de los experimentos realizados analizándose un escenario que comprende el actuador monofibra dividido en dos casos experimentales: el primer experimento se realizó sin enfriamiento forzado y se usó el actuador 1 ; el segundo experimento se realizó con enfriamiento forzado y se utilizó

el actuador 2 (véase fig. 4.4 (a) y (b)).

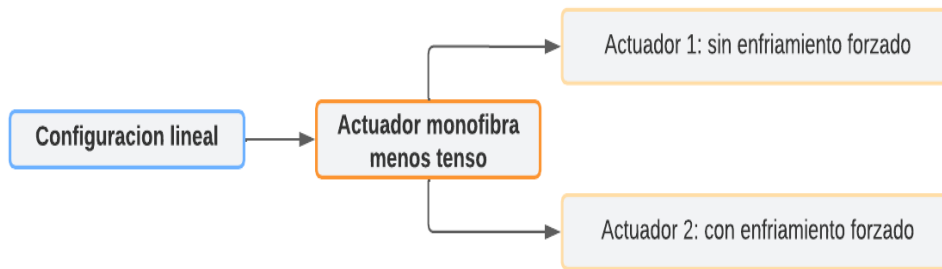


Figura 4.15: Definición de pruebas con actuadores monofibra de 0.38 mm de diámetro

Para poder analizar el comportamiento de los actuadores en términos del diámetro de la fibra, se propone el estudio y evaluación de los actuadores de SMA basados en una fibra con diámetro de 0.38 mm con activación en 90 °C. Comparando con los actuadores basados en fibras de 0.51 mm, los actuadores basados en fibras de 0.38 mm aunque presenta una fuerza menor de salida, pueden trabajar a frecuencias más altas.

Para facilitar la comparación con los casos anteriores, las pruebas experimentales se realizaron siguiendo una referencia de tipo sinusoidal con una magnitud de 60000 unidades sensor.

Durante el desarrollo de todas las pruebas el actuador necesita desplazar una carga fija de 1 kg (de acuerdo con el diámetro de la fibra) cuando la referencia es una señal sinusoidal de amplitud ± 30000 unidades, con un offset de 30000 unidades (en total presentado un desplazamiento de 28.8 mm). En las pruebas se ha variado el período de trabajo de la señal sinusoidal desde 10 s hasta 20 spc (ver tabla 4.2). Los periodos menores de 10 s presentando un error elevado haciendo el actuador no-viable para ciertas aplicaciones y los periodos mayores de 25 s siendo muy lentos para el propósito de integración del actuador en aplicaciones de robótica de rehabilitación y asistencial.

En cada prueba la posición del actuador de SMA siguió la señal de referencia y se observó en cuantos ciclos el error se estabiliza debido a la acumulación de calor.

Similar con los casos anteriores, para el control del actuador se utilizó la estrategia de control propuesta en la sección 4.2.2. Además, se debe tomar en cuenta que durante todo el desarrollo de las pruebas la temperatura ambiente del laboratorio es de 24°C.

Resultados actuador lineal monofibra 0.38 mm

Una vez realizadas las pruebas, los datos experimentales obtenidos se analizaron individualmente para cada uno de los escenarios con el fin de realizar una validación gráfica. Las figuras 4.16 y 4.17 muestran los resultados para cada una de las pruebas experimentales, determinando el error en régimen permanente. En el caso sin enfriamiento forzado donde se analizó el actuador 1, se observa (fig. 4.16) que para el período de trabajo de 10 spc el error entra en régimen permanente cuando han transcurrido 230 s (23 ciclos) que

representa alrededor del 23 % de error en posición. Con relación al caso con enfriamiento forzado en el que se analizó el actuador 2, en la figura 4.17 puede observarse que el error entra en régimen permanente cuando han transcurrido 270 s (27 ciclos) que representa alrededor del 17.50 % de error en posición, estos valores corresponden al periodo de trabajo de 10 spc.

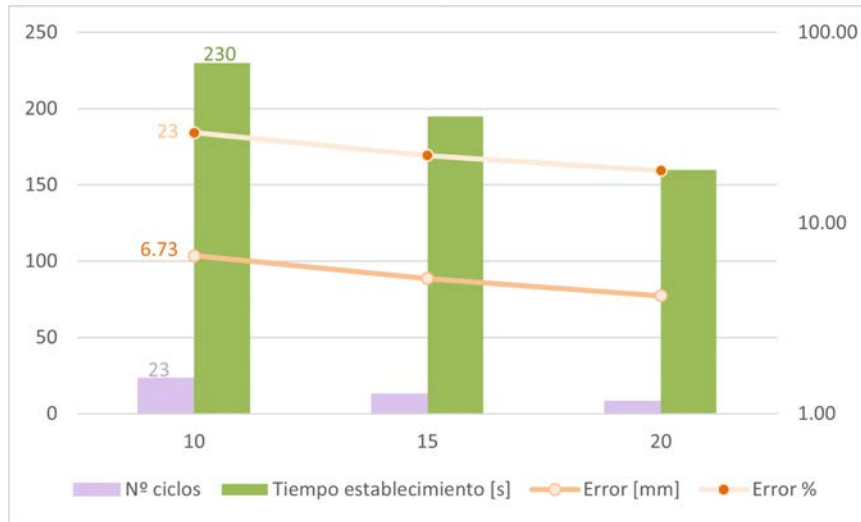


Figura 4.16: Resultado de actuador lineal monofibra 1 sin enfriamiento forzado menos tenso con diámetro 0.38 mm: número de ciclos, tiempo de establecimiento y error en posición.

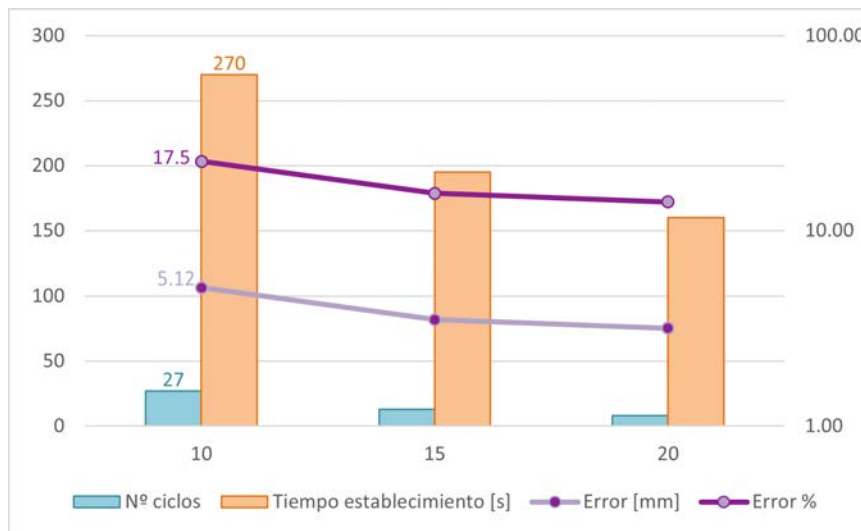


Figura 4.17: Resultado de actuador lineal monofibra 1 con enfriamiento forzado menos tenso con diámetro 0.38 mm: número de ciclos, tiempo de establecimiento y error en posición.

Analizando las respuestas de los dos actuadores monofibra lineales, menos tensos con y sin enfriamiento forzado, se puede observar que los porcentajes de error presentan un

valor de 23 % para el actuador sin enfriamiento forzado y 17.5 % para el caso con enfriamiento forzado. Aunque el actuador con enfriamiento forzado presenta mejor respuesta en posición, debido a su complejidad de implementación, y para mantener la ventaja de una estructura simple del actuador, es importante tener en cuenta la opción del actuador sin enfriamiento forzado. Dicho en otras palabras, la diferencia del 5.5 % de error en posición puede ser compensada por la ventaja de simplicidad del actuador sin enfriamiento forzado.

Haciendo analogía con el caso de los actuadores basados en fibra de 0.51 mm, se mantienen las ventajas de los actuadores menos tensos, para una actuación más rápida. Además, dependiendo de la aplicación (carga que se desea desplazar y frecuencia de trabajo), se puede elegir el diámetro de la fibra del actuador: 0.51 mm para cargas más elevadas a baja frecuencia, y 0.38 mm para cargas más livianas con una frecuencia más elevada de trabajo.

4.3. Actuador multifibra basado en SMA: configuración lineal

Una estructura interesante de los actuadores de SMA consiste en los actuadores multifibra. En este apartado se presenta los diferentes experimentos que se realizaron usando actuadores multifibra en configuración lineal. Estas pruebas tienen como finalidad, analizar las características y alcanzar posibles mejoras en el desarrollo de los actuadores multifibra basados en tecnología de SMA. Dicho con otras palabras, se buscan soluciones emergentes basadas en esta tecnología para superar las limitaciones actuales que presentan los actuadores monofibra, manteniendo sus principales ventajas como simplicidad y flexibilidad. Entre estas limitaciones se puede destacar la frecuencia de trabajo del actuador y su consumo energético.

4.3.1. Estructura del actuador lineal multifibra

Previo a la realización de las pruebas experimentales, se evaluaron tres estructuras de actuadores basados en fibras de SMA con el propósito de elegir la estructura con mejor prestaciones (apropiada). Estas se evaluaron desde el punto de vista de su respuesta en posición. A continuación se van a detallar dichas estructuras que se pueden ver de forma esquemática y real en la figura 4.18:

- Estructura a): consta de tres fibras de SMA en paralelo, aisladas entre sí, con fundas de teflón, en un solo cable Bowden.
- Estructura b): consta de tres fibras de SMA en paralelo, aisladas entre sí con fundas de teflón, que fueron insertadas de forma independiente en fundas Bowden. En este caso las fundas Bowden se separaron entre sí, con la ayuda de piezas impresas en 3D para mantener una cierta distancia entre ellas, sin presentar contacto.

- Estructura c): consta de tres fibras de SMA en paralelo, aislados en fundas de teflón y separados en fundas Bowden. Las fundas Bowden están en contacto entre sí.

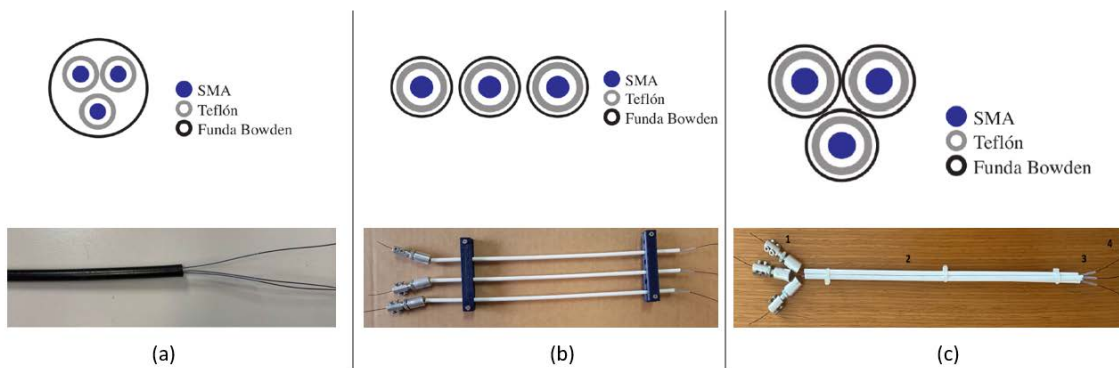


Figura 4.18: Estructuras del actuador multifibra: a) Actuador multihilo en una sola funda Bowden; b) Actuador multihilo con fundas Bowden separadas sin contacto; c) Actuador multihilo con fundas Bowden independientes en contacto

Las respuestas del actuador multihilo con las tres estructuras y la respuesta del actuador con un solo hilo (para poder hacer la comparación de respuestas) se puede ver en la figura 4.19 (a una frecuencia más baja) y en la figura 4.20 (a una frecuencia más alta). En este caso, los actuadores tienen en la base fibras de SMA de 0.51 mm de diámetro con una dimensión de 1 m cada una. La referencia es una señal sinusoidal en posición con una amplitud de 60000 unidades sensor (29.28 mm). El análisis de la respuesta de los actuadores se realizó con frecuencias diferentes entre 0.040 Hz y 0.10 Hz representando aproximadamente 25 spc y 10 spc respectivamente.

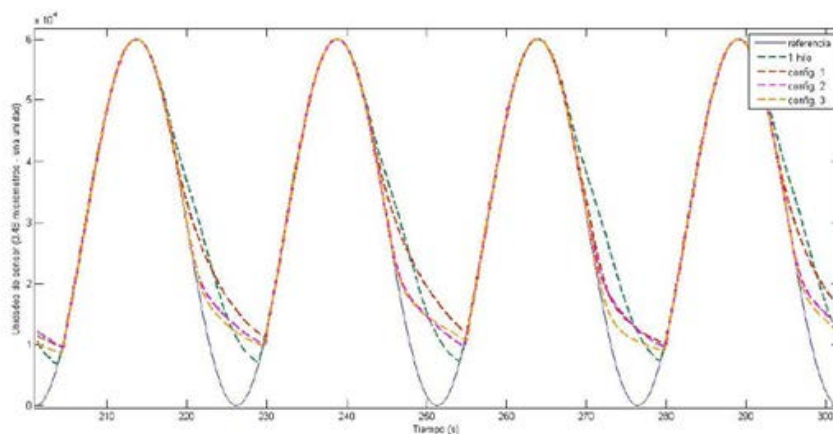


Figura 4.19: Respuesta del actuador con las tres estructuras en baja frecuencia

De acuerdo con la tabla 3.3 donde se recogen las características de las fibras de SMA proporcionado por el fabricante Dynalloy, el tiempo de enfriamiento para la fibra de 0.51 mm es de 14 s. Hay que tener en cuenta que de acuerdo con las frecuencias de las referencias en posición, los tiempos de recuperación de la fibra están por debajo de este valor (aproximadamente 12.5 s para la baja frecuencia y 4.85 s para la alta frecuencia).

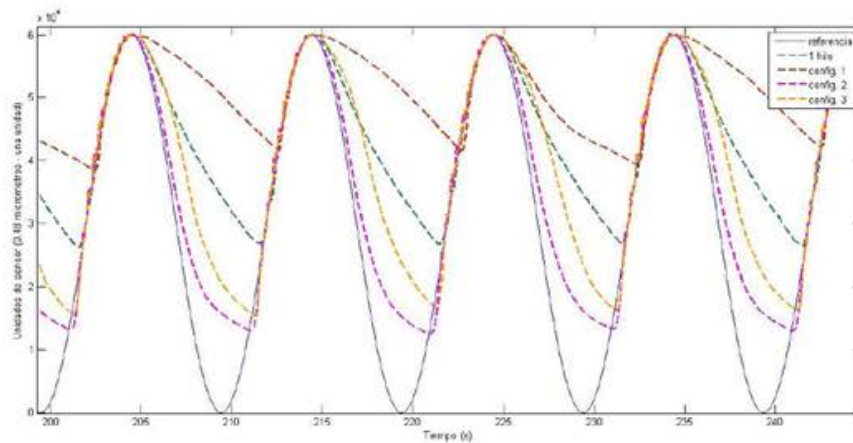


Figura 4.20: Respuesta del actuador con las tres estructuras en baja frecuencia

En figura 4.19 se aprecia la respuesta en posición de las tres estructuras multifibra, después de 210 segundos de funcionamiento cuando prácticamente el error debido a la acumulación de calor de las fundas Bowden es estable. Como se puede observar las respuestas de las tres estructuras son similares, aunque la estructura del actuador (a) (señal de color rojo) es la que más error en posición presenta. Comparando con la respuesta del actuador con una sola fibra (señal de color verde), los actuadores multifibra presentan un error más elevado en posición a una frecuencia de trabajo más baja.

En figura 4.20, se puede visualizar la respuesta de los actuadores cuando siguen una referencia sinusoidal a una frecuencia más alta. En este caso, las diferencias del error en posición de las diferentes estructuras son considerables. La estructura (a), todas las fibras de SMA en la misma funda Bowden, es la que más error presenta. Esto se debe a la acumulación de calor dentro de la funda Bowden, es decir, no tienen tiempo suficiente para disipar este calor como en el caso de la estructura (b) y (c). Comparando la respuesta del actuador monofibra con el actuador multifibra (configuración (b) y (c)), el actuador de una sola fibra presenta un error más elevado en posición, alrededor de 10000 unidades sensor (4.88 mm). De acuerdo con los resultados obtenidos, la mejor respuesta en posición a alta frecuencia se obtiene con la estructura multifibra (b) y (c), donde la estructura (b) presentó el error más pequeño. Teniendo en cuenta la importancia de la dimensión del actuador y su fácil montaje, se seleccionó el actuador multifibra con la estructura (c) (3 fibras de SMA en 3 fundas Bowden diferentes, agrupadas entre sí, véase fig. 4.18 c)).

Respuesta del actuador de SMA monofibra y multifibra en bucle abierto

Para destacar las capacidades del sistema propuesto, se comparó el rendimiento de la respuesta del actuador de una sola fibra y del actuador de varias fibras activando una por una cada fibra en cada ciclo de trabajo en bucle abierto. Además, para comparar con la literatura [179] se construyó un actuador de fuerza equivalente utilizando fibras más finas. De acuerdo con los diámetros de fibras disponibles en el laboratorio, se utilizaron

fibras con un diámetro de 0.51 mm y 0.31 mm para este experimento. Todas las pruebas de esta subsección se realizaron en bucle abierto, con fibras de 1 m de longitud, con cable Bowden, para mantener las propiedades de flexibilidad del actuador, y se sometieron a entradas de tipo escalón con la máxima intensidad de corriente durante 2 segundos, tiempo recomendado por el fabricante . Los actuadores ensayados fueron:

- Actuador monofibra con cable Bowden basado en una fibra de 0.51 mm. La fuerza total de este actuador es de aproximadamente 35.6 N y la corriente de activación según la característica de la fibra corresponde a 4 A.
- Actuador multifibra con cable Bowden basado en tres fibras de 0.51 mm activadas una por una en cada ciclo de trabajo. La fuerza total de este actuador es alrededor de 35.6 N y su corriente de activación según la hoja de datos es de 4 A.
- Fibras finas de 0.31 mm de diámetro dispuestos en forma paralela, dentro de un cable Bowden. La fuerza total de este actuador es aproximadamente 38.4 N y la corriente de activación según la hoja de datos era de 4.5 A (3 fibras en paralelo con una intensidad de 1.5 A cada fibra).
- Fibras finas de 0.31 mm en paralelo, cada fibra dentro de un cable Bowden independiente. La fuerza total de este actuador es aproximadamente 38.4 N y la corriente de activación para este actuador según la hoja de datos es de 4.5 A.

Las características que cada fibra se puede consultar de manera detallada en la tabla 3.3. Los actuadores se activaron con 4 A o 4.5 A, lo que en el controlador representa el 100 % de PWM para la etapa de potencia. El actuador monofibra y las estructuras de fibras finas se activaron cíclicamente cada 10 segundos, donde los primeros 2 segundos (desde $t=0$ seg hasta $t=2$ seg) la fibra (fibras) se activa, calentándose por efecto Joule, y los últimos 8 segundos (desde $t=2$ seg hasta $t=10$ seg) la fibra (fibras) se desactivan (enfriamiento). En el caso del actuador multifibra, las fibras se activaron de forma alternada, obteniendo el mismo desplazamiento como en el caso de una sola fibra. Si los 30 segundos representan un ciclo de activación del actuador multifibra, la primera fibra fue activada desde $t=0$ hasta $t=2$ segundos, la segunda fibra fue activada desde $t=10$ hasta $t=12$, y la tercera fibra fue activada desde $t=20$ hasta $t=22$ segundos, el tiempo restante todas las fibras están desactivadas. Los períodos de activación para el actuador multifibra, se presentan en la figura 4.21, donde el 100 % PWM representa 4 A o 4.5 A para la fibra/fibras.

La respuesta de desplazamiento de los actuadores sometidos a la misma señal de entrada escalonada, con la máxima corriente en bucle abierto, se representa en la figura 4.22, donde la señal de color rojo representa la respuesta del actuador multifibra, la señal de color azul representa la respuesta del actuador monofibra, la señal de color magenta representa la respuesta de las tres fibras finas dispuestas en paralelo donde las fibras están dentro de un cable Bowden y la señal de color verde representa la respuesta del actuador de fibras finas donde cada fibra se introdujo dentro de un cable Bowden independiente.

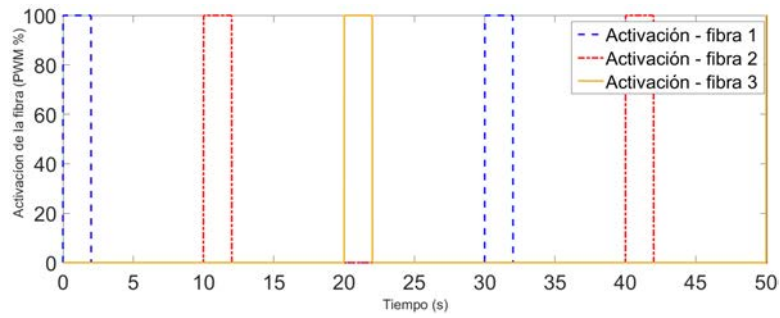


Figura 4.21: Activación del actuador en bucle abierto

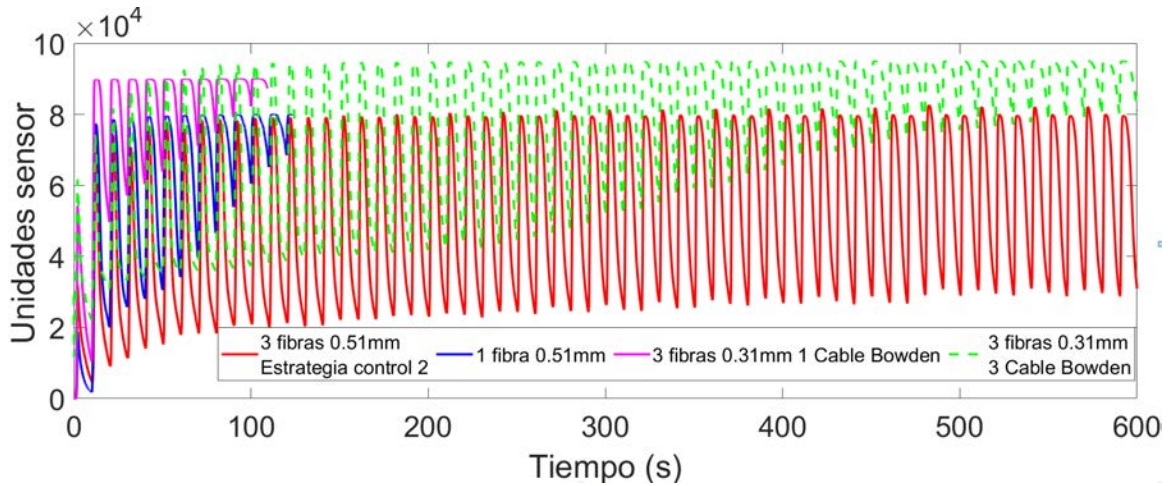


Figura 4.22: Respuesta de los actuadores en bucle abierto

Las fibras finas presentan un mayor desplazamiento en comparación con el actuador de una sola fibra y el actuador de varias fibras en el primer ciclo, pero su desplazamiento disminuye en los siguientes ciclos. En figura 4.22, se puede observar que el desplazamiento del actuador de una sola fibra y del actuador de tres (3) fibras finas en el mismo cable Bowden disminuye considerablemente en los primeros 100 segundos, adicional, por el efecto de acumulación de calor en el cable Bowden. En estos dos casos, se decidió detener el experimento después de aproximadamente 100 segundos. Comparando el ciclo de actuación en el segundo $t=100$ con el segundo ciclo de actuación $t=10$ donde los actuadores presentan el máximo desplazamiento, el desplazamiento del actuador en el caso de las tres (3) fibras finas dentro del mismo Bowden disminuye un 90.84 % y para el actuador de un solo hilo disminuye un 75.61 %.

El desplazamiento para las dos últimas estructuras, el actuador multifibra (activando las fibras una por una) y el actuador de fibra fina cuando cada fibra está dentro de un cable Bowden independiente, se probaron trabajando continuamente durante 600 segundos. Al igual que en las dos primeras configuraciones, la disminución del desplazamiento se calculó comparando el segundo ciclo de actuación con el ciclo en segundo $t = 600$. Después de 600 segundos de trabajo continuo, el desplazamiento del actuador de múltiples fibras se redujo en un 22.05 % y el desplazamiento del actuador de fibras finas, donde las fibras

están en cables Bowden independientes se redujo en un 71.95 %.

La respuesta no uniforme (la misma magnitud en todos los ciclos), aunque las fibras se encuentren sujetas a la misma corriente de entrada, se debe a la respuesta no lineal de la fibra y a la configuración de la fibra en el banco de pruebas (no tienen la misma pretensión, una limitación del banco de pruebas). Esto no se puede observar en el control de bucle cerrado, donde el error de posición puede ser cancelado.

4.3.2. Estrategias de activación del actuador multifibra

La idea principal de las pruebas experimentales que rige el comportamiento del actuador es: establecer cuándo activar y desactivar cada fibra de acuerdo con la referencia del actuador y su posición real. La señal de activación de cada fibra está asociada a una señal PWM que es proporcional a la señal de error de cada lazo de control.

Se han probado dos estrategias para determinar cuando activar y desactivar cada fibra:

- Estrategia 1: esta estrategia sugiere que la eficiencia del actuador se puede aumentar usando dos fibras de SMA al mismo tiempo durante cada ciclo alternativamente.
- Estrategia 2: esta estrategia se centra en permitir que cada cable se enfríe correctamente y, por lo tanto, utiliza sólo una fibra por ciclo, de nuevo de forma alternada.

Se realizaron diversas pruebas experimentales con diferentes intervalos de actuación (consulté tabla 4.3 cuales) usando las dos estrategias para determinar la más eficaz.

Tabla 4.3: Pruebas empíricas para el ajuste porcentual.

Estrategia de control 1	Estrategia de control 2
60 % - 60 % - 100 %	80 % - 90 %
40 % - 70 % - 90 %	95 % - 100 %
40 % - 65 % - 100 %	90 % - 100 %
40 % - 60 % - 100 %	90 % - 97 %
40 % - 70 % - 90 %	90 % - 95 %
40 % - 60 % - 90 %	90 % - 92 %
35 % - 70 % - 95 %	90 % - 90 %
35 % - 60 % - 100 %	85 % - 100 %
35 % - 60 % - 90 %	85 % - 95 %
35 % - 55 % - 95 %	85 % - 90 %
33 % - 60 % - 90 %	85 % - 85 %
30 % - 75 % - 95 %	80 % - 95 %
30 % - 65 % - 95 %	80 % - 90 %
30 % - 60 % - 100 %	80 % - 85 %
30 % - 60 % - 90 %	70 % - 80 %

Los porcentajes de activación para cada estrategia de control se establecieron de acuerdo con la referencia sinusoidal propuesta y el comportamiento de la fibra de SMA, después de varias pruebas empíricas donde se fue variando los porcentajes de activación en función de la respuesta del actuador. La variación porcentual de todas las pruebas realizadas se presentaron en la tabla 4.3. Según el comportamiento de la fibra de SMA para alcanzar la temperatura de activación la fibra necesita un tiempo de calentamiento, para ello la fibra se activa antes que empiece el ciclo, y en la última sección donde la fibra necesita enfriarse, para evitar el calentamiento se desactivó la fibra.

En la figura 4.23 se muestra la mejor versión obtenida experimentalmente, para cada estrategia de activación.

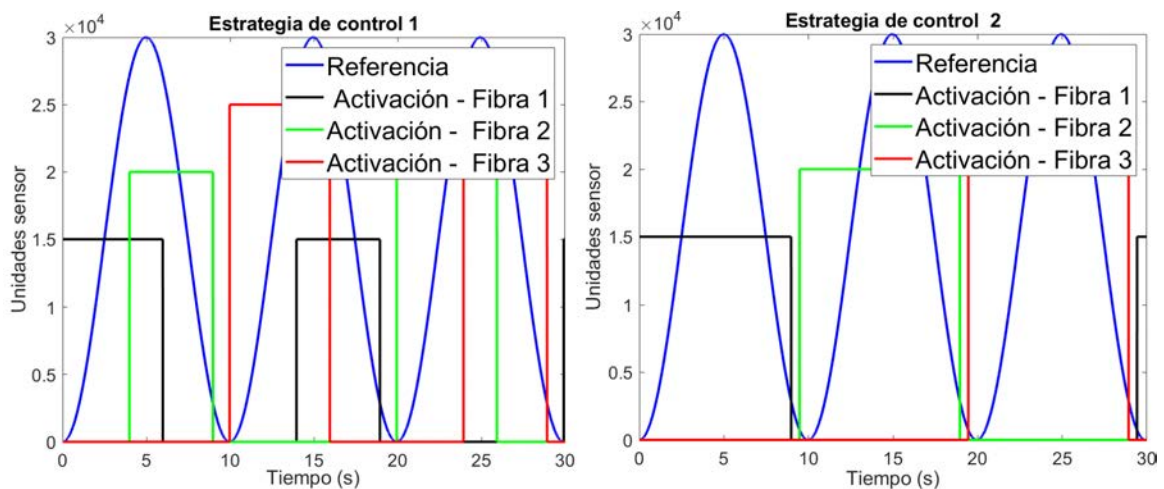


Figura 4.23: Estrategias de activación

El método de activación de las fibras de SMA para cada estrategia consiste en:

- Estrategia 1: Cuando comienza el ciclo, se activa la primera fibra hasta el 40 % de la duración del ciclo y, luego, se activa la segunda fibra. Ambas fibras funcionan juntas hasta que se alcanza el 70 % del período y luego se desactiva la primera fibra. La razón por la que se activan dos fibras juntas durante esa parte particular del ciclo se debe al hecho de que es el período más exigente. Durante el siguiente 20 % (hasta el 90 %), la segunda fibra sigue activada y luego se desactiva. Durante el último 10 % del ciclo ninguna de las fibras está activa porque solo aumentará la inercia térmica que estas pruebas pretenden reducir. El proceso se repite continuando con la fibra que fue desactivada primera (permaneció desactivada por más tiempo).
- Estrategia 2: Cuando comienza la prueba, se activa la primera fibra hasta alcanzar el 80 % del ciclo y luego se desactiva. Ninguna fibra funciona hasta el 90 % del ciclo, cuando la segunda fibra se activa hasta el 80 % del segundo ciclo, y así sucesivamente. Esta estrategia de control se centra en dejar una mayor cantidad de tiempo para que las fibras se enfríen para que, luego de que vuelvan a funcionar, se recupere adecuadamente su forma inicial.

4.3.3. Estrategia de control para el actuador lineal multifibra

De acuerdo con los resultados obtenidos con el actuador monofibra, el esquema de control BPID fue elegida para controlar el actuador multihilo. Para el caso del actuador multihilo se implementan tres controladores BPID, uno por cada una de las fibras, que reciben la señal de referencia correspondiente según la estrategia de activación implementada (fig. 4.24).

