

Trabajo Fin De Grado

“Optimización de una malla de rehabilitación actuada mediante fibras SMA”

Sergio Felipe Junquera

Tutor:

Dorin Sabin Copaci

Leganés, 2018



[Incluir en el caso del interés de su publicación en el archivo abierto]

Esta obra se encuentra sujeta a la licencia Creative Commons
Reconocimiento – No Comercial – Sin Obra Derivada

RESUMEN

Este proyecto tiene como objetivo la optimización de un maillot de rehabilitación enfocado en la articulación del codo, mediante un actuador formado por una aleación con memoria de forma (Shape Memory Alloy, SMA).

El funcionamiento del actuador, se basa en la capacidad de variación de la estructura interna de los materiales por los que está formado. Esta variación, se debe a un aumento de la temperatura por el efecto Joule, originando una reducción de su longitud inicial y siendo esta reducción, el principio básico de desarrollo del movimiento.

Gracias a este sistema de actuación, el exoesqueleto se caracteriza por un nivel de ruido mínimo y por un peso menor, que junto con un diseño basado en cintas de ajuste, facilita el proceso de rehabilitación médica en pacientes que han sufrido la parálisis o pérdida de fuerza de las extremidad superior, debido a accidentes cerebrovasculares (ACV) como pueden ser ictus o infartos cerebrales.

Dicho diseño ayudará en la evolución del paciente para recuperar el movimiento y así poder ejecutar acciones de la vida diaria. Actuando en la neuroplasticidad, se consigue que una parte no dañada del cerebro tras un ACV sea capaz de recuperar acciones, en este caso motoras, de una zona afectada.

Palabras clave: Exoesqueleto, biomedicina, rehabilitación, SMA.

ABSTRACT

The aim of this project is to optimize a rehabilitation jersey focused on the elbow joint, by means of an actuator made up of a Shape Memory Alloy (SMA).

The operation of the actuator is based on the ability to change the internal structure of the materials it is made of. This variation is due to an increase in temperature due to the Joule effect, causing a reduction in its initial length and this reduction being the basic principle of movement development.

As a result of this action system, the exoskeleton is characterized by a minimum noise level and a lower weight, which together with a design based on adjustment bands, facilitates the medical rehabilitation process in patients who have suffered paralysis or loss of strength of the upper limb, due to stroke such as ictus or cerebral infarction.

This design will help in the evolution of the patient to recover the movement and thus to be able to execute actions of the daily life. By acting on neuroplasticity, an undamaged part of the brain after a stroke is able to recover actions, in this case motor actions, from an affected area.

Keywords: Exoskeleton, biomedicine, rehabilitation, SMA.

AGRADECIMIENTOS

En primer lugar, me gustaría agradecer a todas aquellas personas que durante mi vida como estudiante han contribuido a mi formación, no solo a nivel de estudios sino también como persona.

También me gustaría dedicar unas palabras de agradecimiento a mi familia, por transmitirme desde pequeño esa cultura del esfuerzo e ilusión, el ánimo que han insuflado, su comprensión en los momentos en los que no todo iba bien. Su paciencia consejos me han asistido hasta el final de esta etapa. Siempre han estado ahí cuando los he necesitado y siempre lo estarán.

De la misma manera, quiero reconocer la labor de mis amigos. Dedicado a aquellos junto a los que llevo toda mi vida, y aunque cada uno es diferente, para mí son igual de esenciales. Ellos han estado durante todo el proceso, acompañándome. Han sabido aconsejar, apoyar y son también parte fundamental de mi éxito. Cana, David, Diego y Edu, sin vosotros esto no hubiera sido posible.

En cuanto a la universidad, Jaime, que decirte que no sepas. Hemos sufrido lo insufrible pero lo hemos superado juntos. Me llevo un compañero, un amigo, un hermano. Todavía recuerdo el primer día que nos conocimos, tan distintos pero a la vez tan iguales. Parece que la universidad te puso en mi camino, como una alma gemela para poder afrontar todos los retos que hemos tenido. Por último y no menos importante, María, la mujer de la sonrisa permanente y alegría constante. Montes, este último año nos ha unido más que ninguno. Pelirrojo, tan peculiar como tu color de pelo, pero con un corazón de oro. También tengo recuerdos y buenas palabras para gente como Bea, Dolce, Dani Pelos, Lidia, Marina, Matteo o Miguel.

También tengo que agradecer el esfuerzo de mi tía Mari. Ella ha sido parte esencial de este proyecto, dedicándome su tiempo y habilidades para que este proyecto saliera adelante. Gracias también a Bomberos sin fronteras y a Jaime, por el material aportado y el esfuerzo que habéis hecho por que todo salga bien.

Por último, agradecer a la Universidad Carlos III de Madrid la posibilidad de realizar dicho trabajo. El tema de dicho trabajo me interesa profundamente y es uno de los campos a los que me querría dedicar en un futuro, por tanto, es fundamental poder dedicarme desde la universidad a mi futuro.

ÍNDICE DE CONTENIDOS

1. INTRODUCCIÓN Y OBJETIVOS.....	1
1.1. Introducción.....	2
1.2. Antecedentes.....	3
1.3. Objetivos y tareas	5
1.4. Estructura del proyecto.....	6
2. ESTADO DEL ARTE	8
2.1. Aleación de memoria de forma (SMA)	9
2.1.1. Aplicaciones	9
2.2. Actuador	14
2.2.1. Ventajas e inconvenientes	15
2.2.2. Crimpado	16
2.2.3. Dimensionado.....	16
2.3. Rehabilitación médica	17
2.3.1. Ejercicios para la rehabilitación médica del codo.	18
2.4. Exoesqueletos	19
3. DISEÑO OPTIMIZADO.....	26
3.1. Descripción.....	27
3.2. Estructura del exoesqueleto	28
3.3. Sistemas de sujeción.....	30
3.4. Crimpado y unión entre actuador y malla	33
3.5. Aislamiento térmico	38
3.6. Diseño e instalación del actuador	41
3.7. Diseño, montaje y calibración de la estructura de control.....	42
3.7.1. Hardware y software.....	43
3.7.2. FlexSensor. Sensorización del exoesqueleto.....	45
3.7.3. Electrónica de potencia.....	48
3.7.4. Esquema eléctrico del sistema de control.....	49
4. DATOS Y RESULTADOS DE LOS ENSAYOS EXPERIMENTALES	51
4.1. Ensayos y datos de partida del proyecto anterior	52
4.1.1. Datos obtenidos en ensayos con hilo de nylon.....	52

4.1.2 Datos obtenidos en ensayos con alimentación eléctrica.....	53
4.2 Cálculos y ensayos realizados para exoesqueleto optimizado.....	54
4.2.1 Cálculos teóricos sobre la alimentación eléctrica en hilos SMA.....	54
4.2.2. Ensayos teóricos del sistema de control	55
4.2.2.1 Comprobación del funcionamiento y calibración del sensor.....	56
4.2.2.2 Ensayo de control teórico	57
4.2.2.3 Análisis sobre la respuesta temporal del sistema.....	59
4.2.2.4. Ensayo de las actividades para la rehabilitación medica del codo	60
4.2.2.5. Filtro para la reducción o eliminación del ruido en la señal.....	61
4.2.3 Resultados obtenidos en los ensayos sobre el exoesqueleto optimizado	63
5. RESULTADOS OBTENIDOS TRAS DE LA OPTIMIZACIÓN.....	64
5.1 Resultados extraídos tras la optimización del exoesqueleto.....	65
5.1.1 Mejoras obtenidas en la composición del exoesqueleto.....	65
5.1.1.1. Estructura del exoesqueleto	65
5.1.1.2. Sistemas de sujeción.....	65
5.1.1.3. Crimpado y unión entre actuador y malla	66
5.1.1.4. Aislamiento térmico	66
5.1.2 Análisis de rendimiento entre el modelo anterior y el actual	67
5.1.2.1 Comparación de la respuesta temporal del sistema.....	67
5.1.2.2 Comparación de resultados de las actividades para la rehabilitación médica del codo.....	68
6. PRESUPUESTO.....	70
6.1 Presupuesto detallado	71
6.2 Impacto socio-económico.....	77
7. CONCLUSIONES Y TRABAJOS FUTUROS	78
7.1 Conclusiones.....	79
7.2 Líneas de trabajo futuras	79
7.2.1 Primera propuesta de mejora	79
7.2.2 Segunda propuesta de mejora	80
7.2.3 Más propuestas de mejora	80
REFERENCIAS	81
ANEXOS	85

ANEXO A: Technical Characteristics of Flexinol® Actuator Wires	86
ANEXO B: Datasheet del sensor de flexión	99
ANEXO C: Instalación del toolbox Waijung y UC3M-Beyond Control en Matlab-Simulink	102
ANEXO D: Planos de diseño de la pieza de crimpado	104

ÍNDICE DE FIGURAS

Fig. 1.1: Diseño exoesqueleto para rehabilitación médica del codo con actuadores de SMA.	3
Fig. 1.2: Exoesqueleto basado en la tecnología Aiding Sleeve.	4
Fig. 1.3: Banco de ensayos ligado a rehabilitación del codo y basado en actuadores SMA	4
Fig. 1.4: Malla actuada mediante fibras de SMA	5
Fig. 2.1: Fases de una aleación con memoria de forma [3].	9
Fig. 2.2: SMA que permite abrir una rendija del maletero para eliminar el aire interior [4].	10
Fig. 2.3: Mecanismo SMA que permite el movimiento del retrovisor en un vehículo [4].	10
Fig. 2.4: Actuador SMA en un robot murciélago [8].	11
Fig. 2.5: Aplicaciones SMA existentes y potencialmente existentes en el campo de la robótica [4]	11
Fig. 2.6: Turbina con geometría variable de Boeing [4].	12
Fig. 2.7: Catéter accionado mediante SMA y controlado mediante joystick [17].....	13
Fig. 2.8: Miocardio artificial realizado con fibras SMA [4].....	13
Fig. 2.9: Elementos actuador SMA.	14
Fig. 2.10: Bucle de control humano-exoesqueleto [28].....	19
Fig. 2.11: Exoesqueleto diseñado por Moubarak	20
Fig. 2.12: Exoesqueleto diseñado por Ngai	21
Fig. 2.13: Exoesqueleto Caden-7.....	22
Fig. 2.14: Exoesqueleto NEUROExos	23
Fig. 2.15 Exoesqueleto WOTAS para la supresión del temblor.....	24
Fig. 2.16: Estrategias para la supresión del temblor.....	25
Fig. 3.1: Idea inicial exoesqueleto [33]	27
Fig. 3.2: Maillot sobre el que se integra el actuador SMA.....	28
Fig. 3.3 Visualización de la electrónica de control a través de la malla.....	29
Fig. 3.4: Nueva costura del guante que permite la extracción con mayor facilidad.....	29
Fig. 3.5: Diferencia entre la hombrera actual y la instalada en el anterior proyecto.	30
Fig. 3.6: Cintas de sujeción y tensor de plástico	31
Fig. 3.7: Cintas que componían el arnés de sujeción.....	32

Fig. 3.8: Disposición del sistema de sujeción cinta-tensor y diseño acotado.....	32
Fig. 3.9: Elemento de crimpado del proyecto anterior [33].....	33
Fig. 3.10: Nueva pieza de crimpado	34
Fig. 3.11: Tensado de los hilos mediante la pieza de crimpado	35
Fig. 3.12: Fijaciones entre el actuador y la malla.....	36
Fig. 3.13: Elemento utilizado para la fijación entre actuador y malla.....	36
Fig. 3.14: Instalación del elemento de fijación sobre el guante, las cintas de polipropileno y la hombrera	36
Fig. 3.15: Comparación entre la clema actual y la clema utilizada en el proyecto anterior	37
Fig. 3.16: Vista interior de la clema de fijación entre la malla y el actuador.....	37
Fig. 3.17: Visualización del cable SMA en la zona del codo.....	38
Fig. 3.18: Aislamiento térmico de las partes metálicas del exoesqueleto	39
Fig. 3.19: Aislamiento del hilo SMA en la fosa del codo	40
Fig. 3.20: Recubrimiento de teflón entre piezas metálicas.....	40
Fig. 3.21: Configuración del diseño del actuador con hilos de SMA.....	41
Fig. 3.22: Vista en detalle del cable Bowden instalado en la malla.	42
Fig. 3.23: Microcontrolador STM32F407 [36]	43
Fig. 3.24: Lazo de control. Regulador BPID.....	44
Fig. 3.25: Término bilineal.....	44
Fig. 3.26: Regulador PID.....	44
Fig. 3.27: Módulo “Host”	45
Fig. 3.28: Sensor de flexión.....	46
Fig. 3.29: Circuito de acondicionamiento	46
Fig. 3.30: Visualización del bloque Average Filter (Filtro de la media).....	47
Fig. 3.31: Respuesta del sensor ante el movimiento de flexo-extensión.....	47
Fig. 3.32: Sistema formado por el manguito y el sensor	48
Fig. 3.33: Detalle de la placa base referente a la electrónica de potencia	48
Fig. 3.34: Esquema eléctrico sistema de control	50
Fig. 3.35: Conexión físico del sistema de control del exoesqueleto.....	50
Fig. 4.1: Diseño implementado durante los ensayos con hilo de nylon [33].....	52
Fig. 4.2 Diagrama de bloques del regulador BPID.	55

Fig. 4.3: Comparación entre la señal del sensor sin filtrar y filtrada.....	56
Fig. 4.4: Función para la calibración del sensor	57
Fig. 4.5: Primer ensayo de control con tren de pulsos de forma cuadrada.....	57
Fig. 4.6: Segundo ensayo de control con tren de pulsos de forma cuadrada.....	58
Fig. 4.7: Referencia sinusoidal	58
Fig. 4.8: Resultados del primer ensayo de control de la respuesta temporal del sistema	59
Fig. 4.9: Resultados del segundo ensayo de control de la respuesta temporal del sistema	60
Fig. 4.10: Resultado del ensayo para ejercicios de rehabilitación médica del codo.....	61
Fig. 4.11: Nueva configuración del filtrado de la señal en Matlab-Simulink	62
Fig. 4.12: Comparación entre la señal sin filtrar, con el filtro de la media, con un filtro paso bajo y con dos filtros paso bajo conectados en serie.....	62
Fig. 5.1: Resultado del ensayo de control del exoesqueleto anterior	67
Fig. 5.2: Resultado del ensayo de control del exoesqueleto optimizado.....	67
Fig. 5.3: Resultado del ensayo precedente para ejercicios de rehabilitación médica del codo	69
Fig. 5.4: Resultado del ensayo actual para ejercicios de rehabilitación médica del codo	69
Fig. 6.1: Desglose del presupuesto en función de las diferentes secciones.....	77

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 2.1: Técnicas de enfriamiento de un SMA [4].	16
--	----

ÍNDICE DE ACRÓNIMOS

ACV: Accidente cerebrovascular

ADC: Analog-to-Digital Converter (Conversor Analógico Digital)

ADL: Activities of Daily Living (Actividades básicas de la vida diaria)

BPID: Bilinear Proportional-Integral-Derivative controller (Controlador Bilineal Proporcional-Integral-Derivativo)

DOF: Degree Of Freedom (Grado de libertad)

GDL: Grado De Libertad

GND: Ground (Toma de tierra)

LED: Light-Emitting Diode (Diodo emisor de luz)

MEMS: Microelectromechanical Systems (Sistemas microelectromecánicos)

mHMI: Mechanical Human–Machine Interface (Interfaz mecánica hombre-máquina).

NiTi: Nitinol

OMS: Organización Mundial de la Salud

PID: Proportional-Integral-Derivative controller (Controlador Proporcional-Integral-Derivativo)

pHRI: Physical Human–Robot Interaction (Interacción física hombre-robot)

PWM: Pulse-Width Modulation (Modulación por ancho del pulso)

RCP: Rapid Control Prototyping (Prototipado de Control Rápido)

SMA: Shape Memory Alloys (Aleaciones con memoria de forma)

1. INTRODUCCIÓN Y OBJETIVOS

1.1. Introducción

El avance de las investigaciones y evolución tecnológica dentro del ámbito de la biomedicina es cada vez mayor. Esta evolución, origina un desarrollo de aplicaciones y actuadores dentro del terreno de la medicina, siendo cada vez más precisos, ligeros y con mayor capacidad de movimiento.

Dentro de esta evolución tecnológica, haciendo especial énfasis en el campo de los actuadores, se encuentran las aleaciones de memoria de forma o SMA, sin demasiado desarrollo dentro de la medicina, pero que en un futuro pueden ofrecer soluciones en el campo de la rehabilitación.

El presente Trabajo Fin de Grado, se plantea en torno a este tipo de actuadores y sus aplicaciones dentro del campo de la biomedicina. Este proyecto se ha realizado en el departamento de Automatización Industrial y Robótica en la Universidad Carlos III de Madrid.

Este trabajo parte de la base del proyecto Fin de Máster realizado por Jorge Melgosa Delgado: “Malla actuada con fibras SMA”. El objetivo de este proyecto es el de optimizar el diseño del exoesqueleto de rehabilitación médica que permite el movimiento de flexión-extensión mediante actuadores SMA.

Los actuadores SMA se instalan directamente sobre el maillot. Podemos considerar este tipo de exoesqueleto como un robot vestible, donde su diseño y optimización está orientado a obtener grandes ventajas respecto a otro tipo de exoesqueletos más rígidos, pesados y cuyo impacto visual no provoque un rechazo por parte del paciente.

La función principal del exoesqueleto se basa en servir de ayuda en la rehabilitación de extremidades del tronco superior. La variedad de pacientes hacia los que va enfocado dicho exoesqueleto es muy amplia: pacientes que hayan sufrido accidentes cerebrovasculares como puede ser un ictus o infarto cerebral, personas con enfermedades crónicas, personas con lesiones de codo o que cuenten con una movilidad reducida.

Por último, cabe destacar que es un diseño orientado a todo tipo de pacientes, ya que al estar formado por una malla flexible, puede ser sustituida por otra de diferente talla acorde a la complexión de la persona.

1.2. Antecedentes

Los antecedentes para la elaboración de este Trabajo de Fin de Grado vienen motivados por el desarrollo del primer exoesqueleto de rehabilitación médica del codo mediante fibras SMA, por el Departamento de Ingeniería de Sistemas y Automática de la Universidad Carlos III de Madrid.

Además, mediante el artículo “SAS: SMA Aiding Sleeve”, obra de Lara I. Ammar [1], del que se hace una breve descripción, surge una idea para un nuevo diseño del exoesqueleto anteriormente nombrado.

Los antecedentes a dicho proyecto se detallan a continuación:

- Artículo científico [2] publicado en International Conference on Neuro-Rehabilitation. El trabajo expuesto en dicho artículo, forma parte de la Tesis Doctoral “Actuadores no lineales y entornos de simulación para dispositivos de rehabilitación”, de Dorin Copaci, doctorando en el Departamento de Ingeniería de Sistemas y Automática de la Universidad Carlos III de Madrid. En dicha tesis, se ha diseñado y construido un exoesqueleto para la rehabilitación médica del codo mediante actuadores SMA (Fig. 1.1). Este exoesqueleto, exige la utilización de una estructura formada por un sistema de poleas.



Fig. 1.1: Diseño exoesqueleto para rehabilitación médica del codo con actuadores de SMA.

- Artículo científico [1] publicado en International Conference on Robotics and Biomimetic. El artículo trata sobre un exoesqueleto que se caracteriza por la utilización de muelles SMA, ubicándolos de tal manera que la contracción de los muelles origina el movimiento en el codo (Fig.1.2).

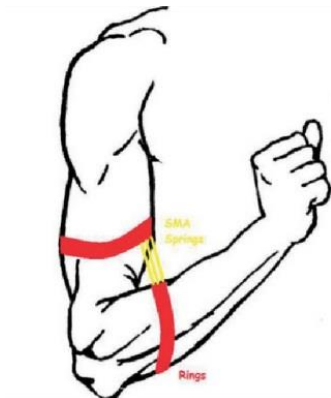


Fig. 1.2: Exoesqueleto basado en la tecnología Aiding Sleeve.

- Trabajo de investigación tutelado. Asignatura obligatoria del Máster en Robótica y Automatización, “Implementación, puesta a punto y ajuste del sistema de control PID de un banco de ensayos de exoesqueleto para rehabilitación médica del codo basado en actuadores de SMA” (Fig. 1.3), realizado por Enrique Caño. En este trabajo se realizó el montaje de los sensores del exoesqueleto descrito en la Fig. 1.1), se realizaron pruebas de control y funcionamiento, cambiando el número de hilos de SMA, el tipo de hilo (alta o baja temperatura) y distintos cables tipo Bowden. Con las diferentes configuraciones, se pretendía conseguir la composición que reportase un comportamiento óptimo. Dicho trabajo, sirvió de base para el Trabajo de Fin de Master “Diseño, montaje y pruebas de control de nuevo concepto de exoesqueleto para el codo basado en actuadores de SMA”, de E. Caño.

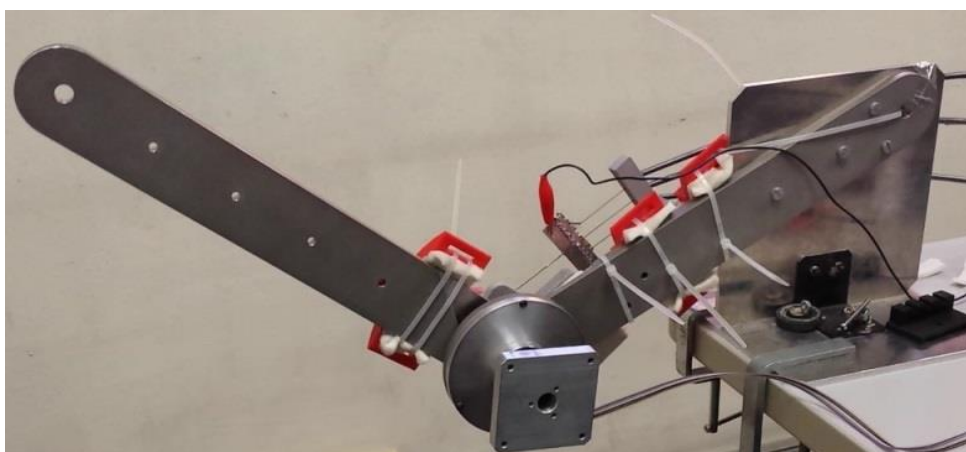


Fig. 1.3: Banco de ensayos ligado a rehabilitación del codo y basado en actuadores SMA

- Trabajo Fin de Máster, “Malla actuada con fibras de SMA”, de Jorge M. Delgado. En este trabajo se diseñó una malla vestible y actuada mediante fibras SMA (Fig. 1.4), con un sistema de correas, fijaciones y carente de elementos rígidos. Este proyecto sirvió de base para el presente Trabajo de Fin de Grado.



Fig. 1.4: Malla actuada mediante fibras de SMA

1.3. Objetivos y tareas

El interés por diseñar un exoesqueleto de este tipo, se centra en las principales aplicaciones que presentan este tipo de sistemas cuando se utilizan en tareas de rehabilitación médica. Entre las distintas utilidades existentes, las más importantes son:

- Recuperación de pacientes que hayan sufrido accidentes cerebrovasculares. Esta malla se puede utilizar en pacientes que después de un ataque cerebral, sufren hemiparesia o hemiplejía, que implica cierta dificultad para realizar actividades diarias. Con este tipo de rehabilitación, se potencia su capacidad de movimiento y disminuye la dificultad a la hora de realizar el movimiento de flexo-extensión.
- Recuperación de lesiones musculares debido al movimiento de la extremidad por medio de la malla.
- Rehabilitación de lesiones medulares incompletas. En este tipo de lesión, algunas de las conexiones nerviosas siguen funcionando y la persona mantiene la sensibilidad o el movimiento por debajo de la zona afectada.
- Rehabilitación para personas de avanzada edad o con bajo tono muscular.

El objetivo principal de este proyecto consiste en optimizar el diseño anterior, mejorando algunos de los puntos débiles o subsanando problemas hallados en el anterior diseño.

Para ello, las principales tareas a desarrollar son:

- En primer lugar, estudio del diseño de la anterior malla de rehabilitación.
- Una vez realizado dicho estudio, localizar y listar los principales problemas que presenta dicho diseño y mejorar los aspectos que se crean necesarios.
- Proponer una solución lógica y satisfactoria para dichos problemas.

1.4. Estructura del proyecto

Capítulo 1. Introducción y objetivos. Expone los elementos generales del proyecto, como los antecedentes, los objetivos, tareas a desarrollar y una visión breve de la forma en la que se ha organizado el documento.

Capítulo 2. Estado del arte. Define el funcionamiento de las aleaciones con memoria de forma. También se detallan las aplicaciones que tienen los materiales con memoria de forma dentro de diferentes campos, tanto de la industria como de la medicina. Por último, describe diferentes tipos de exoesqueletos utilizados en el campo de la medicina.

Capítulo 3. Diseño optimizado. Presenta las modificaciones pertinentes realizadas sobre el exoesqueleto de rehabilitación médica del codo mediante actuadores SMA que, en comparación con el anterior diseño, optimiza errores o subsana los problemas encontrados.

Capítulo 4. Datos y resultados de los ensayos experimentales: Resume los diferentes ensayos realizados en el proyecto anterior con el fin de recrear y mejorar el diseño. Con el diseño optimizado, se realizan ensayos de control y se analiza la respuesta del exoesqueleto ante una señal de referencia y una señal sinusoidal, análoga al movimiento de flexo-extensión.

Capítulo 5. Resultados obtenidos tras de la optimización. Realiza una comparación, exponiendo los resultados del diseño optimizado en comparación con el exoesqueleto anterior.

Capítulo 6. Presupuesto. Especifica el presupuesto que supone la optimización del exoesqueleto vestible. También presenta un desglose del presupuesto en función de las horas de trabajo, herramientas y materiales utilizados durante la mejora de la malla de rehabilitación. Finalmente, se analiza el impacto socio-económico que puede generar la ejecución de dicho proyecto.

Capítulo 7. Conclusiones y trabajos futuros. Analiza los resultados obtenidos durante los capítulos anteriores y se extraen las conclusiones pertinentes acerca del exoesqueleto. Finalmente, propone trabajos futuros de mejora.

Anexo A: Technical Characteristics of Flexinol® Actuator Wires.

Anexo B: Datasheet del sensor de flexión.

Anexo C: Instalación del toolbox Waijung y UC3M-Beyond Control en Matlab-Simulink.

Anexo D: Planos de diseño de la pieza de crimpado.

2. ESTADO DEL ARTE

2.1. Aleación de memoria de forma (SMA)

La base de su funcionamiento viene dado por el cambio que se produce en su microestructura al someterlos a variaciones de temperatura. Esta variación de temperatura se puede realizar por medio de corrientes eléctricas aplicadas en el material o aumentando la temperatura con métodos como la radiación, convección o conducción. Como consecuencia del calentamiento, el material se transforma a una microestructura de martensita a bajas temperaturas y austenita a altas temperaturas (Fig. 2.1), siendo al contrario durante la fase de enfriamiento [3].

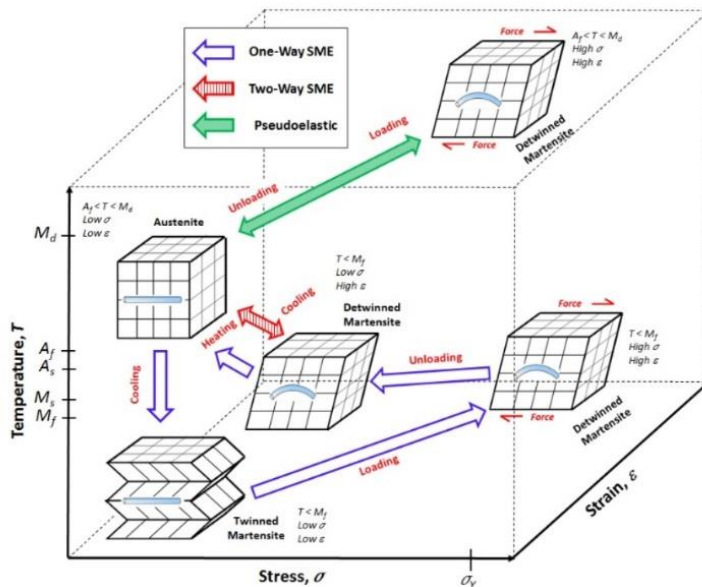


Fig. 2.1: Fases de una aleación con memoria de forma [3].

2.1.1. Aplicaciones

La evolución de los materiales SMA para diferentes y variadas aplicaciones se debe a sus notables y útiles propiedades. Es por ello, que ha suscitado gran interés en cuanto a investigación se refiere, con especial énfasis en los campos de la automoción, la robótica, la industria aeroespacial y por último, guardando relación con dicho trabajo, la biomedicina.

- **Automoción**

En un coche familiar, los actuadores tradicionales realizan unas 200 tareas [4]. La modernización en el ámbito de la automoción, ha motivado a los investigadores a desarrollar sistemas de actuadores mediante materiales inteligentes. Además, los fabricantes se centran en dichos materiales ya que reducen el peso, son más sencillos y ocupan menos volumen, por lo que reducen el consumo de combustible del vehículo. Los actuadores, se catalogan en tres tipos:

1. Actuadores de baja potencia para aspectos estéticos y de confort.
2. Actuadores de alta potencia para el control de vehículos.
3. Actuadores de alta frecuencia para controlar el rendimiento del motor.

Los actuadores SMA se encuentran dentro de la primera categoría y son aplicables, en menor medida, a elementos de la segunda categoría.

Los actuadores de SMA se utilizan como actuadores lineales, por ejemplo, el ajuste de rendijas que facilitan la apertura del maletero (Fig. 2.2), el control de los espejos retrovisores (Fig. 2.3) y la regulación de la temperatura. También se utilizan como actuadores térmicos para controlar la temperatura del motor, la carburación, la lubricación y los embragues en trenes de potencia [5].

Los elementos de memoria de forma gracias a su capacidad de transformación se emplean en aplicaciones de aerodinámica y temas estéticos [4].



Fig. 2.2: SMA que permite abrir una rendija del maletero para eliminar el aire interior [4].

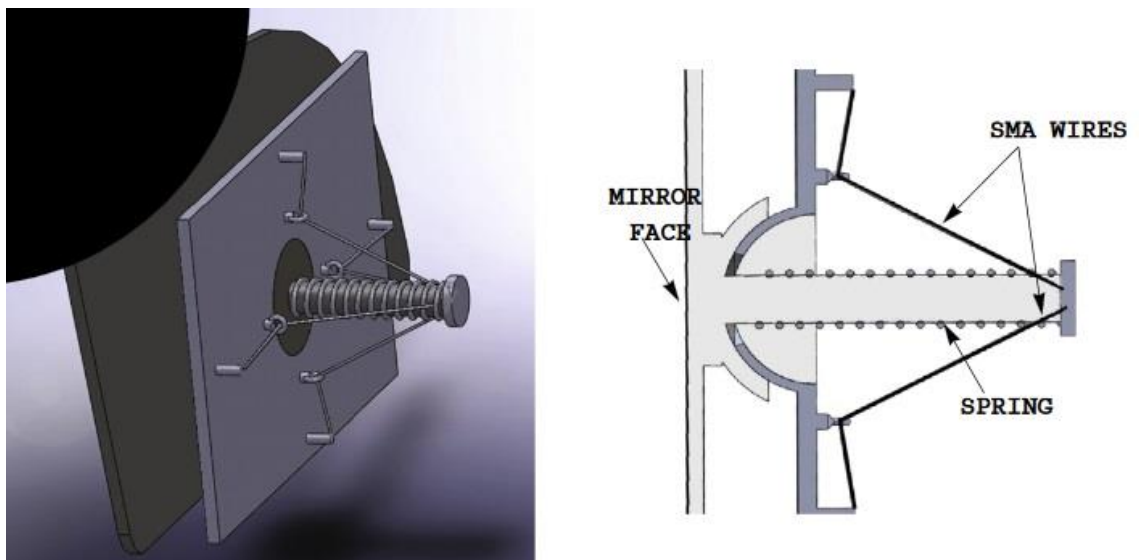


Fig. 2.3: Mecanismo SMA que permite el movimiento del retrovisor en un vehículo [4].

- **Robótica**

El avance en los materiales inteligentes abre nuevos frentes en los sistemas de actuación robótica.

Una de las grandes ventajas competitivas de las aleaciones SMA en el campo de la robótica, es su capacidad para operar a baja velocidad [6].

La mayoría de aplicaciones SMA dentro del campo de la robótica están basadas en la biología, ya que pueden imitar mejor que otros actuadores, los músculos tanto del cuerpo humano como los de diferentes seres de la naturaleza. Por lo tanto, se utilizan en la realización de exoesqueletos, pinzas, piernas y manos robóticas [7], además de en distintos robots con formas de organismos tales como murciélagos, tortugas, serpientes o escorpiones (Fig. 2.4 y 2.5).

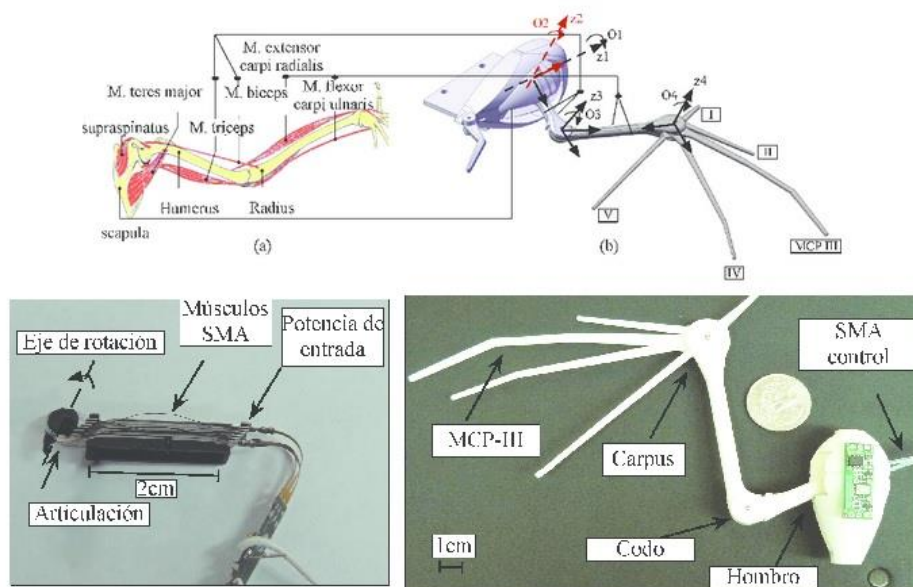


Fig. 2.4: Actuador SMA en un robot murciélago [8].



Fig. 2.5: Aplicaciones SMA existentes y potencialmente existentes en el campo de la robótica [4]

- **Industria aeroespacial**

El exitoso camino de las aplicaciones de materiales SMA en la industria aeroespacial, comenzó en 1971 con su aplicación en un acoplamiento para líneas hidráulicas en aviones de combate F14 [9].

La compactibilidad y la capacidad para soportar elevadas cargas dinámicas hicieron que los investigadores se interesaran por estos materiales para utilizarlos en aplicaciones aeroespaciales [10].

Uno de los ejemplos más relevantes se encuentra en el proyecto Darpa, que tenía como objetivo el desarrollo de ‘alas inteligentes’ actuadas por SMA.

Otro trabajo notable fue el proyecto SAMPSON, utilizado en las boquillas de los motores de las aeronaves, de acuerdo a las condiciones de vuelo. Por último, cabe destacar el telescopio espacial Hubble, que cuenta con un elemento actuador SMA para los mecanismos de apertura y despliegue de paneles solares [6].



Fig. 2.6: Turbina con geometría variable de Boeing [4].

- **Biomedicina**

La primera aplicación biomédica de SMA se remonta a 1971 cuando George B.Andreasen desarrolló los alambres de un puente ortodóntico [11].

Otra de las aplicaciones dentro de la biomedicina, es la creación de una válvula para la administración de medicamentos [12].Mientras trabajaba en el proyecto Brite-Euram, desarrolló un aparato para la administración de medicamentos al paciente, evitando así las inyecciones.

También hay que reseñar el caso de Naresh V.Datla y su equipo [13], desarrollaron una aguja actuada mediante SMA que facilita navegar dentro de los músculos del cuerpo humano en casos de cirugía.

Las SMA se aplican con gran frecuencia en la rehabilitación de los trastornos neuromusculares. Estos trastornos afectan al movimiento del músculo y ante la falta de movimiento, producen una discapacidad temporal o permanente.

La biocompatibilidad de las aleaciones con memoria de forma tipo NiTi (Níquel-Titanio) ha hecho que sean factibles a la hora de su aplicación en el ámbito de la biomedicina [14].

En relación a la rehabilitación de lesiones producidas por accidentes cerebrovasculares, se han desarrollado programas de asistencia basados en SMA [15], manos protésicas basadas en resortes SMA como actuadores [16] o exoesqueletos actuados mediante hilos de SMA para la articulación del codo [2]. También se ha implementado en la creación de un catéter accionado mediante SMA y controlado por un joystick (Fig. 2.7) y en la creación de un miocardio artificial para ser aplicado en el masaje cardíaco durante una emergencia, con el objetivo de recuperar la fibrilación ventricular (Fig. 2.8).

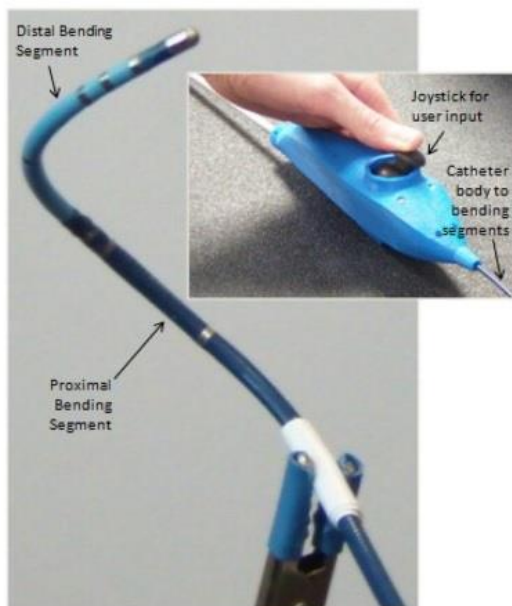


Fig. 2.7: Catéter accionado mediante SMA y controlado mediante joystick [17]

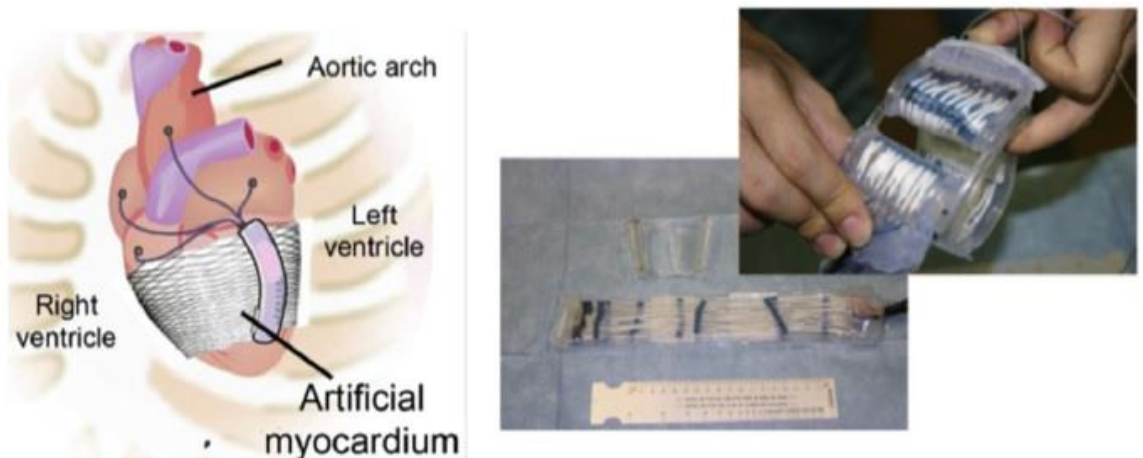


Fig. 2.8: Miocardio artificial realizado con fibras SMA [4].

2.2. Actuador

Los principales elementos que componen un actuador SMA son (Fig. 2.9):

- **Cable Bowden**

Consiste en un sistema de transmisión mecánica formado por un alma interior metálica y una cubierta exterior flexible. La función principal del cable Bowden consiste en guiar el hilo SMA, facilitando así la transmisión mecánica producida por la contracción de los hilos, generando el movimiento del actuador. Además, reduce las pérdidas mecánicas producidas por la disminución de la tensión de los hilos de SMA [18].

- **Cubierta teflón**

Permite aislar eléctricamente los hilos de SMA, alimentados mediante corriente eléctrica para producir el cambio de fase y por tanto, la contracción de los hilos.

Además, el teflón posee un bajo coeficiente de fricción, prácticamente cercano a cero. El coeficiente de fricción representa la facilidad o dificultad que poseen los cuerpos para deslizarse unos sobre otros o sobre cualquier superficie. Por lo tanto, esto quiere decir que además de la protección que ofrece, el teflón no supone un impedimento para la contracción de los hilos SMA.

Asimismo, es un material antiadherente, propiedad que añade resistencia frente a gran variedad de productos químicos.

De la misma manera, resulta ser excelente dentro de un amplio rango de temperaturas, entre $-200\text{ }^{\circ}\text{C}$ y $260\text{ }^{\circ}\text{C}$, sin producirse deformación plástica por el efecto del calor [19].

- **Hilos de SMA**

Se construye el actuador con diferente número de hilos, eligiendo por características el que mejor cumpla la función a desempeñar. Hay que tener en cuenta las diferentes propiedades: alta temperatura, baja temperatura, diámetro, consumo y par generado. Todas estas características se tienen en cuenta a la hora de diseñar el actuador.



Fig. 2.9: Elementos actuador SMA.

2.2.1. Ventajas e inconvenientes

Dentro de las grandes ventajas que nos proporcionan las SMA [20], las principales se citan a continuación:

- Son más pequeños y ligeros respecto a otros actuadores, debido a ello, permiten reducir el peso y la complejidad de los dispositivos.
- La relación fuerza-peso es muy alta: un hilo de Flexinol® 510 μ m puede ejercer una fuerza en la deformación por tracción de 35N.
- En la deformación por tracción, el ciclo de recuperación es muy similar al comportamiento de los músculos del cuerpo humano.
- Capacidad para absorber esfuerzos axiales inesperados. Los esfuerzos axiales actúan a lo largo del eje longitudinal y son movimientos similares, aunque de mayor intensidad, a los que se producen cuando se realiza el movimiento de flexión-extensión del brazo. Las aleaciones SMA, cuentan con cierta elasticidad, la cual, permite al material aguantar esfuerzos axiales dentro de un determinado rango sin dañarse o romperse.
- Son más silenciosos en su funcionamiento cuando se emplean como un actuador. Es una característica destacable a la hora de realizar equipos de rehabilitación, ya que no alteran el entorno acústico cuando se utilizan.
- Al ser activados mediante calor, no es exclusivamente necesario una alimentación eléctrica para su funcionamiento.
- La parte relacionada con la electrónica de potencia y control no genera complejidad.

Por el contrario, presentan los siguientes inconvenientes [20] :

- Están caracterizados por procesos de histéresis, que se producen durante el calentamiento/enfriamiento, dificultando así el control de su respuesta temporal al tratarse de un sistema no lineal.
- El control depende exclusivamente de la temperatura: proceso de calentamiento/enfriamiento, temperatura ambiente y materiales que integran el actuador. Por lo tanto, es necesario realizar un análisis para optimizar la velocidad de calentamiento/enfriamiento, teniendo en cuenta la absorción/disipación de calor.
- Baja frecuencia entre activaciones. Debemos tener en cuenta que, aunque es bastante rápido a la hora de enfriarse, la respuesta hasta que se produce completamente dicha acción es relativamente lenta. El tiempo entre un movimiento de flexión y el siguiente se realizará de forma más lenta que mediante otros actuadores.
- Energéticamente ineficiente. La energía térmica que se produce durante el calentamiento no se aprovecha.
- Dificultad para diseñar una idónea disposición física del actuador. Los hilos de SMA se contraen únicamente un 4%(como máximo), por lo tanto se requieren grandes superficies lineales o angulares para movilizar una extremidad.

A fin de mejorar el comportamiento térmico de las SMA, es posible utilizar diferentes técnicas de refrigeración que aumenten la velocidad con la que se enfría el actuador, tal y como se indica a continuación en la Tabla 2.1.

Tabla 2.1: Técnicas de enfriamiento de una SMA [4].

Técnica de enfriamiento	Proporción en la mejora de la velocidad durante el enfriamiento
Aumentar el estrés	1,2:1
Uso de cable de temperatura más alta	2:1
Uso de material sólido de disipación de calor	2:1
Aire a presión	4:1
Lubricante termo conductor	10:1
Inmersión en aceite	25:1
Agua con Glicol	100:1

2.2.2. Crimpado

Técnica que permite mantener en tensión el filamento de SMA de tal forma que, al producirse la contracción de los hilos, no se produzcan pérdidas mecánicas y se pueda aprovechar dicho contracción para realizar el movimiento de flexo-extensión.

2.2.3. Dimensionado

Es necesario realizar un análisis de la aplicación para la cual se va a desarrollar este proyecto con el fin de observar que desplazamiento se necesita para realizar el movimiento. Además, se debe tener en cuenta el par necesario para realizar dicho movimiento.

Por otro lado, con el fin de calcular la longitud de los hilos, se ha de tener en cuenta que un hilo de SMA se contrae como máximo un 4% de su longitud total, por tanto, para una contracción requerida (C), la longitud total de los hilos será:

$$L = \frac{C}{4/100} = 25 \cdot C \quad (1)$$

En segundo lugar, se calcula la resistencia eléctrica de los hilos. Teniendo en cuenta la resistencia de los hilos de SMA por unidad de longitud (R') y la longitud L (de cada hilo), se calcula la resistencia eléctrica total(R):

$$R = R' \cdot L \quad (2)$$

Al utilizar un número determinado de hilos SMA conectados en paralelo, la resistencia total es:

$$R = \frac{R' \cdot L}{n} \quad (3)$$

Según el datasheet incluido en el *Anexo A: Technical Characteristics of Flexinol® Actuator Wires*, la corriente eléctrica que consume un hilo durante una contracción de un segundo es de $I(n)$ amperios. Teniendo en cuenta el número de hilos(n) y la resistencia total, se aplica la Ley de Ohm. El cálculo de la tensión de alimentación de la instalación es el siguiente:

$$V = I \cdot n \cdot R \quad (4)$$

La potencia consumida por los hilos SMA se calcula en función de la tensión de alimentación, la intensidad que recorre cada hilo y el número de hilos:

$$P = V \cdot I \cdot n \quad (5)$$

2.3. Rehabilitación médica

Los accidentes cerebrovasculares (ACV) se han convertido en uno de los problemas más comunes y que más afectados origina. En este tipo de accidentes, tienen la misma importancia tanto los que producen la muerte como los que producen discapacidad. Según la OMS, se calcula que alrededor de 15 millones de personas sufren ACVs en el mundo al año [21].

Dichos accidentes, originan daños neuronales permanentes, complicaciones derivadas de dichos daños e incluso la muerte. También producen la pérdida de funciones cerebrales debido a trastornos sufridos en el riego sanguíneo del cerebro [22].

Los daños producidos por un ACV afectan a un área del cerebro, originando problemas de memoria y trastornando hasta en un 85% las funciones motoras del lado opuesto del cuerpo al área cerebral afectada [23]. Este tipo de desorden, recibe el nombre de hemiparálisis o hemiplejía.

Durante las semanas siguientes a la lesión, los síntomas se suelen recuperar de manera espontánea pero originan movimientos inestables, propios de la hemiparálisis. Los trastornos motores se dividen en: pérdida del control individual de articulaciones, debilidad y contracciones musculares descontroladas. Estas debilidades y contracciones musculares anormales, producen interrupciones de los movimientos en las extremidades del tronco superior y la pérdida de destreza, originando discapacidades [24].