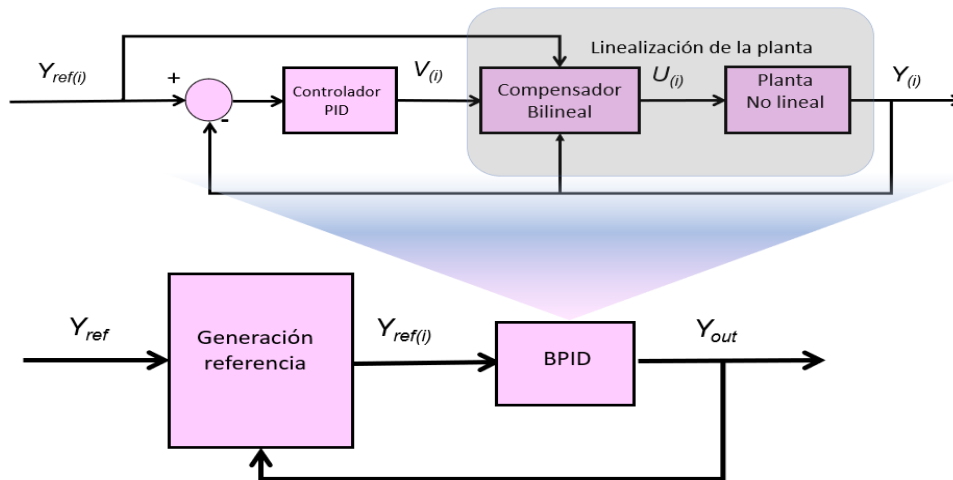


Figura 4.24: Esquema de control BPID para el actuador lineal multifibra

R_{ref} es la posición deseada del actuador (común para todas las fibras), $R_{ref(i)}$ es la referencia independiente para cada fibra de SMA i del actuador, Y_{out} , es la posición del actuador medida por el sensor de posición.

En la figura 4.25, se detalla el esquema de control BPID para un actuador de SMA con tres (3) fibras independientes, donde Y_{ref} es la referencia deseada del actuador.

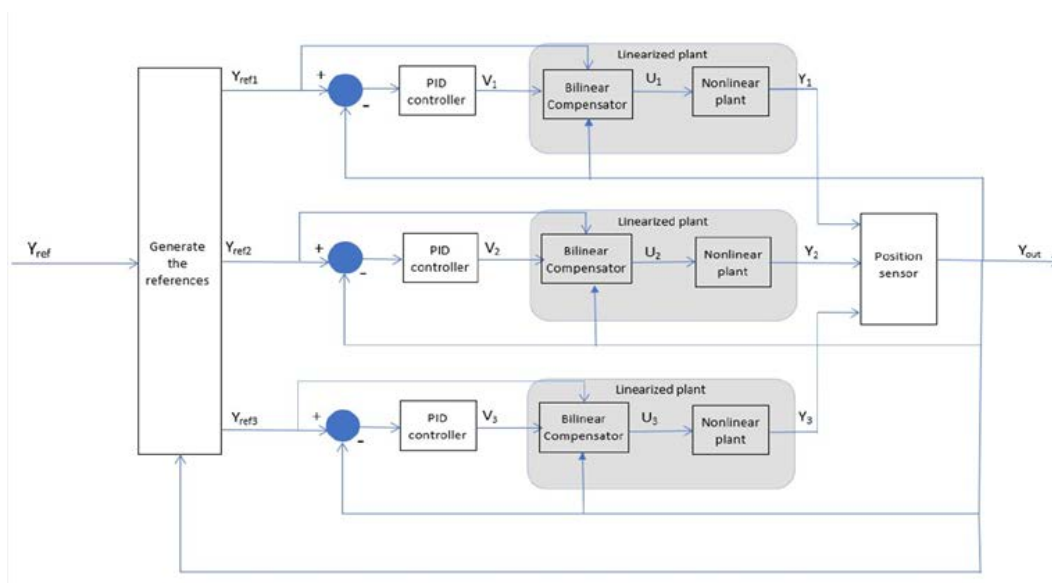


Figura 4.25: Controlador BPID para el actuador lineal multifibra

Implementación del algoritmo de control

Debido a las ventajas de la programación gráfica, como la velocidad de desarrollar e implementar el algoritmo de control se ha optado por el desarrollo del programa en Matlab/Simulink utilizando el toolbox de Simulink de prototipado rápido basado en [177]. Este toolbox facilita la programación del microcontrolador elegido, STM32F4 desde el entorno de Simulink con la ayuda de diferentes bloques. El toolbox de Simulink, cubre la mayoría de los periféricos del microcontrolador que se pueden configurar y combinar con otros bloques de Simulink.

Para la implementación del algoritmo de control y la adquisición de las señales necesarias para su posterior análisis, se desarrollaron dos programas separados. El primer programa nombrado host, va a funcionar en modo de simulación en Matlab/Simulink y se encarga de hacer la adquisición de datos a través del puerto USB desde el microcontrolador. Por otra parte, por el intermedio de este programa, se enviarán los datos necesarios desde el ordenador hacia el microcontrolador, como por ejemplo referencias para actuadores, o desactivar y encender el bucle de control (parada de emergencia). El segundo programa que contiene el algoritmo de control y el código necesario para procesar los datos de los sensores se va a compilar para generar el código necesario para la arquitectura STM32F4 y a posteriori se va a cargar en el microcontrolador. Este último programa, ya cargado en el microcontrolador se ejecutará de forma automática al arranque de este. Un esquema simplificado de la conexión entre el ordenador y el microcontrolador puede verse en la figura 4.26.

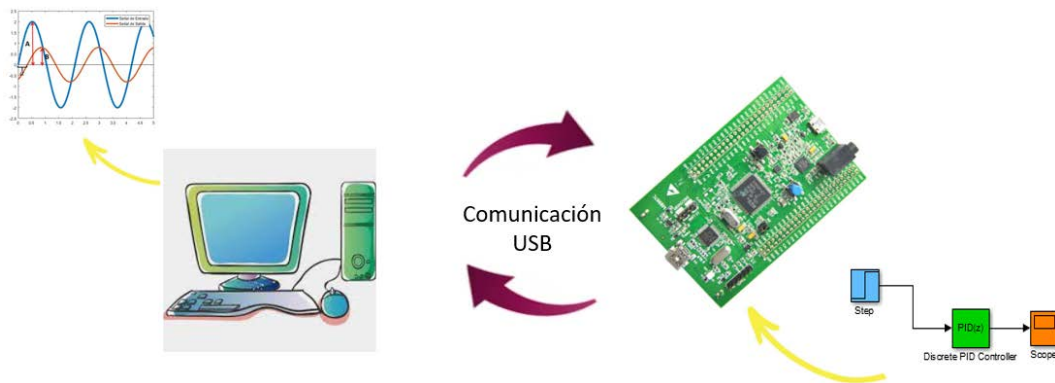


Figura 4.26: Conexión ordenador - microcontrolador STM32F4

El programa host consiste principalmente en tres partes:

- El bloque Host Serial Setup, encuadrado en la figura 4.27 (marcado con color azul). Es el bloque que permite configurar el protocolo transmisión serie, en este caso USB entre el ordenador y el microcontrolador. El tiempo de muestreo elegido para la transmisión fue de 0.01 segundos. La configuración de la transmisión serial fue la siguiente: 8 bits de datos; 1 bit de parada; sin bit de paridad.

- El bloque Host Serial Rx, recibe los datos desde el microcontrolador. Esta transmisión se hace en binario, el paquete de datos teniendo la cabecera '0E 0E' y el terminal '0A 0A'. En total en el paquete se reciben cuatro (4) señales de tipo single, que representan las tres (3) señales de control para el actuador de tres (3) fibras (uno por cada fibra) y una señal que representa la posición actual de la carga. Estas señales se están guardando en el computador a través de bloques Workspace de Matlab para su posterior análisis y también se están graficando con la ayuda de bloques Scope y Display. Todos estos bloques se muestran en la figura 4.27 (resaltados con color rojo).
- El bloque Host Serial Tx, permite enviar diferentes señales desde el ordenador al microcontrolador. En este caso se envía la referencia, periodo de la referencia T, las ganancias del controlador BPID para su fácil cambio sin ser necesario recargar el programa en el microcontrolador y una señal de run/stop (marcado con color amarillo). Similar con el bloque Host Serial Rx, el paquete de datos empieza con una cabecera y acaba con el terminal, y las señales que se envían son de tipo single, excepto el de run/stop de tipo uint8. Los bloques encargados del envío de estas señales están encuadradas en naranja. Las señales que se envían son: referencia, periodo de la referencia, las ganancias del BPID (proporcional, derivativo, integral, filtro del derivativo y la ganancia del compensador bilineal) y la señal de run/stop (0- stop, 1- run).

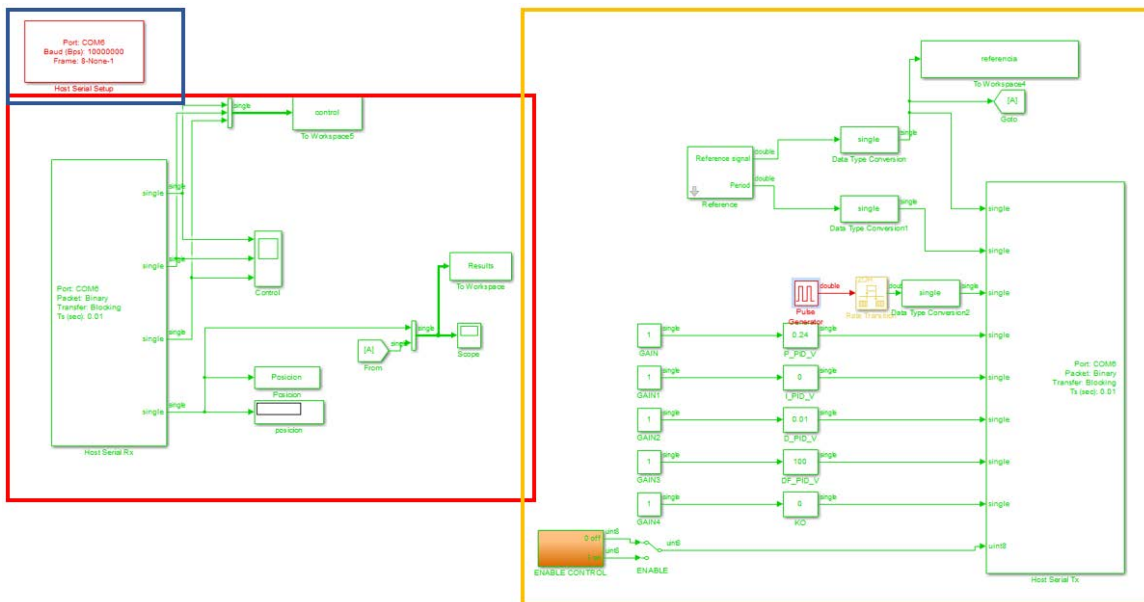


Figura 4.27: Programa host - ordenador

En el caso del programa host como del programa que se va a compilar y cargar en el microcontrolador, los colores de los bloques representan el tiempo de muestreo al cuál están funcionando, donde: los bloques de color rojo funcionan a 0.002 segundos (el tiempo

de muestreo más bajo para este programa), los bloques de color verde funcionan a 0.01 segundos, mientras que los bloques de color amarillo son bloques híbridos.

El programa target, se compila y se carga en el microcontrolador. Este se puede ver en la figura 4.28. Los principales bloques y subsistemas que compone este programa se detallan a continuación:

- **Target Setup.** Permite la configuración de la arquitectura del microcontrolador que se usará (STM32F4) como también el compilador para compilar y cargar el código para esta arquitectura, y el tiempo de muestreo (0.002 s). Este bloque se puede ver en la figura 4.28 donde se resalta con color azul.
- **I²C Master Setup.** Permite la configuración de la comunicación I²C que se utilizará para leer los datos del sensor de posición NSE5310 (AMS, 2021). En este caso se usó el módulo 1 del I²C, con los pines SDA - PB9 y SCL - PB8. Este bloque esta encuadrado en verde en la figura 4.28. El clock fue configurado de acuerdo con el datasheet del sensor a 600 kHz.
- **Variables del programa.** Para el manejo de las señales de un subsistema a otro se declararon diferentes variables de memoria como los de las señales PWM para los actuadores, posición actual de la carga, ganancias del controlador, referencias etc. Estas variables se pueden observar en la figura 4.28(resaltados con color naranja).
- **Comunicación, procesamiento de señales y algoritmo de control.** Los bloques resaltados en color rojo (fig. 4.28) representan diferentes subsistemas encargados de la comunicación del microcontrolador con el ordenador, procesamiento de señales del sensor de posición que se captan por el puerto I²C, el algoritmo de control y envío de las señales necesarias a la electrónica de potencia.



Figura 4.28: Programa target - microcontrolador

Dentro de los subsistemas, USB Receiver y USB Send, se encuentran las variables que se reciben del programa host que se guardan en variables de memoria para usarlas

en otros subsistemas y las variables que se envían desde el microcontrolador hacia el programa host.

Lectura del sensor de posición

En el subsistema *Control Logic*, se encuentra por una parte los subsistemas para leer los datos desde el sensor y por otra parte el bucle de control. El sensor de posición tiene una resolución de 12 bits. Los datos del sensor de posición se captan en dos bytes donde el primero es el más significativo, que a posteriori se concatena formando una palabra de 16 bits. Para obtener los 12 bits se desplaza 4. El sensor devuelve una posición absoluta para un tramo de 2 mm que nos da una precisión de $2/4096 = 0,00048828125$ mm equivalente a $0.488 \mu\text{m}$. Teniendo en cuenta que el sensor debe medir desplazamientos mayores de 2mm, se inicializa en una posición fija considerándola 0 (carga bajada), a partir de cual con la ayuda de un contador se calcula la posición (contando y multiplicando por 4096 cada paso por 4096 y sumando el valor actual del sensor absoluto).

Generación señal de control

Otro de los objetivos principales del microcontrolador es la generación de las señales PWM para la electrónica de potencia que controla el actuador (las tres fibras de SMA de forma individual). Estas señales de control se generan con la ayuda del algoritmo de control presentado en la figura 4.25 (las señales de control: U1, U2, U3). De acuerdo con el esquema de control propuesto, las señales de control se activarán de forma alternativa en función de la generación de la referencia. El bucle de control está realimentado con la posición actual de la carga.

Generación de la referencia para las fibras de SMA

De acuerdo con el esquema de control propuesto y la estrategia de activación 2, por cada ciclo solo se activa una fibra de SMA, se puede observar que el esquema de control se puede simplificar a un solo regulador BPID que activa 3 salidas PWM independientes de forma alternativa (véase fig. 4.29).

De acuerdo con la modificación, el bloque *Reference generation* de figura 4.29, contiene el algoritmo de activación de la señal de PWM por cada fibra. Las señales de control $U(z)$, que están generadas por el regulador, están limitadas entre 0 y 100, y representa el ancho del pulso de la salida PWM (0 – 100 %). Esta señal está conectada a todas las salidas PWM. Por otra parte, la señal $N_{k(z)}$, es un bus de 3 señales que multiplica cada señal PWM por 0 o 1, activando solo una fibra por cada ciclo.

El bloque *Reference generation* contiene además las funciones necesarias para detectar si hay un cambio de sentido de la fibra, gestionar el número de ciclos, etc. El esquema de control implementado en Matlab/Simulink, del bucle de control y activación de las

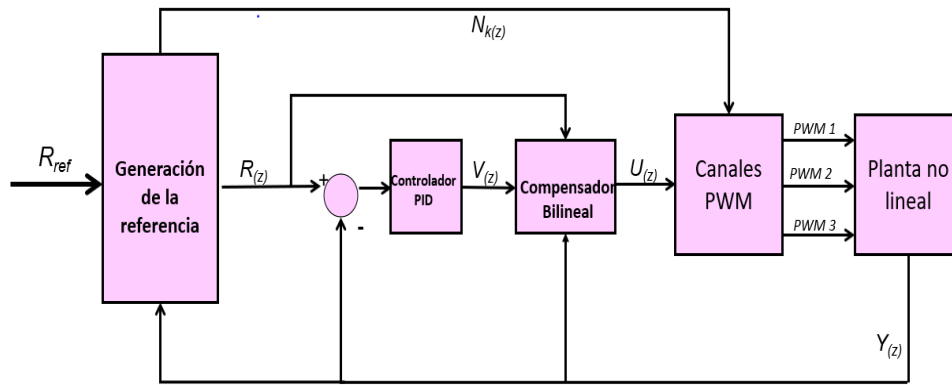


Figura 4.29: Esquema de control BPID modificado de acuerdo con la estrategia de activación 2.

fibras se puede ver en la figura 4.30. El flujograma simplificado de la activación de las fibras esta presentada en la figura 4.31.

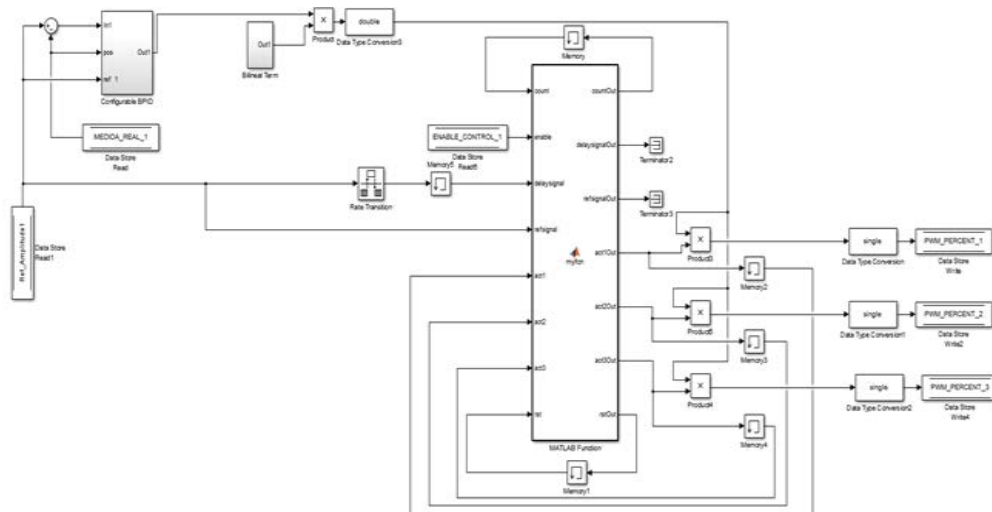


Figura 4.30: Esquema de control BPID modificado en Matlab/Simulink

Para la implementación de la activación de las fibras de SMA de acuerdo con la referencia se ha partido de una señal base de referencia de forma sinusoidal. Dicha señal esta presentada en la figura 4.32, donde zona A representa la zona de subida (activación de la fibra para desplazar la carga), zona B representa la zona de bajada (la fibra esta controlada en bajada para frenar la bajada de la carga si es necesario). En la zona B se sigue con la activación de la misma fibra, el cambio se hará en la zona C. Referencia sinusoidal

De acuerdo con el flujograma presentado en la figura 4.31 y las zonas principales de activación presentados en la figura 4.32, los diferentes casos de activación van a hacer detallados en continuación:

- Zona A. En la zona de la subida de la señal existe dos posibilidades:

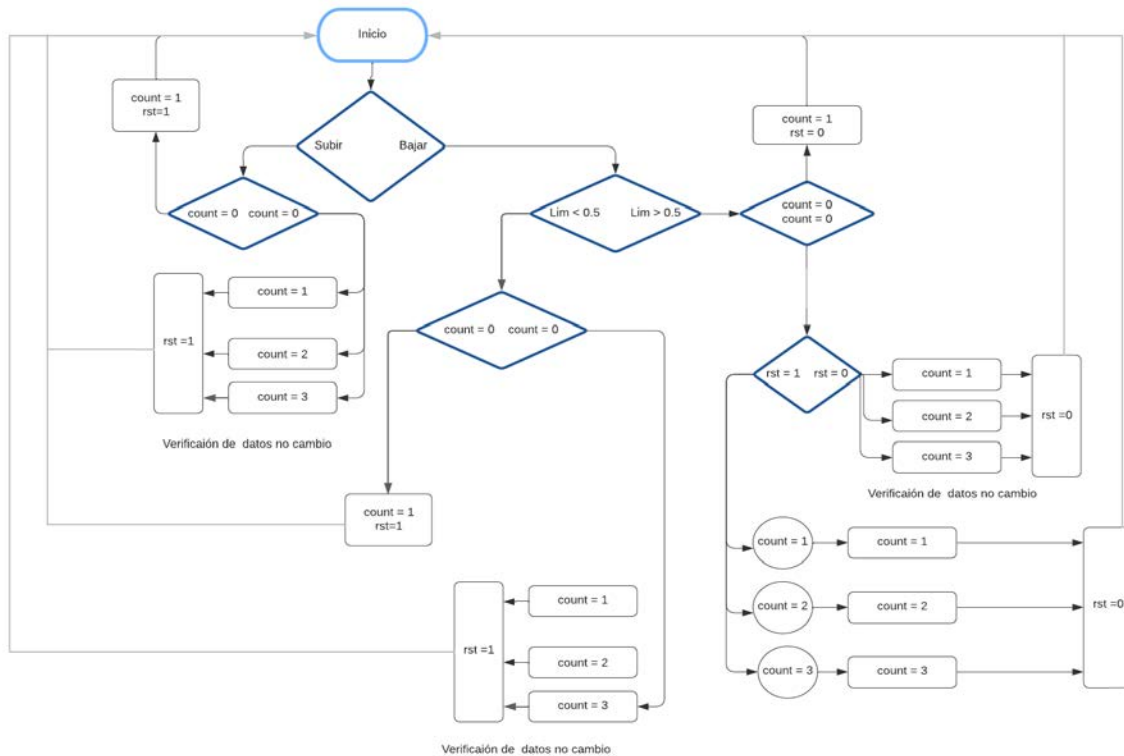


Figura 4.31: Flujograma del código de activación de las fibras de SMA

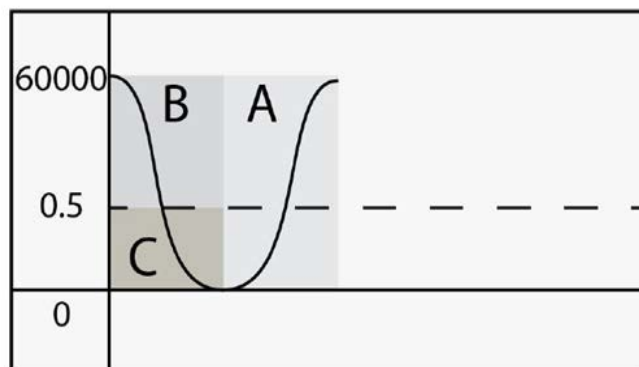


Figura 4.32: Zonas de activación de las fibras de SMA

- La activación de las fibras se acaba de producir, la fibra partiendo desde la posición 0
 - Asignar por defecto la primera fibra
 - Iniciar el cambio de fibra (rst=1)
- El cambio de fibra se realiza después de una bajada (la referencia viene de zona C)
 - Comprobar la activación de la fibra adecuada y se mantiene.
 - Verificar que el aviso de cambio está activo (rst=1)
- Zona B. En la zona de bajada B, se mantiene la misma fibra que en la zona A. Igual

que en la zona A en esta zona tiene dos posibilidades de activación:

- La activación de las fibras se acaba de producir.
 - Asignar por defecto la primera fibra
 - Asignar a la variable rst el valor 1 para avisar el cambio de fibra (rst=1)
- La fibra entra en la zona B después de un cambio de fibras producido en la zona C
 - Comprobar que el cambio de fibra se ha realizado correctamente
 - Verificar que el aviso de cambio está activo (rst=1)
- Zona C. En esta zona se produce el cambio de fibra. Igual que los casos anteriores, en la zona C el cambio de fibra se puede dividir en dos partes:
 - La activación de las fibras se acaba de producir
 - Se asigna por defecto la fibra 1
 - Colocar aviso de NO cambio de fibra (rst=0)
 - Viene de un cambio anterior, producido en la zona B
 - Comprobar la fibra que está activada, y si tiene autorización de cambio (rst=1) se cambia de fibra (se desactiva la fibra 1 y se activa la fibra 2)
 - Cambiar el aviso de cambio a NO activo (rst=0).

4.3.4. Pruebas y resultados del actuador lineal multifibra

Partiendo de lo expuesto anteriormente se procedió a realizar las diversas pruebas enfocadas en alcanzar mejoras relacionadas con la frecuencia de trabajo de los actuadores basados en fibras de SMA empleando el actuador lineal multifibra con las dos estrategias de activación y utilizando fibras de SMA de varios diámetros. Cabe destacar que se siguió utilizando la misma longitud de fibras 1 m siguiendo una referencia sinusoidal de 60000 unidades sensor.

Descripción de las condiciones de las pruebas experimentales

La frecuencia de operación de los actuadores que utilizan fibras de SMA está condicionada por el tiempo de calentamiento y enfriamiento del material que se corresponde con el tiempo que requerirá para los procesos de contracción y expansión. Estos tiempos dependen de varios factores entre los que destacan el diámetro de la fibra y su temperatura de activación, es decir, la temperatura a la que se produce la transformación entre fases de la aleación (de martensita a austenita) y la consecuente contracción.

Por tanto, el primer paso es la selección del material y el análisis del comportamiento en función del diámetro de la fibra. Existe una relación directa entre la capacidad de carga

de los actuadores SMA, su diámetro y el tiempo de enfriamiento requerido, a mayor diámetro mayor capacidad de carga y más largo es el proceso de enfriamiento, lo que se traduce en una menor frecuencia de actuación.

El material utilizado son fibras de 0.31 mm y 0.38 mm de diámetro, con temperaturas de activación a 70° y 90°. Las características principales de estas fibras se recogen en la tabla 3.3. Estos diámetros proporcionan fuerzas suficientes para la mayor parte de las aplicaciones en las que se utilizan estos tipos de actuadores.

La estructura del actuador seleccionado se construyó usando un conjunto de fibras dispuestas en paralelo y aisladas entre sí para ser activadas independientemente. Cada fibra de SMA se introduce individualmente en un tubo de PTFE, y cada tubo de PTFE se coloca dentro de un cable Bowden como se muestra en la (fig. 4.33).



Figura 4.33: Estructura del actuador lineal multifibra.

De acuerdo con tabla 3.3, las fibras de alta temperatura con activación en 90°, de 0.38 mm de diámetro y 0.31 mm de diámetro tiene un tiempo de enfriamiento de aproximadamente 8.8 s y 6.8 segundos. Por otra parte, el mismo diámetro de fibras con activación en baja temperatura, 70°, presentan un tiempo de enfriamiento más elevado 10.5 segundos para el diámetro de 0.38 mm y 8.1 segundos para el diámetro de 0.31 mm (tabla 3.3).

Resultados actuador lineal multifibra

Una vez definidas las pruebas se realizaron una serie de pruebas experimentales con el objetivo de comprobar cuál de las dos estrategias: uso de dos fibras de SMA al mismo tiempo o alternando la activación de las fibras por cada ciclo; es más eficiente; Además, se comparó el funcionamiento del actuador con distintos diámetros de fibras; así mismo se demostró si la versión de alta temperatura de activación de una fibra de 0.31 mm de diámetro funciona mejor que la de baja temperatura debido a su menor tiempo de enfriamiento.

Dos fibras con diferente temperatura de activación (70 y 90°C) y el mismo diámetro (0.38 mm) fueron montados en el banco de pruebas evaluando su error en posición durante el período de enfriamiento cuando estuvieron desplazando diferentes cargas. Un ejemplo de estas pruebas se puede ver en la figura 4.34, donde se presenta la respuesta del actuador de una sola fibra de baja temperatura (LT) y la respuesta de una fibra de alta temperatura (HT), los dos siguiendo una onda sinusoidal, con un período de 15 spc (0.067 Hz). El actuador desplaza una carga de 2 kg durante todo el período de la prueba. Como se puede

observar, las fibras de alta temperatura no exhiben un mejoramiento considerable (no se están enfriando antes), aunque con cargas menores y a frecuencias más elevadas, se puede observar una ligera mejora para el caso de las fibras de alta temperatura figura 4.36. Los resultados obtenidos pueden presentar un cierto error debido al tensado de las fibras en el banco de pruebas.

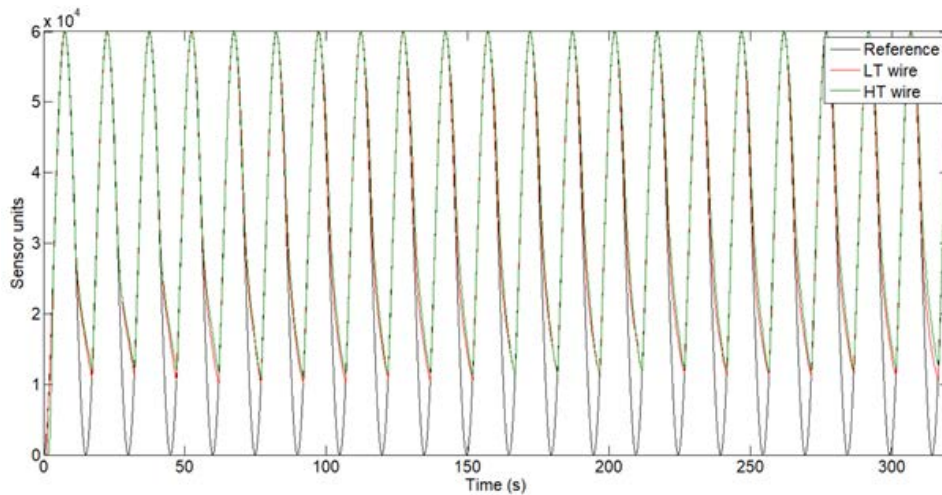


Figura 4.34: Respuesta del actuador de una sola fibra de baja temperatura vs solo una fibra de alta temperatura

Los resultados se presentan como una comparación del error promedio entre la señal de respuesta de la estrategia de actuación dada (un actuador de una sola fibra, un actuador de varias fibras con la estrategia 1 y un actuador de varias fibras con la estrategia de activación 2) con respecto a la señal de referencia.

Comparativa según diámetro de la fibra y estrategia de activación

Se realizaron los experimentos con fibras de temperatura de activación de 70°, período de la señal de referencia de 10 s desplazando diferentes cargas. El resumen de los resultados obtenidos se muestran en la figura 4.35.

En la figura 4.35 se muestra el error promedio en el seguimiento de la referencia sinusoidal para actuadores de una sola fibra o de tres fibras con ambas estrategias de activación. Se comparan para fibras de 0.31 y 0.38 mm de diámetro cuando desplazan cargas de diferentes pesos: entre 0.5 kg y 2 kg con un rango de variación de 0.25 kg. En el caso del actuador con diámetro de 0.31 mm, la carga fue limitada en 1.25 kg, debido a que su fuerza nominal máxima es de 12.5 N.

A partir de esta gráfica se puede apreciar que la estrategia de activación 2 (solo se activa una fibra por ciclo) mejora el comportamiento en cuanto a error de posición comparando con la respuesta del actuador de una sola fibra como también del actuador de tres fibras con la estrategia de activación 1. Además, la mejora de la estrategia de activación

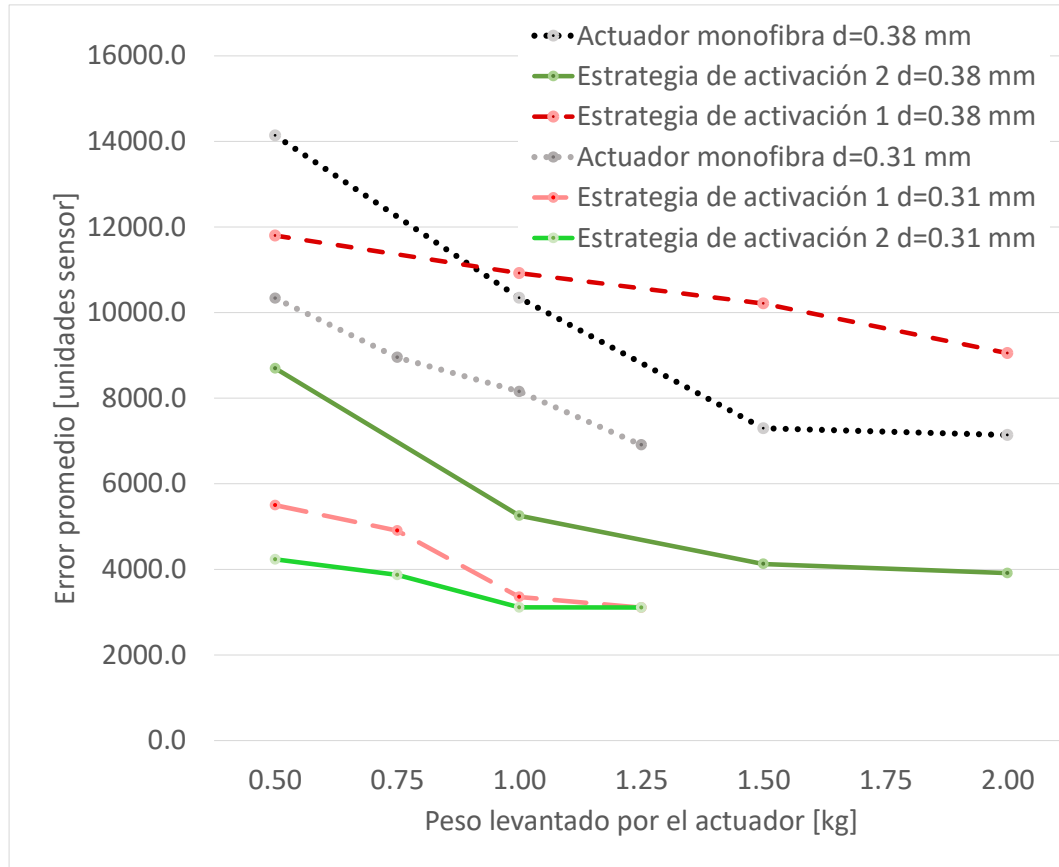


Figura 4.35: Comparativa según diámetro de la fibra y estrategia de activación

2 es independientemente del diámetro de la fibra. Por lo tanto, se estima que es la mejor estrategia para trabajar con este tipo de actuador.

Comparativa según temperatura de activación de la fibra

Para esta comparativa, se realizaron experimentos con fibras de SMA con temperatura de activación en 70°C (LT Low temperature) y 90°C (HT high temperature) y diámetro de 0.31 mm, con el mismo período de la señal de referencia de 10 s por ciclo. En este caso las cargas fueron variando de acuerdo con las características de la fibra de 0.5 kg hasta 1.25 kg con un rango de variación de 0.25 kg.. Además, se comparó el error en posición de un actuador de una sola fibra frente a un actuador multifibra con la estrategia de activación 2. Los resultados obtenidos se muestran en la figura 4.36.

El actuador multifibra presenta un menor error en posición respecto al comportamiento del actuador de una sola fibra, independientemente de la temperatura de activación de la fibra de SMA utilizado. Además, en cuanto al error de posición, no existen mayores diferencias entre el comportamiento de fibras de baja o alta temperatura de activación en el caso de fibras de SMA con diámetro de 0.31 mm.

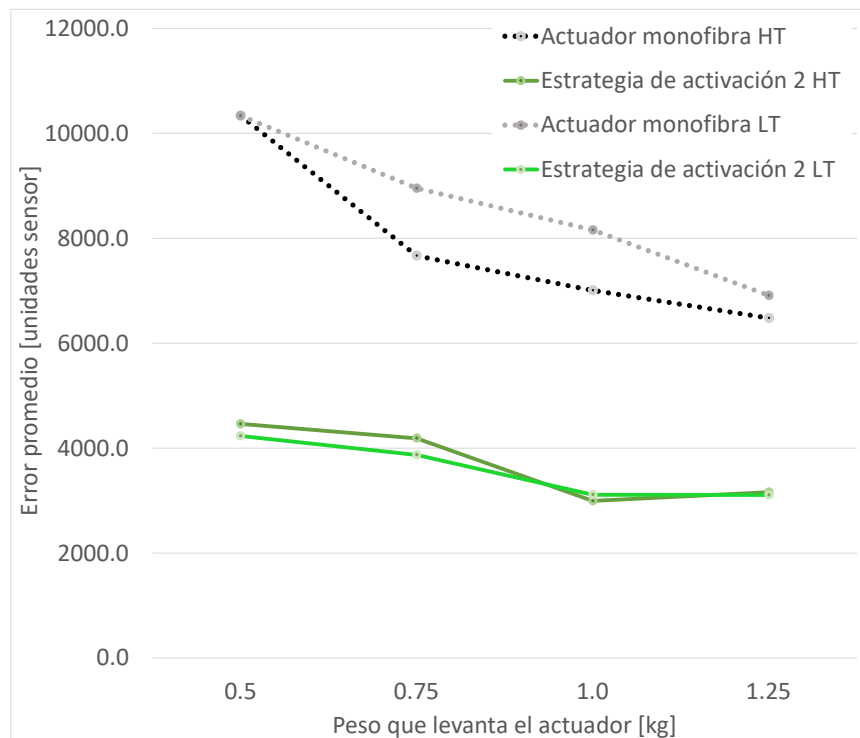


Figura 4.36: Comparativa según temperatura de activación

Comparativa para diferentes frecuencias

Una vez demostrado que el rendimiento de los actuadores de una sola fibra se puede mejorar con un actuador multifibra alternando la activación de las fibras, el siguiente paso es verificar si este resultado se puede extrapolar a diferentes frecuencias o no. Las pruebas se han realizado con una fibra de 0.31 mm de diámetro, una carga de 1.25 kg utilizando señales sinusoidales de referencia de frecuencias: [0.1667 ; 0.125 ; 0.1111 ; 0.1 ; 0.0833 y 0.0667] Hz, que corresponden a períodos de: [6 ; 8; 9; 10; 12; y 15] s. Estas frecuencias se consideraron de interés de acuerdo con el diámetro de la fibra elegida. Tanto el actuador de un solo cable como la Configuración 2 se compararán con la señal de referencia.

Según los resultados mostrados en la figura 4.37, el actuador multihilo presenta un menor error en posición para cualquier frecuencia. Cuanto mayor es la frecuencia, menor período de la señal de referencia, y la mejora en error del actuador multihilo respecto al actuador de una sola fibra es más relevante.

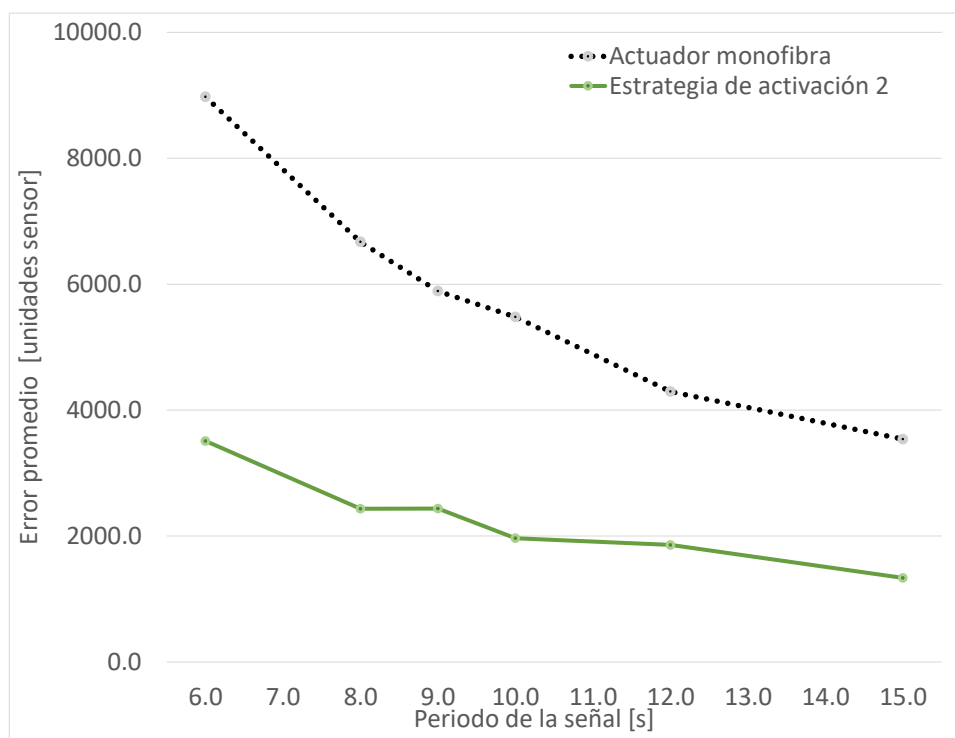


Figura 4.37: Comparativa de la respuesta del actuador según la frecuencia de trabajo.

Efecto de la geometría del actuador

Este efecto se pasó por alto inicialmente ya que las fibras están cerca una de la otra incluso cuando están fijos. Sin embargo, para permitir una correcta fijación y alimentación de cada fibra, sus extremos deben estar separados entre sí (aislados eléctricamente) creando un pequeño ángulo en las fibras externas como se muestra con las flechas verdes en la figura 4.38.

Este pequeño ángulo entre la fibra central y las fibras externas provoca una pequeña diferencia en su comportamiento. La fibra colocada en el medio está alineada con el eje del actuador multifibra, lo que conduce a un error de posición más pequeño que da lugar a mejores resultados. Según la figura 4.39, cada dos ciclos el actuador muestra una respuesta de mayor precisión en comparación con los demás. No obstante, en la práctica este efecto no es demasiado relevante si no se busca una precisión muy alta.

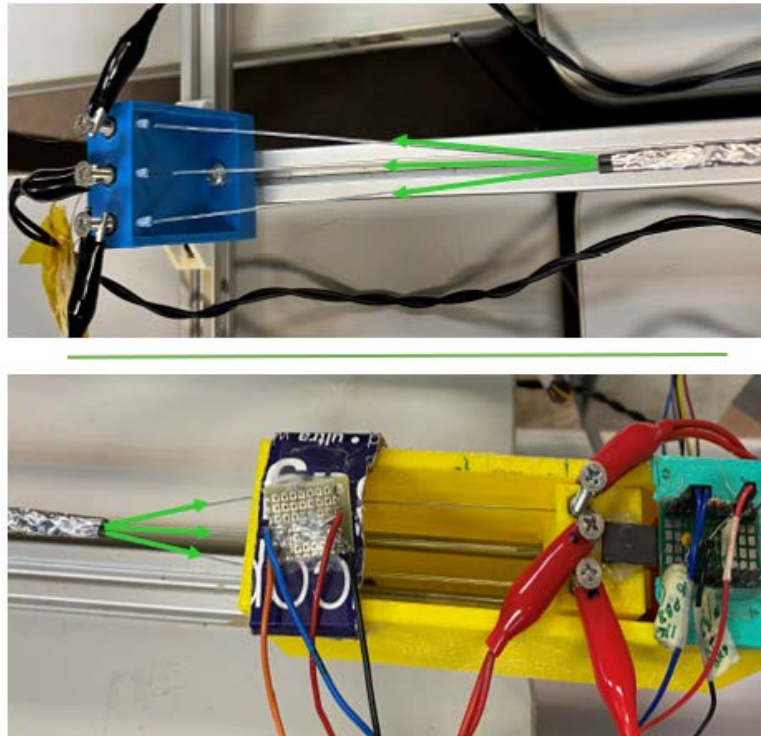


Figura 4.38: Geometría del actuador multihilo

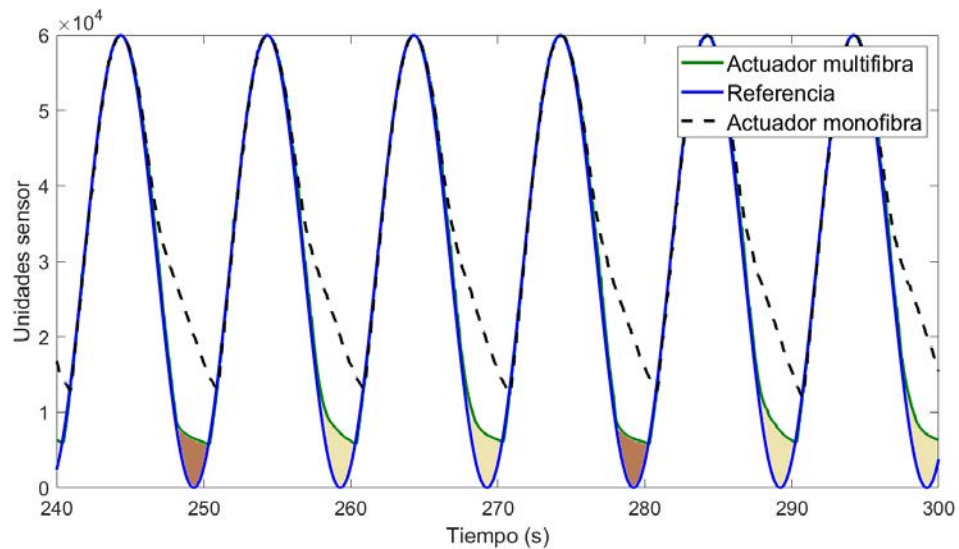


Figura 4.39: Efecto de la geometría en el error de posición

4.4. Conclusiones

Los resultados demuestran que el actuador SMA multifibra presenta una mejor respuesta de posición frente al actuador de SMA de una sola fibra. Además, se puede afirmar que el rendimiento de un actuador mejora significativamente al elegir:

- Alternando el uso de varias fibras de SMA: una fibra por ciclo (estrategia de acti-

vación 2). En este caso para compensar la inercia térmica de la fibra la misma se puede activar con antelación al ciclo en el que trabaja. También es importante al final del ciclo de trabajo dejar de activar la fibra para favorecer su enfriamiento.

- Pesas u otros mecanismos de recuperación que pueden ejercer una fuerza de recuperación cercana a la fuerza máxima que puede alcanzar cada fibra ayuda a minimizar el error en posición.
- Reducir el efecto de la disposición geométrica de las fibras o encontrar una forma de utilizarlas para mejorar el rendimiento. Las fibras deben estar lo más cerca posible unas de otras para evitar la descomposición de la fuerza.

En las pruebas realizadas se demostró que el actuador multifibra es capaz de trabajar a frecuencias superiores a las recomendadas por el fabricante, comparando el actuador de multifibra con el actuador de una sola fibra. Asimismo, con base en los resultados obtenidos se logró mejorar la frecuencia de trabajo de los actuadores de SMA con 0.1 Hz debido a que el porcentaje de error para un actuador monofibra es de 5.9 % a una frecuencia de 0.0667 Hz y para el actuador multifibra el error fue de 5.84 % a 0.1667 Hz. Por ende errores iguales a frecuencias de trabajo diferentes, es decir trabajar con un actuador monofibra a baja frecuencia es equivalente a trabajar con un actuador multifibra a alta frecuencia.

Al utilizar más fibras SMA para un solo actuador, el rendimiento mejora siempre que el control y el propio actuador no se vuelvan demasiado complejos. Además, con el actuador propuesto, el desarrollo de un algoritmo de control que identifique el peso a levantar y, de forma automática, establezca cuántas fibras se pueden activar al mismo tiempo y su intervalo de activación será extremadamente interesante y útil. Por ejemplo, se pueden activar dos fibras al mismo tiempo si el actuador necesita levantar más peso. Este actuador *adaptativo* podría ser útil en muchas áreas de la ingeniería, como la robótica blanda, la biomedicina o la aeroespacial.

El banco de pruebas se diseñó sólo para tres fibras sin ser posible analizar otra estructura de actuador lineal multifibra con más de tres fibras. Para más de tres fibras, es necesario modificar el algoritmo de activación, pero no se esperan mejoras significativas. La configuración de varias fibras proporciona más tiempo para enfriar las mismas y no acumular el calor en los cables Bowden, pero la frecuencia de trabajo sigue dependiendo de la fase de enfriamiento de cada fibra. Un actuador multifibra con más de tres fibras es una opción interesante para el actuador *adaptativo*, por ejemplo: si el actuador tiene cuatro fibras se pueden activar cada dos fibras por ciclo.

Los resultados de este capítulo se publicaron en un congreso, un capítulo de libro y fueron enviados a una revista de alto impacto (Q2) como se detalla:

- J. Arias, D. Copaci, D. Serrano, L. Moreno, D. Blanco; *Banco de pruebas para*

actuadores basados en aleaciones con memoria de forma; Jornada Nacionales de Robótica, Alicante, España, 2019.

- J. Arias, D. Copaci, P. Mansilla, L. Moreno, D. Blanco; *A novel multi - wire SMA - based actuator with higt - frequency displacement*; *Mecatronics*, 2022 (enviado y en revisión).
- D. Copaci, J. Arias, L. Moreno, D. Blanco; *Shape Memory Alloy (SMA)- Based Exoskeletons for Upper Limb Rehabilitation*; *Rehabilitation of the Human Bone-Muscle System*. IntechOpen. <https://doi.org/10.5772/intechopen.101751>

Capítulo 5

Caracterización antagonista de actuadores basados en SMA

En este capítulo se analiza el comportamiento de un nuevo diseño en configuración antagonista de actuadores tanto monofibra como multifibra basados en tecnología SMA. Para realizar los experimentos se realizó el diseño y construcción de un banco de pruebas en configuración antagonista, que también se describe en este capítulo.

5.1. Banco de pruebas en configuración antagonista

Para la análisis y evaluación de los actuadores basados en tecnología SMA, se necesita una plataforma sensorizada que permite probar de forma controlada de diferentes estructuras de actuadores de SMA. En este sentido, se diseñó e implementó un banco de pruebas para poder probar configuraciones antagonistas de actuadores basados en SMA. El objetivo radica en probar un par de actuadores bio-inspirados, que actúen como un grupo muscular de tipo biceps-triceps (agonista-antagonista).

La estructura esquemática del banco de pruebas en configuración antagonista propuesto se presenta en la figura 5.1, el mismo que esta constituido por elementos mecánicos y electrónicos, donde:

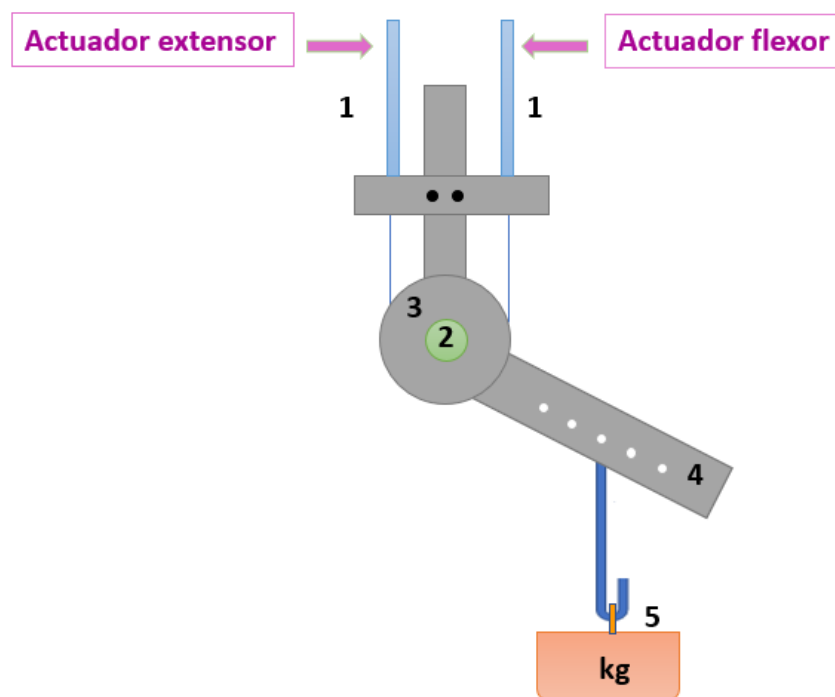


Figura 5.1: Esquema del banco de pruebas en configuración antagonista.

- Elemento 1: representa los dos actuadores, un actuador flexor (simula el músculo agonista) y un actuador extensor (simula el músculo antagonista), que permite trabajar de forma antagonista mediante el efecto de contracción de las fibras de SMA.
- Elemento 2: es un sensor de posición rotativo AS5045 fabricado por ams AG [175]. El dispositivo es un system-on-chip, que integra elementos de efecto Hall, elementos analógicos y un procesador digital de señales (DSP). A su vez, permite una medición de los 360° y su salida entrega una medición absoluta de 12 bits.
- Elemento 3: es una polea de diámetro 0.09 m, posee dos canales para alojar un tendón (cable trenzado de acero) flexor y otro para el tendón extensor. Los tendones

están fijados a la polea con unos prisioneros (piezas metálicas de retención), y en el otro extremo se sujeta el actuador de SMA (músculo-flexor y músculo-extensor). La polea tiene como tarea fundamental convertir el movimiento rectilíneo en movimiento angular.

- Elemento 4: representa el segmento que se desplaza cuando los actuadores están activados. Posee varios agujeros, donde se puede colocar una carga que permite variar la carga útil que debe ser desplazada por los actuadores (figura 5.1, punto 4).
- Elemento 5: representa la carga útil que puede ser conectada y desplazada por el actuador.

En esta configuración, el movimiento de los actuadores basados en SMA se convierte en un movimiento angular. La plataforma permite el acoplamiento de dos actuadores: un actuador de flexión y un actuador de extensión para actuar antagónicamente a través del efecto de contracción de las fibras de SMA. Se dispone de una pieza formada por 2 eslabones (véase fig. 5.1), de los cuales uno se mantiene fijo a la estructura del banco de pruebas y el segundo se desplaza en rotación por acción de los actuadores. Los dos eslabones están unidos entre sí por medio de un eje, con su rodamiento, al final del eje se encuentra el sensor de posición.

Con relación a la electrónica, es similar al banco de pruebas para el movimiento lineal (apartado 4.1). La diferencia se encuentra en el sensor de posición. En este caso, debido al desplazamiento rotativo generado por los actuadores, en la articulación de los dos segmentos se insertó un sensor absoluto rotativo AS5045 [175], que permite la medición precisa del desplazamiento angular sin que haya contacto entre el sensor y el eje de giro. La comunicación entre el sensor y el controlador STM32F4, se realiza mediante una interfaz de periféricos serial (Serial Peripheral Interface SPI).

El banco de pruebas en configuración antagonista incorporado con los actuadores, se muestra en la figura 5.2.

El banco de pruebas en configuración antagonista permite realizar un conjunto de experimentos de manera segura y funcional, debido a que en este tipo de configuraciones los algoritmos de control son relativamente complejos. También cabe señalar que, la sincronización de los movimientos de los dos actuadores es fundamental para evitar tensiones innecesarias o incluso la rotura de las fibras.

5.2. Actuador monofibra basado en SMA: configuración antagonista

En este apartado se presenta las estructuras, estrategias de control y los diferentes experimentos realizados usando actuadores monofibra en configuración antagonista. Para el desarrollo de los experimentos se utilizaron fibras de SMA de 0.51 mm y 0.38 mm de

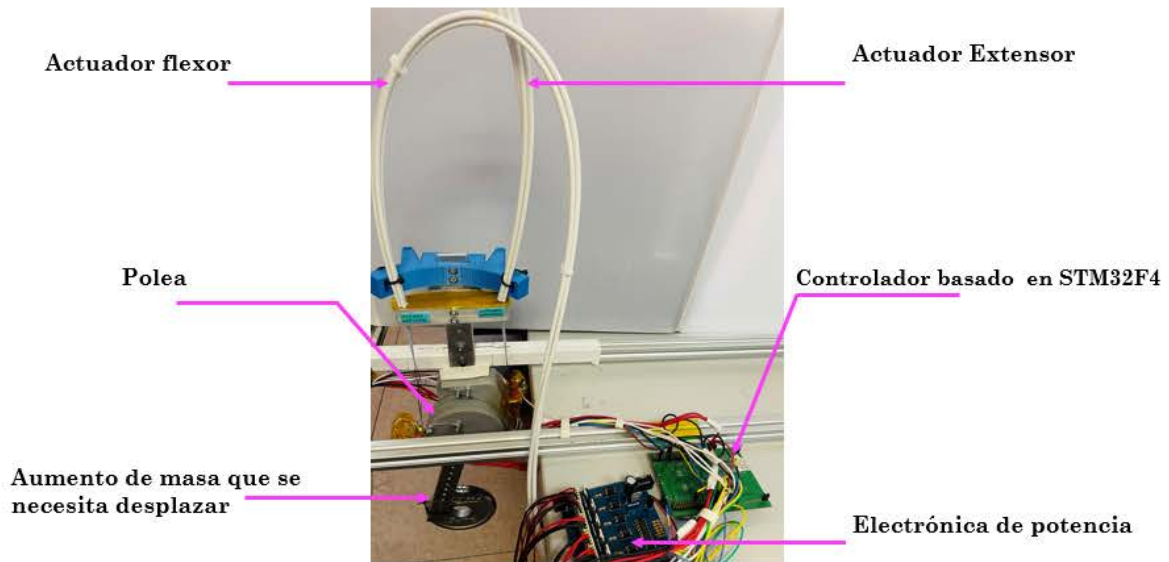


Figura 5.2: Resultado banco de pruebas en configuración antagonista.

diámetro, con el fin de analizar las características y alcanzar posibles mejoras relacionadas con el tiempo de enfriamiento (frecuencia de trabajo). Estas fibras fueron elegidas especialmente de acuerdo con la longitud necesaria para el giro de la polea, y el voltaje de alimentación necesario, en este caso las fibras de diámetro inferior siendo inviable debido al alto voltaje de alimentación requerido.

5.2.1. Estrategia de control para el actuador monofibra

Para la configuración antagonista se utilizó dos esquemas de control BPID en paralelo como se muestra en la figura 5.3. Esta estrategia de control está basada en el esquema de control descrita en la sección 4.2.2 de esta tesis.

En este caso el bloque generación de referencia recibe como entrada la posición angular y la referencia deseada y en función de esto el algoritmo genera una referencia para el actuador flexor y el actuador extensor. Además para la activación de los actuadores se tiene en cuenta el último actuador activado para evitar la rotura de los actuadores. Por ejemplo, si ha sido activado el actuador flexor y se desea activar el actuador extensor de forma instantánea, esto no es posible existiendo un tiempo de espera (aproximadamente 2 s) para evitar romper el actuador flexor. De esta manera, se proporciona el tiempo para disipar una parte del calor. El esquema de control permite ajustar los parámetros de los controladores por separado: para el actuador flexor y para el actuador extensor que suelen ser diferentes debido a la posición y la fuerza gravitacional.

La tabla 5.1 recoge los valores de las ganancias más adecuados para los controladores. Con respecto a los valores de las ganancias de los controladores BPID, estas se determinaron experimentalmente mediante prueba-error.

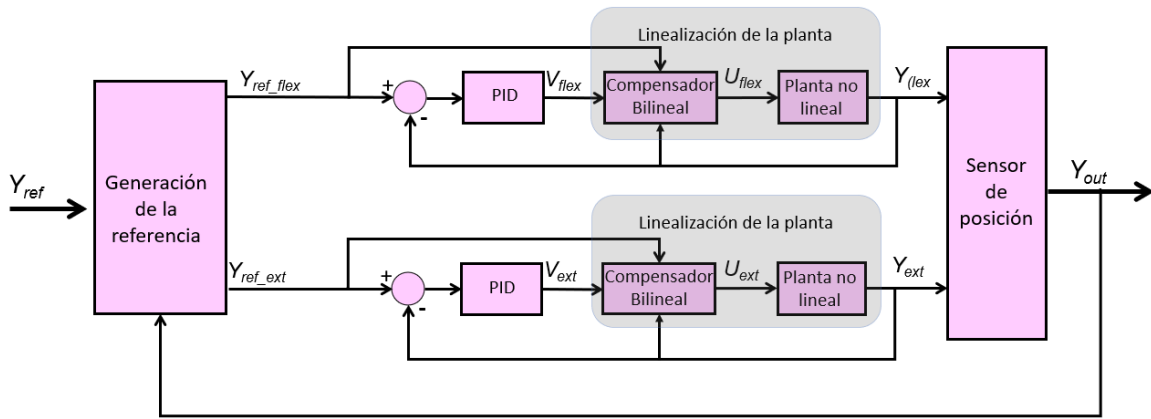


Figura 5.3: Estructura actuadores basados en SMA en configuración antagonista.

Tabla 5.1: Ganancias del controlador BPID para la configuración antagonista

Ganancia	Kp	Kd	Ki	Kb
Valor del actuador flexor	50	10	0	2
Valor del actuador extensor	50	10	0	2

5.2.2. Estructura del actuador antagonista monofibra 0.51 y 0.38 mm

Para la estructura del actuador se utilizaron dos actuadores monofibra basados en tecnología SMA: un actuador flexor y un actuador extensor. De forma similar que la configuración lineal, cada actuador consta de los siguientes elementos: (1) una fibra de SMA, (2) un tubo de politetrafluoroetileno (PTFE), (3) un cable de Bowden, y las (4) unidades terminales, como se aprecia en la figura 5.4.

Es importante mencionar que esta estructura de actuador antagonista monofibra se utilizará durante el desarrollo de todos los experimentos. De acuerdo al experimento se cambiará solamente el diámetro de la fibra (0.51 mm o 0.38 mm).

5.2.3. Pruebas y resultados del actuador antagonista monofibra

En este apartado se presenta el desarrollo de las diversas pruebas experimentales para el control de movimiento antagonista, donde el movimiento lineal de los actuadores basados en SMA se convierte en movimiento rotativo generado de un actuador flexor y otro extensor. Los diferentes experimentos se realizaron usando fibras de 0.51 mm y 0.38 mm de diámetro. Las pruebas empleadas tienen como objetivo determinar cuanto tiempo se puede trabajar de forma continua, sin parar el sistema para enfriar las fibras. Se considera que una prueba acaba cuando es necesario parar el sistema debido a la tensión creada de los actuadores antes de romper las fibras. De otra manera, las fibras de los dos actuadores están a una temperatura muy elevada, y si continuaba el experimento llevaría a la rotura de estas.

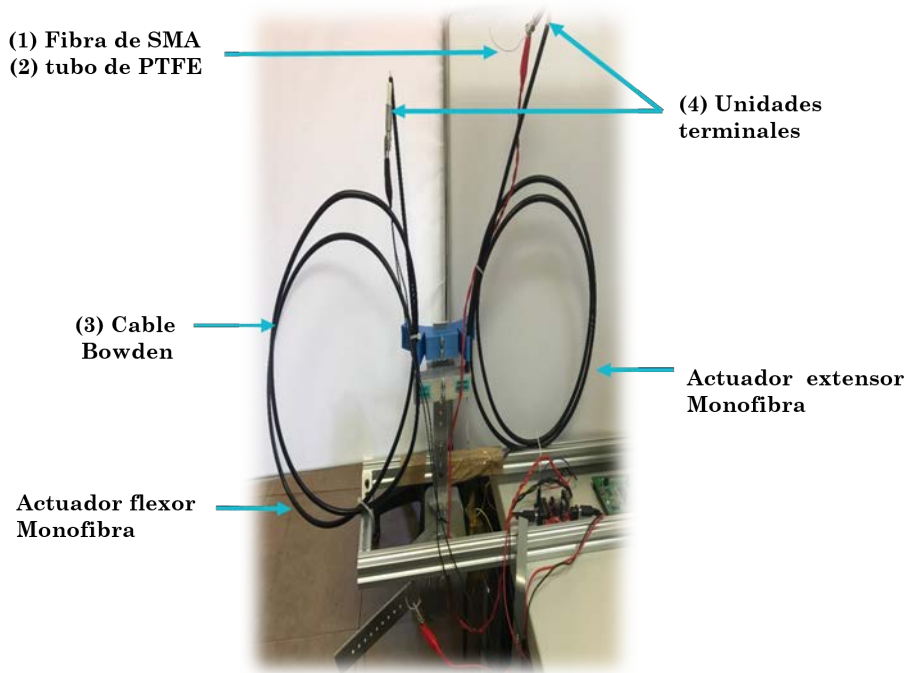


Figura 5.4: Estructura de los actuadores antagonistas monofibra

Definición de las pruebas actuador antagonista monofibra 0.51 mm

Para la realización de las pruebas se utilizó dos actuadores de SMA (véase fig. 5.4); cada uno con una fibra de longitud de 1.35m y diámetro de 0.51 mm, activado a 90°C, debido a que presenta un tiempo de enfriamiento de 14 s. Este tipo de fibra puede ejercer una fuerza alrededor de 35.60 N garantizando una vida útil de decenas de millones de ciclos de trabajo. Por otra parte, los valores de la resistencia óhmica por metro y la intensidad de corriente es de de 4.3 Ω/m y 4 A respectivamente, como se puede consultar en la tabla 3.3.