La capacidad de un individuo para moverse es necesaria para realizar las actividades básicas de la vida diaria (ADL). Los trastornos del movimiento, reducen significativamente la calidad de vida del paciente. Afortunadamente, existen varias soluciones para restaurar la funcionalidad de las extremidades superiores, como por ejemplo, órtesis o exoesqueletos, estimulación eléctrica funcional y fisioterapia. El resultado positivo de la rehabilitación física, en el caso de los trastornos neurológicos, depende en gran medida de: el inicio, la duración, la intensidad y la orientación de las tareas del entrenamiento, así como del estado de salud, la atención y el esfuerzo del paciente. Las repeticiones intensas de actividades motoras coordinadas constituyen una carga significativa para los terapeutas que asisten a los pacientes. Además, y por razones económicas, la duración de la rehabilitación primaria es cada vez más corta. Estos problemas, probablemente aumentarán en el futuro a medida que la esperanza de vida siga aumentando, acompañada del predominio de discapacidades motoras tanto moderadas como graves en la población de edad avanzada. Para contrarrestar estos problemas, los estudios de investigación prevalecientes presentan una amplia variedad de dispositivos que ayudan específicamente a la rehabilitación física. De hecho, los dispositivos robóticos ya se utilizan en la práctica clínica, así como en la evaluación clínica [25].

El objetivo que se pretende alcanzar con la utilización de exoesqueletos es el de aumentar la eficacia de la rehabilitación y reducir el tiempo de esta. Además, se pueden reducir los costes, no solo materiales, sino los costes asociados de las actividades ejecutadas para el tratamiento de los pacientes. Por último y no menos importante, se reduce la carga de trabajo en fisioterapeutas debido a las repeticiones intensas del movimiento durante las tareas de rehabilitación.

2.3.1. Ejercicios para la rehabilitación médica del codo.

La rehabilitación para pacientes que han sufrido un ACV, es un proceso con límites en el tiempo y orientado a objetivos concretos dentro de un plazo determinado. La finalidad es conseguir la máxima capacidad funcional motora del paciente y evitar complicaciones, para así poder facilitar la reintegración y la independencia del sujeto en todos los ámbitos de la vida [26].

Lo ambiguo en el tema de la rehabilitación del ACV es el hecho de que existen multitud de técnicas y ninguna de ellas ha demostrado ser superior a las demás. Ante esta tesitura, la conclusión lógica es que no existe un método del todo eficaz [27].

Desde el punto de vista temporal, podemos estructurar la rehabilitación en tres periodos; agudo, subagudo y de estado. La utilización de exoesqueletos se centra en los dos primeros, que comprenden desde la instauración del ACV hasta el inicio de la fase de trabajo activo por parte del paciente para la recuperación de fuerza y coordinación. En el periodo de estado, el esfuerzo terapéutico va encaminado a la adaptación del paciente a la situación funcional y no a la recuperación del déficit perdido.

Para realizar la movilización de la articulación del codo podemos utilizar el exoesqueleto desarrollado en el presente proyecto, reduciendo el tiempo de rehabilitación, analizando de forma objetiva la evolución del paciente y aliviando la carga de trabajo del fisioterapeuta.

2.4. Exoesqueletos

Un exoesqueleto es un sistema máquina-hombre que se centra en el ser humano. Está diseñado como una estructura mecánica externa cuyas articulaciones corresponden a las del cuerpo o extremidades humanas.

Se combina la inteligencia humana y la potencia de la máquina para mejorar la inteligencia de la máquina y la potencia del operador humano. Como resultado, el operador humano puede lograr lo que no es capaz de hacer por sí mismo.

Los exoesqueletos ahora se refieren a sistemas que expanden o aumentan las habilidades físicas. Ayudan a una persona a levantar o llevar cargas más pesadas, correr más rápido y saltar más alto.

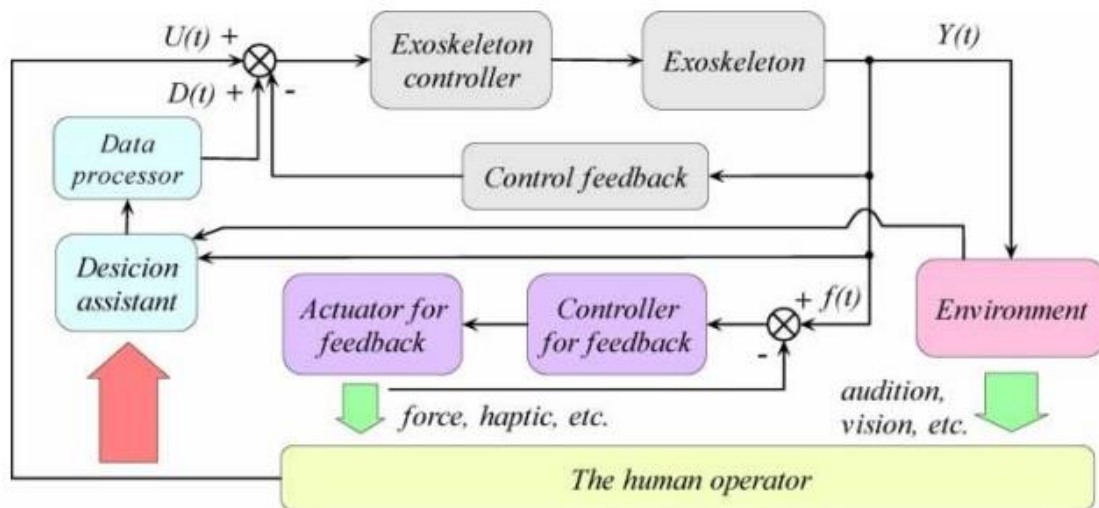


Fig. 2.10: Bucle de control humano-exoesqueleto [28].

Como se observa en la Fig. 2.10, en la arquitectura de control, el operador humano no es sólo el comandante o el supervisor del sistema, sino también una parte en el bucle de control. En el bucle, el operador humano es el que toma decisiones y el exoesqueleto el que implementa tareas, aunque la información de retroalimentación recibida por el operador humano y el exoesqueleto sigue intercambiándose bilateralmente entre sí.

Si es necesario, el exoesqueleto también puede tomar el deber de fusión de datos, procesamiento de datos e incluso ayudar al operador humano en la toma de decisiones. En consecuencia, el exoesqueleto tiene una mayor inteligencia integrada y una mayor adaptabilidad a entornos no estructurados [28].

A continuación, se analizan diferentes exoesqueletos y sus características más notables, desarrollados para la rehabilitación o mejora de funcionamiento de las extremidades del tronco superior:

- Exoesqueleto creado por Moubarak et al. [29] (Fig. 2.11). Consiste en cuatro articulaciones giratorias que cubren los grados básicos de libertad del brazo humano. Consta de un soporte para brazo y un soporte para la muñeca, con 8 sensores de fuerza integrados que envían señales de información al controlador con el fin de estimar el estado del usuario y sus intenciones de movimiento. Cada motor está conectado a un accionamiento y puede ser controlado por par o por velocidad. El brazo está unido al exoesqueleto por medio de soportes neumáticos internos, ajustables al brazo y la muñeca. El movimiento de rotación se transmite desde los ejes del motor a los ejes de la articulación mediante sistemas de engranajes cónicos, rígidos y compactos. El prototipo es relativamente ligero (10 Kg).

Los cuatro GDL activos del prototipo, funcionan mediante motores eléctricos sin escobillas, de alto par y dimensiones relativamente pequeñas. Estos motores, están equipados con codificadores magnéticos de alta resolución para la medición de la retroalimentación de posición.

La altura de los hombros, la anchura de los hombros y la longitud de los brazos se pueden variar mediante tres motores de corriente continua que se adaptan a las dimensiones corporales del usuario.

Se utilizan 4 sensores que rodean el brazo y la muñeca con el fin de detectar todas las interacciones entre el usuario y el robot.

Finalmente, los 4 accionamientos, los 3 motores DC de adaptabilidad y los 8 sensores de fuerza están conectados a la misma tarjeta de interfaz electrónica.

La tarjeta electrónica intercambia información y señales de control, toda la información de retroalimentación y enviando las señales de control apropiadas al sistema dependiendo de la estrategia de entrenamiento.

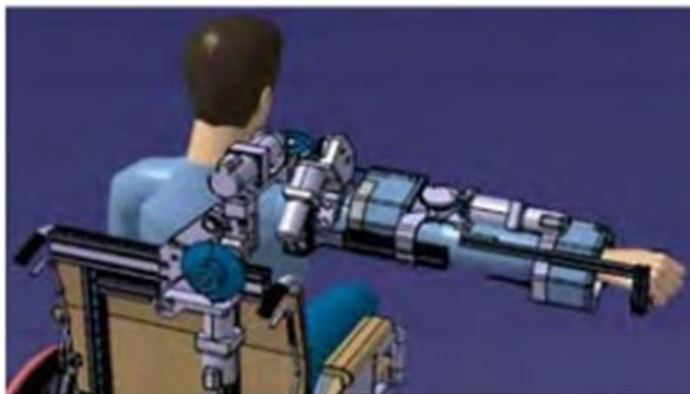


Fig. 2.11: Exoesqueleto diseñado por Moubarak

- Exoesqueleto creado por Ngai et al. [30] (Fig. 2.12). Ayuda al usuario suministrando energía adicional en las actividades diarias que implican agarre y supinación/pronación del antebrazo. Está destinado a personas que tienen movimientos débiles de la mano o de la muñeca debido a la edad o una lesión (por ejemplo, síndrome del túnel carpiano).

La estructura principal, está compuesta por dos unidades separadas. La primera unidad es la "unidad estacionaria", que se fija al antebrazo mediante el uso de un manguito de presión de aire. La segunda unidad es la parte que genera los pares de giro y los transfiere a la muñeca. La "unidad giratoria" gira alrededor de la unidad estacionaria. Cuando el motor gira, el hilo de un lado está bajo tensión, lo que arrastra la unidad giratoria en esa dirección. El resultado es una rotación relativa con respecto a la unidad estacionaria. La unidad giratoria se sujeta a la muñeca mediante un manguito de espuma de poliestireno con forma personalizada. Cuando la unidad giratoria gira, prona o supina el antebrazo.

Se caracteriza por utilizar como actuador un motor paso a paso. Este motor está controlado por una serie de bobinas electromagnéticas que rodean un eje central magnético (rotor). En base a qué bobinas tienen corriente, los campos magnéticos atractivos y repulsivos hacen que el rotor gire.

El mecanismo de control se eligió teniendo en cuenta la seguridad. Para evitar que el exoesqueleto continúe su movimiento, el usuario sólo tiene que dejar de mantener pulsado el interruptor. Para confirmar que el sistema ha recibido la entrada del usuario y que el exoesqueleto se está activando, se utilizan LED como retroalimentación visual para el usuario.

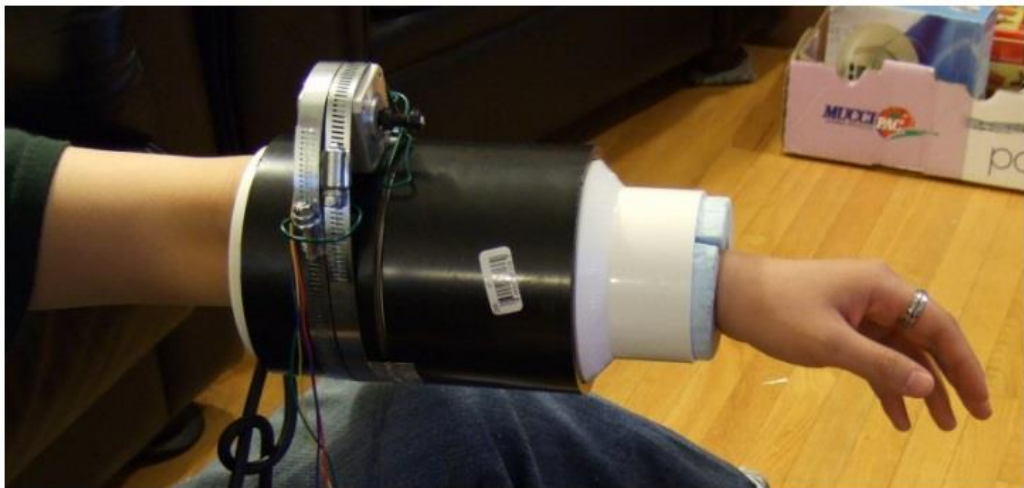


Fig. 2.12: Exoesqueleto diseñado por Ngai

CADEN-7 [31] (Fig. 2.13). Se caracteriza por presentar 7 GDL y por utilizarse para asistir a pacientes en la realización de tareas de la vida diaria (ADL). Su funcionamiento se basa en la activación de motores eléctricos. Para los pacientes con accidente cerebrovascular y lesión de la columna cervical, la elevación no asistida del brazo es difícil, si no imposible.

Los mHMIs son los componentes físicos que acoplan mecánicamente el brazo humano y la estructura del exoesqueleto, y permiten la transmisión de fuerza entre ellos.

La relación resistencia-peso de los materiales y motores eléctricos existentes, así como la relación energía-peso de las fuentes de alimentación, no están todavía al nivel de desarrollo necesario para poder catalogar a este exoesqueleto de portátil. Las precauciones de seguridad se han implementado en tres niveles, incorporados en los diseños mecánico, eléctrico y de software:

- En el diseño mecánico, los topes físicos evitan que los segmentos se desplacen excesivamente, lo que podría provocar la hiperextensión o la hiperflexión de las articulaciones individuales.
- El sistema eléctrico está equipado con tres interruptores de apagado de emergencia.
- La redundancia en la detección de posiciones, permite que el software supervise la integridad de la transmisión de potencia. Un deslizamiento de la transmisión, existente entre los motores y el dispositivo final, crea una discrepancia de posición, lo que conduce a la parada inmediata del sistema.

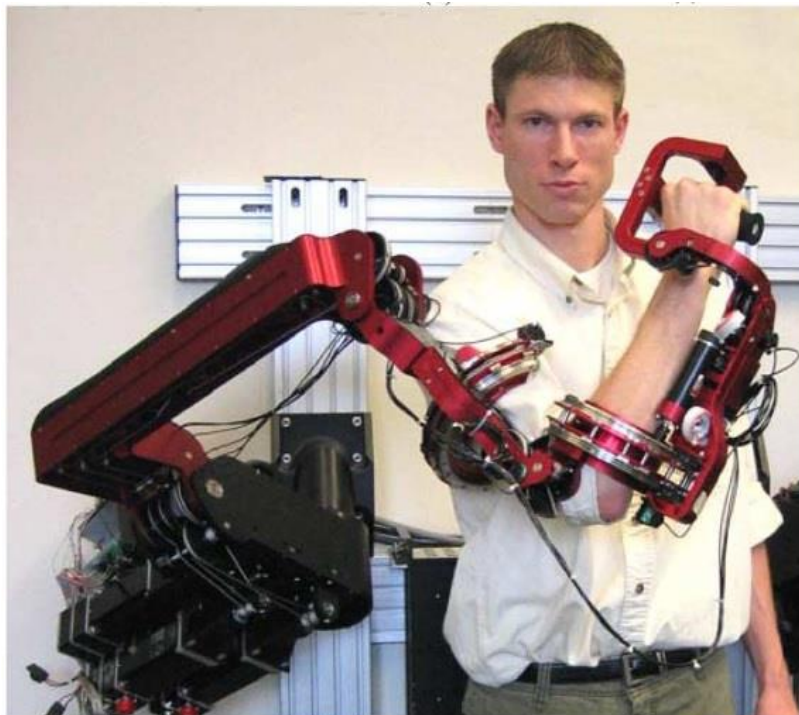


Fig. 2.13: Exoesqueleto Caden-7

- NEUROExos [23] (Fig. 2.14). De igual manera que el presente proyecto, este exoesqueleto se diseñó para la rehabilitación médica del codo en pacientes que hayan sufrido un ACV. Se trata de un exoesqueleto con 4GDL, actuado mediante cilindros hidráulicos y sensorizado con encoders para el control de posición. NEUROExos presenta tres soluciones de diseño innovadoras:
 1. Una estructura mecánica compacta y ligera, con eslabones de doble concha y una amplia zona de pHRI para minimizar la presión sobre la piel.
 2. Un mecanismo pasivo de cuatro grados de libertad (4-DOF) descarga la articulación del codo de cargas no deseadas.
 3. Un sistema de accionamiento remoto, con un control independiente de la posición y un control del par de impedancia, cercana a cero.

En cuanto al sistema de sensorización, un codificador óptico incremental es ensamblado coaxialmente con la polea motriz y el engranaje central para medir el ángulo de flexión. Cada cable antagonista sale de la caja de conexiones de cable Bowden, pasa a través de una polea libre, y, a continuación, se enrosca en la polea motriz. La estructura mecánica del sensor de fuerza fue diseñada para trabajar en condiciones seguras contra cualquier sobrecarga. Por último, se utilizan dos potenciómetros lineales para la medición de las posiciones de los pistones con una precisión de 0,01 mm.

El sistema de actuación de NEUROExos permite el uso de dos estrategias de control alternativas: el control de conformidad pasiva y el control de par.

1. Control Pasivo de Conformidad: se inspira en el sistema musculo esquelético humano, que potencia las extremidades mediante el uso de pares de músculos antagonistas.
2. Control de par: Para poder utilizarlo en las estrategias de control del paciente en carga, el control de par debe ser capaz de proporcionar al paciente un par de asistencia con una impedancia de salida cercana a cero, es decir, con una rigidez parásita de la articulación de mínima a nula.

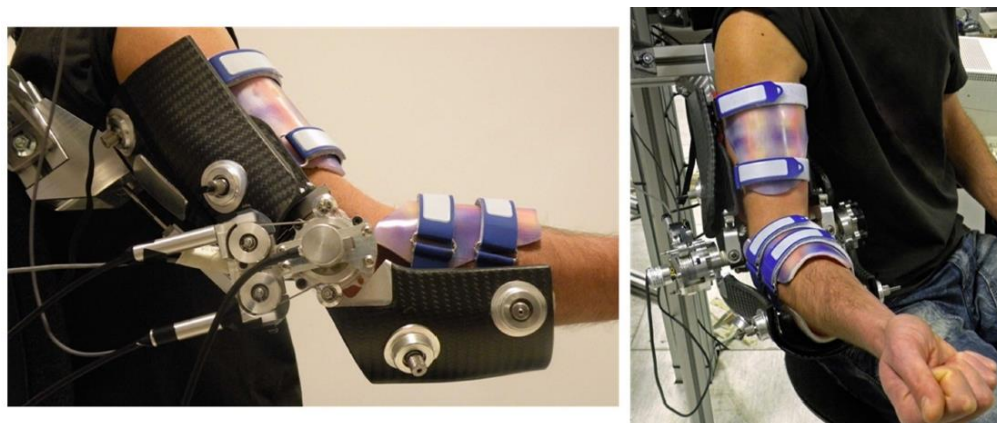


Fig. 2.14: Exoesqueleto NEUROExos

- WOTAS [32] (Fig. 2.15). El concepto WOTAS consiste en desarrollar un sistema activo de exoesqueleto para miembros superiores, basado en tecnologías robóticas capaces de aplicar fuerzas para cancelar el temblor y recuperar la cinemática de la extremidad superior. Consta de tres grados de libertad: flexión-extensión del codo, pronación-supinación del antebrazo y flexión-extensión de la muñeca. En el diseño final, WOTAS restringe el movimiento de aducción-abducción en la muñeca. Esta medida se tomó porque es el movimiento del miembro superior con menor impacto en la vida diaria. Se seleccionó el duraluminio como material para construir una estructura ligera, con suficiente rigidez para soportar los esfuerzos. Debido a los problemas encontrados con los motores ultrasónicos, se construyó un nuevo dispositivo utilizando motores de corriente continua como elemento de accionamiento. El control se lleva a cabo en el entorno MatLab RT. Esta interfaz monitorea las señales y ajusta los parámetros del controlador en tiempo real durante el control ejecución de la estrategia. También es posible guardar toda la información percibida por los sensores para futuros análisis.

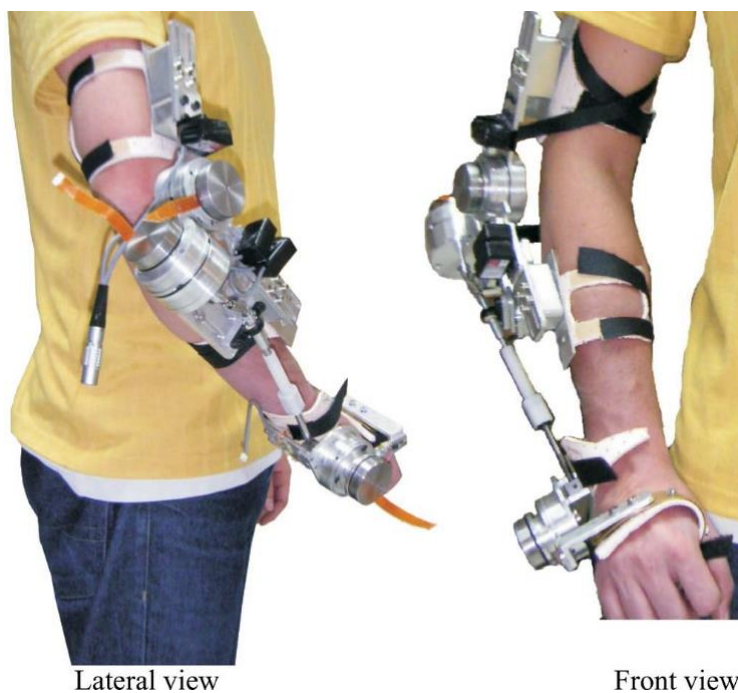


Fig. 2.15 Exoesqueleto WOTAS para la supresión del temblor

Este exoesqueleto no se utiliza para la rehabilitación de la articulación, si no que se utiliza para la supresión de los temblores por parte del paciente. Para ello, cuenta con varias estrategias para la supresión del temblor (Fig. 2.16):

- Monitorización. No ofrece resistencia alguna al movimiento del paciente, ni voluntario ni tembloroso.
- Modo activo: Cancelación mediante la monitorización del temblor y actuación en contrafase.
- Modo pasivo: Se amortigua mecánicamente los movimientos del temblor, simulando la aplicación de viscosidad o inercia sobre el miembro para disipar las vibraciones.

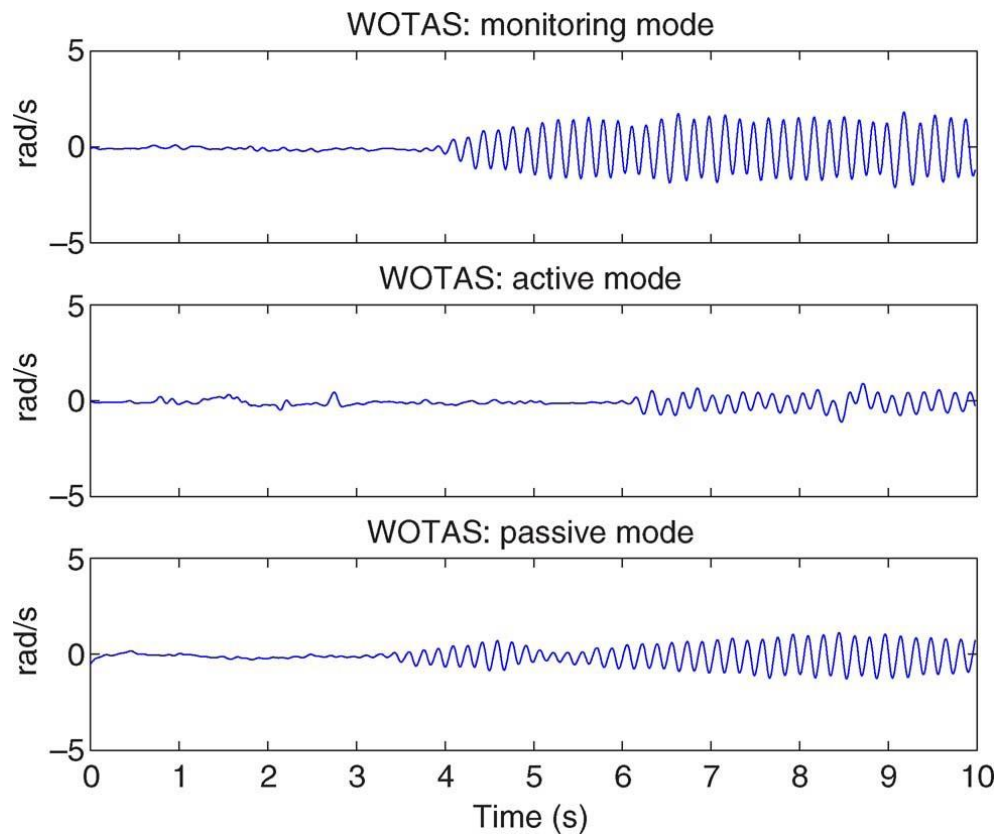


Fig. 2.16: Estrategias para la supresión del temblor.