Con los valores obtenidos de la resistencia y la corriente del actuador, la fuente de alimentación se ajustó a 31.82 V (por la limitación de la fuente de alimentación del RoboticsLab se ajustó con un valor de voltaje de 30 V).

Durante el desarrollo de las pruebas el actuador flexor y extensor deberán seguir la señal de referencia de tipo sinusoidal con amplitud de $\theta=30^\circ$ y offset de 30° (es decir entre 0 y 60°), la longitud de contracción de los actuadores está en función de la ecuación 5.1:

$$Contraccin_{act} = \frac{2 * \pi * r * \theta}{360} = 4,71cm \approx 0,047m \quad (5.1)$$

donde: r = radio de la polea (m); θ = ángulo de desplazamiento (grados). La longitud del SMA utilizada es de 1.35 m (debido al diámetro de la polea para poder llegar a 60° de giro). De acuerdo con estos datos, para realizar el seguimiento de la referencia, cada actuador presenta una contracción de 2.55 %.

Las pruebas experimentales tienen como objetivo evaluar cuánto tiempo pueden tra-

bajar los actuadores continuamente antes de parar el sistema por riesgo de rotura de las fibras. Durante el desarrollo de todas las pruebas los actuadores necesitan desplazar una carga variable en función de la posición angular (equivalente a 1.83 kg en $\theta=90^\circ$) cuando la referencia es una señal sinusoidal de amplitud $\theta=30^\circ$, con un offset de 30° (en total un desplazamiento de 4.71 cm). En las pruebas se fue cambiando el valor del período de trabajo de la señal sinusoidal desde 30 spc hasta 60 spc (véase tabla 5.2), es decir trabajando en frecuencias bajas ya que en configuración antagonista se corre el riesgo que los actuadores/fibras lleguen a fraccionarse (romperse) a causa del calor acumulado.

Tabla 5.2: Frecuencias experimentales consideradas en configuración antagonista

Tiempo [s] por ciclo	Frecuencia [Hz]	Frecuencia [rad/s]
30	0.033	0.21
35	0.029	0.18
40	0.025	0.16
45	0.022	0.14
50	0.020	0.13
55	0.018	0.11
60	0.017	0.10

Por cada prueba realizada se almacenaron los datos de las señales durante un funcionamiento de mínimo 10 minutos. Asimismo es importante mencionar que los experimentos efectuados se llevaron a cabo con una temperatura ambiente de 24°C .

Resultados actuador antagonista monofibra 0.51 mm

Los resultados experimentales obtenidos de la configuración antagonista con los actuadores flexor y extensor, se muestran mediante un gráfico estadístico de barras. El gráfico recoge las variables número de ciclos y tiempo transcurrido que se representaron en el eje vertical. Por otro lado, el período de trabajo de la onda sinusoidal desde 30 spc hasta 60 spc se representó en el eje horizontal, como se observa en la figura 5.5.

Tomando el peor y mejor caso de la figura 5.5, se observa que los actuadores monofibra en configuración antagonista pueden trabajar 22 ciclos y 37 ciclos respectivamente. En el gráfico 5.5 el eje x representa el periodo de la onda sinusoidal (frecuencia del actuador) y el eje y representa el tiempo total en segundos del funcionamiento del actuador (barras de color azul) y el número de ciclos (barras de color naranja). De acuerdo con la figura, el caso más desfavorable corresponde a la prueba de frecuencia más alta, donde el actuador sigue una sinusoidal a 30 spc. En este caso, el actuador fue capaz de trabajar de forma continua, aproximadamente 12 minutos. Además, como se puede observar, el máximo número de ciclos transcurridos hasta la parada del sistema fueron realizados cuando el actuador seguía una referencia sinusoidal con el periodo de 35 spc, seguido de 40 y 45 spc.

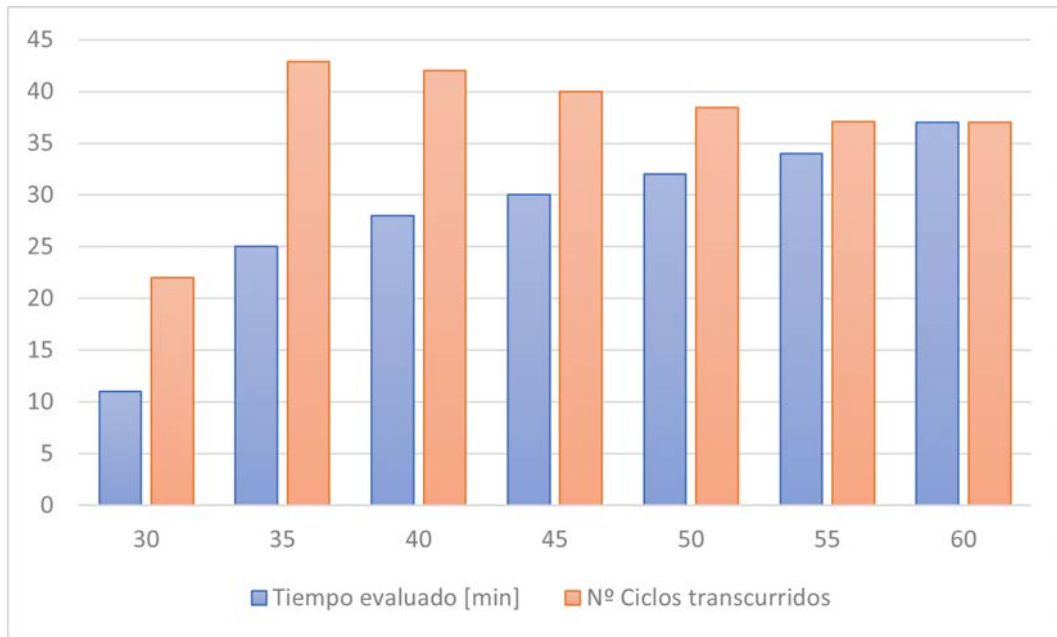


Figura 5.5: Resultados de las pruebas del actuador monofibra de 0.51 mm, en configuración antagonista.

Definición de las pruebas actuador antagonista monofibra 0.38 mm

En la estructura del actuador antagonista monofibra descrita en la sección 5.2.2 de esta tesis, se cambió el elemento (1) que corresponde a la fibra de SMA. Para la definición de esta prueba se utilizó una fibra de 0.38 mm diámetro para el actuador flexor y extensor. Cada fibra con longitud de 1.35m y activado a 90°C. La fuerza aproximada que puede ejercer la fibra es de 22.50 N con una resistencia óhmica de 8.3Ω/m y una intensidad de corriente de 2.25 A (tabla 3.3). Conociendo el valor de la resistencia y la corriente se calculó el valor del voltaje (34.56 V) con la que se ajustó la fuente de alimentación. Por la limitación de la fuente de alimentación del laboratorio se ajustó el valor del voltaje en 30 V. Además, se debe tomar en cuenta que durante el desarrollo de las pruebas la temperatura ambiente del laboratorio es de 24°C.

Las pruebas experimentales presentan dos caso de estudio:

- Caso 1: Respuesta del actuador frente a una señal de tipo sinusoidal.
- Caso 2: Respuesta del actuador frente a una señal de tipo trapezoidal para dejar más tiempo de enfriamiento para las fibras.

En el caso 1: durante el desarrollo de todas las pruebas los actuador necesitan desplazar una carga variable en función de la posición angular (equivalente a 1.66 kg en $\theta=90^\circ$) cuando la referencia es una señal sinusoidal de amplitud $\theta=30^\circ$, con un offset de 30° (en total un desplazamiento de 4.71 cm). En las pruebas se cambiaron las frecuencias de la onda sinusoidal desde 10 s hasta 20 s por ciclo (véase tabla 4.2) de acuerdo con el tiempo

de enfriamiento de las fibras. En cada prueba la posición angular del actuador de SMA deberá seguir la referencia sinusoidal, observando cuánto tiempo puede trabajar de forma continua. El control empleado para el sistema es el controlador de tipo BPID que se detalló en la sección 5.2.1 de esta tesis.

En el caso 2: durante el desarrollo de las pruebas los actuadores necesitan desplazar una carga variable en función de la posición angular, cuando la referencia es una señal tipo trapezoidal que se puede apreciar en la figura 5.6 de amplitud $\theta = 60^\circ$ (es decir entre 0 y 60 grados de desplazamiento).

Con relación a la señal de referencia generada es una señal escalar periódica que tiene una forma trapezoidal en la que se especifica valores de tiempo y valores de salida. El parámetro valores de tiempo corresponde al periodo de la señal, mientras que, el parámetro valores de salida corresponde a las amplitudes de la señal.

En la figura 5.6, se muestra la señal tipo trapezoidal generada: (o – f) es el intervalo donde el actuador flexor entra en funcionamiento (se activa), en el intervalo (f – r1) el actuador flexor se encuentra en régimen permanente manteniendo la posición (en el caso de un sistema horizontal esto puede ser desactivado), el intervalo (r1 - e) corresponde a la activación del actuador extensor y en el caso del intervalo (e – r2) los dos actuadores están desactivados.

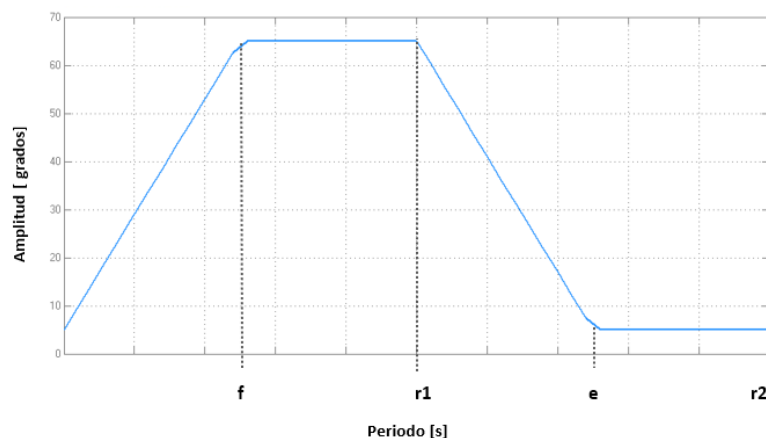


Figura 5.6: Señal tipo trapezoidal generada.

Las pruebas experimentales se realizaron con periodos de 13 s, 18 s y 20. La tabla 5.3 recoge los valores de tiempo (períodos de la señal trapezoidal) y los valores de salida (amplitud de la señal trapezoidal).

A continuación, se describe la prueba realizada con un periodo de 20 s. En la figura 5.7, se puede apreciar la respuesta del sistema frente a la señal trapezoidal generada. La señal de color azul representa la posición angular, y la señal de referencia (señal color rojo). En este experimento se observó que el sistema puede trabajar continuamente, y de forma muy precisa, durante 900 s (es decir, 15 minutos) sin parar el sistema. Las dos señales (parte inferior), corresponden a las señales de control para los dos actuadores basados en SMA: la señal verde – la señal del actuador flexor y la señal magenta – señal

Tabla 5.3: Períodos ondas trapezoidales

Periodo [s]	Valores de tiempo [s]	Valores de salida [grados]
13	[0 3.25 5.25 6.5 9.75 11.75 13]	[5 65 65 65 5 5 5]
18	[0 3.75 5.75 6.5 11.5 13.5 18]	[5 65 65 65 5 5 5]
20	[0 5 7 10 15 17 20]	[5 65 65 65 5 5 5]

del actuador extensor.

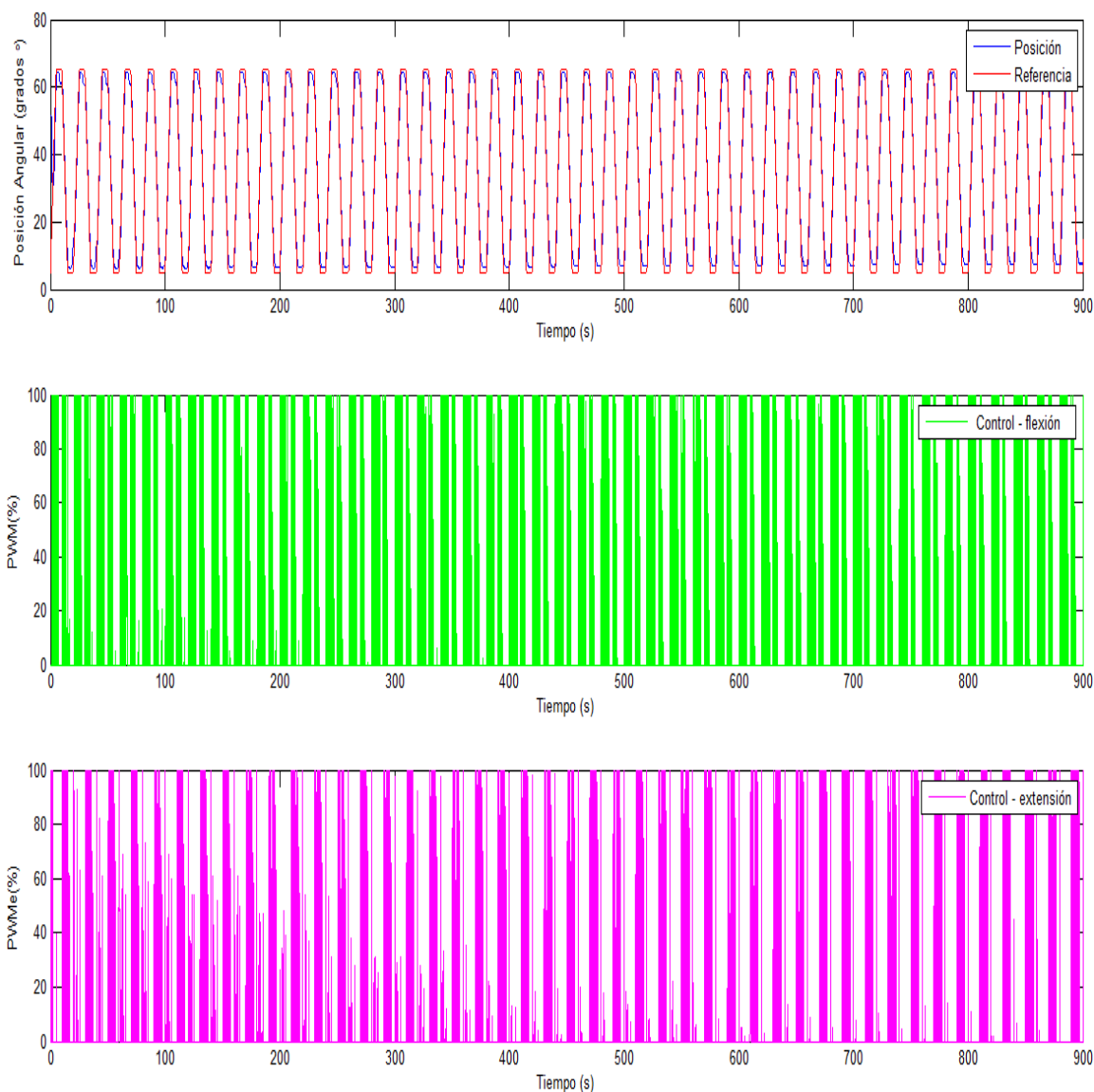


Figura 5.7: Respuesta del actuador antagonista multifibra frente a una señal trapezoidal.

De acuerdo con la figura 5.7, en el intervalo 0 - 5 s (o - f) se activa el actuador flexor, en el intervalo 5 - 10 s (f - r1) el actuador flexor mantiene la referencia, el intervalo 10 - 15 s (r1 - e) el actuador extensor se activa y por último, en el intervalo de tiempo de 15 - 20 (e - r2) los dos actuadores permanecen en reposo. Nótese que el periodo de trabajo

continuo de los actuadores a esta frecuencia aumenta considerable debido al tiempo de activación de estos.

Resultados actuador antagonista monofibra 0.38 mm

En las pruebas realizadas para diagnosticar cuanto tiempo se puede trabajar de modo continuo en movimiento antagonista basado en actuadores de SMA, se utilizó una muestra de tres pruebas en las cuales se procedió a variar el periodo empezando desde 13, 18 y 20 segundos; se concluye que, se puede trabajar 3.33, 10 y 15 minutos de manera continua respectivamente.

A continuación en la tabla 5.4 se resume los resultados obtenidos de la respuesta de los actuadores de SMA de 0.38 mm de diámetro frente a la señal sinusoidal y trapezoidal.

Tabla 5.4: Resultados de los actuadores antagonistas monofibra de 0.38 mm de diámetro.

Respuesta frente a la señal sinusoidal			
Periodo [<i>spc</i>]	Tiempo evaluado [<i>min</i>]	Número de ciclos	Número de ciclos máximos
10	2.00	12.00	si
15	3.83	14.33	si
20	11.66	35.00	no
Respuesta frente a la señal trapezoidal			
Periodo [<i>s</i>]	Tiempo evaluado [<i>min</i>]	Número de ciclos	Número de ciclos máximos
13	3.33	15.38	si
18	10.00	33.33	no
20	15.00	45.00	no

De acuerdo con los resultados obtenidos en las pruebas realizadas, con las dos referencias (tabla 5.4) que tuvieron como objetivo determinar cuanto tiempo se puede trabajar continuamente sin parar el sistema para enfriar los actuadores (flexor y extensor), se determinó que las referencias trapezoidales mejora ligeramente el comportamiento del sistema. Por ejemplo, en el caso de la respuesta del sistema frente a una entrada sinusoidal con periodo 10 *spc* el tiempo que trabajó continuamente el sistema fue 2 minutos, mientras que, para la respuesta del sistema frente a una entrada tipo trapezoidal con periodo de 13 s se determinó que el sistema es capaz de trabajar de modo continuo 3.33 minutos. El número de ciclos realizado del sistema frente a estas entradas, fue de 12 y 15.38 ciclos respectivamente. Es importante mencionar que estos son los ciclos máximos que el sistema pudo realizar. En ambos casos transcurridos los ciclos máximos, se procedió a finalizar las pruebas debido a que las fibras presentaban una elevada acumulación de calor que podrían provocar las rotura de estas. Por otra parte, con frecuencias de trabajo más bajas, el número de ciclo de trabajo continuo aumentó, en los últimos casos sin ser necesario parar el sistema debido al calentamiento excesivo de las fibras.

5.3. Actuador multifibra basado en SMA: configuración antagonista

Sin duda uno de los principales desafíos al momento de utilizar los actuadores de SMA lo representa su baja frecuencia de trabajo, el principal motivo siendo el lento enfriamiento de las fibras en temperatura ambiente. Hasta el día de hoy, se han realizado varios estudios para aumentar la velocidad de enfriamiento sin poder superar esta dificultad. Para tratar de superar esta dificultad se propuso la estructura multifibra estudiada en la sección 4.3 de esta tesis donde se obtuvieron unos resultados muy prometedores. Por tanto, en apartado se aborda el actuador multifibra de su perspectiva de ser usado en configuración antagonista, presentando la estrategia de control propuesta para su control, la estructura para los actuadores y sus pruebas y resultados, con el fin de alcanzar posibles mejores, manteniendo siempre la ventaja de simplicidad y flexibilidad del actuador.

5.3.1. Estrategia de control para el actuador multifibra

El esquema de control para el actuador multifibra en configuración antagonista se basa en el esquema de control BPID, de forma similar al esquema de control presentado en la sección 4.3.2 de esta tesis. La principal diferencia entre los dos esquemas de control radica en un segundo actuador para formar una configuración de tipo antagonista donde uno de los actuadores es el flexor (agonista) y el otro actuador es el extensor (antagonista). Como se detalló en el capítulo anterior (4) cada actuador se compone de tres (3) fibras de SMA, cada una de ellas independiente en una funda de teflón y a su vez en un cable Bowden. Esta configuración permite la activación de manera independiente de seis (6) fibras de SMA: tres (3) para el actuador flexor y otras tres (3) para el actuador extensor. El esquema de control propuesto se puede apreciar en la figura 5.8.

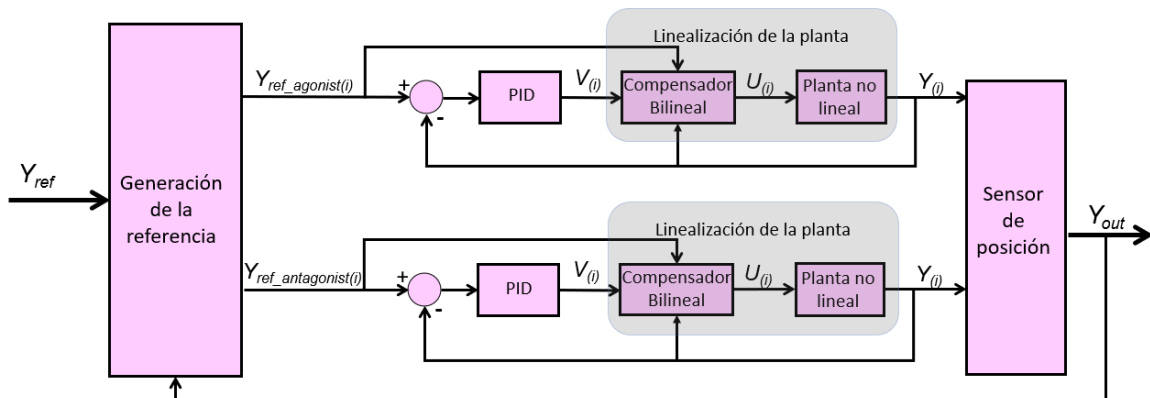


Figura 5.8: Esquema de control BPID para los actuadores antagonistas multifibra.

En la figura 5.8, se observa el esquema de control BPID para los actuadores antagonistas multifibra, donde: Y_{ref} representa la referencia deseada del sistema (posición angular deseada); $Y_{ref_agonist(i)}$ representa la referencia para el actuador flexor de forma independiente para las tres (3) fibras; $Y_{ref_antagonist(i)}$ representa la referencia para el actuador

extensor de forma independiente para las tres (3) fibras; $V_{(i)}$ representa la señal de control del controlador PID; $U_{(i)}$ representa la señal de control rectificada por el compensador bilineal; $Y_{(i)}$ representa la posición de salida de los actuadores; Y_{out} representa la posición angular medida por el sensor e i corresponde al número de fibras empleadas (seis). Cabe señalar, que cada fibra tiene asociada su propio controlador.

La generación de la referencia para cada fibra se basa de forma similar al actuador lineal multifibra en la posición de salida del actuador, posición deseada del actuador y en el orden de la activación de estas fibras.

5.3.2. Estructura del actuador antagonista multifibra 0.51 mm

De acuerdo con la figura 5.9, para construir los actuadores flexores y extensores antagonistas multifibra se utilizaron los siguientes elementos: tres fibras (1), tres tubos PTFE (2), tres cables Bowden (3) y seis unidades terminales (4) cada uno de forma independiente. Comparando con las unidades terminales del actuador monofibra, en este caso entre la unidad terminal y el cable Bowden, se diseñaron y se fabricaron dos piezas en forma de disco entre cual se colo un sensor resistivo de presión (FSR). Esto sirvió para el ajuste de tensión de las fibras (igualar la tensión de las fibras). Asimismo es importante mencionar que cada fibra, fue introducida de forma independiente en un tubo PTFE y a su vez en un cable Bowden. En cada extremo de las fibras se colocó una unidad terminal para tensar cada actuador. Con relación a la funcionalidad de cada elemento consúltese el apartado 5.2.2 de este trabajo.

5.3.3. Pruebas y resultados del actuador antagonista multifibra

En este apartado se presenta las pruebas del actuador antagonista multifibra usando fibras de 0.51 mm de diámetro. Con esta estructura se intenta superar las actuales limitaciones del actuador antagonista monofibra presentado en el apartado 5.2.3. De esta manera, se emplearan una serie de pruebas poniendo en evidencia las principales ventajas de utilizar la estructura multifibra.

Definición de las pruebas actuador antagonista multifibra 0.51 mm

De acuerdo con los resultados presentados en la sección 4.3.4, se eligió la estrategia de control 2, activando una única fibra de SMA por ciclo para ser implementada en el actuador multifibra en configuración antagonista. Para esta prueba, se utilizaron fibras de SMA de 0.51 mm de diámetro debido a la limitación del banco de pruebas (alto voltaje requerido). El radio de la polea del banco de pruebas es de 45 mm, lo que, junto con la fuerza del actuador, produce un par de 1.6 Nm en la articulación. El banco de pruebas se configuró con una carga útil de 0.5 kg a 200 mm de distancia de la articulación que, a

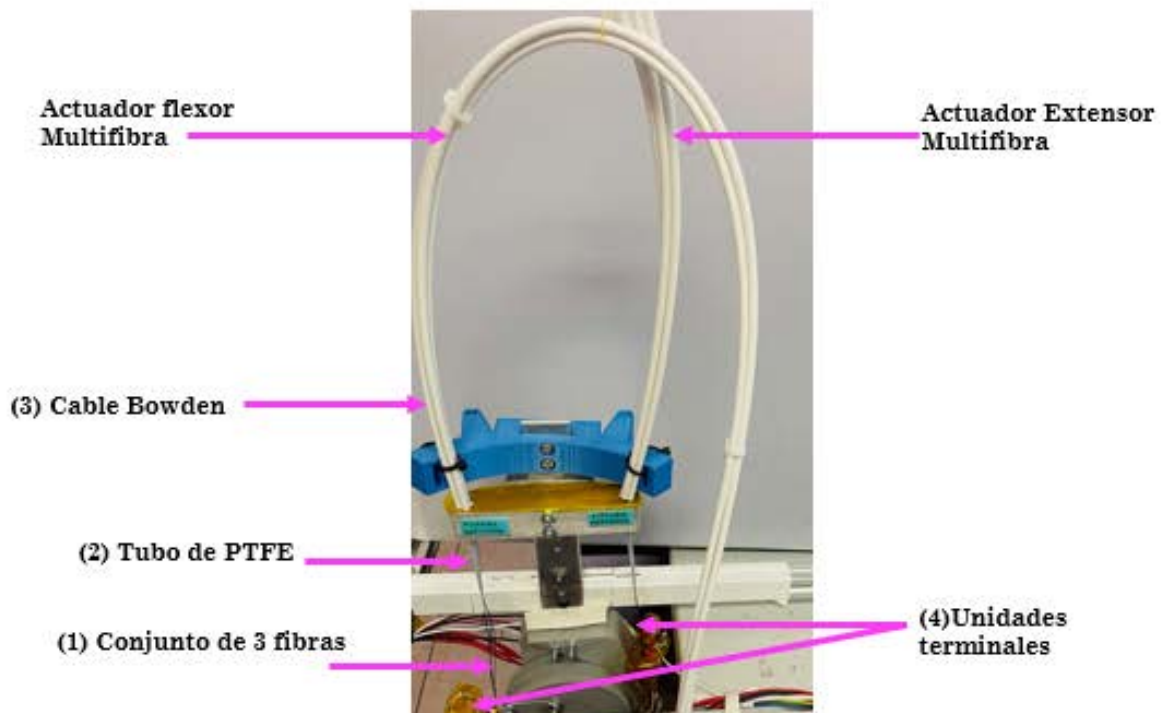


Figura 5.9: Estructura de los actuadores antagonistas multifibra.

90 grados, genera un par de aproximadamente 1 Nm que se opone al par generado por el actuador.

En la figura 5.10 se puede observar la respuesta de la posición angular del sistema. Su respuesta es generada por dos actuadores monofibra en configuración antagonista, de forma que un actuador se activa en el movimiento de flexión y otro en el de extensión. La frecuencia de trabajo es de 0.050 Hz, lo que significa aproximadamente un ciclo cada 20 segundos. Según la tabla 3.3, la configuración tardaría 28 segundos durante el ciclo para cumplir con los 14 segundos necesarios de enfriamiento. Debido a esta configuración, la respuesta del actuador genera un error que aumenta con el tiempo (debido a la acumulación de calor), lo que nos obliga a detener el sistema después de 200 segundos (aproximadamente 10 ciclos de actuación) para evitar la rotura de las fibras. La segunda prueba en configuración antagonista, se realizó con un actuador multifibra actuados con la estrategia de activación 2 para garantizar el tiempo de enfriamiento.

La respuesta del sistema compuesto por un actuador multifibra (3 fibras) en el movimiento de flexión y otro actuador multifibra (3 fibras) en el movimiento de extensión, se puede observar en la figura 5.11. Comparando con el sistema en configuración antagonista en la que se utiliza un actuador monofibra (véase figura 5.10), se puede observar que el sistema trabaja de forma continua sin ser necesario pararlo debido al calentamiento de las fibras.

Por otra parte, utilizando el actuador multifibra en configuración antagonista, el error de posición disminuye de forma considerada en comparación con el actuador monofibra.

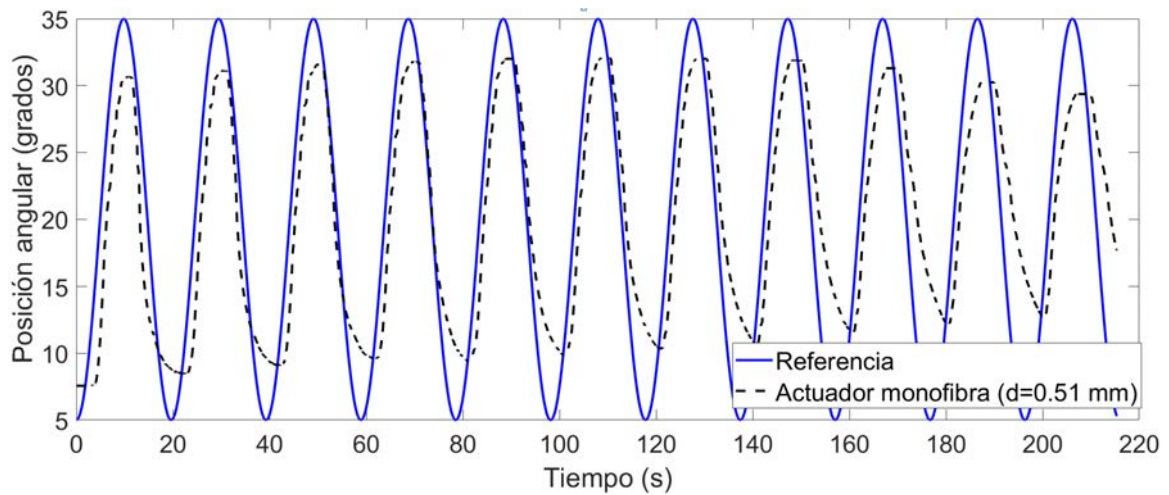


Figura 5.10: Respuesta del actuador monofibra en configuración antagonista.

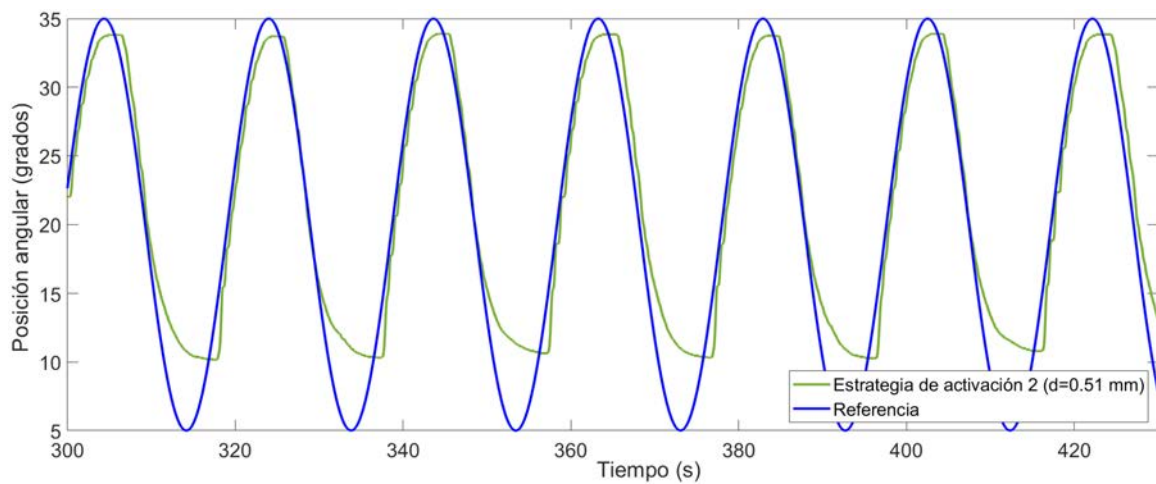


Figura 5.11: Respuesta del actuador multifibra en configuración antagonista.

La asimetría de la respuesta del actuador se debe a la fuerza de gravedad y a la configuración del banco de pruebas. El actuador flexor levanta el peso opuesto a la fuerza de gravedad y, por lo tanto, requiere mayores temperaturas para lograr la referencia. EL actuador extensor comparte la dirección con la fuerza de gravedad, por lo que requiere menos temperatura para seguir la referencia. Por lo tanto, en la última parte de la referencia sinusoidal (alrededor de 35 grados de la posición angular) la fibra agonista sigue con precisión la referencia porque la fibra antagonista se enfría y recupera su forma inicial. Al contrario, cuando la fibra antagonista actúa (alrededor de 10 grados) la fibra agonista presenta calor residual, por lo que no es capaz de seguir de forma precisa la referencia.

Resultados actuador antagonista multifibra 0.51 mm

Para determinar cuantos ciclos continuos pueden trabajar los actuadores antagonistas monofibra y multifibra se realizaron varias pruebas experimentales en función de la frecuencia (periodos de trabajo). Se consideraron frecuencias de: 0.100; 0.067; 0.050 y

0.040 Hz, lo que es equivalente a 10; 15; 20 y 25 spc. Con base en los resultados de los actuadores antagonista monofibra de 0.51 mm de diámetro donde se concluyó que no es posible trabajar continuamente con estas frecuencias se propone realizar estas pruebas experimentales y de esta forma validar que los actuadores antagonista multifibra actuados con la estrategia de activación 2 presentan resultados idóneos.

Una vez definidas las pruebas, se procedió a realizar las pruebas experimentales con el actuador multifibra en la configuración antagonista. Un resumen de los resultados obtenidos de acuerdo con la frecuencia de trabajo, tiempo, y el número de ciclos, para el actuador monofibra y el actuador multifibra en configuración antagonista se pueden ver en la figura 5.12. Los resultados demuestran que, utilizando un actuador multifibra antagonista basado en SMA con la estrategia de activación 2, el rendimiento de la respuesta del sistema mejoró considerablemente con el aumento de la frecuencia llegando a duplicar el número de ciclos.

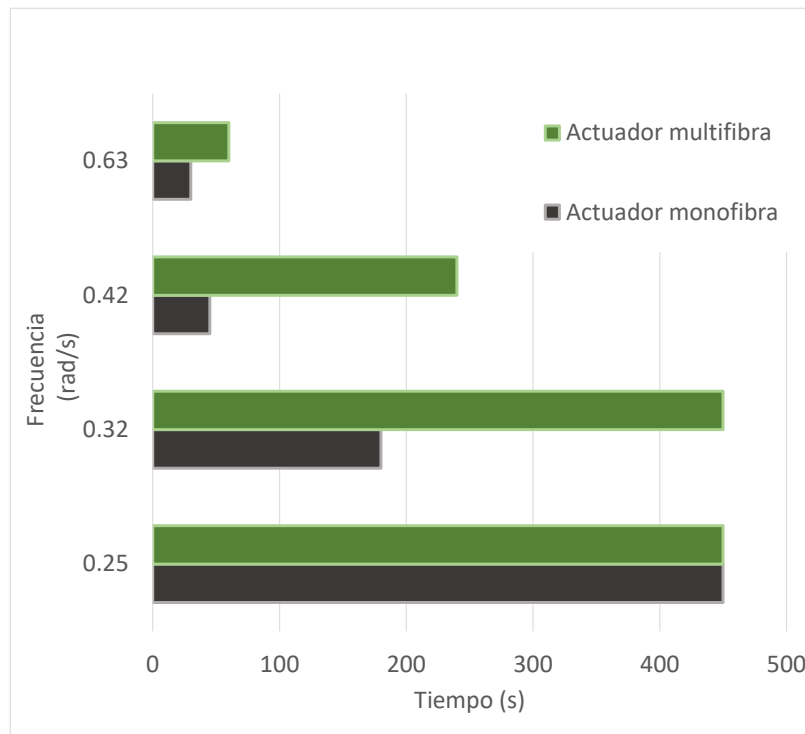


Figura 5.12: Respuestas del actuador monofibra y multifibra en configuración antagonista a diferentes frecuencias.

Desde el punto de vista del tiempo de trabajo continuo del sistema, el número de ciclos de trabajo es limitado, excepto para la frecuencia de 0.25 rad/seg, donde el sistema podría continuar pero se paro después de 450 segundos.

5.4. Conclusiones del capítulo

En este capítulo se presentó la estructura del actuador monofibra y el actuador multifibra en configuración antagonista, analizando sus respuestas frente a diferentes señales de entrada. Los resultados obtenidos demostraron que el uso del actuador multifibra en configuración antagonista mejora la respuesta del sistema, el número de ciclos de trabajo de forma continua aumentando de forma considerable. Además, esto presenta una respuesta más precisa (menos error) comparando con el sistema basado en el actuador monofibra.

Estos resultados son inspiradores para futuras aplicaciones, donde los actuadores convencionales presentan ciertas limitaciones siendo necesarias nuevas soluciones emergentes. Uno de los ejemplos, es su uso como actuador blando para exoesqueletos de rehabilitación o exosuits, donde las configuraciones antagonistas están ampliamente extendidas.

Capítulo 6

Análisis de eficiencia de actuadores basados en tecnología SMA

En los capítulos anteriores se evaluaron nuevas configuraciones de actuadores basados en fibras de SMA que mejora su frecuencia de trabajo. En este Capítulo, se aborda otra de las limitaciones que presentan los actuadores con memoria de forma, su eficiencia energética. Por ello, se pretenden evaluar desde el punto de vista de su eficiencia energética, diferentes configuraciones de actuadores basados en SMA para ayudar a minimizar este inconveniente. Se muestra las pruebas experimentales y sus resultados se analizan desde el punto de vista energético.

6.1. Introducción

Los actuadores de aleación con memoria de forma han demostrado recientemente su potencial para diversas aplicaciones en campos como la robótica. Sin embargo, el uso de estos actuadores sigue limitado por el alto consumo de energía eléctrica. Diferentes configuraciones del actuador pueden ayudar a minimizar estos inconvenientes mediante la modificación de la longitud, el número de fibras, o el revestimiento utilizado en el actuador, que modifican las características del sistema completo. Con relación a las aplicaciones prácticas de los actuadores de SMA, el consumo de energía y el desplazamiento que producen (su porcentaje de contracción) son los parámetros que determinan su rendimiento. En este trabajo se analizaron diferentes estructuras de actuadores basados en SMA en función de estas características (consumo de energía y su desplazamiento), para ayudar a orientar la elección de un actuador óptimo para una aplicación concreta. En algunas aplicaciones prácticas, por ejemplo, en el desarrollo de algunos tipos de exoesqueletos, la longitud de las fibras de SMA en el sistema de actuación puede ser un parámetro importante que limita la usabilidad del dispositivo; reducir el tamaño puede ser conveniente aunque se pierda precisión en el control de posición. En otras aplicaciones, el consumo de energía puede ser el parámetro determinante que permita el uso de actuadores basados en SMA. Por lo tanto, haciendo uso del banco de pruebas en configuración lineal desarrollado (véase 5.1 y de la estrategia de control utilizada para accionar actuadores lineales monofibra (véase 5.2.1). se probaron diferentes estructuras de actuadores para analizar la eficiencia energética que exhiben.

Este trabajo subraya además que estas limitaciones pueden mejorarse con enfoques y técnicas de diseño adecuados; de este modo, la funcionalidad y la fiabilidad de los actuadores de aleación con memoria de forma podrían optimizarse.

6.1.1. Modelo térmico de la fibra de SMA

El consumo energético del actuador depende en gran medida de la activación térmica de las fibras de SMA por lo que, para analizar su comportamiento en parámetros de consumo, es conveniente disponer de un modelo térmico de la fibra de SMA.

En este apartado se presenta el modelo térmico de la fibra de SMA. Se han propuesto una serie de modelos para describir el comportamiento del SMA. Estos modelos relacionan las variables de estado como la tensión (σ), la deformación (ϵ), la temperatura y la proporción de martensita. Esta última variable mide la cantidad de martensita respecto a la austenita en un tiempo determinado. En [180] se propuso un modelo que describe el comportamiento termomecánico del SMA (ecuación 6.1):

$$\dot{\sigma} = E\dot{\epsilon} + \theta\dot{T} + \Omega\dot{\epsilon}, \quad (6.1)$$

donde T es la temperatura de la fibra de SMA y ϵ es la proporción de martensita. Los parámetros del material E , θ y Ω representan el módulo elástico (módulo de Young), el

tensor termoelástico y el tensor de transformación, respectivamente. Según [180], estos parámetros pueden suponerse constantes. La tensión se define como $\sigma = \Delta F/\Delta a$ y la deformación es $\epsilon = \Delta l/l$, donde F representa la fuerza aplicada, a es el área de la sección y l es la longitud del SMA. La relación de martensita ϵ depende de la tensión aplicada y de la temperatura de la fibra, siendo $\epsilon = 1$ para la martensita completa y $\epsilon = 0$ para la austenita completa. Aquí, se supone que el tensor de transformación es una función de E y de la fracción de martensita calculada como [181] (ecuación 6.2):

$$\Omega(\epsilon) = \xi_L E(\epsilon), \quad (6.2)$$

donde ξ_L es la deformación residual máxima para el material de SMA dado, que es de 0.04 [182].

Un análisis del comportamiento térmico del SMA fue presentado por [183], según el cual, considerando un sistema en equilibrio térmico, la ecuación de transferencia de calor puede expresarse como (ecuación 6.3):

$$\rho CV \frac{dT}{dt} = Q_s - Q_{radiation} - Q_{convection} - Q_{conduction}, \quad (6.3)$$

donde ρ es la densidad del SMA, C es su calor específico, V es el volumen de la fibra de SMA, T es la variación de la temperatura del SMA en un tiempo t , Q_s es el calor generado por la fuente externa. En este estudio, la fibra de SMA se calentó por el efecto Joule según la ley $Q_s = i^2 R$, donde i es la corriente eléctrica aplicada a la fibra de SMA y R es su resistencia eléctrica. $Q_{conduction}$, $Q_{convection}$, y $Q_{radiation}$ son las diferentes formas de disipación del calor en este caso dentro de la atmósfera (temperatura ambiente) considerando $Q_{radiation}$ como despreciable. $Q_{convection}$ puede expresarse como (ecuación 6.4):

$$Q_{convection} = hA(T - T_e), \quad (6.4)$$

donde h representa el coeficiente de transferencia de calor por convección, A es la superficie de la fibra de SMA, T es la temperatura superficial de la fibra y T_e es la temperatura ambiental. Según [183], se puede omitir el $Q_{conduction}$. La temperatura de un elemento de SMA es siempre uniforme porque, al ser una aleación metálica, tiene una baja resistencia interna a la conducción de calor. Además de la disipación de calor presentada en la ecuación 6.3, debe considerarse el calor latente de transformación (Q_{latent}) debido a las variaciones térmicas causadas por las transformaciones de fase directa e inversa. Esto puede expresarse mediante la siguiente ecuación 6.5:

$$Q_{latent} = \rho V \Delta H \frac{d\epsilon}{dt}, \quad (6.5)$$

donde ΔH es el calor latente específico de transformación para la fibra de SMA y $\frac{d\epsilon}{dt}$ es la tasa de cambio de la fracción de volumen de martensita. De acuerdo con las ecuaciones (6.3) y (6.5), el comportamiento térmico del alambre de SMA puede ser expresado como (ecuación 6.6):

$$\rho CV \frac{dT}{dt} = i^2 R - hA(T - T_e) + \rho V \Delta H \frac{d\epsilon}{dt}. \quad (6.6)$$

La ecuación (6.6) representa el comportamiento térmico de la fibra de SMA, sin tener en cuenta que el actuador basado en SMA este compuesto de uno o más fibras SMA con un cable Bowden y un tubo de politetrafluoroetileno (PTFE). En este caso, hay que añadir a la ecuación (6.6) la influencia del cable Bowden, que puede favorecer o no la disipación del calor. Estos casos se analizan experimentalmente en las siguientes secciones.

6.2. Estructuras de actuadores basados en SMA

En este trabajo se utilizaron fibras de SMA [27] con 70°C y 90°C de temperatura de activación. Las características de este material se presentan en la tabla 3.3.

En este trabajo, se analizaron las estructuras más comunes de los actuadores basados en tecnología SMA, los mismos que son integrados en diferentes dispositivos. Estas estructuras de actuadores basados en SMA fueron probadas y analizadas en relación con el consumo de energía y el desplazamiento total. Asimismo, se analizó el rendimiento de un servomotor frente a los actuadores basados en SMA. Estas estructuras son:

- Fibras de SMA sin cubrir: actuadores con una o varias fibras sin cables Bowden;
- Actuadores basados en SMA con cables Bowden, que ofrecen la ventaja de flexibilidad;
- Actuador doble que tiene las mismas dimensiones del actuador simple, pero presenta la ventaja de duplicar el desplazamiento.

A continuación se describen de forma detallada cada una de las estructuras de los actuadores que se analizaron.

- Actuador 1:
 - solo una fibra SMA, sin cable Bowden, y tubo de PTFE.
 - diámetro de la fibra 0.51mm; temperatura de activación 90°C y 1 m de longitud.
 - con este diámetro, el actuador puede ejercer una fuerza nominal de 35.6 N.
- Actuador 2:
 - una sola fibra de SMA, sin cable Bowden, y tubo de PTFE.
 - diámetro de la fibra 0.51mm; temperatura de activación 90°C y 0.8 m de longitud.
 - la fuerza de este actuador es la misma que la del actuador 1.
- Actuador 3:

- solo una fibra de SMA, con cable Bowden y tubo de PTFE.
 - diámetro de la fibra 0.51mm; temperatura de activación 90°C y 1 m de longitud.
 - la fuerza de este actuador es la misma que la del actuador 1.
- Actuador 4: el actuador doble está formado por dos fibras de SMA de 0.51 mm de diámetro; 90°C de temperatura de activación y de longitud igual a la longitud que el actuador 3 (1 m). Estas dos fibras SMA se introducen individualmente en dos tubos de PTFE para evitar el cortocircuito eléctrico y, posteriormente, en un solo tubo Bowden. La estructura del actuador doble se muestra en la figura 6.1:

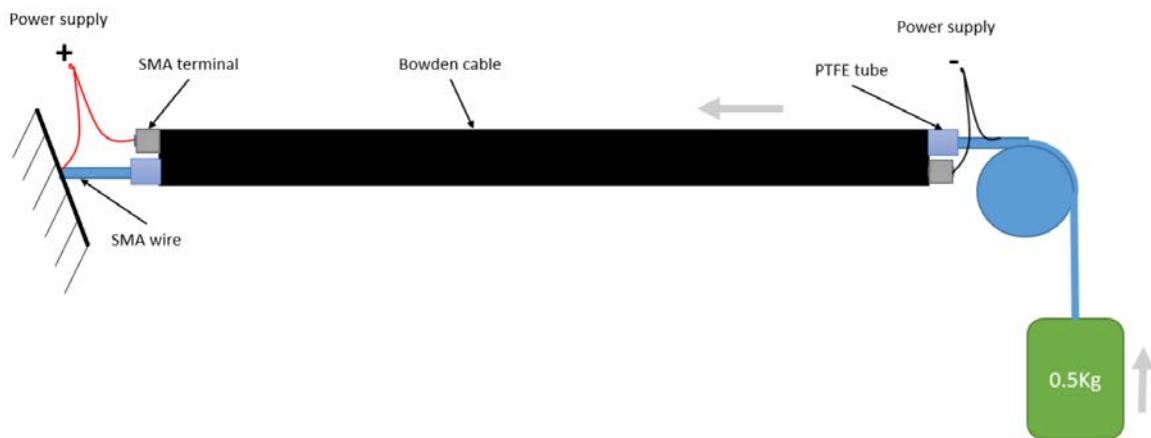


Figura 6.1: Configuración actuador doble [28].

El actuador doble tiene el siguiente principio de funcionamiento: el primer extremo de la fibra de SMA está unido a la parte fija y el otro extremo al cable Bowden. La segunda fibra de SMA se fija con un extremo al cable Bowden y el otro al peso móvil (carga útil), que debe desplazarse. Cuando la primera fibra se activa, se contrae y desplaza el peso junto con el cable Bowden y la estructura del segundo actuador. Al activarse la segunda fibra, la carga útil se desplaza junto con la primera fibra, obteniendo casi el doble de desplazamiento en comparación con el actuador 3.

Si un actuador de estructura simple (actuador 3) tiene una longitud l , según la especificación de características para las fibras de SMA [27], tras su transformación, presenta un desplazamiento del 4 % de la longitud total (ecuación (6.7)), donde d es el desplazamiento y l la longitud de la fibra.

$$d = 0,04 \cdot l \quad (6.7)$$

El actuador doble debe tener la misma longitud que el actuador simple para comparar los desplazamientos; en este caso, las longitudes de las fibras de SMA se calcularon según las ecuaciones (6.8)–(6.10):

$$l = l_{double} + 0,04 \cdot l_{double}, \quad (6.8)$$

donde l_{double} es la longitud de las fibras de SMA del actuador doble.

$$l_{double} = l/1,04, \quad (6.9)$$

$$d_{double} = (l/1,04) \cdot 0,04 \cdot 2 = 0,0769 \cdot l, \quad (6.10)$$

donde d_{double} es el desplazamiento provocado por la contracción del actuador doble (actuador 4). Según la ecuación (6.10), el actuador 4, con una longitud l , puede obtener un desplazamiento del 7.69 % en comparación con el actuador 3 con la misma longitud y un desplazamiento del 4 %.

- Actuador 5:
 - tres fibras de SMA sin cable Bowden y tubo de PTFE.
 - diámetro de la fibra 0.31 mm; temperatura de activación 90°C y 1 m de longitud.
 - La fuerza nominal de este actuador es de 38.4 N.
- Actuador 6:
 - tres fibras de SMA sin cable Bowden y sin tubo de PTFE.
 - diámetro de la fibra 0.31 mm; temperatura de activación 70°C y 1 m de longitud.
 - La fuerza nominal de este actuador es de 38.4 N (igual que la del actuador 5).
- Actuador 7: Un servomotor lineal, Miniature Linear Motion Series L16 fabricado por Actuonix Motion Devices, Unit 201-1753 Sean Heights Saanichton, BC, [184], con un peso de 0.074 kg, un desplazamiento máximo de 0.1 m; 100 N de fuerza máxima y ruido audible de 60 dB.

En la tabla 6.1 recoge la información de cada estructura. La columna 2 hace referencia al número de fibras de cada actuador, el diámetro representa el diámetro de cada fibra (columna 3, tabla 6.1), la longitud se refiere a la longitud total del actuador (columna 4, tabla 6.1), la temperatura representa la temperatura de activación de la fibra (columna 5, tabla 6.1), y la fuerza nominal es la fuerza nominal del actuador (columna 6, tabla 6.1).

Tabla 6.1: Estructura de los actuadores

Actuador No.	Fibra SMA No.	Diámetro [mm]	Longitud [m]	Temp. [°C]	Fuerza nominal [N]	Bowden
1	1	0.51	1	90	35.6	no
2	1	0.51	0.8	90	35.6	no
3	1	0.51	1	90	35.6	si
4 (doble)	2	0.51	1	90	35.6	si
5	3	0.31	1	90	38.4	no
6	3	0.31	1	70	38.4	no
7	servomotor	-	-	-	100	-

6.3. Estrategia de control para actuadores basados en SMA

En la sección 4.2.2 de esta tesis se detalló la estrategia de control utilizada para accionar los actuadores lineales monofibra, en este estudio se utilizó el mismo algoritmo de control con los mismos parámetros de ganancia para todos los actuadores excepto para el actuador 7, el servomotor. La señal de control es un parámetro importante que debe tenerse en cuenta en la práctica, ya que influye directamente en la dinámica de los sistemas y, por tanto en su vida útil. Para las estructuras de actuadores propuestos, los comportamientos en la etapa de calentamiento son similares, lo que llevó a la decisión de mantener los mismos parámetros de ganancia para el control BPID para todas las configuraciones. De esta forma, los diferentes parámetros de ganancia no afectarían al consumo de energía, permitiendo el análisis y la comparación de la eficiencia eléctrica de los actuadores.

Con relación al controlador utilizado para el actuador 7, el servomotor, se utilizó una tarjeta de control de actuadores lineales de Actuonix Motion Devices [184]. Este servomotor fue controlado por un controlador PD con la ayuda del software Linear Actuator Control (LAC) de Actuonix, que permitió ajustar el controlador en función de una señal de posición escalonada. Los datos se adquirieron con un microcontrolador STM32F407 fabricado por STMicroelectronics Ginebra, Suiza, en MATLAB/Simulink®.

6.4. Pruebas y resultados

Las diferentes estructuras de actuadores presentadas en la sección 6.3 fueron probadas y analizadas desde el punto de vista del consumo de energía y del desplazamiento total. Para ello, se plantearon cuatro pruebas:

- Prueba 1: consumo de energía en función de la longitud de la fibra.
- Prueba 2: efecto del cable Bowden.
- Prueba 3: efecto de la temperatura de activación.

- Prueba 4: actuador basado en SMA frente a un servomotor.

Durante todas las pruebas, la carga útil desplazada por los actuadores fue de 3 kg y el ajuste de la fuente de alimentación se fijó de acuerdo con las características de las fibras de SMA presentadas en la tabla 3.3. El tiempo de funcionamiento de cada prueba se fijó en 420 s. Este período se considera suficiente para la estabilización del error (el calor residual es constante en el proceso de enfriamiento) según la referencia sinusoidal, que se verificó experimentalmente en la sección 4.2.4 de esta tesis.

En la prueba 4, en la que se comparó el SMA con el servomotor, el periodo total fue de 17 s. La referencia fue una onda sinusoidal con una frecuencia de 0.0668 Hz.

Con esta referencia, los actuadores basados en SMA debían levantar la carga útil en 7.5 s y otros 7.5 s para descender la carga útil. El tiempo de enfriamiento necesario para la mayoría de los SMA utilizados en este estudio es superior a 14 s; durante el movimiento de descenso con la referencia sinusoidal, el actuador se activa para frenar la carga útil. Otra razón por la que se eligió esta frecuencia fue objetivo de introducir estos actuadores en dispositivos de rehabilitación, utilizando una frecuencia aceptable para la terapias. La temperatura ambiente en el desarrollo de las pruebas fue de 22° C.

6.4.1. Definición de las pruebas

A continuación se detalla la definición de las pruebas planteadas en función de la longitud, del cable Bowden, de la temperatura de activación y el número de fibras.

Prueba 1: Consumo de energía en función de la longitud de la fibra.

El objetivo de esta prueba fue comparar el consumo de energía para conseguir el mismo desplazamiento con fibras de diferente longitud (tabla 6.2), lo que implica diferentes porcentajes de desplazamiento. Primero, se compararon los Actuadores 1 y 2. Estas estructuras de actuadores tienen el mismo diámetro y la misma temperatura de activación, pero diferentes longitudes.

Tabla 6.2: Definición del actuador (Act.) para la prueba 1.

Act.No	Fibra SMA No.	Diámetro [mm]	Longitud [m]	Temp. [°C]	Fuerza nominal [N]	Bowden
1	1	0.51	1.0	90	35.6	no
2	1	0.51	0.8	90	35.6	no

Esta prueba se realizó de la siguiente manera: ambos actuadores se desplazaron con la misma onda de amplitud sinusoidal de referencia para proporcionar un desplazamiento máximo determinado. Esto correspondió a diferentes porcentajes de contracción para cada fibra (tabla 6.3) y el consumo de energía se calculó a partir de la corriente medida.

Tabla 6.3: Desplazamiento y porcentaje del actuador para la prueba 1.

Desplazamiento total [mm]	Act. 1	Act. 2
20.3335	2.5 %	2.0 %
24.4000	3.0 %	2.4 %
28.4665	3.5 %	2.8 %
32.5335	4.0 %	3.2 %

Prueba 2: Efecto del cable Bowden.

En esta prueba, todos los actuadores (tabla 6.4) tenían la misma longitud, pero fueron analizados por el efecto del cable Bowden y el rendimiento del doble actuador frente a la estructura simple.

Tabla 6.4: Definición de los actuadores para la prueba 2

Act. no.	Fibra SMA No.	Diámetro [mm]	Longitud [m]	Temp. [°C]	Fuerza nominal [N]	Bowden
1	1	0.51	1	90	35.6	no
3	1	0.51	1	90	35.6	si
4 (doble)	2	0.51	1	90	35.6	si

La segunda prueba se realizó para comparar los Actuadores 1, 3 y 4. Al igual que en la primera prueba, se analizó la respuesta de los tres actuadores cuando la referencia de los actuadores es una onda sinusoidal con una amplitud de 29.28 mm (60000 unidades sensor).

Prueba 3: Efecto de la temperatura de activación.

En esta prueba se analizó el efecto de la temperatura de activación. Esta prueba se utilizó para comparar los Actuadores 5 y 6 (tabla 6.5) con la respuesta a la misma entrada, la onda sinusoidal. Estas configuraciones de actuadores tienen el mismo diámetro y longitud, pero diferentes temperaturas de activación. En este caso, el cable Bowden no se utilizó en ninguno de los actuadores. En esta prueba se discutió y analizó de acuerdo a las

Tabla 6.5: Definición de los actuadores para la prueba 3.

Act. No.	Fibras SMA No.	Diámetro [mm]	Longitud [m]	Temp. [°C]	fuerza nominal [N]	Bowden
5	3	0.31	1	90	38.4	no
6	3	0.31	1	70	38.4	no

estructuras anteriores. También, se analizó la comparación entre estas dos estructuras de actuadores y el Actuador 1 con una sola fibra de SMA.

Prueba 4: Actuador basado en SMA frente a servomotor.

Esta prueba consistió en una comparación entre los Actuadores 1 y 7 (Tabla 8). En este caso, la referencia fue una señal escalón con una amplitud de 29.28 mm para el Actuador 1 y 80 mm para el Actuador 7. El rendimiento del actuador se comparó con un servomotor de prestaciones similares.

Tabla 6.6: Definición de los actuadores para la prueba 4.

Act. No.	Fibras SMA No.	Diámetro [mm]	Longitud [m]	Temp. [°C]	Fuerza nominal [N]	Bowden
1	1	0.51	1	90	35.6	no
7	servomotor	-	-	-	100	-

6.4.2. Resultados

En esta sección se presenta los principales resultados obtenidos con las pruebas descritas en la sección anterior, evaluando desde el punto de vista de su consumo energético, su desplazamiento y el error.

Resultados de la prueba 1.

En la figura 6.2 se presenta la respuesta en posición de los actuadores 1 y 2, frente a la referencia sinusoidal con una frecuencia de 0.0668 Hz y una amplitud de 32.5335 mm. Esta respuesta se obtuvo en bucle cerrado con el controlador BPID (el tiempo de muestreo del controlador fue de 0.002 s). Como se muestra en la parte inferior de la figura 6.2, con este controlador, el error fue el más bajo en la etapa de calentamiento del actuador basado en SMA (alrededor del 2%), pero el error aumentó considerablemente en la etapa de enfriamiento hasta alrededor del 30% para el actuador 1 (el actuador más largo) y hasta el 45% para el actuador 2 (el actuador más corto).

Este error elevado de posición en la etapa de enfriamiento se debe al tiempo necesario para enfriar la fibra a temperatura ambiente para recuperar su forma original. En este experimento no se utilizó ninguna tipo de enfriamiento forzado. La respuesta en posición se puede mejorar trabajando con el actuador a baja frecuencia o cambiando el diámetro de la fibra por una de menor diámetro (según tabla 3.3, el tiempo de enfriamiento disminuye). En los dos actuadores (actuadores 1 y 2) con la referencia sinusoidal con 15 spc, el error fue relativamente estable en el tiempo. Se concluye que, al utilizar un actuador sobredimensionado en longitud (actuador 1) pero con el mismo diámetro, el error de posición disminuye.

En cuanto a la respuesta en posición, ambos actuadores se probaron con diferentes referencias (las amplitudes descritas en la sección 6.4). Aunque el error en posición en la

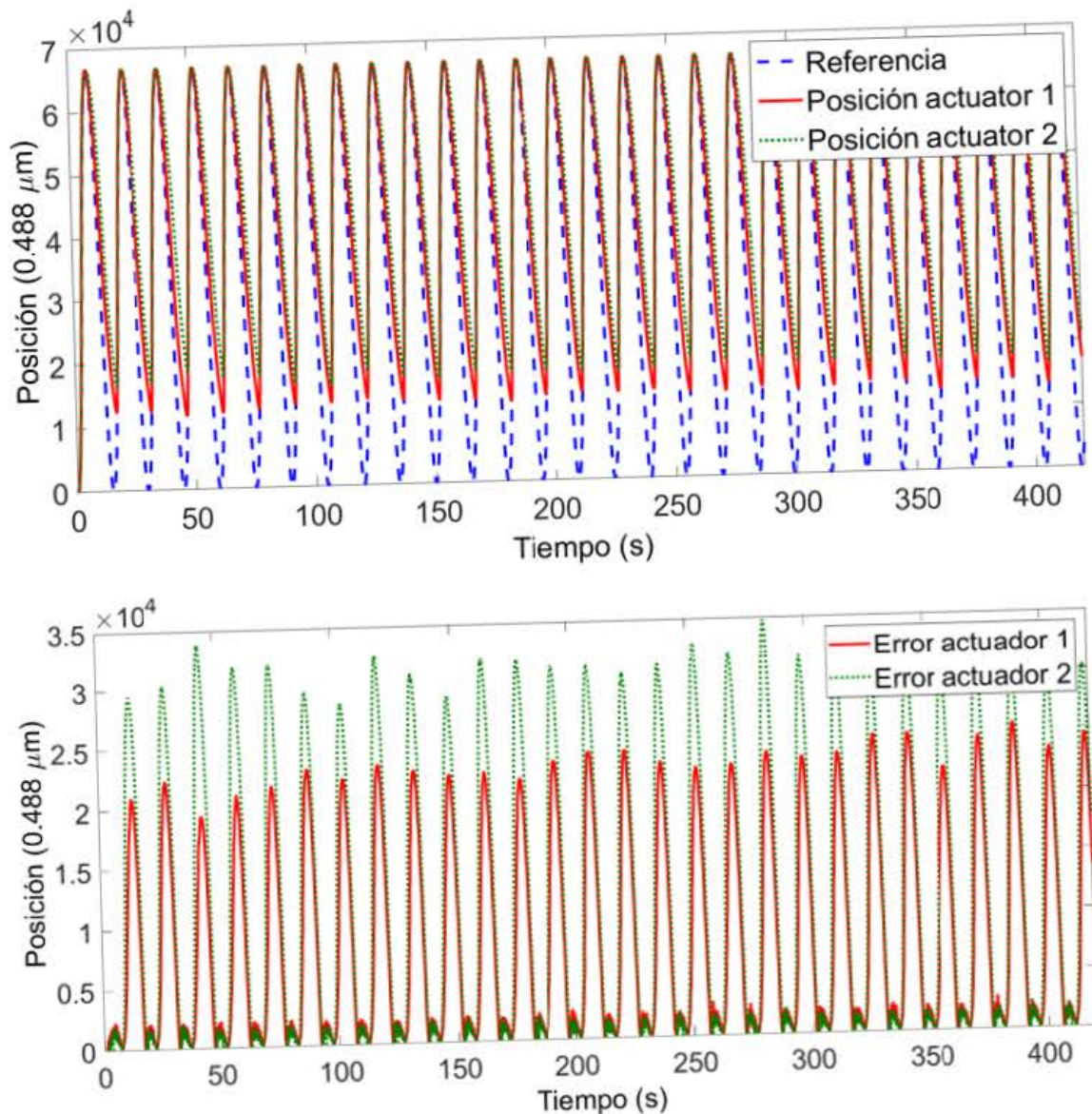


Figura 6.2: Respuesta y error en posición del actuador 1 y 2.

etapa de enfriamiento para el actuador 1 (el más largo) fue menor que el del actuador 2 (el más corto), la diferencia entre los dos errores disminuyen de acuerdo con el la amplitud de la onda sinusoidal: cuanta más baja la amplitud, más bajo el error.