3. DISEÑO OPTIMIZADO

3.1. Descripción

La base sobre la que se parte para la mejora de diseño, es el trabajo de Fin de Máster de Jorge Melgosa (Fig. 3.1), que consiste en un exoesqueleto para la rehabilitación de pacientes sobre la articulación del codo mediante actuadores SMA.

Este rediseño parte con la idea de dotar al exoesqueleto de ciertas ventajas respecto a su versión anterior:

- Disminución del peso del exoesqueleto al sustituir las fijaciones entre la malla y el paciente.
- Aumentar el confort del paciente, reduciendo los tiempos de colocación y retirada del exoesqueleto. Además, se dota al exoesqueleto de un aspecto más sobrio para no producir en el paciente una sensación incómoda o de rechazo.
- Crear un producto de manera que las sujeciones sean fácilmente ajustables e implemente la electrónica en la malla, dotando así al exoesqueleto de una característica como es la semiportabilidad.
- Bloquear las articulaciones mediante sujeciones para evitar movimientos de pronación-supinación.
- Mejorar el crimpado para soportar la tensión que se produce durante el movimiento de flexión- extensión.
- Mejorar las fijaciones entre la malla y el actuador para evitar que se desprendan entre sí debido a la tensión.
- Aislar al paciente térmicamente para evitar molestias o incluso quemaduras cuando el exoesqueleto se encuentre en funcionamiento.

Una vez se presentan las ventajas que se presuponen para el nuevo diseño, se divide el exoesqueleto en diferentes secciones, cada una de las cuales, aportará las mejoras descritas anteriormente.



Fig. 3.1: Idea inicial exoesqueleto [33]

3.2. Estructura del exoesqueleto

El actuador mediante SMA se implementa sobre un maillot de ciclismo (Fig. 3.2), el cual permite una cómoda colocación y retirada del exoesqueleto. Además, al contar con una cierta elasticidad debido a su composición, dota al exoesqueleto de una versatilidad a la hora de utilizarlo en personas de diferente complejión. Los bolsillos situados en la zona lumbar permiten alojar la electrónica en la malla y hacer de este exoesqueleto un modelo semiportable.



Fig. 3.2: Maillot sobre el que se integra el actuador SMA

Sobre el maillot se realizan una serie de modificaciones con el propósito de mejorar la comodidad, la ergonomía y el rendimiento del exoesqueleto.

La primera de esta serie de modificaciones, consiste en la colocación de dos aberturas con su respectivo velcro en la parte posterior de la malla. Con estas aberturas en la parte trasera, se consigue acceder al interior de la malla con facilidad y así poder realizar modificaciones en la posición del actuador, modificando las clemas que lo guían de una manera cómoda y sencilla. Además, se realiza el aislado térmico de la malla con mayor facilidad ya que al tener acceso al interior de la malla a través de las aberturas, podemos adherir los parches de aislamiento con mayor sencillez como se demuestra en el apartado 3.5 *Aislamiento térmico*.

Así mismo, la disposición de las aberturas nos permite acceder al interior de la malla y colocar el manguito donde se aloja el sensor en la posición que se desee (Fig. 3.3). Con esta modificación, lo que se consigue es mayor facilidad de recolocación del manguito en el caso de que se mueva de la posición inicial y falsee la medida del sensor.



Fig. 3.3 Visualización de la electrónica de control a través de la malla

Por lo tanto, la mejora realizada aporta cierta facilidad a la hora de realizar el ensamblaje de los diferentes elementos que forman el exoesqueleto y acceso a los elementos internos: la malla, el actuador y la sensorización.

La siguiente de las modificaciones tiene que ver con el guante de fijación. Se ha realizado un tipo de costura que permite al paciente quitarse el guante con mayor facilidad (Fig. 3.4). Para ello, se cosen $\frac{3}{4}$ partes del guante, dejando la parte restante en la zona que se puede unir mediante el velcro. Esta modificación, permite al paciente poder sacar la mano con sencillez y por lo tanto, disminuir el tiempo de extracción del exoesqueleto.



Fig. 3.4: Nueva costura del guante que permite la extracción con mayor facilidad

Otro de los puntos negativos de la malla, se encuentra en la hombrera instalada en el exoesqueleto anterior. Aunque el propósito de la hombrera es válido, presiona demasiado el brazo a la altura del bíceps, por lo tanto, quitarse el exoesqueleto se hace demasiado difícil y ralentiza el tiempo de extracción. Para subsanar dicho error, basta con cortar una parte de la hombrera (Fig. 3.5), con ello se consigue que el actuador pueda seguir ejerciendo tensión, ya que la parte del crimpado en el hombro no se modifica y permite al usuario una retirada más cómoda y rápida del exoesqueleto una vez se termine con la rehabilitación.

Además, esta modificación supone una mejora sustancial para la ergonomía del paciente. El hecho de aliviar la presión debido a la modificación de la malla, permite prolongar la duración de la rehabilitación sin que el paciente sienta incomodidad.



Fig. 3.5: Diferencia entre la hombrera actual y la instalada en el anterior proyecto.

3.3 Sistemas de sujeción

Para obtener un diseño funcional del exoesqueleto, se debe utilizar un sistema de sujeciones que permita la unión entre el actuador y el brazo del paciente. Todos los elementos de sujeción irán integrados en el maillot y esto se consigue gracias a un sistema compuesto por cintas de polipropileno, que se sitúan estratégicamente a lo largo del brazo.

Por lo tanto, uno de los puntos fundamentales consiste en la colocación de las cintas de sujeción. La zona de mayor importancia es la próxima a la articulación del codo, ya que en esta parte se genera toda la fuerza de flexión para realizar el movimiento de cierre de la articulación. Por ello, las cintas se colocan con la menor distancia posible entre ellas, para lograr que el desplazamiento de los hilos de SMA sea el menos posible. También hay que tener en cuenta que si esta distancia no es lo suficientemente grande, no permitirá el movimiento de flexión del brazo.

En este proyecto, se parte de la configuración óptima obtenida en el apartado “4.1.2. Ensayos de flexión de la malla con alimentación eléctrica”, del trabajo de Jorge

Melgosa [33], donde se obtiene la posición de las cintas en función del tipo de actuador, configuración, tipo de hilo, etc.

Para fijar de manera óptima el exoesqueleto al brazo del paciente, junto con las cintas de polipropileno, se utilizan unos tensores de plástico (Fig. 3.6) que reemplazan a las hebillas de metal utilizadas en el proyecto anterior.

Unida al tensor y sobre la malla, se colocan las cintas de polipropileno que servirán tanto para guiar el actuador como para fijar el brazo del paciente a la malla. Estas cintas se cosen directamente al maillot y junto a los tensores de plástico, sirven para ajustar la cinta al diámetro del brazo (Fig. 3.6). Las cintas se cosen según la configuración óptima que se obtiene del proyecto anterior [33].



Fig. 3.6: Cintas de sujeción y tensor de plástico

Otro aspecto a tener en cuenta es el guante de bloqueo. Se trata de un guante unido en la zona de la muñeca que sirve para bloquear los posibles movimientos de pronación-supinación de la articulación. El hecho de permitir dicho movimiento generaría pérdidas mecánicas al realizarse el desplazamiento de los hilos SMA. Además, posibilitar este movimiento, reduce de manera considerable el ángulo de flexión del codo.

Por último, en este nuevo diseño se eliminan todas las cintas de polipropileno que componían una estructura similar a la de un arnés (Fig. 3.7). Estas cintas no suponen ninguna mejora en el exoesqueleto, ya que no aportan sujeción y únicamente suponen un impedimento, ralentizando el tiempo de instalación y añadiendo peso al exoesqueleto.



Fig. 3.7: Cintas que componían el arnés de sujeción.

Finalmente, se muestra la disposición de los diferentes elementos de sujeción instalados sobre la malla (Fig. 3.8).

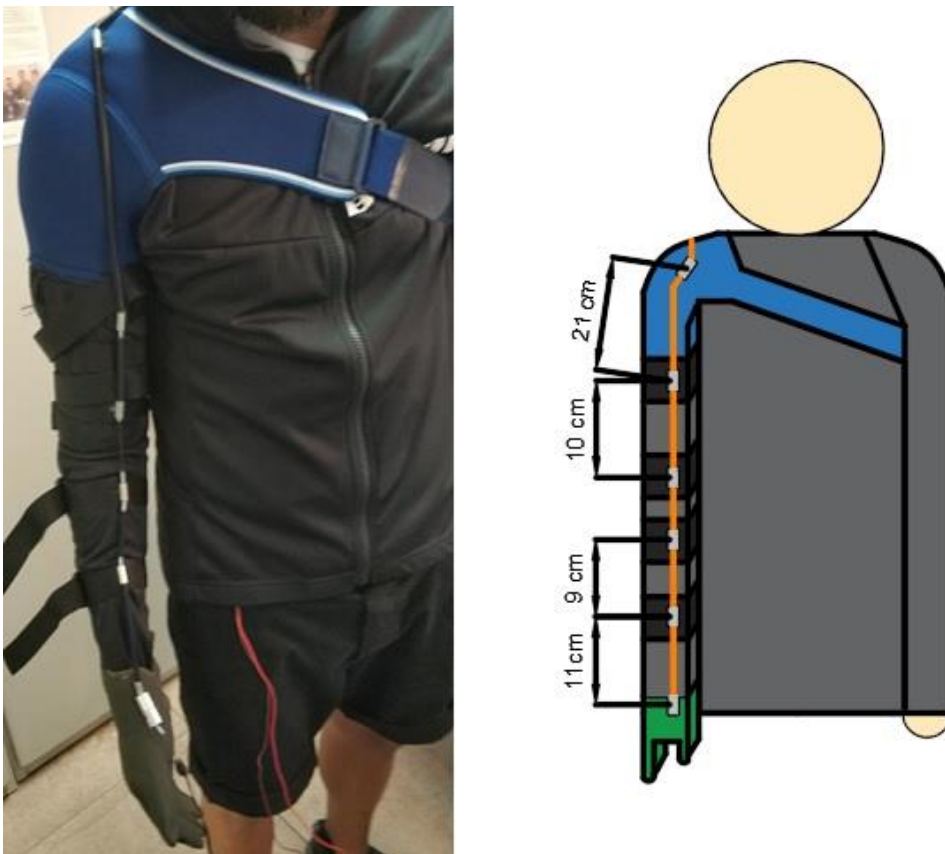


Fig. 3.8: Disposición del sistema de sujeción cinta-tensor y diseño acotado

3.4 Crimpado y unión entre actuador y malla

El proceso de crimpado, técnica detallada en el apartado 2.2.2. *Crimpado*, se efectúa mediante una pieza que se instala en cada extremo del actuador y que hace las veces de tope. Con este mecanismo, al realizarse la flexión del brazo no se producen pérdidas mecánicas y el movimiento se ejecuta de manera correcta y eficiente.

El sistema de crimpado en el diseño del exoesqueleto anterior, aunque es eficaz, no es eficiente. Al utilizar dicha solución, lo que se consigue es emplear mayor cantidad de hilo SMA, ya que para fijar bien los hilos, estos se deben enrollar en el conjunto tornillo-tuerca (Fig. 3.9). Además, este tipo de conjunto no ofrece una garantía de crimpado fiable, ya que si no se envuelve de la manera correcta el hilo sobre el tornillo, al producirse tensión en dicha zona, la presión que ejerce el tornillo-tuerca no es suficiente y el hilo es expulsado de la pieza de crimpado.



Fig. 3.9: Elemento de crimpado del proyecto anterior [33]

Para solucionar el problema, se diseña y fabrica una pieza especial para realizar el crimpado del actuador. Esta pieza se fabrica en aluminio para la zona del guante ya que es un material más ligero que el acero pero que soporta perfectamente la temperatura a la que se calientan los hilos. En el otro extremo del actuador se instala otra pieza, esta vez se realiza en acero, ya que además de servir como método de crimpado, debido a que tiene mayor peso que la pieza de aluminio, sirve como plomo para tirar del cable y que se mantenga en el suelo.

Como vemos en la imagen (Fig. 3.10), se trata de una pieza formada por dos mitades: una de ellas es una conexión hembra que cuenta con una rosca interior y un agujero pasante en la vertical. La otra, es un tornillo roscado que además de contar con un agujero pasante que permite introducir los hilos de SMA, cuenta con dos agujeros por los que se roscarán uno tornillos, que permitirán estrangular los hilos de SMA y mantenerlos fijos en una posición determinada. Se debe tener cuidado a la hora de apretar los tornillos ya que demasiada presión podría dañar el hilo de SMA.



Fig. 3.10: Nueva pieza de crimpado

Para que se ejecute correctamente el movimiento de flexión, los hilos deben estar completamente tensos en la totalidad del actuador. La pieza diseñada permite que, si los hilos de SMA no se encuentran lo suficientemente tensos, se puedan ajustar sin necesidad de desmontar el actuador. Para ello, una vez se fijan los hilos SMA a la parte superior mediante los tornillos, basta con desenroscar la parte inferior, la cual está contigua a la clema eléctrica o al cable Bowden del final del actuador, produciéndose así el tensado de los hilos (Fig. 3.11).



Fig. 3.11: Tensado de los hilos mediante la pieza de crimpado

Con el diseño de esta pieza, se consigue mayor fiabilidad a la hora de realizar el crimpado del hilo y así resolver los posibles problemas que se derivan del uso del método tornillo-tuerca.

Por otro lado, para realizar la unión entre el maillot y el actuador, se colocan unas piezas metálicas (Fig. 3.12) situadas estratégicamente a lo largo de la malla, que permiten fijar el actuador a lo largo del brazo para que este se flexione o contraiga una vez se alimenten los hilos de SMA. Este elemento (Fig. 3.13) se obtiene del interior de las clemas eléctricas, las cuales cuentan con un orificio pasante y dos tornillos que estrangulan dicho orificio. Los tornillos cuentan con una arandela que hace de tope y que permite la unión entre el maillot y el actuador.



Fig. 3.12: Fijaciones entre el actuador y la malla



Fig. 3.13: Elemento utilizado para la fijación entre actuador y malla

Dicho elemento se situará sobre cada una de las cintas de polipropileno, sobre el guante y la hombrera (Fig. 3.14). Con esta disposición, se procura que el actuador se posicione en una superficie lo suficientemente resistente como para aguantar el movimiento de flexión-extensión sin que se produzcan daños en el maillot.



Fig. 3.14: Instalación del elemento de fijación sobre el guante, las cintas de polipropileno y la hombrera

Debido a los problemas originados por las clemas del anterior proyecto, se opta por sustituir las clemas metálicas por unas con las dimensiones adecuadas (Fig. 3.15). El problema radica en que, a causa de su pequeño tamaño, la tirantez que había en la zona donde se unían con el actuador era demasiado grande, por lo tanto, debido al uso continuado de la malla, la clema no aguantaba la tensión y se desmontaba. Por lo tanto, se utilizan clemas de mayor tamaño, unidas mediante un tornillo y una arandela que fijan de manera eficiente la malla con el actuador y ocupan mayor superficie dentro de la malla (Fig. 3.16), por lo que aguantan mejor la presión que se produce en dicho punto.

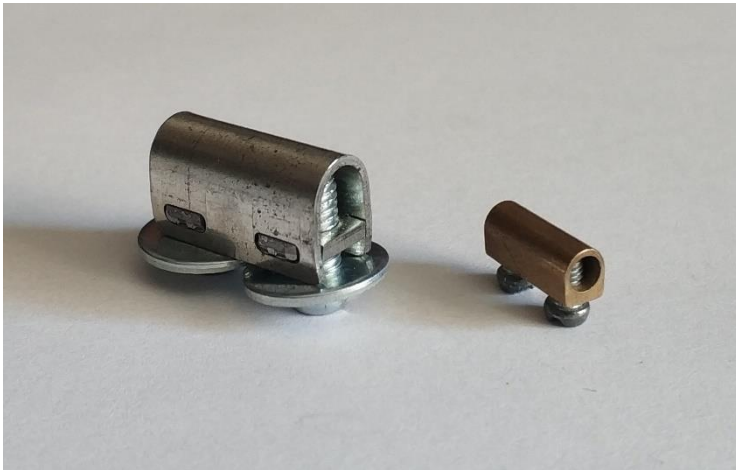


Fig. 3.15: Comparación entre la clema actual y la clema utilizada en el proyecto anterior

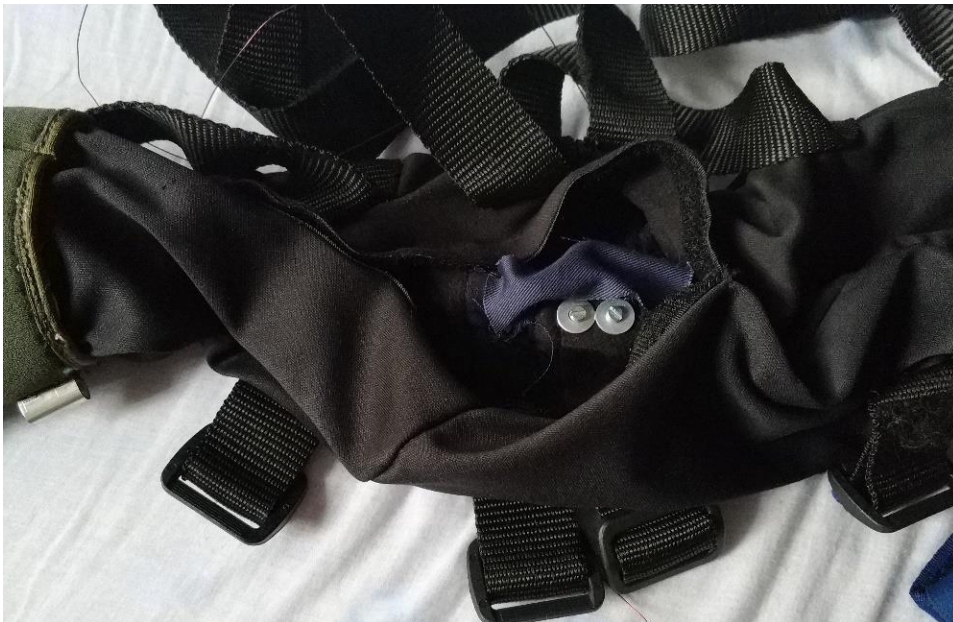


Fig. 3.16: Vista interior de la clema de fijación entre la malla y el actuador

3.5 Aislamiento térmico

Uno de los objetivos principales de este proyecto y que se apuntaba como posible mejora del proyecto anterior, consistía en aislar térmicamente al paciente. Como se puede observar en el *Anexo A: Technical Characteristics of Flexinol® Actuator Wires*, una de las propiedades de las SMA es que pueden calentarse hasta 90°C, temperatura que dañaría al paciente si no se realiza un aislamiento térmico correcto.

Aunque prácticamente la totalidad de actuador se encuentre recubierto por materiales (cubierta de teflón y cable Bowden) aislantes, esta temperatura se puede transmitir en las zonas donde no se pueden proteger los hilos de SMA.

Como se observa en la Fig. 3.17, en la zona de la fosa del codo no se pueden recubrir los hilos de SMA mediante la tecnología anterior, ya que necesitamos que esos hilos de SMA se encuentren liberados para poder accionarlos y ejecutar el movimiento de flexo-extensión.



Fig. 3.17: Visualización del cable SMA en la zona del codo

Además, el exoesqueleto dispone de elementos como las clemas, que al estar constituidas por materiales metálicos, transmiten el calor del actuador al paciente.

Para subsanar dicho problema, se dota al exoesqueleto de la tecnología textil utilizada en prendas de protección térmica. En las zonas en la que no se pueda recubrir el hilo SMA mediante la cubierta de teflón o el cable Bowden, se instalarán elementos textiles elaborados con un material denominado Nomex®. Este tipo de material responde en

condiciones donde la temperatura llega a alcanzar 250°, con un revestimiento térmico que se activa automáticamente, atrapando más aire y mejorando el aislamiento térmico. Permite una gran movilidad y el material se mantiene flexible y transpirable, lo que hace que sea muy cómodo para el paciente. Por último, este tipo de material incluye Kevlar®, que le da al material una resistencia y durabilidad excepcionales. Por lo tanto, este material está diseñado para una exposición térmica repetitiva y un desgaste prolongado. También tiene gran resistencia ante los cortes o desgarros y facilidad de limpieza. [34].

Por lo tanto, debajo de las zonas donde se instalen las clemas, se colocará un parche textil de Nomex® para aislar térmicamente al paciente (Fig. 3.18). Este parche se cose en la parte interior de la malla y para realizar esta operación, se utilizan las distintas aberturas realizadas en la malla, las cuales se detallan en el apartado 3.2 *Estructura del exoesqueleto*.



Fig. 3.18: Aislamiento térmico de las partes metálicas del exoesqueleto

Por último, en la zona apuesta al codo los hilos SMA se encuentran al aire libre, por lo tanto, para proteger tanto al paciente como al fisioterapeuta o persona que ayude durante la rehabilitación, se instala un recubrimiento de Nomex (Fig. 3.19).



Fig. 3.19: Aislamiento del hilo SMA en la fosa del codo

Con esta solución, se protege tanto al paciente como al personal que ayuda durante la rehabilitación y se evita que se produzcan daños físicos como irritaciones o quemaduras.

Finalmente, para que no se produzcan pérdidas mecánicas debido a derivaciones de corriente, se instala entre la pieza de crimpado y la clema o cable Bowden, un recubrimiento de teflón (Fig. 3.20). Con esta operación se evita el contacto entre dos elementos metálicos y por lo tanto, una posible derivación de corriente a través de ellos. Si se produjera esta derivación, se necesitaría elevar la corriente que atraviesa los hilos para realizar el movimiento de flexo-extensión, con los riesgos que eso conlleva (elevación de la temperatura o rotura del hilo).



Fig. 3.20: Recubrimiento de teflón entre piezas metálicas

3.6 Diseño e instalación del actuador

Para este diseño, es necesario un único actuador dividido en tres partes. Las características y localizaciones de cada sección son las siguientes:

- El primer actuador se coloca desde un punto del guante de bloqueo hasta el inicio de la articulación del codo. Se fija al guante por medio de una clema metálica y se puede tensar el hilo con una pieza diseñada específicamente para dicho actuador. El actuador se compone de tres hilos de SMA.
- El segundo actuador también se compone de tres hilos y se coloca desde el bíceps hasta el hombro. El actuador se fija mediante clemas metálicas.
- Finalmente, el tercer actuador se coloca en el hombro y se sitúa por la zona de la espalda del paciente. Este actuador se fija a la malla mediante clemas metálicas y se tensa mediante una pieza diseñada exclusivamente para este exoesqueleto.

Finalmente, la configuración del modelo se visualiza en la Fig. 3.21:

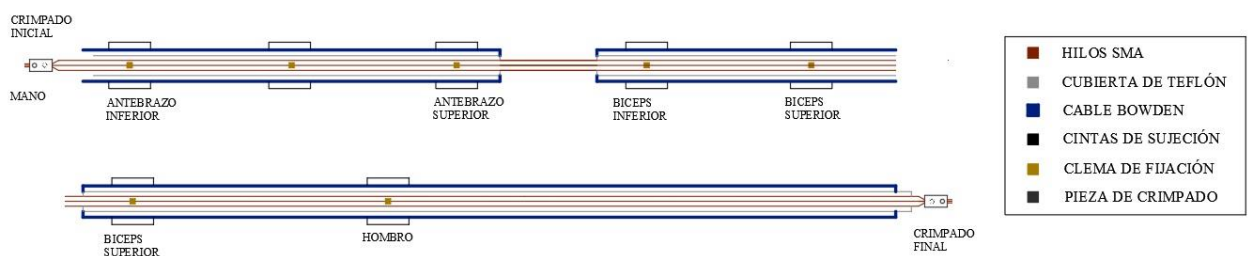


Fig. 3.21: Configuración del diseño del actuador con hilos de SMA.

Se detalla a continuación la integración de los componentes del actuador sobre el maillot. Los componentes que forman el actuador SMA son: el cable Bowden, la cubierta de teflón y los hilos de SMA, definidos con anterioridad en el apartado 2.2 *Actuador*.