Para analizar el consumo de energía, se midió la corriente que pasa por la fibra de SMA con el sensor de corriente presentado en la sección 4.1, y se calculó el voltaje según la hoja de datos para las fibras de SMA [27].

La energía eléctrica del actuador se calculó integrando la potencia eléctrica (ecuación 6.11), en el intervalo de tiempo $[t_0, t_1]$, donde U es el voltaje, i es la corriente, t_0 es el tiempo inicial, y t_1 es el tiempo en que se completa el experimento.

$$Q = \int_{t_0}^{t_1} U \cdot i \cdot dt \quad (6.11)$$

La potencia eléctrica y la energía eléctrica de los actuadores 1 y 2 durante las pruebas presentadas en la sección 6.4 se resumen en la tabla 6.7. La potencia eléctrica se presenta como la media durante los 420 s del experimento y la energía eléctrica es la energía total calculada con la ecuación 6.11 para 420 s.

Tabla 6.7: Actuador 1 vs. actuador 2.

	Deformación [%]	Referencia [mm]	Potencia [W]	Energy [J]
Actuador 1	2.0	20.3335	3.57	1500.78
	2.4	24.4000	3.86	1620.54
	2.8	28.4665	4.25	1786.23
	3.2	32.5335	4.65	1951.81
Actuador 2	2.5	20.3335	3.47	1458.02
	3.0	24.4000	3.75	1574.74
	3.5	28.4665	4.19	1759.58
	4.0	32.5335	4.7	1974.86

Según los resultados presentados en la tabla 6.7, cuando el actuador no trabaja a una contracción máxima, el consumo de energía eléctrica es menor para el actuador más corto. Esta afirmación no es válida cuando el actuador necesita trabajar más del 3.7 % (aproximadamente) de su contracción. Los resultados demostraron que es mejor sobredimensionar el actuador y trabajar con un porcentaje menor de contracción para reducir el consumo de energía eléctrica. Esto tiene sentido porque en la fase de austenita, la última fase de contracción, la fibra necesita un mayor cambio de temperatura, obteniendo un menor desplazamiento en comparación con otra zona de contracción (inferior al 3,7 %) entre las fases de martensita y austenita. Esto se puede observar en la figura 6.3 donde, se representa la potencia eléctrica según la amplitud de la onda sinusoidal para los dos actuadores (largo y corto).

Por lo tanto, el error en posición se reduce utilizando un actuador sobredimensionado, en el que se necesita un menor porcentaje de contracción para el mismo desplazamiento. Sin embargo, el consumo de energía eléctrica es menor en el caso de los actuadores más cortos, si no es necesario alcanzar el máximo porcentaje de contracción (superior al 3.7 %).

Resultados de la prueba 2.

La respuesta en posición del actuador 3 (de la misma longitud y características que el actuador 1 pero con un cable Bowden) frente a la referencia sinusoidal (con una amplitud de 29.28 mm y una frecuencia de 0.0668 Hz) presentó un error de alrededor del 34.3 % en la etapa de enfriamiento cuando se trabaja de forma continua durante 420 s (figura 6.4). En los primeros ciclos, el actuador con cable Bowden recuperó mejor su posición inicial (enfriándose más rápido) en comparación con el actuador sin cable Bowden (cuando la

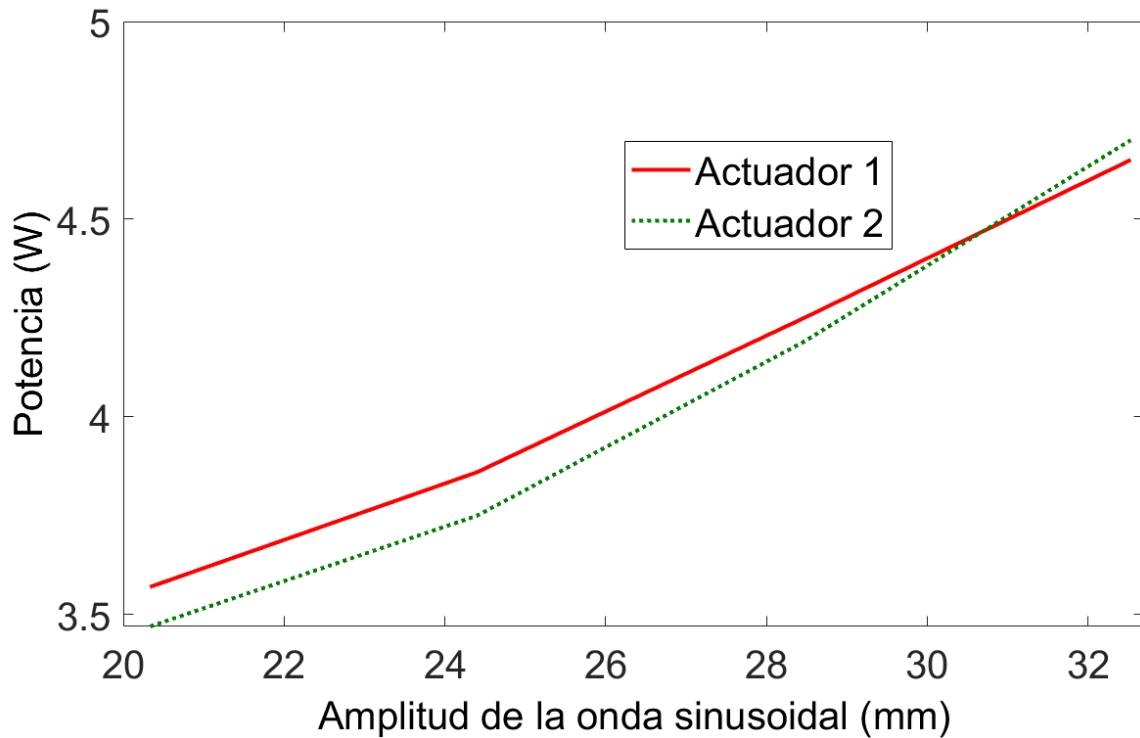


Figura 6.3: Potencia eléctrica según la tensión para los Actuadores 1 y 2.

referencia era la misma onda sinusoidal). Esto se debe al cable Bowden, que en los primeros ciclos está frío y ayuda a disipar el calor. Para el trabajo continuo, después de algunos ciclos, el cable Bowden acumula calor y la refrigeración del actuador se ralentiza. El cable Bowden proporciona la ventaja de la flexibilidad del actuador flexibilidad del actuador, que los actuadores 1 y 2 no tenían.

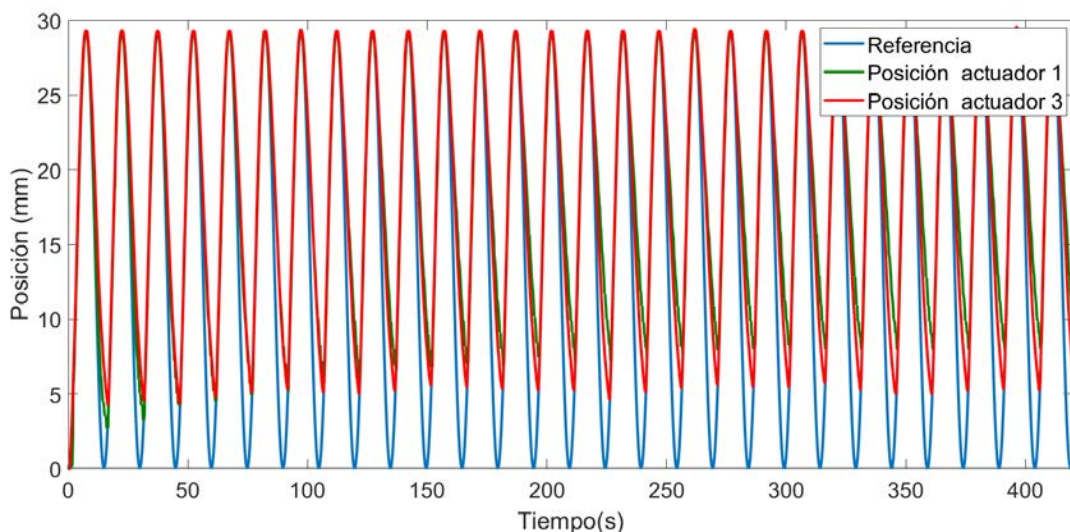


Figura 6.4: Respuesta en posición de los actuadores 1 y 3.

La respuesta en posición de los actuadores 1 y 4, frente a una señal de referencia tipo

sinusoidal con una amplitud de 29.28 mm y una frecuencia de 0.0668 Hz, se muestra en la figura 6.5. El mismo efecto causado por el cable Bowden estuvo presente en esta prueba: en los primeros ciclos, el error de posición en la etapa de enfriamiento fue menor para el actuador 4 en comparación con el actuador 1 y, mayor en el resto de los ciclos. La potencia eléctrica y el consumo de energía fueron mayores para el actuador 3 (con cable Bowden; 8.1 W y 3401 J, respectivamente) en comparación con el actuador 1 (4.47 W y 1880 J, respectivamente) durante 420 s. Este elevado consumo de potencia eléctrica se debe en gran medida a los primeros ciclos de trabajo en los que el calor se disipa rápidamente. Para los actuadores con un cable Bowden y múltiples fibras, el consumo de energía eléctrica es menor cuando las fibras están en el mismo cable Bowden en comparación con el caso en que cada fibra está en un cable Bowden independiente, pero esto implica que el error de posición sea mayor [28].

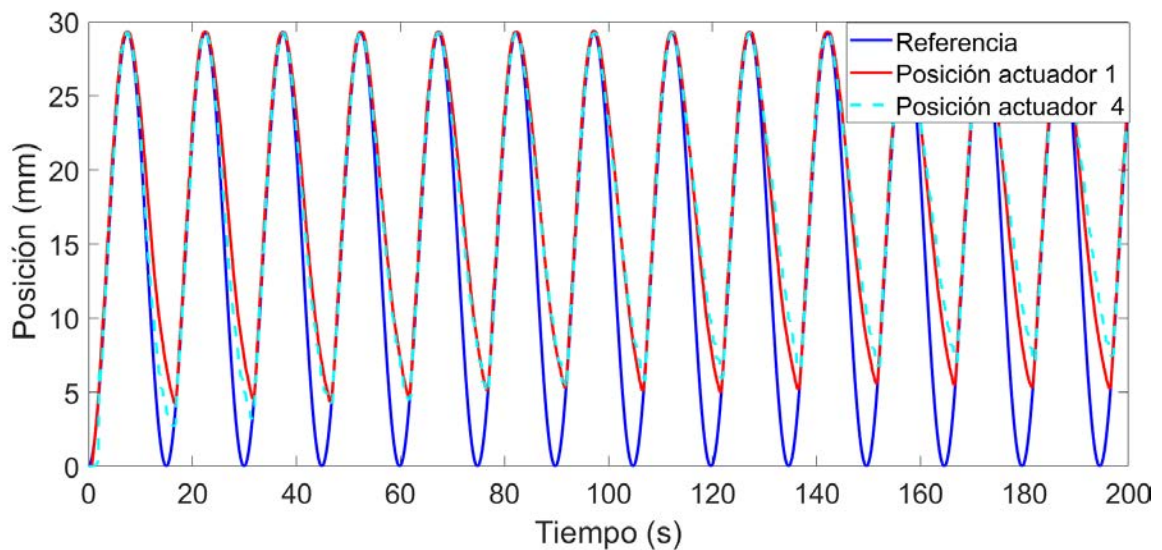


Figura 6.5: Respuesta en posición de los actuadores 1 y 4 (actuador doble).

La potencia eléctrica y el consumo de energía de este actuador (actuador 4) en 420 s resultaron ser 8.6488 W y 3632.5 J, respectivamente. En comparación con los actuadores 1 y 3 (con cable Bowden), el consumo de energía eléctrica es superior, ya que es necesario calentar dos fibras de SMA. Sin embargo, para su funcionamiento, este actuador necesita estar en una posición lineal recta y es menos eficiente en términos de consumo de energía eléctrica. La ventaja respecto a los actuadores 1 y 3 es el desplazamiento doble utilizando la misma longitud de actuador.

Resultados de la prueba 3.

Las fibras de SMA, además del material, pueden diferir en el diámetro y la temperatura de activación. Los actuadores 5 y 6 tenían tres fibras cada uno con un diámetro de 0.31 mm y temperaturas de activación de 90 y 70°C, respectivamente. La fuerza nominal de esta fibra de SMA es de 12.8 N, lo que supone 38.4 N para cada actuador, siendo

aproximadamente la misma fuerza que los actuadores con un solo cable de 0.51 mm de diámetro.

La figura 6.6, muestra la respuesta de los actuadores 1, 5 y 6 cuando la señal de referencia era la misma onda sinusoidal y cada actuador desplazaba una carga útil de 3 kg.

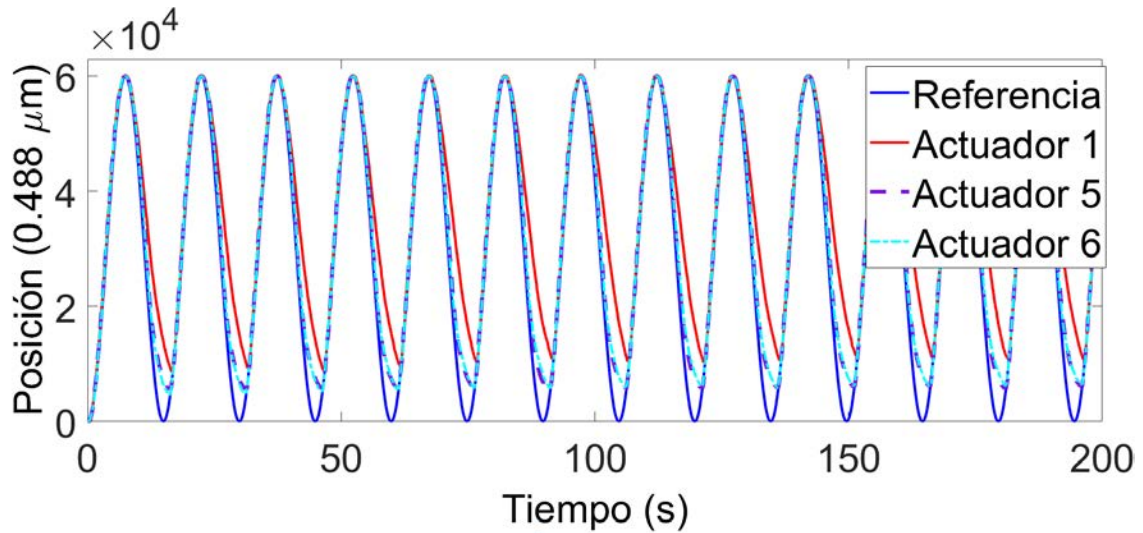


Figura 6.6: Respuesta en posición de los actuadores 1, 5 y 6.

Las respuestas de los actuadores 5 y 6 fueron muy similares: el error medio en posición del actuador 5 fue de 1.2142 mm y el del actuador 6 de 1.3205 mm, que son considerablemente menores que el error medio del actuador 1, de 3.3115 mm. La diferencia de error en posición entre los actuadores 5 (90°C) y 6 (70°C) se debe a la temperatura de activación.

Con la activación a 70°C, tarda más en recuperar la forma inicial. En comparación con el actuador 1 (una sola fibra de SMA con un diámetro de 0.51 mm y una temperatura de activación de 90°C), los actuadores 5 y 6, formados por varias fibras, presentaron una mejor respuesta en posición debido a su pequeño diámetro que ayuda a su enfriamiento de forma más rápida.

El consumo de energía eléctrica de los actuadores 1, 5 y 6 se presenta en la figura 6.7 para 200 s, aunque se calculó para 420 s para permitir la comparación con las otras estructuras de actuadores. El consumo de energía eléctrica del actuador 5 fue de 9.5585 W, y de 7.6263 W para el actuador 6. El actuador 6, debido a la menor temperatura de activación, fue más eficiente desde el punto de vista energético en comparación con el actuador 5. No obstante, ambos actuadores consumieron más energía que el actuador 1. El consumo de energía eléctrica durante 420 s para los actuadores 5 y 6 fue de 4014.5 y 3632.5 J, respectivamente.

Los actuadores multifibra respondieron mejor en la etapa de enfriamiento; por lo tanto, tuvieron un menor error de posición, pero son menos eficientes energéticamente.

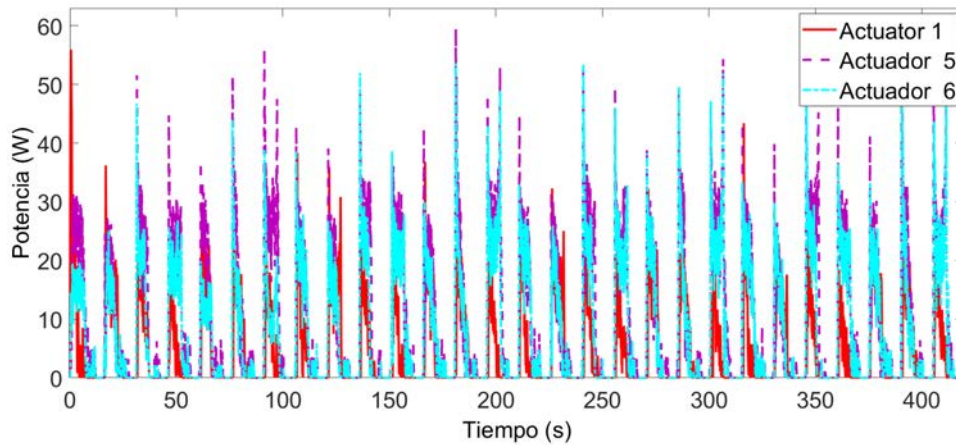


Figura 6.7: Consumo eléctrico de los actuadores 1, 5 y 6.

Resultados de la prueba 4.

El actuador 7, un servomotor, se probó con una carga útil de 3 kg y una referencia de paso (de 0 a 80 mm y vuelta). Durante esta prueba, se midió el consumo de energía eléctrica, como se presenta en la figura 6.8, durante 17 s, 0.8102 W y su energía total 13.77 J. El actuador 1 se probó con una referencia escalón (29.28 mm) y una carga útil de 3 kg. Durante su desplazamiento, el peso se elevó, se mantuvo a 29.28 mm durante 5 s, y luego volvió a bajar en un total de 17 s. Durante este tiempo, el consumo de energía eléctrica y la energía total fueron de 4.31 W y 73.381 J, respectivamente.

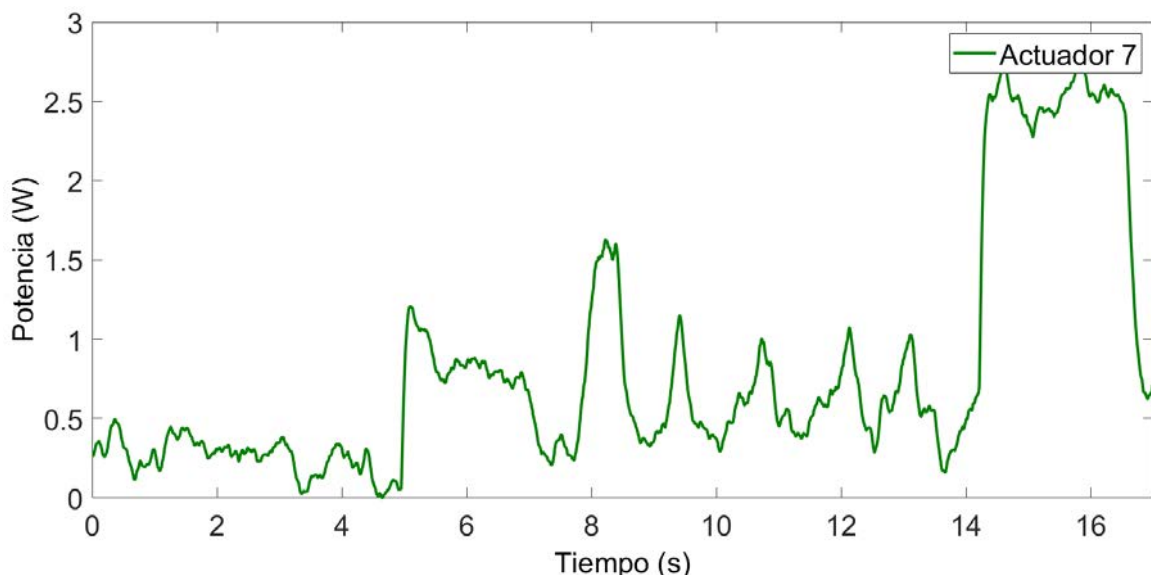


Figura 6.8: Consumo de energía eléctrica del actuador 7.

Estos resultados muestran que, para la misma tarea, el servomotor tiene un consumo de energía eléctrica alrededor de 5.5 veces menor en comparación con el actuador SMA. Sin embargo, se trata de una aproximación para un caso concreto, y puede variar según la aplicación en la que el actuador esté integrado.

En resumen, los actuadores SMA son una opción adecuada en muchas aplicaciones en las que los actuadores convencionales presentan limitaciones como el peso, el ruido y la velocidad. Aunque los actuadores SMA presentan ciertas limitaciones, éstas pueden ser minimizadas mediante el diseño del actuador (estructura) cuando se selecciona para una aplicación específica. De acuerdo con los resultados obtenidos en nuestras pruebas experimentales, se puede ofrecer una visión general:

- El diámetro de la fibra de SMA influye en la frecuencia de trabajo del actuador. Cuanto menor es el diámetro, menor es la inercia térmica, lo que implica una frecuencia de trabajo mayor (debido al menor tiempo de enfriamiento). Si la fuerza requerida es mayor que la proporcionada por una sola fibra, se necesitan varias fibras en configuración paralela para conseguir esta fuerza o una sola fibra de mayor diámetro (mayor fuerza). Para una frecuencia de trabajo elevada, la estructura en paralelo es mejor, pero esta estructura aumenta el consumo de energía. Otro reto de la estructura en paralelo es mantener la misma tensión en cada fibra.
- La longitud de la fibra es un factor importante cuando se diseña un actuador basado en SMA. La longitud total de la fibra puede influir en el consumo total de energía y en el error de posición cuando el actuador trabaja con un tiempo de enfriamiento inferior al propuesto por el fabricante. Mediante las pruebas, se demostró que, aunque la fibra de SMA de [27] permite una contracción superior al 4 %, es más eficiente energéticamente trabajar con 3.7 % de su longitud, sobredimensionado la fibra. Además, el error en posición es menor si la fibra de SMA está sobredimensionada.
- El cable Bowden ofrece la ventaja de flexibilidad para el actuador. Si el actuador con cable Bowden trabaja durante unos pocos ciclos, dependiendo de la frecuencia, produce una mejor respuesta en la posición (el error es menor que sin cable Bowden). En cambio, si el actuador trabaja durante varios ciclos, el calor se acumula en el cable Bowden después de algunos ciclos y su respuesta en posición es deficiente. El consumo de energía del actuador con el cable Bowden es mayor.
- La temperatura de activación del actuador SMA permite su uso en diferentes entornos. El uso de un actuador basado en tecnología SMA con una temperatura de activación elevada se enfría de forma más rápida a temperaturas ambiente. Esto mejora la frecuencia de trabajo del actuador y la respuesta en posición, pero aumenta el consumo de energía. Las fibras con activación a baja temperatura son más eficientes eléctricamente.

La tabla 6.8 proporciona los resultados finales con las diferentes configuraciones de los actuadores.

Tabla 6.8: Rendimiento de las estructuras de los actuadores, frente a una referencia sinusoidal (de amplitud 29.28 mm y una frecuencia de 0.0668 Hz) durante 420 s, excepto el servomotor probado con una referencia escalonada.

Act. No.	Potencia [W]	Error [%]	Flexible
1	4.47	30.00 %	no
2	4.48	45.00 %	no
3	8.10	34.30 %	si
4 (doble)	8.65	35.00 %	no
5	9.56	4.50 %	no
6	7.62	11.31 %	no
7	0.81	-	no

6.5. Conclusiones del capítulo

Los resultados de los experimentos demuestran que la eficacia de un actuador basado en SMA depende de su estructura (diseño).

Utilizando un actuador sobredimensionado (fibras), se mejora la eficiencia eléctrica y la respuesta en posición del actuador en la etapa de enfriamiento (al recuperar su forma original) mejoran.

Es conveniente utilizar un actuador con cable Bowden para obtener flexibilidad, lo cual es una ventaja para la robótica flexible u otras aplicaciones similares, pero, si el cable se mantiene durante mucho tiempo a una temperatura elevada (suficiente para elevar la temperatura del cable Bowden), el rendimiento del actuador en términos de respuesta de posición en la etapa de enfriamiento disminuirá. Si el actuador no mantiene una temperatura elevada durante mucho tiempo, el cable Bowden ayudará a disipar el calor, mejorando el comportamiento del actuador en términos de la respuesta de posición. Desafortunadamente, el cable Bowden afecta negativamente a la eficiencia eléctrica del actuador.

El actuador doble ofrece la ventaja de duplicar el desplazamiento en comparación con un actuador simple (actuador 1), pero disminuye el rendimiento en términos de posición (en la etapa de enfriamiento) y la eficiencia eléctrica.

Los actuadores multifibra (las fibras en una misma funda PTFE) mejoran la respuesta en posición del actuador, pudiendo trabajar a mayores frecuencias, pero la eficiencia energética de estos actuadores empeora.

La última prueba de este estudio, es un caso concreto, demostró que la eficiencia eléctrica de un actuador basado en SMA puede ser unas 5.5 veces desfavorable que el servomotor, pero esto se compensa con las ventajas de los actuadores SMA, donde los actuadores convencionales presentan limitaciones.

Los resultados de este capítulo se publicaron en una revista de alto impacto (Q2); <https://doi.org/10.3390/act10030063>.

- *J. Arias, D. Copaci, D. Serrano, L. Moreno, D. Blanco; Efficiency Analysis of SMA-Based Actuators: Possibilities of Configuration According to the Application; Actuators, 2021.*

Capítulo 7

Pruebas sobre dispositivos reales

En los capítulos anteriores se analizó diferentes estructuras de actuadores con base en aleaciones con memoria de forma, evidenciando la mejora de dos de las limitaciones más importantes de este tipo de actuadores: frecuencia de trabajo y consumo energético. Con base en estos resultados en este capítulo se presenta la integración de la estructura multifibra en una aplicación práctica, su integración en un dispositivo de rehabilitación blando para la articulación del codo. Durante el estudio se van a comparar dos estructuras de actuadores: multifibra y monofibra, comparando y analizando sus respuestas.

7.1. Introducción

El movimiento del cuerpo humano presenta diferentes grados de libertad que le permiten realizar tareas dinámicas de manera eficiente, interactuando con el entorno de forma robusta y continua. Las aplicaciones de la robótica de rehabilitación han presentado un enorme interés en los últimos años para los centros de investigación, aportando grandes avances en el desarrollo de nuevos dispositivos que ayuden en las terapias de rehabilitación clásicas que pueden ser benéficas para los pacientes. Sin embargo, a pesar de la amplia investigación en este campo, aún existen limitaciones, especialmente en el desarrollo de dispositivos para el miembro superior, que limitan su implementación y uso en las terapias de rehabilitación. Una de estas limitaciones en el avance de dispositivos robóticos blandos radica en el desarrollo de actuadores ligeros y más flexibles, que permitan una interacción más segura y más adaptable. Gracias a su flexibilidad, alta relación fuerza-peso y pequeño volumen, los actuadores basados en SMA pueden considerarse una buena solución de actuación para aplicaciones robóticas blandas y especialmente para dispositivos de rehabilitación.

En el desarrollo de los dispositivos de rehabilitación existen dos aspectos que se deben tener en cuenta: por una parte, la sincronización a nivel cognitivo entre el usuario (paciente) y el control del dispositivo de rehabilitación y por otra parte la sincronización física entre la estructura del cuerpo humano y la estructura del dispositivo. Si bien este primer aspecto tiene más relación con la interpretación de las señales de los sensores y como se usa esta información para dar órdenes a los dispositivos (por ejemplo, a partir de las señales de electromiografía) y no se va a abordar en esta tesis, el segundo aspecto está relacionado con el paralelismo de los segmentos del dispositivo de rehabilitación con los segmentos del cuerpo humano compartiendo el mismo eje de rotación/traslación en el movimiento de las articulaciones. En este sentido, los dispositivos de rehabilitación rígidos restringen la libertad de movimiento de los usuarios complicando su interacción con el entorno de una manera fácil y natural. Con el objetivo de dar más libertad de movimiento a los usuarios (poderse mover de forma natural), se proponen desarrollar dispositivos blandos de rehabilitación, que no limitan el movimiento de las articulaciones, pero intentando mantener las prestaciones de los dispositivos rígidos. Para proporcionar esta asistencia los dispositivos de actuación juegan un rol importante, donde los actuadores de SMA por sus características son una buena elección.

En este capítulo se va a desarrollar un traje actuado de rehabilitación para la articulación del codo para el movimiento de flexo-extensión (solo actuando en flexión), donde se van a evaluar dos estructuras de actuadores: multifibra y monofibra, analizando sus respuestas, y poniendo en evidencia las ventajas y limitación del sistema actuado con esta tecnología.

7.2. Desarrollo del exo-traje actuado

En esta sección se presenta los principales aspectos sobre el desarrollo del exoesqueleto blando como el diseño, sensores y actuadores.

7.2.1. Diseño del exo-traje

El codo humano es una articulación compleja entre los huesos humero, radio y cúbito, que está compuesta de las articulaciones humeroulnar y humeroradial que permiten los movimientos de flexo-extensión y prona supinación. Aunque en muchos trabajos el movimiento de flexo-extensión está simplificado a una articulación de bisagra simple, en realidad el centro de rotación cambia durante su movimiento giratorio. Por este motivo los dispositivos rígidos de rehabilitación restringen la libertad de movimiento alineando el eje de rotación del codo con el del dispositivo. En este trabajo, para el desarrollo del exo-traje blando se usó una prenda comercial de neopreno sobre la cual se incorporaron los actuadores y sensores. De esta manera, los actuadores transmitirán la fuerza a la prenda y esta a su vez transmitirá la fuerza a la articulación del codo, usando como centro de rotación la propia articulación del usuario. Este planteamiento, es una solución más ergonómica para el usuario, dejando más libertad de movimiento. Por simplicidad del diseño, solo se abordó el movimiento de flexo-extensión de la articulación del codo, solo actuando en flexión, el exo-traje desarrollado presentando un solo grado de libertad.

De acuerdo con la biomecánica del cuerpo humano [185], la articulación del codo en el plano sagital (flexo-extensión), permite un movimiento rotativo entre 0 y 150 grados, considerando como 0 grados la posición anatómica del cuerpo humano, y en el plano transversal 71 grados de pronación y 81 grados supinación (véase fig. 7.1). Para realizar con éxito las tareas de la vida diaria, es necesario al menos un movimiento entre 0 hasta 100 grados en flexo-extensión y 50 grados en prono-supinación.

Por otra parte, es difícil tener unos datos exactos de movimiento y fuerzas de la articulación, estos parámetros dependiendo de cada sujeto. De acuerdo con [18], para una persona de género masculino, con un peso de 80 kg, y una altura de 1.8 m, sosteniendo en la palma un peso de 200 gramos, para la movilización de la articulación en el movimiento de flexo-extensión entre 0 y 150 grados a una frecuencia de 0.25 Hz se necesita un par de aproximadamente 3.5 Nm. En este caso de estudio se considera que la persona no aporta ninguna fuerza durante el movimiento. De acuerdo con estos datos, se propone el desarrollo de un exoesqueleto blando para terapias de rehabilitación pasivas, donde el exoesqueleto es capaz de movilizar de forma total la articulación del codo.

Por otra parte, en el diseño del exo-traje se consideró aspectos como el ajuste al cuerpo humano, fácil de vestir, fácil de limpiar y los materiales con los que se fabricó sean fáciles de adquirir. En la figura 7.2 se muestra el diseño del exo-traje el mismo que está basado en una prenda de neopreno para una persona de género femenino junto con un guante de neopreno (elemento 1 de la fig. 7.2), donde los actuadores fueron bloqueados

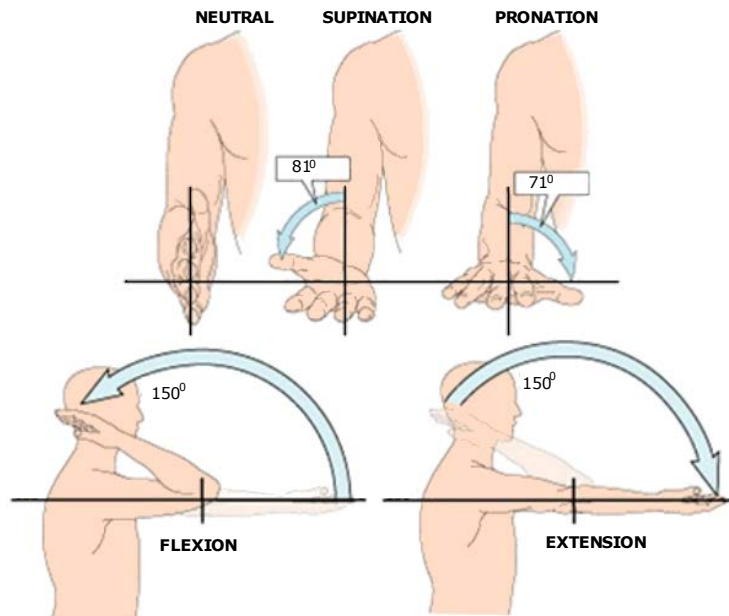


Figura 7.1: Rangos de movimiento para la articulación del codo [29].

(cosidos) en puntos clave (elemento 2 de la fig. 7.2) como en la zona del húmero, a una distancia de aproximadamente 5 cm a partir de la articulación del codo en el brazo y en el antebrazo y en el guante (parte dorsal). Estos puntos clave se reforzaron con correas de sujeción ajustables (elemento 3 de la fig. 7.2) que hacen la conexión entre el neopreno y los actuadores.

Por otra parte, para proveer más robustez del sistema durante su activación, la parte del hombro fue reforzada con una hombrera ortopédica (elemento 4 de la fig. 7.2) ajustable también de neopreno.

7.2.2. Estructura de los actuadores

De acuerdo con los pares necesarios para la movilización de la articulación descritos en la sección anterior, y las distancias de los puntos clave que genera el movimiento de rotación, se calculó la fuerza aproximada para movilizar la articulación del codo (ecuación 7.1). Esta fuerza que deberían realizar los actuadores, resultó ser aproximadamente 70 N. En función de las características de las fibras de SMA 3.3, esta fuerza se podría alcanzar usando dos (2) fibras de SMA de 0.51 mm, pero a causa de posibles pérdidas de fuerza por los cálculos aproximados, descomposición de fuerzas durante el movimiento y posibles fricciones se decidió emplear tres (3) fibras de SMA que juntas pueden generar una fuerza aproximada de 105 N.

$$F = \frac{\tau}{d} = \frac{3,5}{0,05} = 70N, \quad (7.1)$$



Figura 7.2: Exo-traje propuesto: 1 - Guante de neopreno; 2 - puntos de bloqueo para los actuadores basados en SMA; 3 - correas de sujeción ajustables; 4 - hombrera ortopédica; 5 - actuadores de SMA (a) monofibra y (b) multifibra; 6 - sensores IMU.

donde F es la fuerza de los actuadores, τ es el par de la articulación, y d la distancia hasta el punto de giro.

Por otra parte, de acuerdo con el movimiento de la articulación del codo, se midió experimentalmente el desplazamiento (contracción) de las fibras de SMA. Esto resultó ser de aproximadamente 7 cm para movilizar la articulación entre 0 y 100 grados que se considera un rango necesario para realizar las tareas de la vida diaria. En función de la distancia necesaria de desplazamiento la longitud total del actuador es de 1.89 m de acuerdo con la ecuación 7.2, considerando una contracción de 3.7% del actuador de SMA para mantener sus ventajas de consumo energético y minimizar el error en posición tal como se demostró en el capítulo 6 de esta tesis.

$$L = \frac{dc * 100}{3,7}, \quad (7.2)$$

donde L es la longitud del actuador (2 m) y dc representa la distancia necesaria de contracción del actuador.

De manera similar con el caso de la fuerza, para el caso de la longitud del actuador se consideró un margen de error de pérdida de desplazamiento. Esta pérdida se considera por el sistema de anclaje o sujeción en la tela y la precisión de tensado de las fibras (si las fibras no están bien tensadas se puede perder desplazamiento).

A continuación se detalla la actuación del exo-traje, el mismo que fue probado con dos estructura de actuadores basados en SMA :

- Actuator 1 - (a) monofibra (considérese actuator monofibra cuando están formados por un solo cable Bowden pero dentro de este pueden existir una o varias fibras en paralelo) : consiste en tres fibras cada una de longitud 2 m. Las tres fibras de SMA fueron insertadas en paralelo en dos tubos PTFE y dos cables Bowden (uno para el eslabón del brazo y otra para el eslabón del antebrazo) ya que existe una interrupción de los tubos de PTFE y cables Bowden en la articulación del codo donde se genera el desplazamiento (véase fig. 7.2). En los extremos las fibras están sujetas en tensión al cable Bowden. El diseño final del traje actuado junto con los actuadores se puede ver en la figura 7.2.
- Actuator 2 - (b) multifibra: la estructura del actuator 1, fue triplicada (3 actuadores en paralelo cada uno con 3 fibras de SMA) para poder probar el actuator multifibra con la estrategia de activación 2 sección 4.3.2.

Con relación a las estrategias de control para el actuator 1 y 2 se utilizaron los bucles de control basados en el controlador BPID presentados en las secciones 4.2.2 y 4.3.2 para el actuator 1 y el actuator 2, respectivamente. Se empleó la misma electrónica de potencia del banco de pruebas en configuración lineal, presentada en el capítulo 4.

7.2.3. Sensores

Para cerrar los bucles de control en posición, fue necesario medir la posición angular de la articulación del codo, y al mismo tiempo del exo-traje. Siendo un sistema totalmente blando (sin partes rígidas), la implementación de sensores de posición convencionales como sensores de efecto Hall, potenciómetros u otros, se complica debido a la necesidad de usar bases rígidas. Para solucionar este problema, se optó por el uso de dos sensores inerciales (Inertial Measurement Unit IMU) de tipo MPU-6050 de seis grados de libertad (6 DoF) fabricado por Invensense, que combina un acelerómetro de 3 ejes y un giroscopio de 3 ejes y utilizan la comunicación I²C. Estos sensores fueron colocados: el primero en el brazo (cerca de la articulación del hombro) y el segundo en el antebrazo cerca de la articulación de la muñeca(véase elemento 6 de fig. 7.2). El algoritmo para la lectura de los datos de los sensores fue implementado en Matlab/Simulink y el ángulo de la articulación del codo fue calculado a partir de la diferencia de los ejes de los sensores, tomando como referencia el sensor del brazo. Este enfoque, limita el sistema a no cambiar el giro del sensor IMU colocado en el brazo, con otras palabras, durante el funcionamiento del sistema no se puede girar la orientación del sensor del brazo.

7.3. Resultados

Una vez desarrollado el sistema se procedió a la realización de pruebas sobre un sujeto sano. En este caso se colocó el exo-traje ajustando los actuadores a la dimensión del sujeto y se bloquearon sobre la chaqueta actuada con la ayuda de las correas de sujeción, de tal manera que al momento de ser activados no exista pérdida de desplazamiento. El sujeto con quien se realizó las pruebas fue: una mujer, de altura de 1.57 m y un peso de 60 Kg. El exo-traje se probó con las dos estructuras de actuadores: monofibra (en este caso el actuador consistiendo en 3 fibras de SMA en paralelo) y multifibra (3 actuadores de SMA en paralelo cada uno con 3 fibras de SMA) donde cada actuador fue activado de forma individual con la estrategia de activación 2 (consúltese sección 4.3.2). Durante las pruebas el exo-traje siguió una referencia sinusoidal con una amplitud de 70 grados con un periodo de 25 spc, como se puede observar en la figura 7.3.

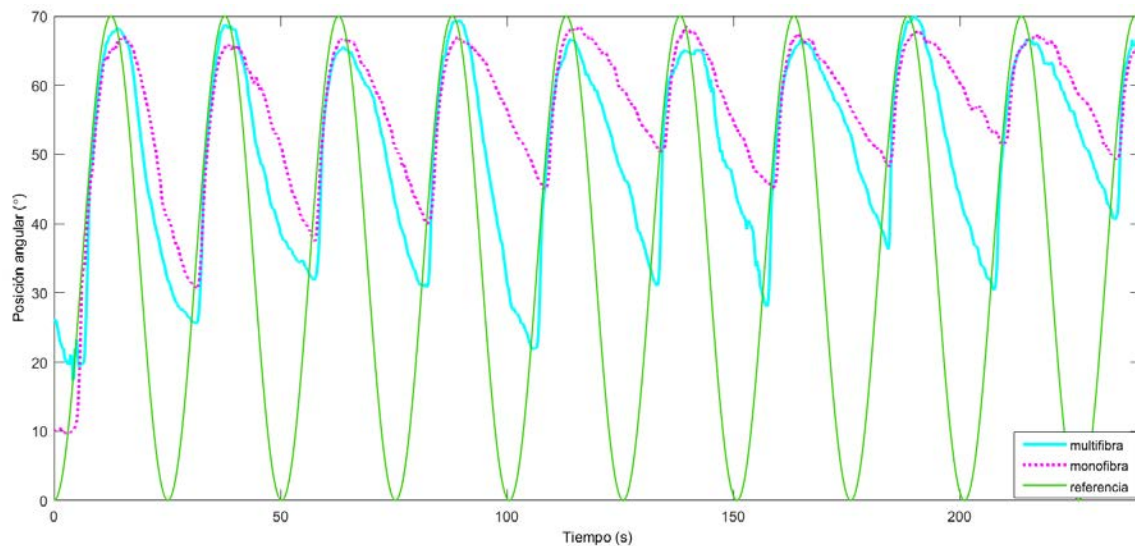


Figura 7.3: Respuesta del exo-traje siguiendo una referencia sinusoidal en posición.

Según la figura 7.3, el sistema fue capaz de seguir la referencia sinusoidal en posición con las dos estructuras de actuadores. Como se demostró en los capítulos anteriores, también en la aplicación real (en el exo-traje) el actuador multifibra presentó un error menor en la etapa de enfriamiento, siendo la mejor opción para integrarlo en el sistema. La variación del error en posición del actuador multifibra se debe a la tensión no uniforme de las fibras del SMA y de la lectura de los sensores. Aun así, para el ciclo que termina en el segundo $t = 125$, el error para el actuador multifibra fue de 32 grados y para el actuador monofibra 50 grados.

7.4. Conclusiones del capítulo

En este capítulo se presentó la viabilidad de integrar los actuadores basados en SMA en dispositivos de rehabilitación de tipo soft donde se analizó la estructura monofibra y

multifibra. Para ello, se desarrolló un nuevo exo-traje actuado para la rehabilitación de la articulación del codo en flexión como alternativa a los dispositivos rígidos de que debido a al sistema de actuación basado en SMA presenta ventajas como bajo peso, bajo ruido y un coste reducido de fabricación. Se demostró que usando la estructura de actuador multifibra con la estrategia de activación 2, el exo-traje presentó un menor error en posición, aunque la complejidad del sistema aumenta ligeramente debido al número de actuadores.

Desde el punto de vista del dispositivo de rehabilitación, exo-traje actuado, los resultados son muy prometedores aunque se deben mejorar la parte de los sensores para tener un dato de posición más preciso, y la parte de anclajes de los actuadores de SMA sobre el traje actuado.

Capítulo 8

Conclusiones y trabajos futuros

8.1. Conclusiones

La robótica de asistencia y de rehabilitación han hecho grandes esfuerzos en los últimos años desarrollando sistemas más adaptables para cumplir con los requerimientos y las expectativas de los usuarios. Aun así, el avance en esta área se ve limitado por los actuales sistemas de actuación, donde se requieren sistemas con mejores características como relación fuerza peso, consumo, etc. En este sentido, los investigadores están buscando nuevas soluciones entre los actuadores convencionales como músculos neumáticos, actuadores DEA, actuadores piezoeléctricos, actuadores basados en fibras con memoria de forma etc.

Los actuadores basados en SMA son excelentes candidatos para las aplicaciones de robótica, ya que eliminan los engranajes, las carcasas, los rodamientos, etc., con un nivel de ruido reducido, un coste menor en comparación con otros actuadores y permiten trabajar en diferentes entornos, incluidos los corrosivos.

En resumen se cree que todas las potencialidades de los actuadores basados en SMA, aunque se ven limitadas dependiendo de la aplicación final por su difícil control, ancho de banda y su eficiencia energética. En esta tesis se analizaron estas principales desventajas de los actuadores basados SMA, y se propusieron soluciones que mejora su comportamiento dependiendo de su aplicación final.

Como una solución a la limitación del ancho de banda al cual trabaja los actuadores de SMA, se propusieron diferentes estructuras de actuadores que fueron analizadas y comparadas con las soluciones actuales que se encontraron en la literatura de especialidad. Para estas estructuras se desarrollaron los algoritmos de control apropiados, que permitieron seguir referencias en posición de forma suave y precisa. Los resultados obtenidos demostraron que la frecuencia de trabajo del actuador basado en SMA mejoró, usando la estructura multifibra propuesta en esta tesis.

Por otra parte, el par de actuadores en configuración antagonista (donde se usó la misma estructura multifibra), presentaron un tiempo de trabajo continuo (sin parar el actuador) doble en número de ciclos comparando con el actuador monofibra. De esta forma, los resultados obtenidos abren nuevas oportunidades de uso del actuador en diferentes aplicaciones donde hasta ahora el ancho de banda representaba una limitación.

Otro de los desafíos potenciales de los actuadores basados en SMA que se abordaron durante el desarrollo de esta tesis, fue la eficiencia energética de estos actuadores. Desde esta perspectiva, se estudió el desplazamiento del actuador frente a su consumo energético y su error en posición. En este marco se realizaron diferentes pruebas donde se analizaron estas respuestas con diferentes estructuras de actuadores. Se demostró que sobredimensionando el actuador para no superar 3.7 % de su contracción, reduce el consumo energético. Además, con los algoritmos de control propuestos y con la estructura sobredimensionada se reduce el error en la etapa de enfriamiento de la fibra.

Para probar, algunas de las estructuras de los actuadores basados en SMA propuestos,

se desarrolló un exo-traje actuado de un grado de libertad para la articulación del codo, ayudando en el movimiento de flexión. Las estructuras de los actuadores basados en SMA multifibra y monofibra fueron evaluados en este dispositivo, demostrando la viabilidad de uso del actuador multifibra como sistema de actuación para dispositivos de asistencia y de rehabilitación, aunque se trata de un diseño preliminar pendiente de modificaciones que permitan reducir el error en la etapa de enfriamiento usando la configuración antagonista de los actuadores y mejorando la lectura de los sensores de posición que se ha comprobado conlleva un alto error.

Los resultados de la tesis demuestran la factibilidad de las estructuras propuestas de actuadores basados en SMA, para su posible integración en nuevos dispositivos robóticos asistenciales y de rehabilitación, debido a las mejoras en eficiencia energética y frecuencia de trabajo.

8.2. Trabajos futuros

Con los resultados de la tesis se demostró que la estructura del actuador multifibra tanto en la configuración lineal como en la configuración antagonista es muy prometedora mejorando la frecuencia de trabajo de los actuadores basados en SMA. No obstante, se podría mejorar en los siguientes aspectos:

- La robustez del diseño del actuador. Desarrollo de una estructura más compacta del actuador manteniendo sus actuales ventajas. Además, la multiplicación del desplazamiento sería un gran aporte, el grupo de investigación sigue trabajando en esta línea.
- El algoritmo de control para la estructura del actuador multifibra podría ser modificado para poder activar varias fibras de SMA al mismo tiempo en función de la carga. En este sentido, la caracterización de la fibra de SMA como sensor de posición sería de gran importancia.

Actualmente, los actuadores de SMA se están implementando y analizando como sistemas de actuación en un exo-traje actuado para niños dentro del proyecto de investigación "Discover2Walk. Desarrollo de una plataforma robótica para ayudar a niños con Parálisis Cerebral a descubrir cómo caminar"(PID2019-105110RB-C32). Se integran los actuadores de SMA multifibra para mejorar las prestaciones del exo-traje. Este trabajo futuro hace parte de la tesis doctoral de la compañera Paloma Mansilla Navarro (véase fig.8.1).

Con relación al exo-traje para la articulación de codo, se deberían mejorar los sistemas de anclajes del actuador y encontrar una posición óptima para mejorar el rango de movimiento de la articulación. Además, se debería mejorar el sistema de medición angular, actualmente basado en sensores inerciales, buscando nuevas soluciones como por ejemplo



Figura 8.1: Exo-traje actuado sobre el Dummy. Proyecto D2W.

los sensores textiles. En este sentido se empezaron a probar diferentes configuraciones de telas sensorizadas basadas en fibras de nylon recubierto con plata (véase fig. 8.2).

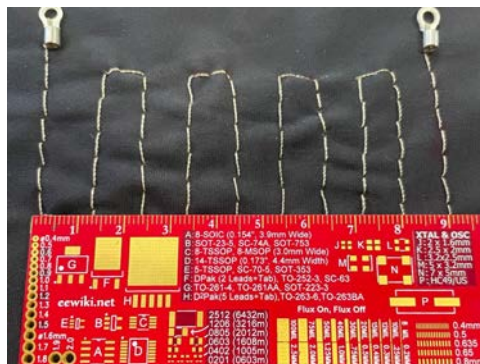


Figura 8.2: Sensor textil basado en fibras de Nylon cubiertas con plata.

Bibliografía

- [1] G. Adolf, M. Bolton, T. Bonia, S. Daly, O. Maurice, P. Murphy, C. Mavroidis, and S.-C. Yen, “Development of a robotic device to improve chronic ankle instability through controlled perturbation,” in *2014 40th Annual Northeast Bioengineering Conference (NEBEC)*, pp. 1–2, IEEE, 2014.
- [2] Y.-L. Park, B.-r. Chen, N. O. Pérez-Arancibia, D. Young, L. Stirling, R. J. Wood, E. C. Goldfield, and R. Nagpal, “Design and control of a bio-inspired soft wearable robotic device for ankle–foot rehabilitation,” *Bioinspiration & biomimetics*, vol. 9, no. 1, p. 016007, 2014.
- [3] C. M. Thalman, T. Hertzell, and H. Lee, “Toward a soft robotic ankle-foot orthosis (sr-afo) exosuit for human locomotion: Preliminary results in late stance plantar-flexion assistance,” in *2020 3rd IEEE International Conference on Soft Robotics (RoboSoft)*, pp. 801–807, IEEE, 2020.
- [4] Y.-L. Park, J. Santos, K. G. Galloway, E. C. Goldfield, and R. J. Wood, “A soft wearable robotic device for active knee motions using flat pneumatic artificial muscles,” in *2014 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, pp. 4805–4810, IEEE, 2014.
- [5] C. T. O’Neill, N. S. Phipps, L. Cappello, S. Paganoni, and C. J. Walsh, “A soft wearable robot for the shoulder: Design, characterization, and preliminary testing,” in *2017 International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*, pp. 1672–1678, IEEE, 2017.
- [6] K. Song, S. H. Kim, S. Jin, S. Kim, S. Lee, J.-S. Kim, J.-M. Park, and Y. Cha, “Pneumatic actuator and flexible piezoelectric sensor for soft virtual reality glove system,” *Scientific reports*, vol. 9, no. 1, pp. 1–8, 2019.
- [7] J. Wang, Y. Fei, and W. Pang, “Design, modeling, and testing of a soft pneumatic glove with segmented pneunets bending actuators,” *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, vol. 24, no. 3, pp. 990–1001, 2019.
- [8] R. Tiwari, M. A. Meller, K. B. Wajcs, C. Moses, I. Reveles, and E. Garcia, “Hydraulic artificial muscles,” *Journal of Intelligent Material Systems and Structures*, vol. 23, no. 3, pp. 301–312, 2012.

- [9] P. Polygerinos, Z. Wang, K. C. Galloway, R. J. Wood, and C. J. Walsh, “Soft robotic glove for combined assistance and at-home rehabilitation,” *Robotics and Autonomous Systems*, vol. 73, pp. 135–143, 2015.
- [10] A. Nikkhah, C. Bradley, and A. S. Ahmadian, “Design, dynamic modeling, control and implementation of hydraulic artificial muscles in an antagonistic pair configuration,” *Mechanism and Machine Theory*, vol. 153, p. 104007, 2020.
- [11] S. Kittisares, H. Nabae, G. Endo, K. Suzumori, and R. Sakurai, “Design of knee support device based on four-bar linkage and hydraulic artificial muscle,” *Robomech Journal*, vol. 7, no. 1, pp. 1–10, 2020.
- [12] M. Duduta, E. Hajiesmaili, H. Zhao, R. J. Wood, and D. R. Clarke, “Realizing the potential of dielectric elastomer artificial muscles,” *Proceedings of the National Academy of Sciences*, vol. 116, no. 7, pp. 2476–2481, 2019.
- [13] D. P. Allen, R. Little, J. Laube, J. Warren, W. Voit, and R. D. Gregg, “Towards an ankle-foot orthosis powered by a dielectric elastomer actuator,” *Mechatronics*, vol. 76, p. 102551, 2021.
- [14] Y. Li and M. Hashimoto, “Pvc gel soft actuator-based wearable assist wear for hip joint support during walking,” *Smart Materials and Structures*, vol. 26, no. 12, p. 125003, 2017.
- [15] E. R. de Lima, *Reducción activa de temblor patológico en miembros superior mediante exoesqueletos robóticos*. PhD thesis, Universidad Politécnica de Madrid, 2006.
- [16] M. C. Yip and G. Niemeyer, “High-performance robotic muscles from conductive nylon sewing thread,” in *2015 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, pp. 2313–2318, IEEE, 2015.
- [17] L. Sutton, H. Moein, A. Rafiee, J. D. Madden, and C. Menon, “Design of an assistive wrist orthosis using conductive nylon actuators,” in *2016 6th IEEE International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob)*, pp. 1074–1079, IEEE, 2016.
- [18] D. Copaci, E. Cano, L. Moreno, and D. Blanco, “New design of a soft robotics wearable elbow exoskeleton based on shape memory alloy wire actuators,” *Applied bionics and biomechanics*, vol. 2017, 2017.
- [19] A. Villoslada, A. Flores, D. Copaci, D. Blanco, and L. Moreno, “High-displacement flexible shape memory alloy actuator for soft wearable robots,” *Robotics and Autonomous Systems*, vol. 73, pp. 91–101, 2015.

- [20] A. Hadi, K. Alipour, S. Kazeminasab, and M. Elahinia, “Asr glove: A wearable glove for hand assistance and rehabilitation using shape memory alloys,” *Journal of Intelligent Material Systems and Structures*, vol. 29, no. 8, pp. 1575–1585, 2018.
- [21] D. Serrano, D.-S. Copaci, L. Moreno, and D. Blanco, “Sma based wrist exoskeleton for rehabilitation therapy,” in *2018 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, pp. 2318–2323, IEEE, 2018.
- [22] C. Kim, G. Kim, Y. Lee, G. Lee, S. Han, D. Kang, S. H. Koo, and J.-s. Koh, “Shape memory alloy actuator-embedded smart clothes for ankle assistance,” *Smart Materials and Structures*, vol. 29, no. 5, p. 055003, 2020.
- [23] C. T. Hau, D. Gouwanda, A. A. Gopalai, L. C. Yee, and F. A. B. Hanapiah, “Design and development of platform ankle rehabilitation robot with shape memory alloy based actuator,” in *2017 39th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, pp. 946–949, IEEE, 2017.
- [24] L. D. Sarno and A. Elnashai, “Special metals for seismic retrofitting of steel buildings,” *Progress in Structural Engineering and Materials*, vol. 5, no. 2, pp. 60–76, 2003.
- [25] Á. Villoslada, N. Escudero, F. Martín, A. Flores, C. Rivera, M. Collado, and L. Moreno, “Position control of a shape memory alloy actuator using a four-term bilinear pid controller,” *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 236, pp. 257–272, 2015.
- [26] S. Martineau, K. Burnham, J. Minihan, S. Marcroft, G. Andrews, and A. Heeley, “Application of a bilinear pid compensator to an industrial furnace,” *IFAC Proceedings Volumes*, vol. 35, no. 1, pp. 25–30, 2002.
- [27] F. A. W. T. Dynalloy and h. Design Data, 2022.
- [28] D. Copaci, D. Blanco, and L. E. Moreno, “Flexible shape-memory alloy-based actuator: Mechanical design optimization according to application,” in *Actuators*, vol. 8, p. 63, MDPI, 2019.
- [29] D. Copaci, F. Martín, L. Moreno, and D. Blanco, “Sma based elbow exoskeleton for rehabilitation therapy and patient evaluation,” *IEEE Access*, vol. 7, pp. 31473–31484, 2019.
- [30] C. Liang, *The constitutive modeling of shape memory alloys*. Virginia Polytechnic Institute and State University, 1990.
- [31] I. Stachiv and L. Gan, “Hybrid shape memory alloy-based nanomechanical resonators for ultrathin film elastic properties determination and heavy mass spectrometry,” *Materials*, vol. 12, no. 21, p. 3593, 2019.

- [32] O. Heczko, A. Sozinov, and K. Ullakko, “Giant field-induced reversible strain in magnetic shape memory alloy,” *IEEE Transactions on Magnetics*, vol. 36, no. 5, pp. 3266–3268, 2000.
- [33] J. L. Pons, *Wearable robots: biomechatronic exoskeletons*. John Wiley & Sons, 2008.
- [34] D. Copaci, J. Arias, L. Moreno, and D. Blanco, “Shape memory alloy (sma)-based exoskeletons for upper limb rehabilitation,” in *Rehabilitation of the Human Bone-Muscle System* (A. Olaru, ed.), ch. 4, Rijeka: IntechOpen, 2022.
- [35] P. Boyraz, G. Runge, and A. Raatz, “An overview of novel actuators for soft robotics,” in *Actuators*, vol. 7, p. 48, MDPI, 2018.
- [36] R. Shankar, T. K. Ghosh, and R. J. Spontak, “Dielectric elastomers as next-generation polymeric actuators,” *Soft matter*, vol. 3, no. 9, pp. 1116–1129, 2007.
- [37] J. M. Jani, M. Leary, A. Subic, and M. A. Gibson, “A review of shape memory alloy research, applications and opportunities,” *Materials & Design (1980-2015)*, vol. 56, pp. 1078–1113, 2014.
- [38] B. Tondu, “What is an artificial muscle? a systemic approach,” in *Actuators*, vol. 4, pp. 336–352, Multidisciplinary Digital Publishing Institute, 2015.
- [39] M. Pan, C. Yuan, X. Liang, T. Dong, T. Liu, J. Zhang, J. Zou, H. Yang, and C. Bowen, “Soft actuators and robotic devices for rehabilitation and assistance,” *Advanced Intelligent Systems*, vol. 4, no. 4, p. 2100140, 2022.
- [40] S. Pittaccio, S. Viscuso, M. Rossini, L. Magoni, S. Pirovano, E. Villa, S. Besseghini, and F. Molteni, “Shade: A shape-memory-activated device promoting ankle dorsiflexion,” *Journal of materials engineering and performance*, vol. 18, no. 5, pp. 824–830, 2009.
- [41] S. S. Cheng, Y. Kim, and J. P. Desai, “New actuation mechanism for actively cooled sma springs in a neurosurgical robot,” *IEEE Transactions on Robotics*, vol. 33, no. 4, pp. 986–993, 2017.
- [42] Y. Kim, S. S. Cheng, A. Ecins, C. Fermüller, K. P. Westlake, and J. P. Desai, “Towards a robotic hand rehabilitation exoskeleton for stroke therapy,” in *Dynamic Systems and Control Conference*, vol. 46186, p. V001T04A006, American Society of Mechanical Engineers, 2014.
- [43] S. M. Mirvakili and I. W. Hunter, “Artificial muscles: Mechanisms, applications, and challenges,” *Advanced Materials*, vol. 30, no. 6, p. 1704407, 2018.
- [44] A. J. Veale and S. Q. Xie, “Towards compliant and wearable robotic orthoses: A review of current and emerging actuator technologies,” *Medical engineering & physics*, vol. 38, no. 4, pp. 317–325, 2016.