El primer paso para realizar el diseño del actuador, consiste en determinar la longitud y el número de hilos que se necesitan para realizar el movimiento. Para ello, se obtienen los datos del apartado 4.1.1. *Ensayos con hilo de Nylon y resultados obtenidos*, del trabajo anterior realizado por Jorge Melgosa. De este apartado, se determina que la longitud idónea es de 7,5 metros, repartidos en 3 hilos. Con estos datos se consigue una contracción de la articulación del codo de 10 centímetros.

Con estos datos, se instala el cable Bowden entre las diferentes clemas metálicas (Fig. 3.22). En la articulación del codo y con una distancia de 10 centímetros, no se instalará ningún cable Bowden ya que en dicha zona, los hilos de SMA deben ir sin recubrimiento de ningún tipo para poder realizar el movimiento de flexo-extensión. El cometido del cable Bowden es dotar al exoesqueleto de la consistencia necesaria para guiar el movimiento del maillot en la dirección requerida. La longitud del cable Bowden, se determina en función de los diferentes puntos de anclaje que se encuentran

instalados en la malla. Dicha longitud, debe ser la mínima posible para no afectar al funcionamiento del exoesqueleto debido a la pérdida de rigidez, hecho que aumenta las pérdidas mecánicas a causa del desplazamiento de los hilos SMA.



Fig. 3.22: Vista en detalle del cable Bowden instalado en la malla.

Debido al tipo de aleación utilizada en los hilos de SMA y por motivos de seguridad, debemos recubrir dichos hilos mediante una cubierta de teflón. Este hecho se debe a que las aleaciones con memoria de forma con una composición Ni-Ti disponibles en el mercado, presentan temperaturas de transformación en torno a los 100°C [35]. Dicha temperatura, en contacto con el cuerpo humano provocaría problemas como irritaciones o quemaduras en el paciente. Por lo tanto, la cubierta de teflón se introduce en el cable Bowden y se fija al tubo metálico con el fin de aislar el hilo SMA del paciente.

Finalmente, en la fosa del codo no se aísla el hilo SMA mediante la cubierta de teflón, para que se pueda ejecutar el movimiento de contracción. Se recubre la zona como se indica en el apartado 3.5 *Aislamiento térmico*, mediante un material flexible que permite el movimiento y que soporte la temperatura de la aleación.

3.7 Diseño, montaje y calibración de la estructura de control

Este apartado describe el sistema de control que se utiliza para manejar el exoesqueleto. Dicho sistema está formado por los siguientes componentes:

- Microcontrolador STM32F407.
- Software toolbox de Matlab.
- Sistema de sensorización del exoesqueleto. Sensor Flexsensor y circuito de acondicionamiento que realiza la conexión con el microcontrolador.
- Sistema de electrónica de potencia.
- Esquema eléctrico de conexión de los diferentes elementos que conforman el sistema de control.

3.7.1 Hardware y software

El sistema de control, desarrollado en la Universidad Carlos III de Madrid, se implementa mediante una metodología basada en el uso de herramientas de software y hardware para prototipado rápido de control (RCP). La instalación de los diferentes módulos del software de control se describe en el *Anexo C. Instalación de toolbox Waijung y UC3M-Beyond Control en Matlab-Simulink*

En lo referido al hardware del exoesqueleto, se utiliza un microcontrolador STM32F407 (Fig. 3.23), con núcleo ARM Cortex-M4 de 32 bits [36]. Las características más notables de este microcontrolador son: bajo consumo de potencia, funcionamiento con nivel bajo de tensión y alto rendimiento. Cuenta con dos entradas USB: alimentación y comunicaciones.



Fig. 3.23: Microcontrolador STM32F407 [36]

En relación al software del sistema de control, el lenguaje de programación utilizado es Matlab-Simulink. El sistema RCP permite generar el código, compilarlo y cargarlo a la tarjeta de una manera fácil, rápida y automática. El software de control se divide en dos módulos: el módulo “target” y el módulo “host” [33].

Con el módulo “target” se controla la respuesta temporal del actuador SMA al producirse el calentamiento y enfriamiento de los hilos. Este control sirve para verificar el trabajo de rehabilitación del codo, la lectura del ángulo de flexión mediante la sensorización del exoesqueleto (FlexSensor) y para la comunicación bidireccional con el módulo “host” (Fig. 3.24). Debido a que el proceso de calentamiento/enfriamiento no es completamente lineal, el control de la respuesta temporal se complica. Para subsanar este problema, el sistema utiliza un control PWM, el cual, establece una frecuencia para la señal de referencia, de tal manera que variando el ancho de pulso, puede controlarse el sistema. La señal de control en este módulo procede de un regulador BPID (Fig. 3.25 y Fig. 3.26), utilizado en aplicaciones con sistemas no lineales.

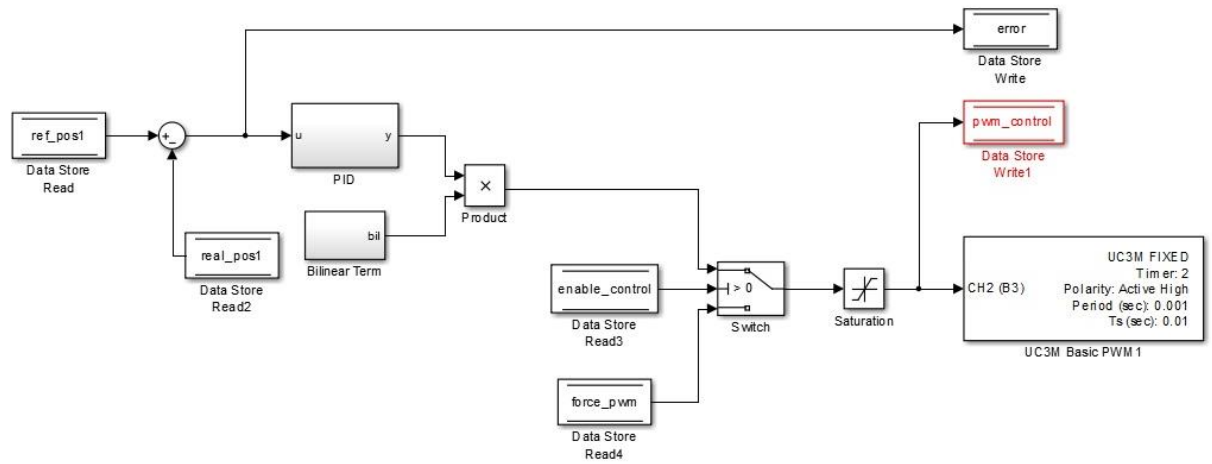


Fig. 3.24: Lazo de control. Regulador BPID

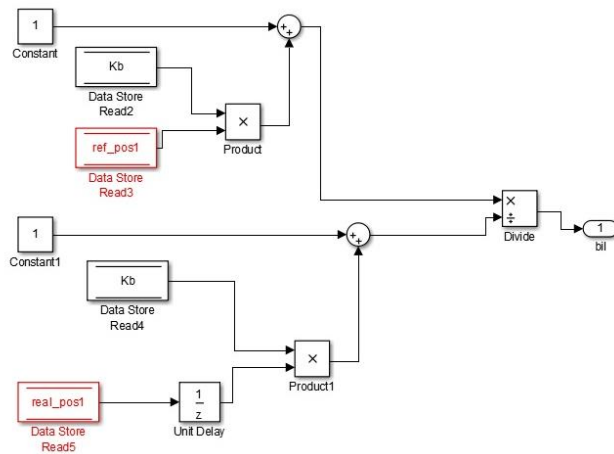


Fig. 3.25: Término bilineal

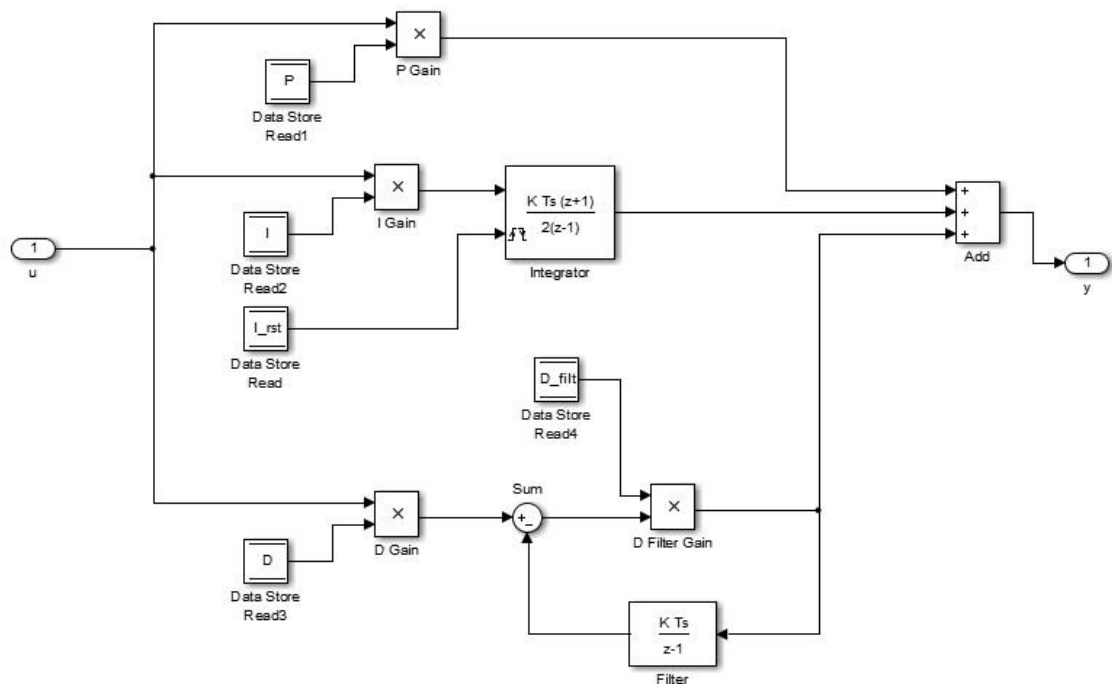


Fig. 3.26: Regulador PID

El módulo “host”, desarrollado mediante Simulink-Matlab, permite ajustar los valores del controlador en tiempo real y variar los valores de la señal de referencia (Fig. 3.27). Para arrancar el módulo “host”, se ejecuta en el PC y se comunica con el microcontrolador mediante el puerto USB. Simultáneamente, el programa recibe datos correspondientes a la señal ya filtrada del ángulo de flexión del codo, la señal del ángulo de flexión sin filtrar o la señal del error de medida, que consiste en la señal resultante al realizar la diferencia entre la señal de referencia y la señal de posición real del sensor. Todos los datos que se reciben son almacenados, para así ajustar el sistema de control en futuras modificaciones y obtener un funcionamiento optimizado del sistema.

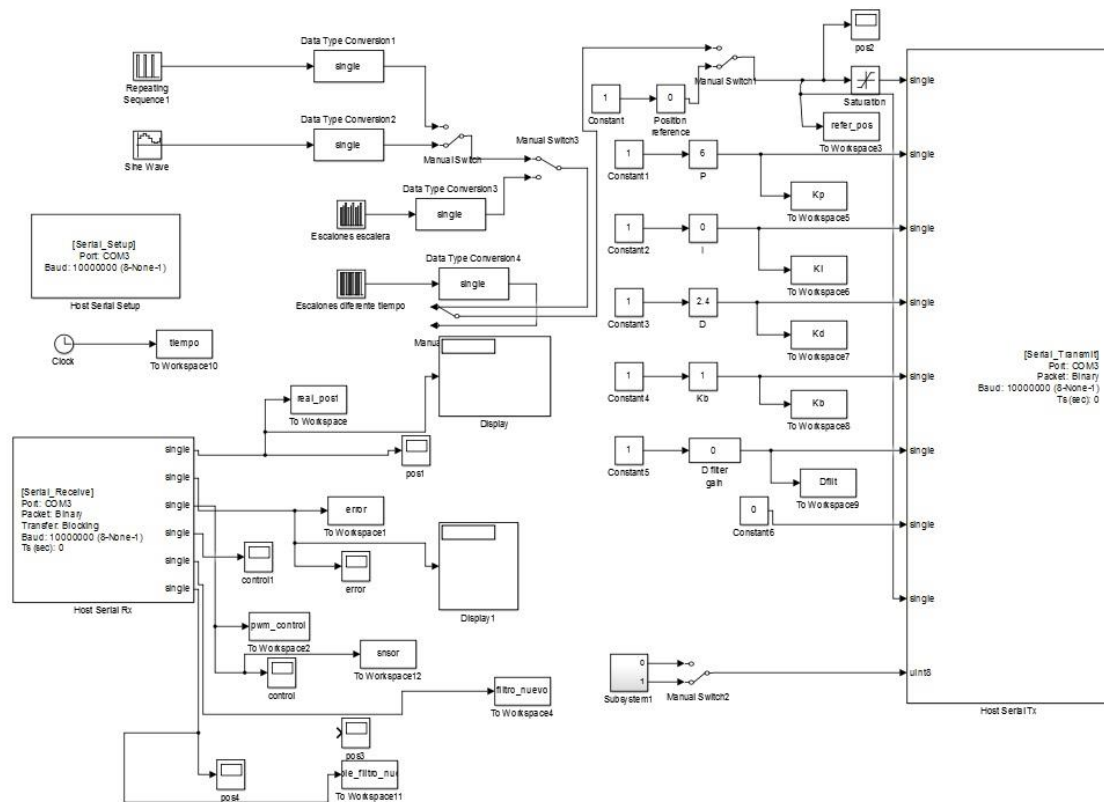


Fig. 3.27: Módulo “Host”

3.7.2 FlexSensor. Sensorización del exoesqueleto

El sistema de sensorización está compuesto por: un sensor Flex (Fig. 3.28) y un circuito de acondicionamiento, conectado al microcontrolador.

El sensor Flex, es un sensor resistivo cuya resistencia varía en función de la deformación aplicada. Como ventajas, cuenta con un peso ligero y gran sencillez de funcionamiento. Su inconveniente es la fragilidad debido al deterioro sufrido por movimientos que no son de flexión o extensión.

Para realizar las pruebas pertinentes, se conecta el circuito de acondicionamiento al sensor y se realizan pruebas para comprobar su funcionamiento. Además, se analizan los datos obtenidos del sistema de control RCP y se calibra el sensor para obtener las medidas óptimas del ángulo de flexión del codo.

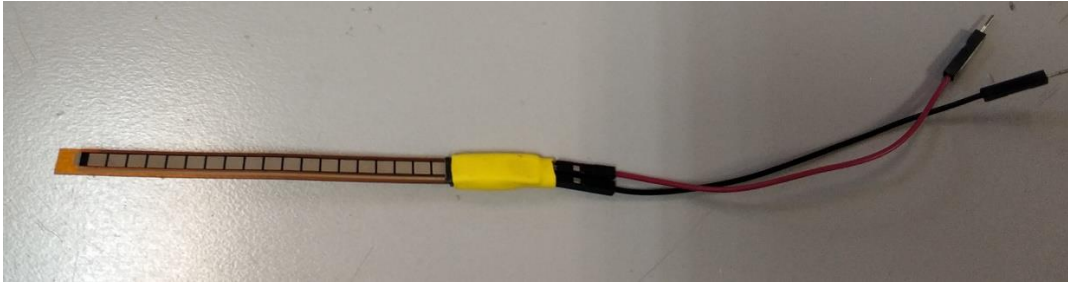


Fig. 3.28: Sensor de flexión

El circuito de acondicionamiento (Fig. 3.29) está formado por un divisor de tensión basado en una resistencia de $47\text{K}\Omega$.

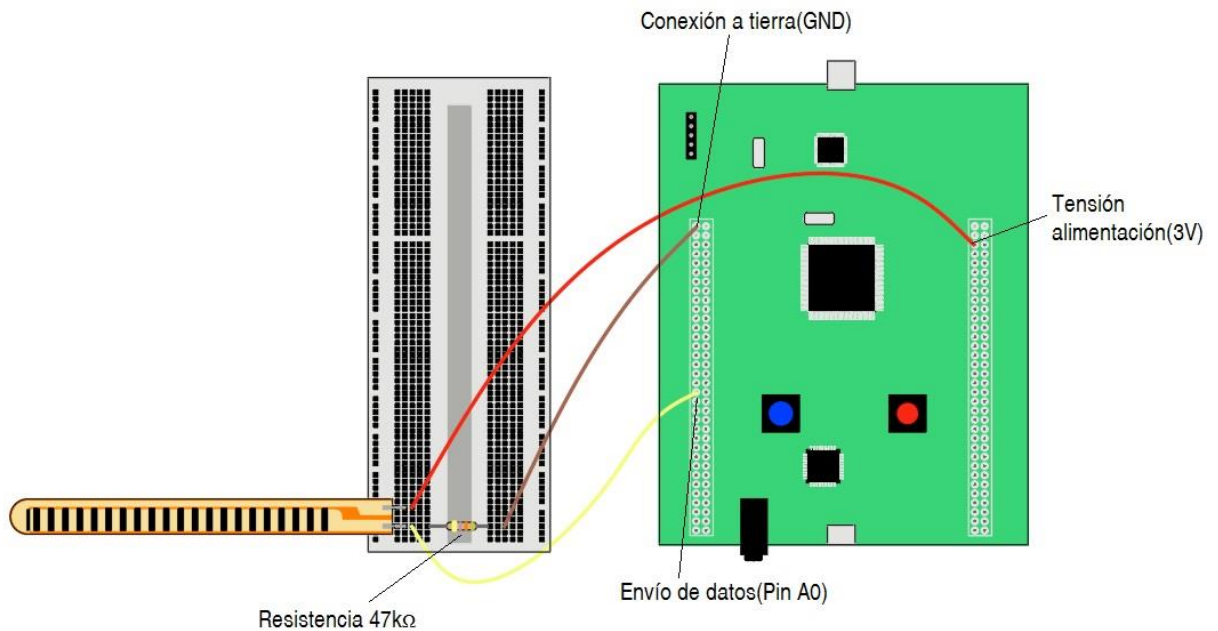


Fig. 3.29: Circuito de acondicionamiento

Para proteger tanto al sistema de posibles cortocircuitos, se aíslan las zonas de conflicto mediante tubos termoretráctiles.

Mediante la herramienta Matlab-Simulink, se realizan ensayos de lectura del sensor durante el movimiento de flexo-extensión. La lectura y análisis de los datos enviados por el sensor, se efectúa mediante los bloques de Simulink del toolbox descrito en el apartado 3.7.1 *Hardware y software*.

Los datos obtenidos a través del sensor, pasan a través de un filtro de media (Fig. 3.30), de once muestras, el cual se encargará de retrasar la señal del ángulo realizado por el codo once veces respecto al periodo de muestreo ($T=0,01\text{s}$). Este filtro mejora la respuesta del sensor eliminando el ruido que se produce.

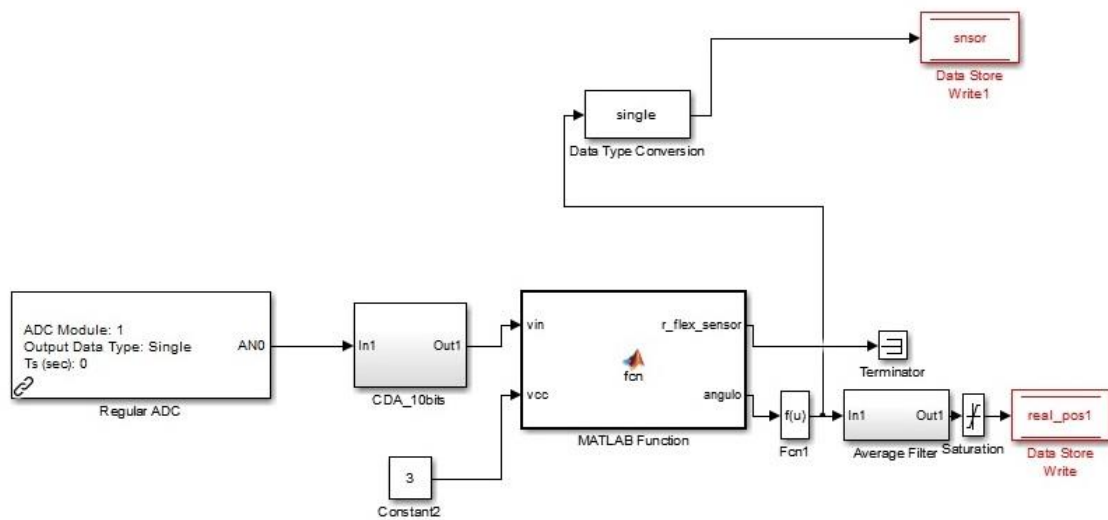


Fig. 3.30: Visualización del bloque Average Filter (Filtro de la media).

Una vez que se compila en el microcontrolador el software para la lectura del sensor, se visualizan los datos del sensor en tiempo real mediante el módulo “host” descrito en el apartado 3.7.1 *Hardware y software*. La respuesta del sensor respecto al movimiento de flexión-extensión se muestra en la Fig. 3.31.

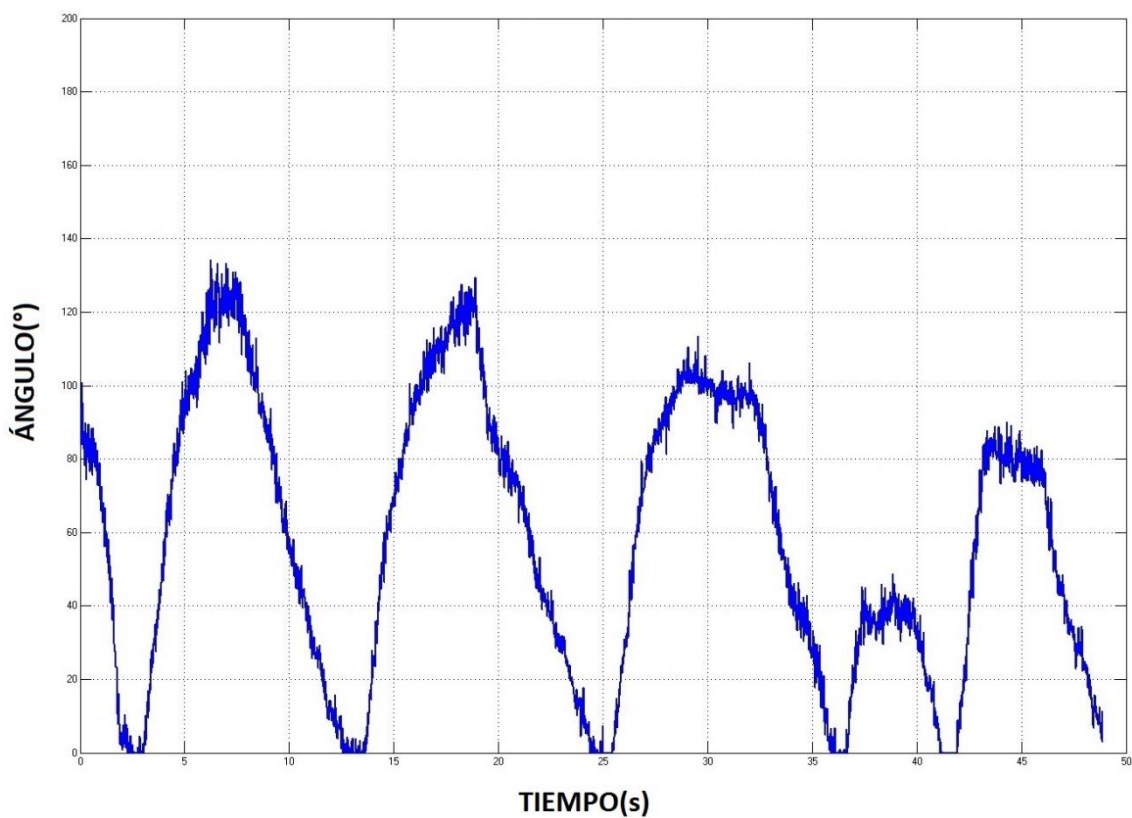


Fig. 3.31: Respuesta del sensor ante el movimiento de flexo-extensión

La integración del sensor de posición que determina el ángulo de flexo-extensión del codo, se proyecta sobre un manguito de ciclista o calentador, con un bolsillo cosido en la zona del codo, de material elástico y espesor de 1,5cm.

Este manguito permite al sensor flexionarse de manera que los datos obtenidos se asemejen con mayor exactitud a su valor real. Al ser de un material elástico, el manguito puede ser utilizado en personas de diferente complejión y evita que el paciente entre en contacto directo con los tornillos de las clemas de anclaje. Finalmente, se muestra la solución adoptada para el sistema formado por el manguito y el sensor (Fig. 3.32).

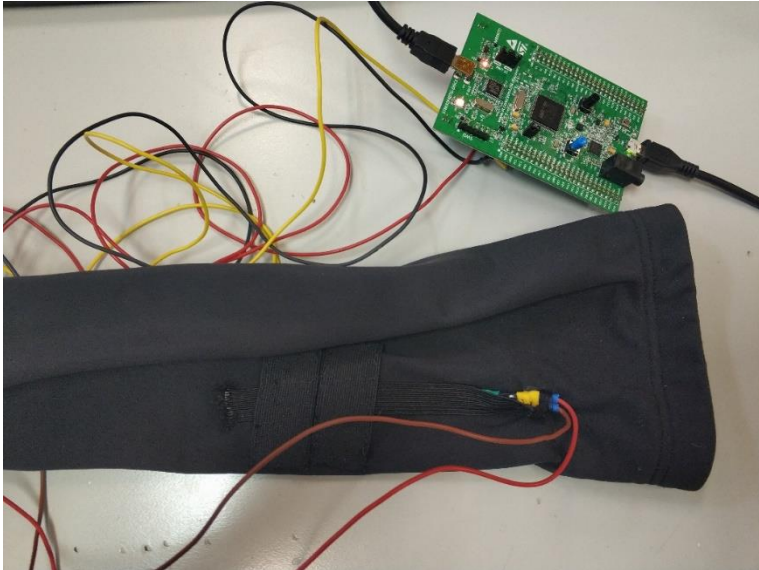


Fig. 3.32: Sistema formado por el manguito y el sensor

3.7.3 Electrónica de potencia

Este sistema (Fig. 3.33) se utiliza como alimentación de los hilos SMA por medio del suministro de tensión. El sistema está diseñado para aplicar tensión en los hilos de SMA mediante una señal PWM.

Cada canal está formado por un circuito de conmutación con un transistor MOSFET de potencia (STMicroelectronics STP310N10F7), el cual se controla por medio de una señal PWM obtenida mediante el sistema de control, la cual se amplifica para poder alimentar los hilos SMA.

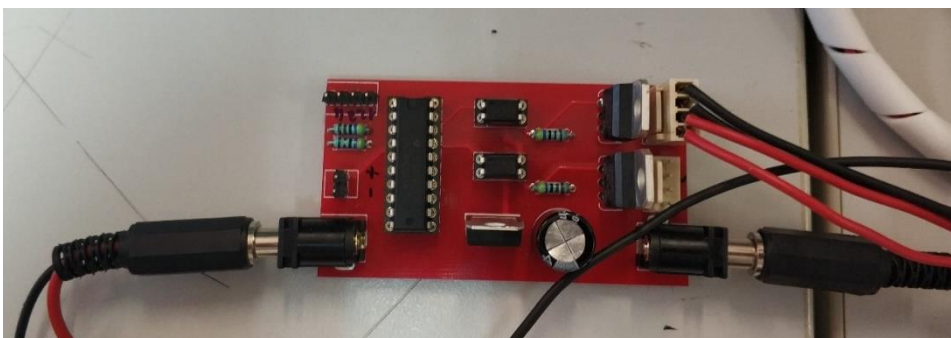


Fig. 3.33: Detalle de la placa base referente a la electrónica de potencia

3.7.4 Esquema eléctrico del sistema de control

El resumen de los elementos que conformar el conexionado eléctrico es el siguiente:

- FlexSensor. Dispone de tres pines de conexión:
 - Primer pin (Data). Sirve para transmitir los datos. Se conecta al pin PA0, entrada analógica del microcontrolador.
 - Segundo pin (GND). Se une al pin GND del microcontrolador.
 - Tercer pin (VCC). Se conecta al pin correspondiente a los 3V del microcontrolador.
- Microcontrolador STM32F407. Cuenta con cuatro pines de conexión:
 - Pin de entrada PB3. Se une al canal 1 PWM.
 - Pin de alimentación a 5V. Se conecta al pin correspondiente a 5V de la placa que compone la electrónica de potencia.
 - Pin de alimentación a 3V. Se conecta con el pin correspondiente a 3V del sensor.
 - Toma de tierra GND. Se une al pin GND en la placa de potencia y en el sensor.
- Placa electrónica de potencia. Posee 5 pines de conexión:
 - Pin de alimentación a 5V. Se conecta al pin correspondiente a 5V del microcontrolador STM32F407.
 - Toma de tierra GND. Se une al pin GND del microcontrolador.
 - Canal de entrada 1 PWM. Se conecta al pin PB3 del microcontrolador.
 - Canal 1+ y canal 1-. Se unen respectivamente a la alimentación VCC y al pin GND de los hilos SMA [37].
- Los pines VCC y GND de la placa de electrónica de potencia se conectan al VCC de la fuente de alimentación de 24V y a la salida de tierra GND.
- El actuador SMA tiene dos tipos de conexionado. Uno de los extremos del actuador se conecta con la salida positiva PWM de la placa de electrónica de potencia mientras que el otro extremo se una con la salida negativa PWM o con la toma de tierra de la fuente de alimentación (GND).

Finalmente, se muestra en la Fig. 3.34, el esquema eléctrico del sistema de control del exoesqueleto vestibular para la rehabilitación médica del codo.

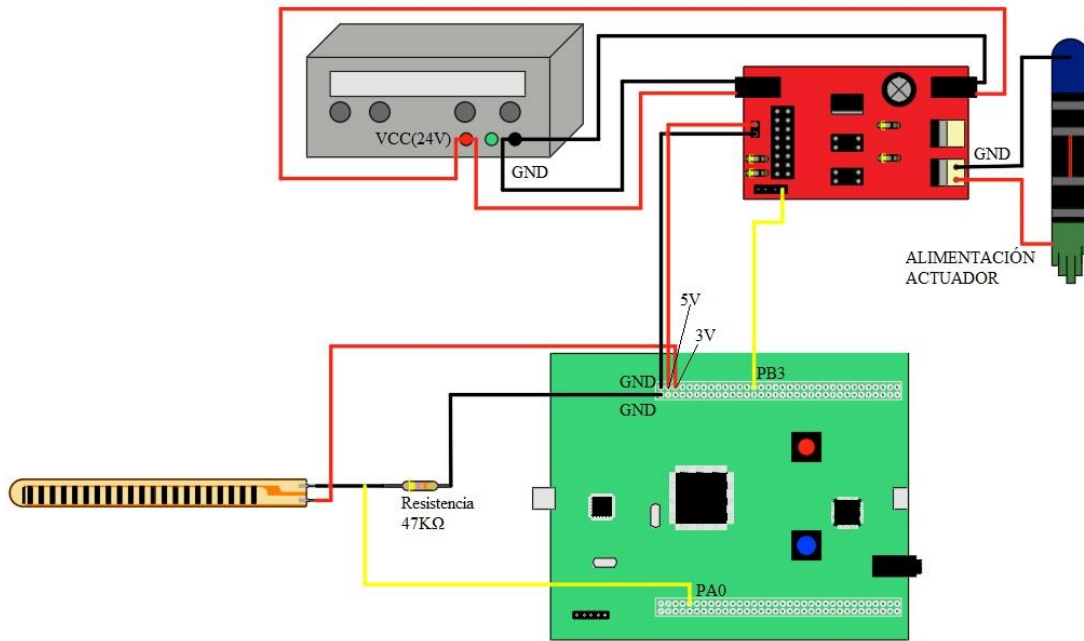


Fig. 3.34: Esquema eléctrico sistema de control

Una vez finalizado el diseño y montaje de los diferentes elementos que conforman el exoesqueleto (Fig. 3.35), se procede a realizar los ensayos experimentales del sensor y la electrónica de potencia. Los resultados obtenidos se detallan en el apartado *4.2.3. Resultados obtenidos en los ensayos sobre el exoesqueleto optimizado.*



Fig. 3.35: Conexión física del sistema de control del exoesqueleto

4. DATOS Y RESULTADOS DE LOS ENSAYOS EXPERIMENTALES

4.1 Ensayos y datos de partida del proyecto anterior

Antes de implementar las mejoras sobre el diseño optimizado, debe conocerse la configuración idónea, obtenida en el proyecto anterior [33] para llevar a cabo la ejecución del nuevo diseño.

Por medio de los siguientes apartados, se obtienen una serie de datos, los cuales sirven como punto de partida para la ejecución del diseño renovado.

Cabe resaltar que los datos de partida se utilizan para la configuración de la estructura de la malla. Estos datos no se optimizan en este trabajo, por lo que la malla solo experimenta cambios que mejoran su rendimiento a nivel físico. A nivel electrónico, el maillot no experimenta ninguna mejora del rendimiento durante su funcionamiento.

4.1.1 Datos obtenidos en ensayos con hilo de nylon

En este apartado se muestran los datos obtenidos durante las pruebas con hilo de nylon, los cuales reemplazan los hilos de SMA, emulando su funcionamiento.

Las pruebas se realizan sobre un paciente con una altura de 1,78m y 72kg de peso.

Una vez realizadas las pertinentes pruebas, los datos arrojados que permiten el dimensionado y optimización del actuador son los siguientes [33]:

- El valor de la longitud de contracción obtenido en la zona de la fosa de codo es de 10 centímetros.
- El ángulo máximo de flexión de la articulación del codo es de 105°
- La longitud obtenida para cada uno de los hilos es de 2.5m,

Se obtiene una longitud de hilos admisible y aunque el ángulo de flexión del codo no es del todo óptimo (se fija el valor óptimo en 135° para un paciente sano [38]), es el mejor dato de los obtenidos durante los ensayos.

El diseño visualizado en la Fig. 4.1, junto con los datos obtenidos, forman la versión más eficaz lograda durante los ensayos con hilo de nylon.

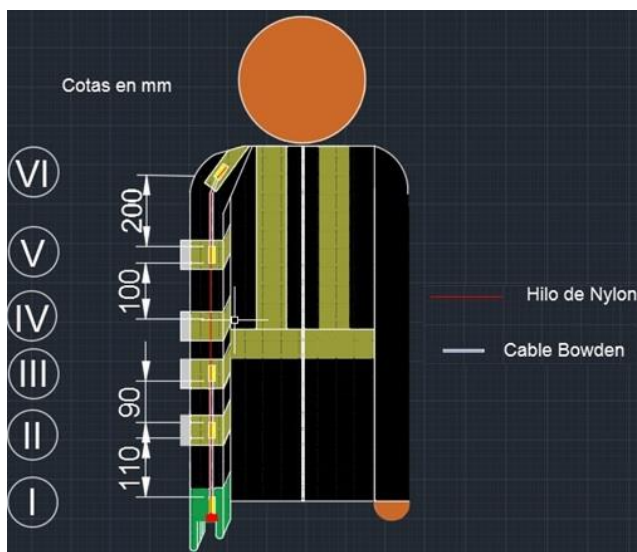


Fig. 4.1: Diseño implementado durante los ensayos con hilo de nylon [33]

4.1.2 Datos obtenidos en ensayos con alimentación eléctrica

Al obtener los resultados en el apartado 4.1.1 *Datos obtenidos en ensayos con hilo de nylon* y dimensionar e integrar los actuadores SMA en el maillot, se realizan ensayos de flexión del codo, alimentando los hilos de SMA.

La alimentación eléctrica se obtiene de una fuente de alimentación que se conecta al exoesqueleto mediante dos cables. El primero, se conecta desde la fuente de alimentación a uno de los extremos del actuador. El segundo, del extremo del actuador a la toma de tierra de la fuente de alimentación.

Al igual que en el apartado anterior, las pruebas se realizan sobre un paciente con una altura de 1,78m y 72kg de peso.

Los hilos de SMA que se escogen (ver *Anexo A: Technical Characteristics of Flexinol® Actuator Wires*) para la realizar este proyecto poseen las siguientes características:

- El material seleccionado es una aleación NiTi.
- El diámetro escogido es de 0.51mm (0.02”). Se escoge este diámetro ya que es el que mayor par puede generar para soportar el movimiento de flexo-extensión.
- La resistividad del cable es de 4.3Ωm.
- La fuerza de tracción que soporta es de aproximadamente 35,6N. Puede realizar esfuerzos mayores pero se reduce el ciclo de vida del hilo.
- El número de hilos utilizado es de 3, suficiente como para provocar el movimiento del brazo, debido a datos obtenidos en trabajos anteriores [2].
- La corriente administrada a los hilos durante 1 segundo de contracción es de 4000mA.
- El tiempo de enfriamiento en hilos que se calientan hasta 90°C es de 14 segundos.
- Para sobrepasar el punto crítico, fijado en 90°, donde el peso del brazo es máximo, se tiene que generar un par cercano a los 3,5Nm [39].

Una vez el paciente se viste con el exoesqueleto, este comienza a alimentarse de manera intermitente con el objetivo de no calentar demasiado los hilos y que se puedan dañar. Además, el motivo de alimentar el exoesqueleto de manera intermitente también se realiza por motivos de seguridad, ya que si dos puntos del mismo hilos SMA se tocan, pueden provocar un cortocircuito, por eso el movimiento del codo debe ser progresivo.

El resultado obtenido una vez se ejecuta el ensayo mediante alimentación eléctrica es el siguiente [33]:

- El máximo ángulo de flexión de la articulación del codo es de 100°.
- Para aumentar el ángulo de flexión se debe aumentar la distancia entre los tubos de la fosa del codo, pero considerando que una distancia demasiado elevada hará que los hilos SMA no tengan fuerza para levantar el antebrazo.
- Los valores experimentales durante los ensayos son muy similares. Esto quiere decir que la configuración en el anclaje no afecta de manera significativa a la corriente aplicada en los hilos SMA.

- La corriente eléctrica aplicada en los hilos es mayor a la especificada por el fabricante. Es un dato a tener en cuenta ya que una corriente demasiado elevada podría dañar los hilos e incluso romperlos.

4.2 Cálculos y ensayos realizados para exoesqueleto optimizado

En este apartado, se calculan los datos necesarios para la alimentación y funcionamiento de la malla optimizada. Además, se realizan los ensayos de control del exoesqueleto optimizado, los cuales incluyen: comprobación y calibración del sensor, ensayos al incluir la etapa de potencia, análisis frente a señales de referencia, ensayos con ejercicios propios de rehabilitación y filtros para la reducción del ruido. Finalmente, se exponen los resultados obtenidos.

4.2.1 Cálculos teóricos sobre la alimentación eléctrica en hilos SMA

La alimentación eléctrica de los hilos depende tanto de la resistencia por unidad de longitud como del número de hilos que se utilizan. Según el apartado 2.2.3. *Dimensionado*, como los hilos se encuentran en paralelo, la resistencia total de los hilos de SMA se obtiene de la siguiente manera:

$$R = \frac{R' \cdot L}{n}$$

Donde:

R: Resistencia de los hilos SMA (Ω).

R': Resistencia del hilo de SMA por unidad de longitud (Ω/m).

L: Longitud del hilo (m).

n: Número de hilos.

$$R = \frac{4.3 \cdot 2.5}{3} = 3.583\Omega$$

La resistencia total de los hilos SMA tiene un valor de 3.583Ω . Mediante el uso de la ley de Ohm, se obtiene la tensión que debe alimentar los hilos de SMA. Con el dato de la resistencia que se ha calculado anteriormente, el dato de corriente eléctrica que soporta el hilo en 1 segundo durante la contracción del hilo (ver *Anexo A: Technical Characteristics of Flexinol® Actuator Wires*) y el número de hilos que se utilizan, se obtiene la tensión:

$$V = I \cdot n \cdot R$$

Donde:

V: Tensión de alimentación para los hilos de SMA (V).

I: Intensidad que recorre un hilo de SMA (A).

n: Número de hilos.

R: Resistencia de los hilos de SMA (Ω).

$$V = 4A \cdot 3 \cdot 3.583\Omega = 42.996V \approx 43V$$

Finalmente, la potencia consumida durante el uso de los hilos SMA se calcula de la siguiente manera:

$$P = V \cdot I \cdot n$$

Donde:

P: Potencia consumida por los hilos SMA.

V: Tensión de alimentación para los hilos de SMA (V).

I: Intensidad que recorre un hilo de SMA (A).

n: Número de hilos.

$$P = 42.996V \cdot 3 \cdot 4A = 515.952W \approx 516W$$

4.2.2. Ensayos teóricos del sistema de control

La respuesta que se obtiene del sistema de control debe ser lo más rápido posible, evitando la sobreoscilación en la lectura de la señal del ángulo del codo. Además, debemos minimizar al máximo el error en régimen permanente entre las variables de salida y entrada. Finalmente, se debe optimizar el consumo de fuerza de los actuadores mediante el ajuste de las variables de un regulador PID.

Como las aleaciones SMA no presentan un comportamiento lineal en los procesos de calentamiento y enfriamiento, se introduce un bloque bilineal (Fig. 4.2) para controlar el sistema no lineal.

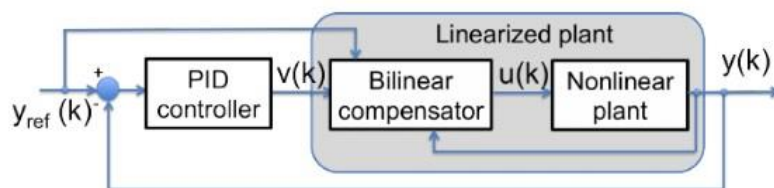


Fig. 4.2 Diagrama de bloques del regulador BPID.

El nuevo tipo de regulador se denomina BPID. Consiste en un regulador PID con compensación bilineal. Este tipo de regulador se utiliza para realizar el control de sistemas de carácter no lineal.

4.2.2.1 Comprobación del funcionamiento y calibración del sensor

El sensor se conecta al microcontrolador a través del circuito de acondicionamiento explicado en el apartado 3.7.2 *FlexSensor. Sensorización del exoesqueleto*. Una vez se realiza la conexión, se carga el software de control en el microcontrolador para leer en tiempo real los datos que envía el sensor. La visualización de dichos datos se realiza mediante el módulo “host” y aunque los datos obtenidos son correctos, presentan cierto ruido. Este ruido se suprime mediante el filtro propuesto en el diagrama de bloques del apartado 3.7.2 *FlexSensor. Sensorización del exoesqueleto* (Fig. 3.30). En la siguiente gráfica (Fig. 4.3), se muestra la comparación entre la señal medida del sensor sin filtrar y una vez que ya se ha filtrado:

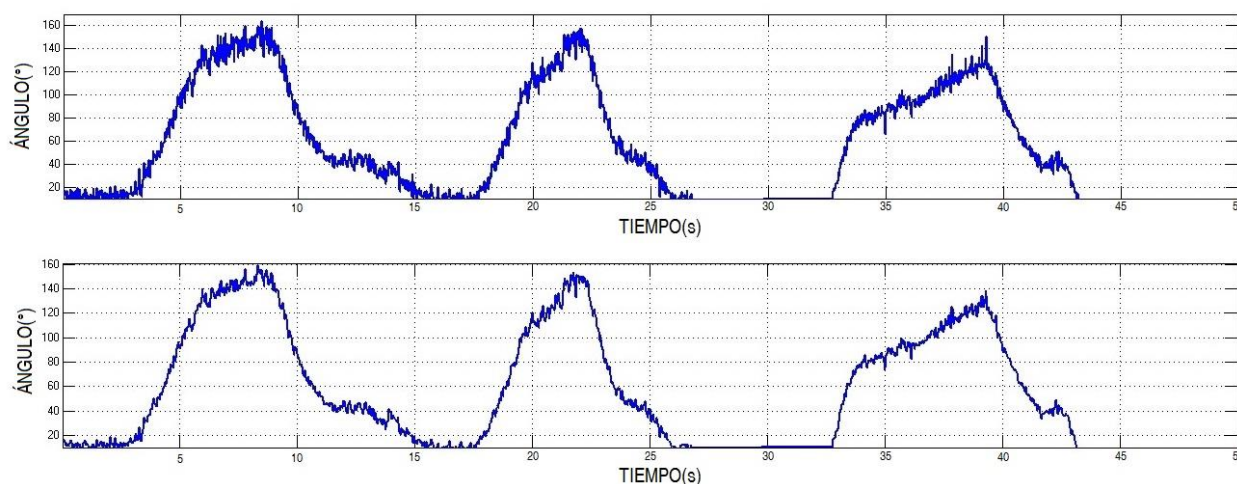


Fig. 4.3: Comparación entre la señal del sensor sin filtrar y filtrada.

Se advierte sobre el gráfico, como la señal filtrada elimina gran parte del ruido. Durante un periodo de tiempo (26 a 33 segundos) el valor de la señal es cero. Este dato se debe a que el sensor se encuentra en la posición inicial (brazo totalmente estirado).

Una vez que se comprueban las lecturas obtenidas del sensor, este se integra en el exoesqueleto por medio del manguito de ciclista.

Una vez instalado el sensor dentro del manguito (ver apartado 3.7.2 *FlexSensor. Sensorización del exoesqueleto*.), se miden los datos de nuevo. Debe estar bien instalado para poder obtener las medidas lo más reales posibles. El rango de las medidas visualizadas en el ordenador puede distanciarse de los datos del movimiento real del codo por lo que si esto sucede, se debe graduar la lectura del sensor.

La calibración del sensor se realiza en función del error en el rango del ángulo de posición del codo obtenido mediante el software del ordenador. Para ello se introduce una función en el diagrama de bloques con la que se varía el rango hasta obtener las

medidas reales del ángulo de posición del codo al realizar el movimiento de flexo-extensión (Fig. 4.4).

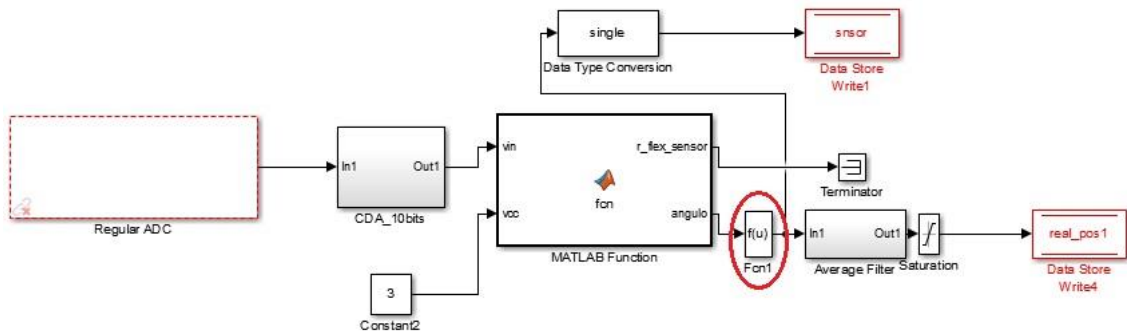


Fig. 4.4: Función para la calibración del sensor

4.2.2.2 Ensayo de control teórico

Este apartado recoge el resultado de los ensayos al añadir la etapa de electrónica de potencia (ver apartado 3.7.3 *Electrónica de potencia*). Las pruebas se realizan sobre un paciente con una altura de 1,78m y 72kg de peso.

En primer lugar, se examina la respuesta temporal del exoesqueleto ante cambios repentinos de la señal de entrada. Para realizar dicha prueba, se determina que la señal de entrada (ángulo de posición de la articulación) consiste en un tren de pulsos de forma cuadrada. La finalidad de este ensayo es: comprobar el funcionamiento del sistema de control, analizar la velocidad en los procesos de calentamiento y enfriamiento de los hilos SMA y obtener la respuesta temporal más rápida evitando la sobreoscilación. Los dos ensayos realizados se describen a continuación:

- Primer ensayo (Fig. 4.5). Se toma como señal de referencia un tren de pulsos de forma cuadrada. Se testean dos amplitudes (60 y 110°) para verificar el funcionamiento del sensor al utilizar una respuesta temporal. Una vez se alcanza el máximo valor de entrada de referencia, el sistema pasa a la fase de enfriamiento para analizar el valor de la velocidad de enfriamiento. El ensayo total dura 50 segundos.