- [45] M. Duduta, R. J. Wood, and D. R. Clarke, “Multilayer dielectric elastomers for fast, programmable actuation without prestretch,” *Advanced Materials*, vol. 28, no. 36, pp. 8058–8063, 2016.
- [46] A. Miriyev, K. Stack, and H. Lipson, “Soft material for soft actuators,” *Nature communications*, vol. 8, no. 1, pp. 1–8, 2017.
- [47] J. D. Madden, N. A. Vandesteeg, P. A. Anquetil, P. G. Madden, A. Takshi, R. Z. Pytel, S. R. Lafontaine, P. A. Wieringa, and I. W. Hunter, “Artificial muscle technology: physical principles and naval prospects,” *IEEE Journal of oceanic engineering*, vol. 29, no. 3, pp. 706–728, 2004.
- [48] F. Daerden, D. Lefeber, *et al.*, “Pneumatic artificial muscles: actuators for robotics and automation,” *European journal of mechanical and environmental engineering*, vol. 47, no. 1, pp. 11–21, 2002.
- [49] C.-P. Chou and B. Hannaford, “Measurement and modeling of mckibben pneumatic artificial muscles,” *IEEE Transactions on robotics and automation*, vol. 12, no. 1, pp. 90–102, 1996.
- [50] H. A. Baldwin, “Realizable models of muscle function,” in *Biomechanics*, pp. 139–147, Springer, 1969.
- [51] M. Meller, J. Chipka, A. Volkov, M. Bryant, and E. Garcia, “Improving actuation efficiency through variable recruitment hydraulic mckibben muscles: modeling, orderly recruitment control, and experiments,” *Bioinspiration & biomimetics*, vol. 11, no. 6, p. 065004, 2016.
- [52] S. Li, D. M. Vogt, D. Rus, and R. J. Wood, “Fluid-driven origami-inspired artificial muscles,” *Proceedings of the National academy of Sciences*, vol. 114, no. 50, pp. 13132–13137, 2017.
- [53] P. Brochu and Q. Pei, “Dielectric elastomers for actuators and artificial muscles,” in *Electroactivity in polymeric materials*, pp. 1–56, Springer, 2012.
- [54] R. Pelrine, R. Kornbluh, Q. Pei, and J. Joseph, “High-speed electrically actuated elastomers with strain greater than 100 %,” *Science*, vol. 287, no. 5454, pp. 836–839, 2000.
- [55] R. D. Kornbluh, R. Pelrine, Q. Pei, R. Heydt, S. Stanford, S. Oh, and J. Eckerle, “Electroelastomers: applications of dielectric elastomer transducers for actuation, generation, and smart structures,” in *Smart Structures and Materials 2002: Industrial and Commercial Applications of Smart Structures Technologies*, vol. 4698, pp. 254–270, SPIE, 2002.

- [56] J. Ueda, T. W. Secord, and H. H. Asada, “Large effective-strain piezoelectric actuators using nested cellular architecture with exponential strain amplification mechanisms,” *IEEE/ASME transactions on mechatronics*, vol. 15, no. 5, pp. 770–782, 2009.
- [57] R. J. Wood, B. Finio, M. Karpelson, K. Ma, N. O. Pérez-Arancibia, P. S. Sreetharan, H. Tanaka, and J. P. Whitney, “Progress on “pico” air vehicles,” in *Robotics Research*, pp. 3–19, Springer, 2017.
- [58] C. S. Haines, M. D. Lima, N. Li, G. M. Spinks, J. Foroughi, J. D. Madden, S. H. Kim, S. Fang, M. Jung de Andrade, F. Göktepe, *et al.*, “Artificial muscles from fishing line and sewing thread,” *science*, vol. 343, no. 6173, pp. 868–872, 2014.
- [59] M. Hiraoka, K. Nakamura, H. Arase, K. Asai, Y. Kaneko, S. W. John, K. Tagashira, and A. Omote, “Power-efficient low-temperature woven coiled fibre actuator for wearable applications,” *Scientific reports*, vol. 6, no. 1, pp. 1–9, 2016.
- [60] M. C. Yip and G. Niemeyer, “On the control and properties of supercoiled polymer artificial muscles,” *IEEE Transactions on Robotics*, vol. 33, no. 3, pp. 689–699, 2017.
- [61] D. J. Hartl and D. C. Lagoudas, “Aerospace applications of shape memory alloys,” *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part G: Journal of Aerospace Engineering*, vol. 221, no. 4, pp. 535–552, 2007.
- [62] M. Mertmann and G. Vergani, “Design and application of shape memory actuators,” *The European Physical Journal Special Topics*, vol. 158, no. 1, pp. 221–230, 2008.
- [63] J. Mohd Jani, M. Leary, and A. Subic, “Designing shape memory alloy linear actuators: A review,” *Journal of Intelligent Material Systems and Structures*, vol. 28, no. 13, pp. 1699–1718, 2017.
- [64] N. M. Wereley, E. G. Hocking, B. K. Woods, and C. S. Kothera, “Contractile pneumatic artificial muscle generates extension by actuating an integrated pushrod,” in *Smart Materials*, pp. 101–127, Springer, 2022.
- [65] W. Franco, D. Maffiodo, C. De Benedictis, and C. Ferraresi, “Use of mckibben muscle in a haptic interface,” *Robotics*, vol. 8, no. 1, p. 13, 2019.
- [66] P. Ohta, L. Valle, J. King, K. Low, J. Yi, C. G. Atkeson, and Y.-L. Park, “Design of a lightweight soft robotic arm using pneumatic artificial muscles and inflatable sleeves,” *Soft robotics*, vol. 5, no. 2, pp. 204–215, 2018.
- [67] S. Koizumi, S. Kurumaya, H. Nabae, G. Endo, and K. Suzumori, “Braiding thin mckibben muscles to enhance their contracting abilities,” *IEEE Robotics and Automation Letters*, vol. 3, no. 4, pp. 3240–3246, 2018.

- [68] T. Hassan, M. Cianchetti, M. Moatamedi, B. Mazzolai, C. Laschi, and P. Dario, "Finite-element modeling and design of a pneumatic braided muscle actuator with multifunctional capabilities," *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, vol. 24, no. 1, pp. 109–119, 2018.
- [69] H. Zheng, M. Wu, and X. Shen, "Pneumatic variable series elastic actuator," *Journal of Dynamic Systems, Measurement, and Control*, vol. 138, no. 8, 2016.
- [70] D. Zhang, X. Zhao, and J. Han, "Active model-based control for pneumatic artificial muscle," *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, vol. 64, no. 2, pp. 1686–1695, 2016.
- [71] D. Villegas, M. Van Damme, B. Vanderborght, P. Beyl, and D. Lefeber, "Third-generation pleated pneumatic artificial muscles for robotic applications: Development and comparison with mckibben muscle," *Advanced Robotics*, vol. 26, no. 11-12, pp. 1205–1227, 2012.
- [72] H. K. Yap, J. H. Lim, F. Nasrallah, and C.-H. Yeow, "Design and preliminary feasibility study of a soft robotic glove for hand function assistance in stroke survivors," *Frontiers in neuroscience*, vol. 11, p. 547, 2017.
- [73] H. K. Yap, J. H. Lim, F. Nasrallah, J. C. Goh, and R. C. Yeow, "A soft exoskeleton for hand assistive and rehabilitation application using pneumatic actuators with variable stiffness," in *2015 IEEE international conference on robotics and automation (ICRA)*, pp. 4967–4972, IEEE, 2015.
- [74] Y. Chen, Y. Yang, M. Li, E. Chen, W. Mu, R. Fisher, and R. Yin, "Wearable actuators: An overview," *Textiles*, vol. 1, no. 2, pp. 283–321, 2021.
- [75] D. Xie, S. Zuo, and J. Liu, "A novel flat modular pneumatic artificial muscle," *Smart Materials and Structures*, vol. 29, no. 6, p. 065013, 2020.
- [76] L. Gerez, A. Dwivedi, and M. Liarokapis, "A hybrid, soft exoskeleton glove equipped with a telescopic extra thumb and abduction capabilities," in *2020 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, pp. 9100–9106, IEEE, 2020.
- [77] Q.-T. Dao, M.-L. Nguyen, and S.-i. Yamamoto, "Discrete-time fractional order integral sliding mode control of an antagonistic actuator driven by pneumatic artificial muscles," *Applied Sciences*, vol. 9, no. 12, p. 2503, 2019.
- [78] M. Zhang, A. McDaid, A. J. Veale, Y. Peng, and S. Q. Xie, "Adaptive trajectory tracking control of a parallel ankle rehabilitation robot with joint-space force distribution," *IEEE Access*, vol. 7, pp. 85812–85820, 2019.

- [79] K. Balasubramanian and K. S. Rattan, "Feedforward control of a non-linear pneumatic muscle system using fuzzy logic," in *The 12th IEEE International Conference on Fuzzy Systems, 2003. FUZZ'03.*, vol. 1, pp. 272–277, IEEE, 2003.
- [80] V. P. Giancarlo *et al.*, "Control strategy of a pneumatic artificial muscle for an exoskeleton application," *IFAC-PapersOnLine*, vol. 52, no. 1, pp. 281–286, 2019.
- [81] C. Xiong, X. Jiang, R. Sun, X. Huang, and Y. Xiong, "Control methods for exoskeleton rehabilitation robot driven with pneumatic muscles," *Industrial Robot: An International Journal*, 2009.
- [82] D. Caldwell and N. Tsagarakis, "Biomimetic actuators in prosthetic and rehabilitation applications," *Technology and Health Care*, vol. 10, no. 2, pp. 107–120, 2002.
- [83] O. Azami, D. Morisaki, T. Miyazaki, T. Kanno, and K. Kawashima, "Development of the extension type pneumatic soft actuator with built-in displacement sensor," *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 300, p. 111623, 2019.
- [84] J. Wu, J. Huang, Y. Wang, and K. Xing, "A wearable rehabilitation robotic hand driven by pm-ts actuators," in *International Conference on Intelligent Robotics and Applications*, pp. 440–450, Springer, 2010.
- [85] M. A. Robertson, H. Sadeghi, J. M. Florez, and J. Paik, "Soft pneumatic actuator fascicles for high force and reliability," *Soft robotics*, vol. 4, no. 1, pp. 23–32, 2017.
- [86] Q. Guan, J. Sun, Y. Liu, N. M. Wereley, and J. Leng, "Characterization and non-linear models of bending extensile/contractile pneumatic artificial muscles," *Smart Materials and Structures*, vol. 30, no. 2, p. 025024, 2021.
- [87] R. Morita, H. Nabae, G. Endo, and K. Suzumori, "A proposal of a new rotational-compliant joint with oil-hydraulic mckibben artificial muscles," *Advanced Robotics*, vol. 32, no. 9, pp. 511–523, 2018.
- [88] C. Löwe, X. Zhang, and G. Kovacs, "Dielectric elastomers in actuator technology," *Advanced engineering materials*, vol. 7, no. 5, pp. 361–367, 2005.
- [89] A. Bruschi, D. M. Donati, P. Choong, E. Lucarelli, and G. Wallace, "Dielectric elastomer actuators, neuromuscular interfaces, and foreign body response in artificial neuromuscular prostheses: A review of the literature for an in vivo application," *Advanced healthcare materials*, vol. 10, no. 13, p. 2100041, 2021.
- [90] Z. Suo, "Theory of dielectric elastomers," *Acta Mechanica Solida Sinica*, vol. 23, no. 6, pp. 549–578, 2010.
- [91] A. O'Halloran, F. O'malley, and P. McHugh, "A review on dielectric elastomer actuators, technology, applications, and challenges," *Journal of Applied Physics*, vol. 104, no. 7, p. 9, 2008.

- [92] G. Kofod, “Dielectric elastomer actuators,” *Chemistry*, 2001.
- [93] S.-H. Low and G.-K. Lau, “Bi-axially crumpled silver thin-film electrodes for dielectric elastomer actuators,” *Smart materials and structures*, vol. 23, no. 12, p. 125021, 2014.
- [94] P. Banet, N. Zeggai, J. Chavanne, G. T. Nguyen, L. Chikh, C. Plesse, M. Almanza, T. Martinez, Y. Civet, Y. Perriard, *et al.*, “Evaluation of dielectric elastomers to develop materials suitable for actuation,” *Soft Matter*, vol. 17, no. 48, pp. 10786–10805, 2021.
- [95] S. Kim, C. Laschi, and B. Trimmer, “Soft robotics: a bioinspired evolution in robotics,” *Trends in biotechnology*, vol. 31, no. 5, pp. 287–294, 2013.
- [96] D. Trivedi, C. D. Rahn, W. M. Kier, and I. D. Walker, “Soft robotics: Biological inspiration, state of the art, and future research,” *Applied bionics and biomechanics*, vol. 5, no. 3, pp. 99–117, 2008.
- [97] J.-H. Youn, S. M. Jeong, G. Hwang, H. Kim, K. Hyeon, J. Park, and K.-U. Kyung, “Dielectric elastomer actuator for soft robotics applications and challenges,” *Applied Sciences*, vol. 10, no. 2, p. 640, 2020.
- [98] S. Xie, P. Ramson, D. Graaf, E. Calius, and I. Anderson, “An adaptive control system for dielectric elastomers,” in *2005 IEEE International Conference on Industrial Technology*, pp. 335–340, IEEE, 2005.
- [99] M. Randazzo, M. Fumagalli, G. Metta, and G. Sandini, “Closed loop control of a rotational joint driven by two antagonistic dielectric elastomer actuators,” in *Electroactive Polymer Actuators and Devices (EAPAD) 2010*, vol. 7642, pp. 681–692, SPIE, 2010.
- [100] K. Yun and W.-j. Kim, “Microscale position control of an electroactive polymer using an anti-windup scheme,” *Smart materials and structures*, vol. 15, no. 4, p. 924, 2006.
- [101] G. Rizzello, D. Naso, A. York, and S. Seelecke, “Modeling, identification, and control of a dielectric electro-active polymer positioning system,” *IEEE Transactions on Control Systems Technology*, vol. 23, no. 2, pp. 632–643, 2014.
- [102] R. W. Jones and R. Sarban, “Inverse grey-box model-based control of a dielectric elastomer actuator,” *Smart Materials and Structures*, vol. 21, no. 7, p. 075019, 2012.
- [103] R. Sarban and R. W. Jones, “Physical model-based active vibration control using a dielectric elastomer actuator,” *Journal of Intelligent Material Systems and Structures*, vol. 23, no. 4, pp. 473–483, 2012.

- [104] C. M. Druitt and G. Alici, “Intelligent control of electroactive polymer actuators based on fuzzy and neurofuzzy methodologies,” *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, vol. 19, no. 6, pp. 1951–1962, 2013.
- [105] G. Rizzello, D. Naso, B. Turchiano, and S. Seelecke, “Robust position control of dielectric elastomer actuators based on lmi optimization,” *IEEE Transactions on Control Systems Technology*, vol. 24, no. 6, pp. 1909–1921, 2016.
- [106] J. Peng and X. Chen, “A survey of modeling and control of piezoelectric actuators,” *Modern Mechanical Engineering*, 2013.
- [107] Z. Chi and Q. Xu, “Recent advances in the control of piezoelectric actuators,” *International Journal of Advanced Robotic Systems*, vol. 11, no. 11, p. 182, 2014.
- [108] Y. Wang, X. Zhou, Z. Chen, B. Cai, Z. Ye, C. Gao, and J. Huang, “Synthesis of cubic linbo₃ nanoparticles and their application in vitro bioimaging,” *Applied Physics A*, vol. 117, no. 4, pp. 2121–2126, 2014.
- [109] C. Dagdeviren, S.-W. Hwang, Y. Su, S. Kim, H. Cheng, O. Gur, R. Haney, F. G. Omenetto, Y. Huang, and J. A. Rogers, “Transient, biocompatible electronics and energy harvesters based on zno,” *small*, vol. 9, no. 20, pp. 3398–3404, 2013.
- [110] E. Fukada, “Piezoelectricity of biopolymers,” *Biorheology*, vol. 32, no. 6, pp. 593–609, 1995.
- [111] Y. F. Liu, J. Li, X. Hu, Z. Zhang, L. Cheng, Y. Lin, and W. Zhang, “Modeling and control of piezoelectric inertia–friction actuators: review and future research directions,” *Mechanical Sciences*, vol. 6, no. 2, pp. 95–107, 2015.
- [112] Z. Li and J. Shan, “Modeling and inverse compensation for coupled hysteresis in piezo-actuated fabry–perot spectrometer,” *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, vol. 22, no. 4, pp. 1903–1913, 2017.
- [113] G. Song, J. Zhao, X. Zhou, and J. A. De Abreu-García, “Tracking control of a piezoceramic actuator with hysteresis compensation using inverse preisach model,” *IEEE/ASME transactions on mechatronics*, vol. 10, no. 2, pp. 198–209, 2005.
- [114] K. K. Leang and S. Devasia, “Design of hysteresis-compensating iterative learning control for piezo-positioners: Application to atomic force microscopes,” *Mechatronics*, vol. 16, no. 3-4, pp. 141–158, 2006.
- [115] P. Krejci and K. Kuhnen, “Inverse control of systems with hysteresis and creep,” *IEE Proceedings-Control Theory and Applications*, vol. 148, no. 3, pp. 185–192, 2001.
- [116] K. K. Leang and S. Devasia, “Feedback-linearized inverse feedforward for creep, hysteresis, and vibration compensation in afm piezoactuators,” *IEEE Transactions on Control Systems Technology*, vol. 15, no. 5, pp. 927–935, 2007.

- [117] J. F. Cuttino, A. C. Miller, and D. E. Schinstock, "Performance optimization of a fast tool servo for single-point diamond turning machines," *IEEE/ASME transactions on mechatronics*, vol. 4, no. 2, pp. 169–179, 1999.
- [118] H. C. Liaw, B. Shirinzadeh, and J. Smith, "Enhanced sliding mode motion tracking control of piezoelectric actuators," *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 138, no. 1, pp. 194–202, 2007.
- [119] Q. Xu, "Adaptive discrete-time sliding mode impedance control of a piezoelectric microgripper," *IEEE Transactions on Robotics*, vol. 29, no. 3, pp. 663–673, 2013.
- [120] G. Schitter, P. Menold, H. Knapp, F. Allgöwer, and A. Stemmer, "High performance feedback for fast scanning atomic force microscopes," *Review of Scientific Instruments*, vol. 72, no. 8, pp. 3320–3327, 2001.
- [121] S. M. Mirvakili and I. W. Hunter, "Multidirectional artificial muscles from nylon," *Advanced Materials*, vol. 29, no. 4, p. 1604734, 2017.
- [122] C. S. Haines, N. Li, G. M. Spinks, A. E. Aliev, J. Di, and R. H. Baughman, "New twist on artificial muscles," *Proceedings of the National Academy of Sciences*, vol. 113, no. 42, pp. 11709–11716, 2016.
- [123] M. D. Lima, N. Li, M. Jung de Andrade, S. Fang, J. Oh, G. M. Spinks, M. E. Kozlov, C. S. Haines, D. Suh, J. Foroughi, *et al.*, "Electrically, chemically, and photonically powered torsional and tensile actuation of hybrid carbon nanotube yarn muscles," *science*, vol. 338, no. 6109, pp. 928–932, 2012.
- [124] T. Tsabedze and J. Zhang, "Design, characterization, modeling, and comparison of helically wrapped super-coiled polymer artificial muscles," *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 331, p. 113018, 2021.
- [125] J. D. Madden and S. Kianzad, "Twisted lines: Artificial muscle and advanced instruments can be formed from nylon threads and fabric.," *IEEE pulse*, vol. 6, no. 1, pp. 32–35, 2015.
- [126] J. Zhang, K. Iyer, A. Simeonov, and M. C. Yip, "Modeling and inverse compensation of hysteresis in supercoiled polymer artificial muscles," *IEEE Robotics and Automation Letters*, vol. 2, no. 2, pp. 773–780, 2017.
- [127] S. Kianzad, M. Pandit, J. D. Lewis, A. R. Berlingeri, K. J. Haebler, and J. D. Madden, "Variable stiffness and recruitment using nylon actuators arranged in a pennate configuration," in *Electroactive Polymer Actuators and Devices (EAPAD) 2015*, vol. 9430, pp. 465–469, SPIE, 2015.
- [128] K. H. Cho, M. G. Song, H. Jung, J. Park, H. Moon, J. C. Koo, J.-D. Nam, and H. R. Choi, "A robotic finger driven by twisted and coiled polymer actuator," in

- Electroactive Polymer Actuators and Devices (EAPAD) 2016*, vol. 9798, pp. 275–281, SPIE, 2016.
- [129] L. Wu, M. J. de Andrade, L. K. Saharan, R. S. Rome, R. H. Baughman, and Y. Tadesse, “Compact and low-cost humanoid hand powered by nylon artificial muscles,” *Bioinspiration & biomimetics*, vol. 12, no. 2, p. 026004, 2017.
- [130] S. Seok, C. D. Onal, K.-J. Cho, R. J. Wood, D. Rus, and S. Kim, “Meshworm: a peristaltic soft robot with antagonistic nickel titanium coil actuators,” *IEEE/ASME Transactions on mechatronics*, vol. 18, no. 5, pp. 1485–1497, 2012.
- [131] M. Karhu and T. Lindroos, “Long-term behaviour of binary ti–49.7 ni (at. %) sma actuators—the fatigue lives and evolution of strains on thermal cycling,” *Smart materials and structures*, vol. 19, no. 11, p. 115019, 2010.
- [132] J. Van Humbeeck, “Shape memory alloys: a material and a technology,” *Advanced engineering materials*, vol. 3, no. 11, pp. 837–850, 2001.
- [133] J. Ryhänen, *Biocompatibility evaluation of nickel-titanium shape memory metal alloy*. Oulun yliopisto, 1999.
- [134] J. Zhang, A. Simeonov, and M. C. Yip, “Three-dimensional hysteresis compensation enhances accuracy of robotic artificial muscles,” *Smart Materials and Structures*, vol. 27, no. 3, p. 035002, 2018.
- [135] J. Zhang and M. C. Yip, “Three-dimensional hysteresis modeling of robotic artificial muscles with application to shape memory alloy actuators.,” in *Robotics: Science and Systems*, 2017.
- [136] M. M. Kheirikhah, S. Rabiee, and M. E. Edalat, “A review of shape memory alloy actuators in robotics,” *Robot soccer world cup*, pp. 206–217, 2010.
- [137] L. Petrini and F. Migliavacca, “Biomedical applications of shape memory alloys,” *Journal of Metallurgy*, vol. 2011, 2011.
- [138] V. Bundhoo, E. Haslam, B. Birch, and E. J. Park, “A shape memory alloy-based tendon-driven actuation system for biomimetic artificial fingers, part i: design and evaluation,” *Robotica*, vol. 27, no. 1, pp. 131–146, 2009.
- [139] M. G. Mataee, M. T. Andani, and M. Elahinia, “Adaptive ankle–foot orthoses based on superelasticity of shape memory alloys,” *Journal of intelligent material systems and structures*, vol. 26, no. 6, pp. 639–651, 2015.
- [140] D.-S. Copaci, D. Blanco, A. Martin-Clemente, and L. Moreno, “Flexible shape memory alloy actuators for soft robotics: Modelling and control,” *International Journal of Advanced Robotic Systems*, vol. 17, no. 1, p. 1729881419886747, 2020.

- [141] D. Copaci, L. Moreno, and D. Blanco, “Two-stage shape memory alloy identification based on the hammerstein–wiener model,” *Frontiers in Robotics and AI*, vol. 6, p. 83, 2019.
- [142] A. A. Araujo, E. A. Tannuri, and A. Forner-Cordero, “Simulation of model-based impedance control applied to a biomechatronic exoskeleton with shape memory alloy actuators,” in *2012 4th IEEE RAS & EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob)*, pp. 1567–1572, IEEE, 2012.
- [143] D. Jayatilake and K. Suzuki, “A multiple sma hybrid actuator to generate expressions on the face,” in *2010 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pp. 2203–2208, IEEE, 2010.
- [144] G. Lange, A. Lachmann, A. H. A. Rahim, M. H. Ismail, and C. Y. Low, “Shape memory alloys as linear drives in robot hand actuation,” *Procedia Computer Science*, vol. 76, pp. 168–173, 2015.
- [145] M. Lin, M. Vatani, J.-W. Choi, S. Dilibal, and E. D. Engeberg, “Compliant underwater manipulator with integrated tactile sensor for nonlinear force feedback control of an sma actuation system,” *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 315, p. 112221, 2020.
- [146] A. Golgouneh, B. Holschuh, and L. Dunne, “A controllable biomimetic sma-actuated robotic arm,” in *2020 8th IEEE RAS/EMBS International Conference for Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob)*, pp. 152–157, IEEE, 2020.
- [147] J. Zhang and Y. Yin, “Sma-based bionic integration design of self-sensor-actuator-structure for artificial skeletal muscle,” *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 181, pp. 94–102, 2012.
- [148] J. Ko, M. B. Jun, G. Gilardi, E. Haslam, and E. J. Park, “Fuzzy pwm-pid control of cocontracting antagonistic shape memory alloy muscle pairs in an artificial finger,” *Mechatronics*, vol. 21, no. 7, pp. 1190–1202, 2011.
- [149] K. Otsuka and C. M. Wayman, *Shape memory materials*. Cambridge university press, 1999.
- [150] Q. Zhou, “Energy transformation effects,[online] [http://www. control. hut. fi/kurssit/as-74.136/materials/effects_t. pdf](http://www.control.hut.fi/kurssit/as-74.136/materials/effects_t.pdf),” *Helsinki University of Technology Control Engineering Laboratory*, 2005.
- [151] M. M. S. F. Nascimento, C. J. d. Araújo, J. S. d. Rocha Neto, and A. M. N. d. Lima, “Electro-thermomechanical characterization of ti-ni shape memory alloy thin wires,” *Materials Research*, vol. 9, pp. 15–19, 2006.
- [152] A. Standard, “Standard terminology for nickel-titanium shape memory alloys,” *ASTM International, West Conshohocken, PA*, 2009.

- [153] W. J. Buehler and F. E. Wang, "A summary of recent research on the nitinol alloys and their potential application in ocean engineering," *Ocean Engineering*, vol. 1, no. 1, pp. 105–120, 1968.
- [154] P. Kumar and D. Lagoudas, "Introduction to shape memory alloys," in *Shape memory alloys*, pp. 1–51, Springer, 2008.
- [155] D. Vojtěch, J. Fojt, L. Joska, and P. Novák, "Surface treatment of niti shape memory alloy and its influence on corrosion behavior," *Surface and Coatings Technology*, vol. 204, no. 23, pp. 3895–3901, 2010.
- [156] M.-C. Tanzi, S. Farè, and G. Candiani, *Foundations of biomaterials engineering*. Academic Press, 2019.
- [157] M. Kohl, *Shape memory microactuators*. Springer Science & Business Media, 2004.
- [158] J. Van Humbeeck, "Non-medical applications of shape memory alloys," *Materials Science and Engineering: A*, vol. 273, pp. 134–148, 1999.
- [159] I. Hunter, S. Lafontaine, J. Hollerbach, and P. Hunter, "Fast reversible niti fibers for use in microrobotics," in *Proc. 1991 IEEE Micro Electro Mechanical Systems-MEMS*, vol. 91, pp. 166–170, 1991.
- [160] K. Otsuka and C. Wayman, "Shape memory materials cambridge univ," *Press, New York*, 1998.
- [161] P. Mc Comick, "On the practical efficiency of shape memory engines," *Scr. Metall.:(United States)*, vol. 21, no. 2, 1987.
- [162] F. Taylor and C. Au, "Forced air cooling of shape-memory alloy actuators for a prosthetic hand," *Journal of Computing and Information Science in Engineering*, vol. 16, no. 4, 2016.
- [163] A. Pathak, D. Brei, and J. Luntz, "Transformation strain based method for characterization of convective heat transfer from shape memory alloy wires," *Smart Materials and Structures*, vol. 19, no. 3, p. 035005, 2010.
- [164] Y. Tadesse, N. Thayer, and S. Priya, "Tailoring the response time of shape memory alloy wires through active cooling and pre-stress," *Journal of Intelligent Material Systems and Structures*, vol. 21, no. 1, pp. 19–40, 2010.
- [165] C. S. Loh, H. Yokoi, and T. Arai, "Natural heat-sinking control method for high-speed actuation of the sma," *International Journal of Advanced Robotic Systems*, vol. 3, no. 4, p. 42, 2006.

- [166] S. S. Cheng and J. P. Desai, "Towards high frequency actuation of sma spring for the neurosurgical robot-minir-ii," in *2015 IEEE international conference on robotics and automation (ICRA)*, pp. 2580–2585, IEEE, 2015.
- [167] A. M. Nizamani, J. Daudpoto, and M. A. Nizamani, "Development of faster sma actuators," *Shape memory alloys-fundamentals and applications*, pp. 106–126, 2017.
- [168] M. Moallem and V. A. Tabrizi, "Tracking control of an antagonistic shape memory alloy actuator pair," *IEEE Transactions on control systems technology*, vol. 17, no. 1, pp. 184–190, 2008.
- [169] T. Georges, V. Brailovski, and P. Terriault, "Characterization and design of antagonistic shape memory alloy actuators," *Smart Materials and Structures*, vol. 21, no. 3, p. 035010, 2012.
- [170] H. N. Bhargaw, B. Botre, S. Singh, S. Hashmi, S. Akbar, and P. Sinha, "Performance analysis of constant current heated antagonistic shape memory alloy actuator using a differential resistance measurement technique," *Smart Materials and Structures*, vol. 30, no. 12, p. 125031, 2021.
- [171] R. Britz, P. Motzki, and S. Seelecke, "Scalable bi-directional sma-based rotational actuator," in *Actuators*, vol. 8, p. 60, MDPI, 2019.
- [172] "Introduction," in *Engineering Aspects of Shape Memory Alloys* (T. W. Duerig, K. N. Melton, D. Stöckel, and C. M. Wayman, eds.), Butterworth-Heinemann, 1990.
- [173] SparkFun, "Sparkfun current sensor breakout - acs723," 2020. Last accessed 05 December 2022.
- [174] Melexis, "Digital plug and play infrared thermometer in a to-can," 2020. Last accessed 05 December 2022.
- [175] AMS, "ams ag, linear position sensors," 2021. Last accessed 05 December 2022.
- [176] Caperlan, "Trenza pesca braid tx4 amarillo," 2020. Last accessed 05 December 2022.
- [177] A. Flores Caballero, D. Sabin Copaci, Á. Villoslada Peciña, D. Blanco Rojas, and L. Moreno Lorente, "Sistema avanzado de protipado rápido para control en la educación en ingeniería para grupos multidisciplinarios," *Revista Iberoamericana de Automática e Informática industrial*, vol. 13, no. 3, pp. 350–362, 2016.
- [178] ST, "Stp310n10f7," 2021. Last accessed 05 December 2022.

- [179] M. Mosley, C. Mavroidis, and C. Pfeiffer, "Design and dynamics of a shape memory alloy wire bundle actuator," in *Proceedings of the ANS, 8th topical meeting on robotics and remote systems*, pp. 1–14, 1999.
- [180] K. Tanaka, S. Kobayashi, and Y. Sato, "Thermomechanics of transformation pseudoelasticity and shape memory effect in alloys," *International Journal of Plasticity*, vol. 2, no. 1, pp. 59–72, 1986.
- [181] I. Mihálcz, "Fundamental characteristics and design method for nickel-titanium shape memory alloy," *Periodica Polytechnica Mechanical Engineering*, vol. 45, no. 1, pp. 75–86, 2001.
- [182] Y. Parulekar and G. Reddy, "Nonlinear model of pseudoelastic shape memory alloy damper considering residual martensite strain effect," *Advances in Acoustics and Vibration*, vol. 2012, 2012.
- [183] R. Velázquez and E. E. Pissaloux, "Modelling and temperature control of shape memory alloys with fast electrical heating," *Int. J. Mech. Control*, vol. 13, no. 2, pp. 3–10, 2012.
- [184] Actuonix, "Actuonix motion devices - miniature linear motion series 116," 2020. Last accessed 05 December 2022.
- [185] M. Nordin and V. H. Frankel, *Basic biomechanics of the musculoskeletal system*. Lippincott Williams & Wilkins, 2001.