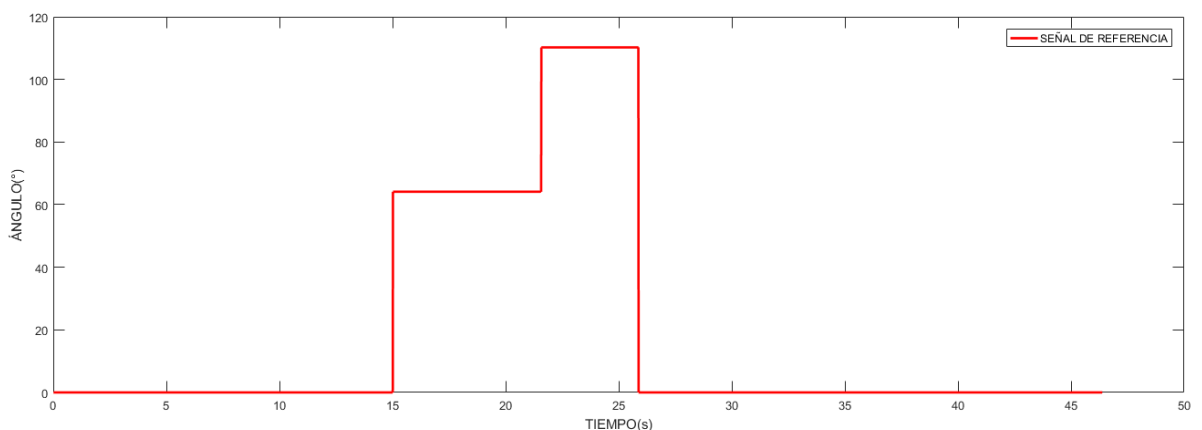


Fig. 4.5: Primer ensayo de control con tren de pulsos de forma cuadrada

- Segundo ensayo (Fig. 4.6). Se toma como señal de referencia un tren de pulsos de forma cuadrada. En este ensayo, se testean diferentes amplitudes de manera progresiva (15°-25°-40°-70°-80°-100° y 110°). Al igual que en el anterior, se analiza la velocidad y el tiempo de enfriamiento de los hilos. El tiempo total del ensayo es de 90 segundos.

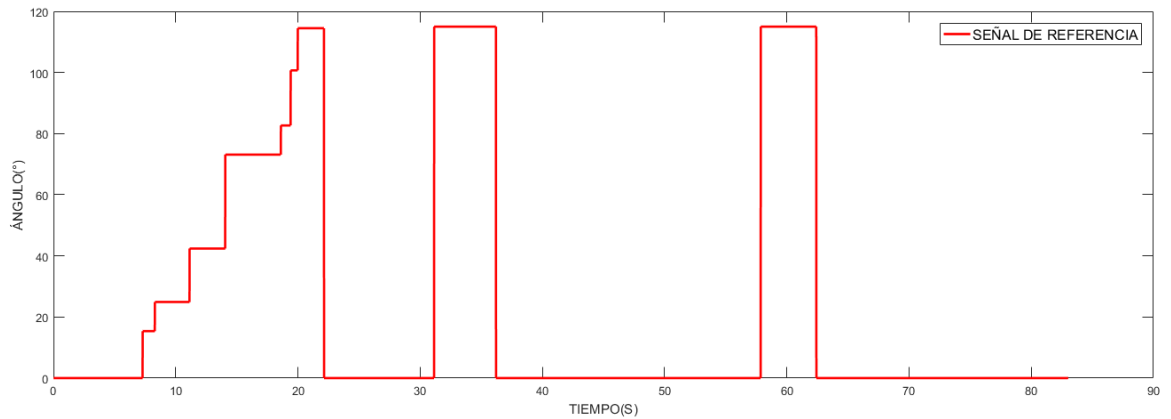


Fig. 4.6: Segundo ensayo de control con tren de pulsos de forma cuadrada

A continuación, se realiza el ensayo de control para la rehabilitación del codo. Esta prueba, recrea el movimiento de flexo-extensión que se realiza durante el proceso de rehabilitación. En este caso, la señal de entrada tiene una forma sinusoidal, forma que simula el movimiento de flexo-extensión del brazo.

Como vemos en la imagen (Fig. 4.7), el periodo de la señal de entrada es de 23 segundos y el movimiento tiene una amplitud de 60°. Al igual que en los ensayos anteriores, se tiene en cuenta en control de la velocidad de calentamiento y enfriamiento de los hilos.

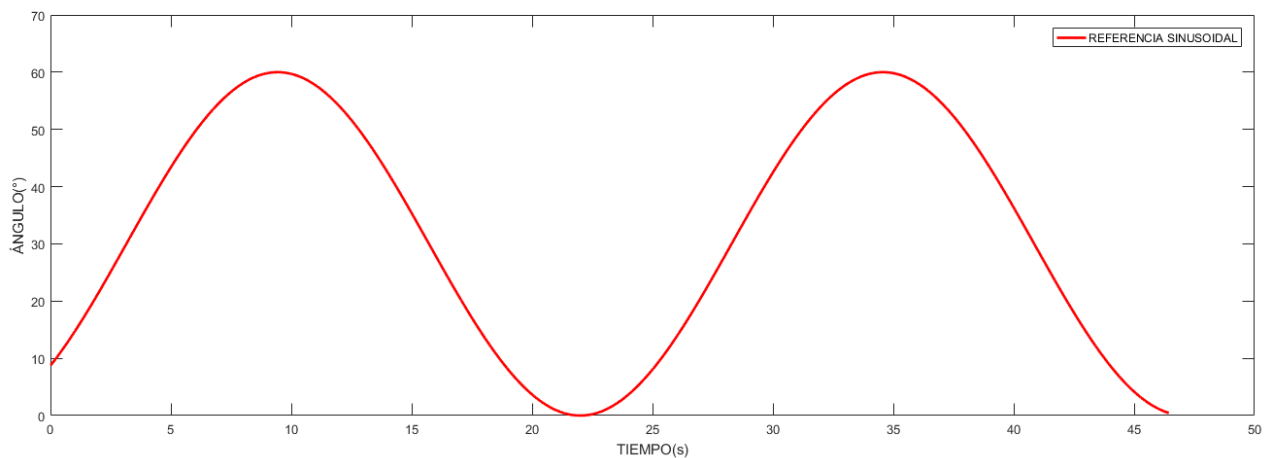


Fig. 4.7: Referencia sinusoidal

4.2.2.3 Análisis sobre la respuesta temporal del sistema

En esta sección se describe el resultado de los ensayos de control de la respuesta temporal del sistema.

Para realizar este análisis, se deben ajustar las ganancias del regulador BPID. El objetivo se basa en lograr la respuesta temporal más rápida posible, evitando la sobreoscilación y anulando el error en régimen permanente. Mediante ensayos de prueba y error, los valores de las ganancias que se proponen para el regulador BPID son los siguientes:

- Término proporcional (K_P): 6
- Término integral (K_I): 0
- Término derivativo (K_D): 2.4
- Término bilineal (K_B): 1

El resultado del primer ensayo al aplicar como señal de referencia un tren de pulsos de forma cuadrada, con las amplitudes del primer ensayo del apartado 4.2.2.2 *Ensayo de control teórico*, se muestra en la Fig. 4.8.

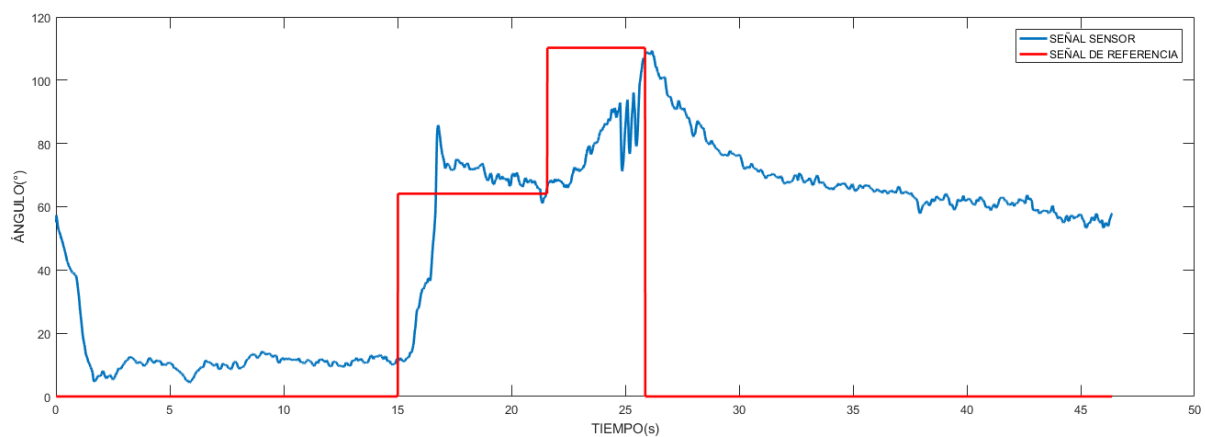


Fig. 4.8: Resultados del primer ensayo de control de la respuesta temporal del sistema

Se advierte al observar la figura, que la respuesta del exoesqueleto ante la amplitud introducida es válida. Como se puede apreciar a partir del segundo 25, la señal disminuye su valor pero no logra alcanzar el cero, de lo que se concluye que los hilos no se enfrían completamente durante el periodo de enfriamiento.

En dicho ensayo, al filtrar la señal mediante dos filtro paso bajo, se produce un desfase entre la señal original del sensor y la señal filtrada. El uso del filtro paso bajo se debe a que este tipo de filtro elimina ruido (altas frecuencias), haciendo que la señal sea más limpia.

El resultado del segundo ensayo al aplicar como señal de referencia un tren de pulsos de forma cuadrada, con las amplitudes de la segunda señal de referencia, del apartado 4.2.2.2 *Ensayo de control teórico*, se muestra en la Fig. 4.9.

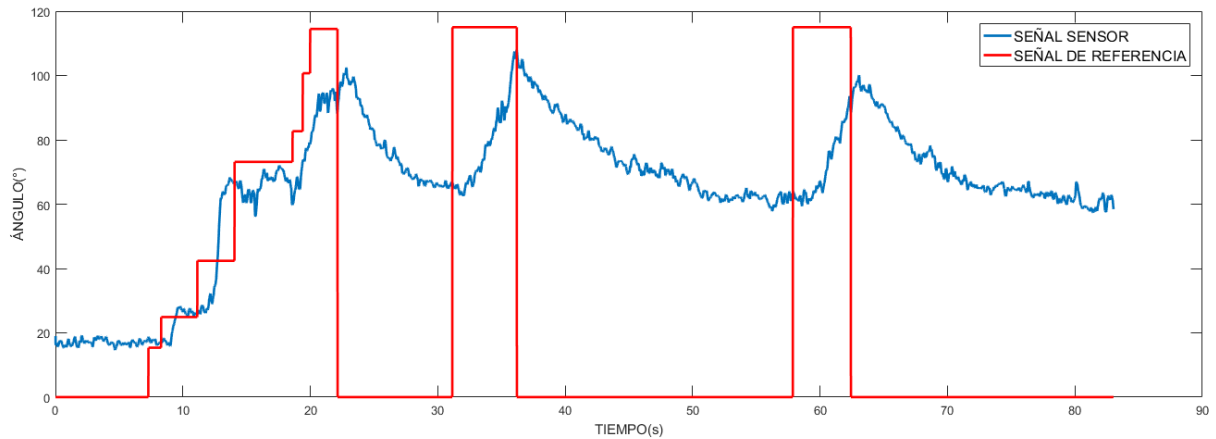


Fig. 4.9: Resultados del segundo ensayo de control de la respuesta temporal del sistema

Al igual que en el primer caso, la respuesta del exoesqueleto es correcta, ya que no se aprecia sobreoscilación en la señal.

El tiempo de enfriamiento es visiblemente superior al de calentamiento y se aprecia que los hilos no se enfrían completamente ya que el valor no llega a cero en ningún momento. Al igual que en el ensayo anterior, la señal del sensor cuenta con un desfase debido al uso del filtro paso bajo pero esta, es mucho más limpia al eliminar las frecuencias altas.

4.2.2.4. Ensayo de las actividades para la rehabilitación médica del codo

Con el objetivo de recuperar las funciones motoras del paciente, se realiza la recreación y posterior estudio del movimiento de flexo-extensión, propio de los procesos de rehabilitación. El motivo de este ensayo es el de recuperar mediante dicho movimiento la capacidad motora de un paciente que ha experimentado una lesión debido a un ACV.

Para ello, se introduce una señal de referencia como la del apartado 4.2.2.2. *Ensayo de control teórico*, con una amplitud de 60° y 23 segundos de periodo. Esta señal se encarga de simular el movimiento de flexo-extensión del codo, propio de los ejercicios que se realizan durante la rehabilitación médica. Mediante la Fig. 4.10, se analiza el resultado de la prueba.

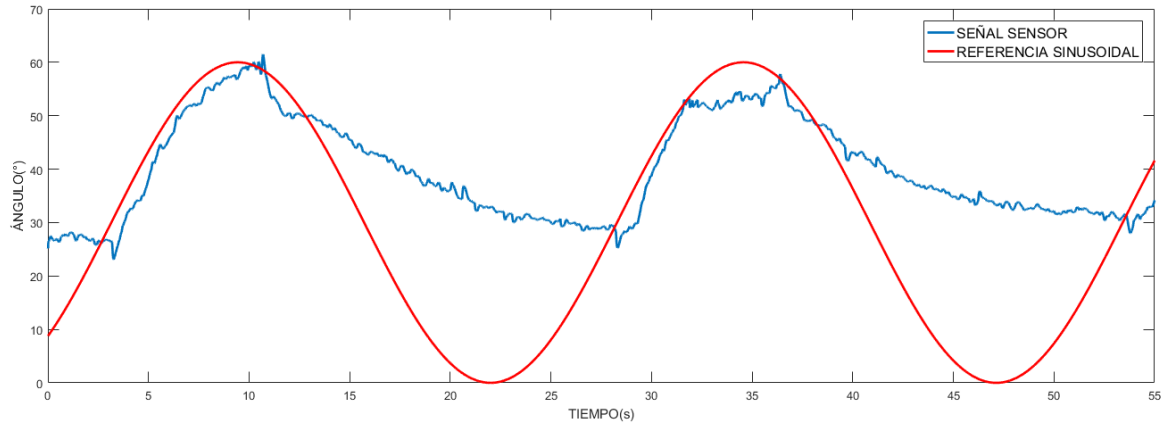


Fig. 4.10: Resultado del ensayo para ejercicios de rehabilitación médica del codo

Del resultado se deduce que la respuesta del exoesqueleto aunque no es del todo correcta, es válida. Se aprecia como los hilos SMA se calientan hasta que el codo se flexiona a 60° y una vez llegado a dicho valor, se enfrían mediante el contacto con el aire. El tiempo estimado del calentamiento de los hilos está en torno a 10 segundos. Se observa como la señal no llega a cero durante el ciclo de bajada, lo que significa que el hilo SMA no se enfría completamente. Además, se introduce cierto desfase entre la señal original del sensor y la filtrada debido al uso de dos filtros paso bajo.

Como se ve en el ensayo, el exoesqueleto llega únicamente a 60°. Esto se debe a un problema con el sensor, el cual queda reflejado en el apartado 4.2.3 *Resultados obtenidos en los ensayos sobre el exoesqueleto optimizado*.

4.2.2.5. Filtro para la reducción o eliminación del ruido en la señal

El principal problema durante los ensayos, es la existencia de ruido en la señal que se emite desde el sensor. Debido a ello, los resultados no son acordes a la realidad y provocan errores a la hora de analizar el funcionamiento del exoesqueleto.

Para subsanar dicho error, se utiliza durante las pruebas, un nuevo filtro que actúa antes de la visualización de los datos enviados por el sensor. El filtro que se utiliza es un filtro paso bajo de primer orden, ajustado en el grupo de investigación. Además, el tiempo de muestreo se elige acorde a las características del algoritmo de control.

- Función de transferencia: $F(z) = \frac{0.1182}{z-0.882}$
- Tiempo de muestreo T(s)=0.01s

Por lo tanto, se acondiciona la señal con dos filtros paso bajo en serie con la misma configuración del filtro paso bajo anterior. Finalmente, el diagrama de bloques del programa Matlab-Simulink se aprecia en la Fig. 4.11.

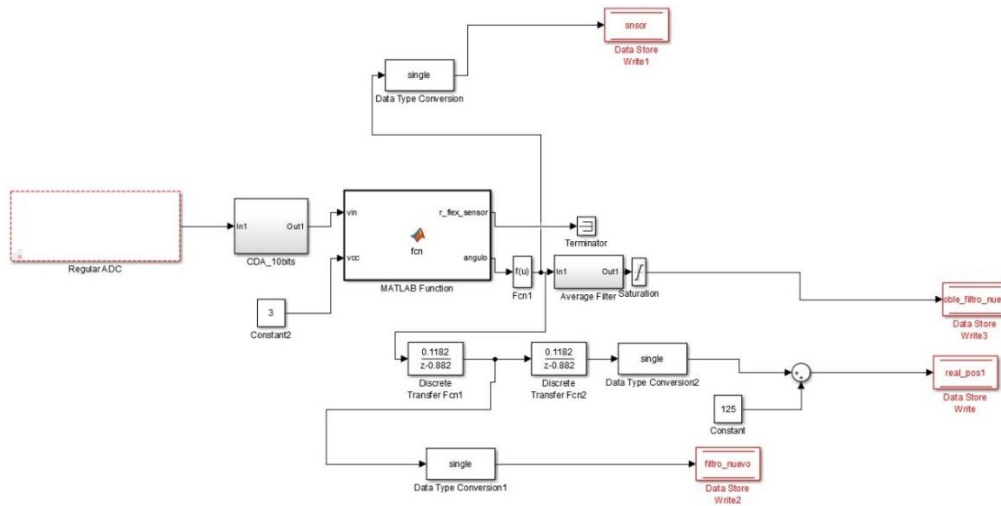


Fig. 4.11: Nueva configuración del filtrado de la señal en Matlab-Simulink

Como se aprecia en la Fig. 4.11, la señal utilizada para determinar la posición real del sensor lleva el nombre *real_pos1* y se encuentra filtrada mediante dos filtros paso bajo. Debido a problemas con el sensor, este introducía en el estado de posición inicial (brazo estirado por completo) un error de -125° , por lo tanto, antes de que el valor llegue a la señal *real_pos1* debemos introducir una constante de valor 125 para que una vez se cargue el programa, se visualicen 0° en el estado inicial.

El resultado de las diferentes señales obtenidas (sin filtrar, con el filtro de la media, con un filtro paso bajo y con dos filtros paso bajo conectados en serie) se muestra en la Fig. 4.12.

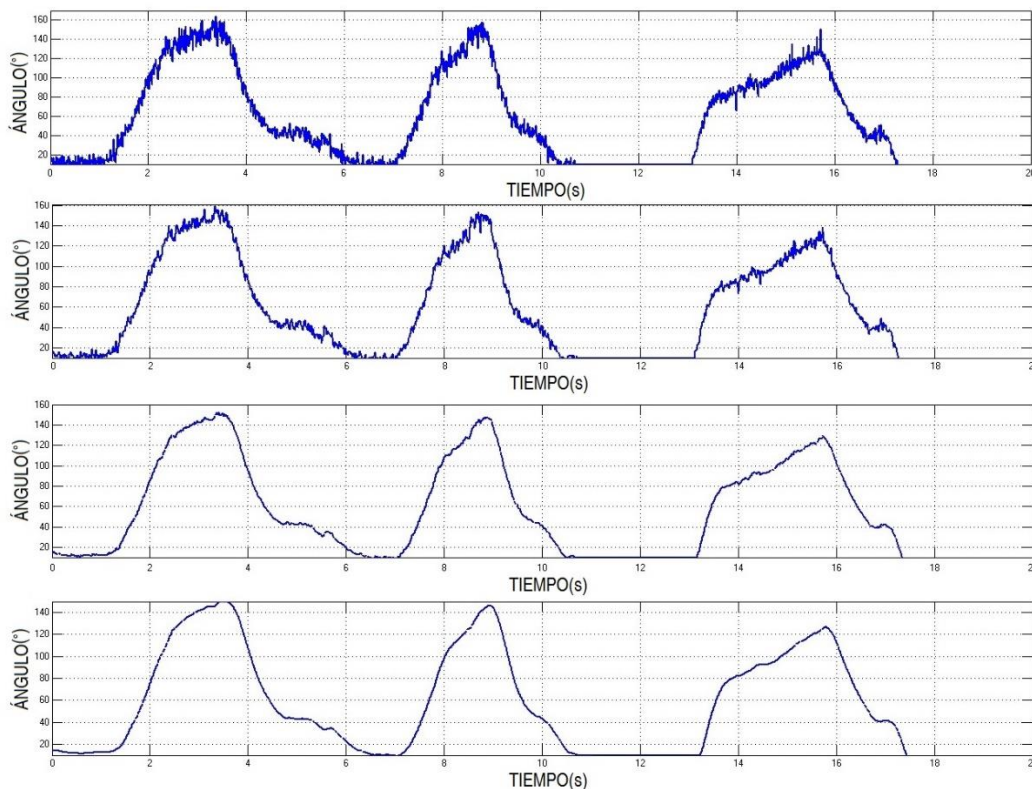


Fig. 4.12: Comparación entre la señal sin filtrar, con el filtro de la media, con un filtro paso bajo y con dos filtros paso bajo conectados en serie

Comparando las dos primeras gráficas, se observa que el ruido de la señal se reduce de manera notable al introducir el filtro de la media. Mediante la elección de la configuración con un filtro paso bajo o con dos filtros paso bajo en serie, se elimina el ruido (altas frecuencias) cuando el ordenador recoge los datos del sensor.

Al añadir los dos filtros paso bajo, se origina un desfase en la señal del sensor respecto al periodo de la señal original sin filtrar. Este desfase se considera aceptable, ya que no produce un gran retardo a la hora de recibir los datos del sensor de posición.

Finalmente, se elige la configuración con dos filtros paso bajo como método para eliminar el ruido de la señal enviada por el sensor.

4.2.3 Resultados obtenidos en los ensayos sobre el exoesqueleto optimizado

Una vez se realizan los distintos ensayos, los resultados adquiridos son los siguientes:

- Tanto el control como la respuesta del exoesqueleto mediante la electrónica de potencia y la sensorización son válidas, aunque mejorables. El exoesqueleto responde de manera adecuada a las señales de entrada que se establecen durante los diferentes ensayos de control de la respuesta temporal.
- Durante el ensayo de actividades de rehabilitación médica, se produce un problema con la sensorización. Aunque físicamente el exoesqueleto alcanza los niveles de flexión estipulados, el sensor no capta de manera correcta el ángulo de flexión-extensión del codo, por lo tanto, se fija en 60° la flexión del codo, para no dañar los hilos SMA. Si se eleva este ángulo, como el sensor no detecta bien la cuantificación del ángulo, este no llega a un ángulo mayor de 60° por lo tanto el hilo se sigue calentando, el sensor sigue sin llegar a un ángulo mayor a 60° y podemos dañar tanto el exoesqueleto como al paciente, debido al calentamiento excesivo de los hilos.
- La velocidad de enfriamiento durante los ensayos realizados es más lenta de lo deseado en comparación a la velocidad de calentamiento. Se aprecia como en ninguno de los ensayos realizados, los hilos no se enfrían completamente por lo que si no se espera un tiempo excesivo, el hilo no llega nunca a la posición de reposo.
- Se elimina el ruido en las lecturas del sensor por medio de un sistema de filtrado que se compone por dos filtros paso bajo.
- El calor producido por el calentamiento de los hilos SMA ya no se siente a través de la malla debido al aislamiento térmico introducido en la malla. Este problema era molesto para el paciente e incluso podría llegar a producir heridas.

5. RESULTADOS OBTENIDOS TRAS DE LA OPTIMIZACIÓN

5.1 Resultados extraídos tras la optimización del exoesqueleto

Como apunta la sección, se trata de exponer y comparar el exoesqueleto del proyecto anterior con el del actual proyecto. En este apartado, se detalla la mejora sustancial que suponen las modificaciones realizadas a nivel estructural. También se compara el rendimiento entre ambos modelos y se manifiesta el resultado.

5.1.1 Mejoras obtenidas en la composición del exoesqueleto

En dicha sección, se trata de exponer las mejoras implementadas en el exoesqueleto. Se presentan los resultados pragmáticos frente al anterior modelo.

5.1.1.1. Estructura del exoesqueleto

Mediante las modificaciones realizadas sobre la estructura (maillot), se dota al exoesqueleto de ciertas ventajas frente al diseño anterior.

En primer lugar, las aberturas realizadas en la parte trasera, sirven para instalar con mayor facilidad los elementos del actuador, ya que ofrece la posibilidad de maniobrar en el interior de la malla. También, facilitan la labor en la instalación de los parches de aislado térmico en las zonas en las que la localización del objeto a aislar, no tienen claro acceso. Por otro lado, facilitan la salida al exterior de las conexiones del sensor con el microprocesador. Además, sirven también para colocar el sensor en caso de que el manguito se desplace al instalar el exoesqueleto sobre el paciente. Evitar este desplazamiento, subsana la captación errónea de datos por parte del sensor.

El nuevo sistema de cosido del guante y las modificaciones en la hombrera proporcionan al paciente mayor facilidad para vestirse o retirar el exoesqueleto.

Finalmente, la modificación en la hombrera permite mayor comodidad y ergonomía que el diseño anterior, ya que debido a su longitud, presionaba demasiado y sin necesidad el brazo del paciente a la altura del bíceps.

5.1.1.2. Sistemas de sujeción

Para fijar de manera óptima el exoesqueleto al brazo del paciente, se utilizan tensores de plástico, los cuáles, reemplazan a unas hebillas de metal [33]. Estos tensores, presentan las siguientes ventajas:

- Reducción del peso tanto de la sujeción como del exoesqueleto final. Tanto el material como la dimensión de la hebilla anterior aumentaban el peso final del exoesqueleto, hándicap que se solventa sustituyéndolo por un tensor de plástico. Como en ningún momento el tensor se encuentra en contacto con el actuador, no supone ningún problema una vez que se calienten los hilos de SMA.
- Mayor maniobrabilidad y ergonomía. Con una mano, podemos aflojar el tensor, mientras que con el sistema anterior, si apretábamos demasiado el mecanismo de la hebilla, era más difícil el poder realizar la maniobra.

- Mayor ajuste y sujeción. Si el fijador de la hebilla de metal no se ajusta a la perfección, no se realiza una buena sujeción del brazo y la hebilla se puede soltar. Sin embargo, con este tipo de tensor, la correa no se desajusta.

Finalmente, se eliminan las cintas de polipropileno que componían un arnés. En el diseño anterior, se implementan con la finalidad de reforzar la estructura del exoesqueleto. Estas cintas, no suponen ninguna mejora ya que no aportan una mayor sujeción y únicamente sirven como impedimento durante la colocación de la malla sobre el paciente y para aumentar el peso del exoesqueleto.

5.1.1.3. Crimpado y unión entre actuador y malla

Mediante el diseño y fabricación de la nueva pieza que se encarga del crimpado del actuador, se dota al exoesqueleto de mayor fiabilidad a la hora de su funcionamiento. Además, el diseño de la pieza ofrece una configuración adicional. Debido a que la parte inferior se puede ajustar, se puede restaurar la tensión de los hilos SMA para el correcto funcionamiento del actuador.

Por otra parte, la sustitución de las clemas eléctricas, las cuales se encargan de guiar el actuador a lo largo de la extremidad del paciente, ofrecen mayor garantía del éxito en el funcionamiento del actuador. Los elementos precedentes, debido a su tamaño, no soportaban la tensión una vez se ejecutaban los movimientos de rehabilitación. Por tanto, la sustitución de las clemas por un modelo del tamaño adecuado, aseguran que el actuador se mantenga en su posición, asegurando el movimiento de flexo-extensión sin dañar la estructura del exoesqueleto (maillot).

Finalmente, con el objetivo de evitar las posibles derivaciones de corriente por el contacto entre piezas metálicas, se instalan entre ambas, elementos de teflón. Se elige este material debido a la gran capacidad aislante y a su resistencia frente a altas temperaturas.

5.1.1.4. Aislamiento térmico

Uno de los objetivos principales de este proyecto y que se apuntaba como posible mejora en el proyecto anterior, consistía en aislar térmicamente al paciente.

Mediante los parches instalados en el interior de la malla, se aísla al paciente frente a posibles daños que pueda producir el hilo de SMA. Estos parches, fabricados en un material resistente a la temperatura que adquiere el hilo de SMA, se colocan en zonas donde se pueda transmitir dicha temperatura al paciente, protegiéndolo de posibles molestias o quemaduras. En la zona de la fosa del codo, donde no se protegen los hilos mediante la cubierta de teflón para posibilitar el movimiento de flexo-extensión, se instala un mecanismo fabricado en el mismo material utilizado en el interior de la malla.

Con esta decisión, se aísla frente a posibles abrasiones al personal encargado de manipular o activar el exoesqueleto durante la rehabilitación. Al estar fabricado en un material textil y flexible, posibilita el movimiento de rehabilitación, sin disminuir el recorrido de flexión del brazo.

5.1.2 Análisis de rendimiento entre el modelo anterior y el actual

Se comparan los resultados obtenidos durante los ensayos realizados en ambos proyectos, extrayendo y detallando el rendimiento de ambos modelos.

5.1.2.1 Comparación de la respuesta temporal del sistema

En cuanto a los datos obtenidos en los ensayos sobre la respuesta temporal del sistema, se puede apreciar como ambos resultados son bastante similares (Fig. 5.1 y Fig. 5.2).

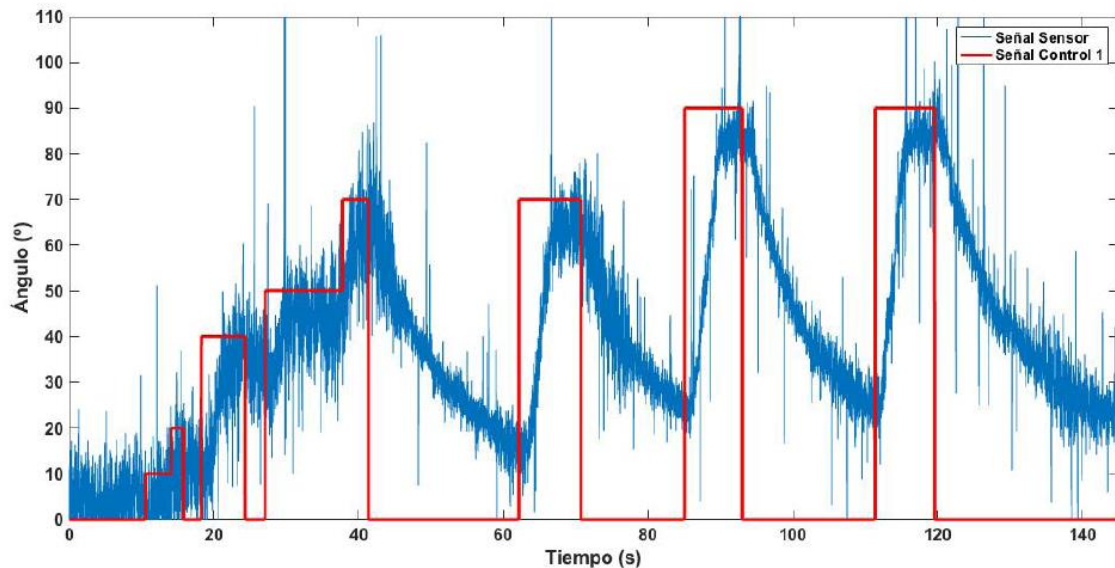


Fig. 5.1: Resultado del ensayo de control del exoesqueleto anterior

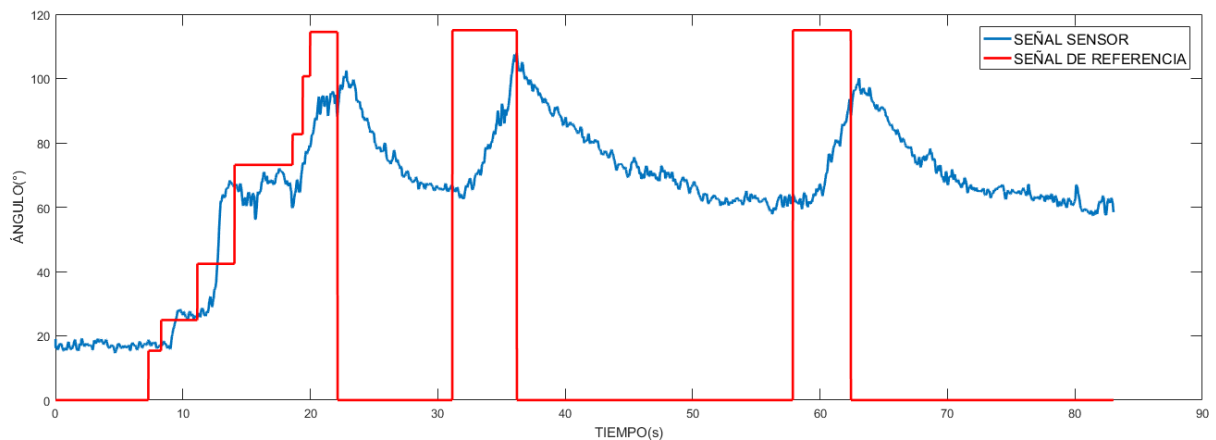


Fig. 5.2: Resultado del ensayo de control del exoesqueleto optimizado

Tanto en el proyecto precedente como en el actual, la señal del sensor se asemeja de manera bastante precisa a la señal de referencia introducida.

En el proyecto anterior (Fig. 5.1), se observa como la señal alcanza un ángulo de 90°. Aunque lo hace de manera rigurosa, este ángulo no es suficiente para realizar una rehabilitación de calidad en un paciente. Por el contrario, en la señal del sensor obtenida en el proyecto actual (Fig. 5.2), aunque no se alcanza el valor de la señal de referencia, se consigue elevar el ángulo de flexión hasta los 105°. Aunque el resultado no alcanza el grado de flexión de un paciente sano [38], supone un avance en el desarrollo del exoesqueleto como método de rehabilitación

Además, se aprecia como la señal previa (Fig. 5.1) cuenta con demasiado ruido (altas frecuencias), el cual modifica negativamente el rendimiento del exoesqueleto. Dicho suceso se debe a la elección de la señal utilizada para representar los datos enviados por el sensor. Mientras que el ensayo anterior cuenta con una señal sin ningún tipo de filtrado (Fig. 5.1), la señal del sensor actual cuenta con dos filtros paso bajo en serie que eliminan las frecuencias altas y ofrecen una señal nítida (Fig. 5.2).

Finalmente, ambos ensayos cuenta con el mismo problema: la disipación del calor. Se puede apreciar como cuando la señal decrece, no llega a 0° en ningún momento. Este problema se debe a que los hilos SMA no son capaces de disipar el calor y por tanto no disponen de la capacidad de posicionar el brazo del paciente en la posición inicial. Para ello, aunque en el proyecto actual se utilizan varias técnicas de enfriamiento como el uso de un cable de alta temperatura o el uso de un material sólido de disipación de calor, no es suficiente para recuperar el estado inicial. En el apartado 7.2. *Líneas de trabajo futuras*, se proponen varias opciones para subsanar dicho problema.

5.1.2.2 Comparación de resultados de las actividades para la rehabilitación médica del codo

Los datos obtenidos en los ensayos asociados a actividades de rehabilitación médica, los cuales, mediante una onda sinusoidal, simulan el movimiento de rehabilitación para la articulación del codo, se observan en la Fig. 5.3 y la Fig. 5.4.

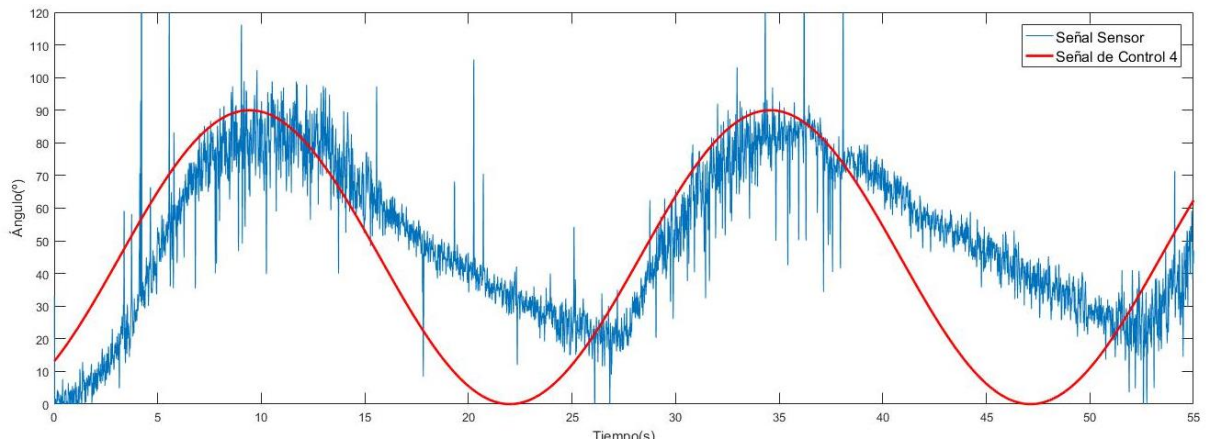


Fig. 5.3: Resultado del ensayo precedente para ejercicios de rehabilitación médica del codo

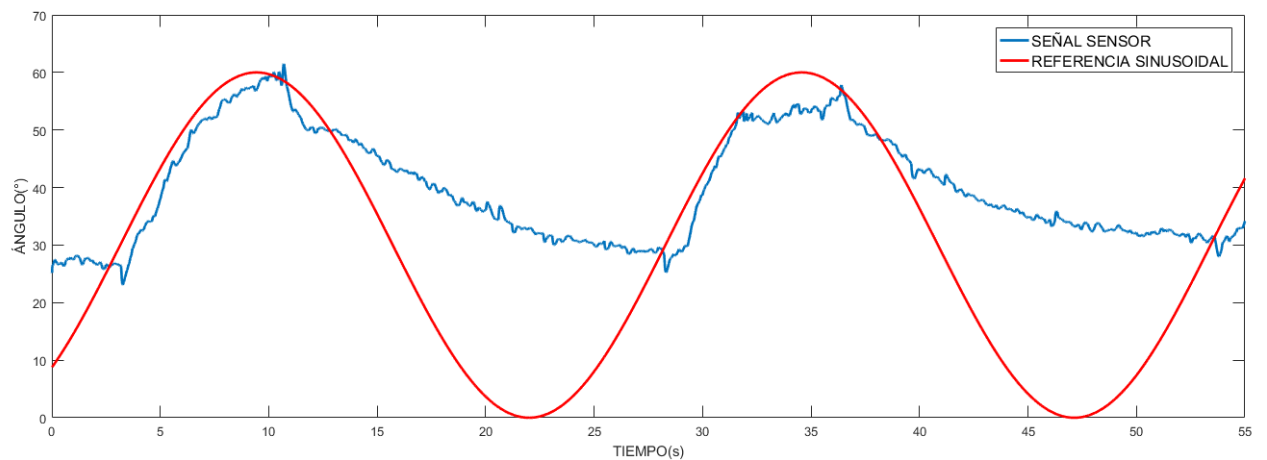


Fig. 5.4: Resultado del ensayo actual para ejercicios de rehabilitación médica del codo

Se advierte como ambas señales se equiparan de forma adecuada a la señal de referencia sinusoidal. En el ensayo realizado, ambas señales cuentan con un periodo de 23 segundos y un tiempo de enfriamiento de unos 10 segundos.

En comparación con el proyecto anterior, el diseño optimizado obtiene una señal sin ruido debido al uso de dos filtros paso bajo conectados en serie. El uso de dicho filtro, atenúa las altas frecuencias, haciendo que la señal sea más nítida. Si se observan las señales generadas por el sensor, se determina que el desfase entre ambas es insignificante, por lo que es conveniente implementar el uso del filtro paso bajo como en la Fig. 5.4.

Finalmente, se compara el ángulo que es capaz de alcanzar el sensor al introducir una señal de referencia sinusoidal. Como se puede observar en la Fig. 5.3, el ángulo que alcanza el sensor es de 90°, mientras que en el exoesqueleto optimizado es de tan solo 60°. Esta diferencia se debe única y exclusivamente a la posición del sensor instalado dentro del manguito. Las infinitas posibilidades de situar el manguito en el brazo del paciente, hacen que en algunos casos la señal no sea correcta. Por lo tanto, se debe buscar un sistema que mantenga siempre el sensor en la misma posición para no falsear la medida. En el apartado 7.2 *Líneas de trabajo futura*, se propone una solución para solventar el problema.

6. PRESUPUESTO

6.1 Presupuesto detallado

En este apartado, se muestra el presupuesto detallado del proyecto, dividido en diferentes apartados.

Se especifican todas las herramientas, materiales, software y equipos utilizados durante las distintas tareas realizadas para la fabricación del exoesqueleto.

Se incluyen las horas de trabajo dedicadas a la tutorización del proyecto y a la elaboración de este, además del coste de las mismas.

Finalmente, se muestra un presupuesto para cada sección y un presupuesto total.

El presupuesto detallado para cada sección es el siguiente:

CÓDIGO	UNIDAD	DESCRIPCIÓN	MEDICIÓN	PRECIO UNITARIO(€)	PRECIO TOTAL(€)
01.00		CAPÍTULO 1: ESTRUCTURA DEL EXOESQUELETO Y SISTEMA DE SUJECIÓN			
01.01	Ud	MAILLOT CICLISMO MANGA LARGA HOMBRE ROADC 500 NEGRO B'TWIN Maillot de ciclismo que se utiliza como estructura del exoesqueleto. Sus características son: <ul style="list-style-type: none"> ▪ Buena protección contra el frío ▪ Transpirable debido a su composición en poliéster ▪ Cremallera entera y bolsillos zona espalda para organizar objetos. Se incluyen gastos de envío e impuestos.	1	22,98	22,98
01.02	m	HILO DE TORZAL PARA COSTURA Hilo especial para coser y pespuntear tejidos medios y gruesos. Sus características son: <ul style="list-style-type: none"> ▪ Fabricado con alta tecnología y con fibra de poliéster ▪ Gran versatilidad, apariencia y brillo ▪ Color negro Se incluyen gastos de envío e impuestos.	30	0,07	2,10
01.03	m	CINTA DE NYLON 3cm MARCA CURTIDOS CARRASCO Cinta de nylon para realizar la sujeción entre la malla y el actuador. Sus características son: <ul style="list-style-type: none"> ▪ Gran resistencia a la abrasión ▪ Capacidad para amortiguar vibraciones ▪ Termoplástico. Se moldea con facilidad al aplicarle calor. ▪ Alta resistencia a grasas y aceites ▪ Color negro. Se incluyen gastos de envío e impuestos.	7	0,82	5,71
01.04	Ud	TENSOR DE PLÁSTICO DE 30mm MARCA CURTIDOS CARRASCO Tensor de plástico para fijación del actuador en el brazo. Sus características son: <ul style="list-style-type: none"> ▪ Gran resistencia ▪ Multi-funcional ▪ Compatible con distintos tamaños de correa ▪ color negro. Se incluyen gastos de envío e impuestos.	10	0,52	5,20

01.05	Ud	<p>GUANTE DE CICLISMO Guante de ciclismo que sirve como uno de los topes del actuador. Sus características son:</p> <ul style="list-style-type: none"> ▪ Resistencia ▪ Evita el movimiento de la muñeca ▪ Material flexible ▪ Color verde. <p>Se incluyen gastos de envío e impuestos.</p>	1	27,00	27,00
01.06	Ud	<p>HOMBRERA UNILATERAL MARCA ORTOPEDIA ARAGON Hombro utilizada para afianzar el actuador a la malla y como sujeción del bíceps.Sus características son:</p> <ul style="list-style-type: none"> ▪ Fabricada en neopreno ▪ Elasticidad y adaptabilidad ▪ Color azul. <p>Se incluyen gastos de envío e impuestos.</p>	1	44,00	44,00
01.07	Ud	<p>CLEMA ELÉCTRICA MARCA AKI Clima eléctrica que nos permite unir la malla con el actuador. Sus características son:</p> <ul style="list-style-type: none"> ▪ Permite realizar conexiones seguras ▪ Fijación mediante tornillos ▪ Gran durabilidad. <p>Se incluyen gastos de envío e impuestos.</p>	12	0,15	1,80
01.08	Ud	<p>ALICATE SACABOCADOS MARCA POWERFIX Alicate utilizado para realizar orificios para instalar la clima eléctrica.Sus características son:</p> <ul style="list-style-type: none"> ▪ Perfora distintos materiales como piel, tela o fieltro. ▪ Válido para agujeros entre 2,5 y 5mm. ▪ Sello de calidad TUV SUD GS <p>Se incluyen gastos de envío e impuestos.</p>	1	5,99	5,99

01.09	m	<p>VELCRO DE 30cm PARA COSER MARCA CURTIDOS CARRASCO Velcro instalado en la malla que permite una accesibilidad mejor para los componentes internos. Sus características son:</p> <ul style="list-style-type: none"> ▪ Ideal para coser en material textil ▪ Gran poder de fijación ▪ Color negro <p>Se incluyen gastos de envío e impuestos.</p>	2	3,10	6,20
01.10	Ud	<p>UTENSILIOS DE COSTURA Utensilios de costura tales como aguja, dedal, tijeras, alfileres, etc. Utilizados para coser las cintas, los guantes y la hombrera a la malla.</p> <p>Se incluyen gastos de envío e impuestos.</p>	1	6,99	6,99
01.11	Ud	<p>DESTORNILLADOR PLANO MARCA MAGNUSSON Destornillador plano utilizado para la colocación de las clemas metálicas. Sus características son:</p> <ul style="list-style-type: none"> ▪ Contruido en acero, polipropileno y TPR ▪ Diseño ergonómico y agarre cómodo ▪ Aislante y con elevada transferencia de par. <p>Se incluyen gastos de envío e impuestos.</p>	1	3,00	3,00
01.12	Ud	<p>TELA NOMEX Sus características son:</p> <ul style="list-style-type: none"> ▪ Resistencia contra roturas por tensión. ▪ Resistencia contra abrasiones. ▪ Permite gran movilidad ya que es un material flexible y transpirable. ▪ Mantienen sus propiedades durante toda su vida útil. <p>Se incluyen gastos de envío e impuestos.</p>	1	44,55	44,55
				TOTAL SECCIÓN	175,52

CÓDIGO	UNIDAD	DESCRIPCIÓN	MEDICIÓN	PRECIO UNITARIO(€)	PRECIO TOTAL(€)
02.00		CAPÍTULO 2: DISEÑO E INTEGRACIÓN DEL ACTUADOR SMA			
02.01	m	HILO DE SMA FLEXINOL® Hilo fabricado en NiTi y utilizado como componente del actuador.Sus características son: ▪ Diámetro de 0,51mm ▪ Resistividad del cable es de 4.3Ωm ▪ Fuerza de tracción de 25,6N ▪ La corriente administrada que soporta es de 4000mA Se incluyen gastos de envío e impuestos.	7,5	8,90	66,75
02.02	m	CABLE BOWDEN Cable que permite alojar y guiar el hilo SMA. Sus características son: ▪ Gran transmisión mecánica ▪ Alma metálica ▪ Cubierta exterior flexible Se incluyen gastos de envío e impuestos.	2,5	3,00	7,50
02.03	m	CUBIERTA DE TEFLÓN PTFE MARCA MADRID GADGET STORE Cubierta de teflón que permite aislar eléctricamente los hilos. Sus características son: ▪ Bajo coeficiente de fricción, inferior a 0,1. ▪ Diámetro interior de 2mm y exterior de 3mm ▪ Material antiadherente ▪ Excelente comportamiento frente a temperaturas sin producirse deformación plástica(rango de acción de -200°C a 260°C) Se incluyen gastos de envío e impuestos.	7	0,82	5,71
02.04	Ud	PIEZA DE CRIMPADO REALIZADA POR RECURSOS INDUSTRIALES GARRIDO SL Pieza diseñada para la sujeción de los cables SMA que forman el actuador. Sus características son: ▪ Fabricada en metal ▪ Diámetro exterior de 1,5cm e interior de 3mm ▪ Tornillos de 3mm ▪ Rosca interior que permite la tensión de los hilos. Se incluyen mano de obra,gastos de envío e impuestos.	1	40,00	40,00
02.05	Ud	PIEZA DE CRIMPADO REALIZADA POR RECURSOS INDUSTRIALES GARRIDO SL Pieza diseñada para la sujeción de los cables SMA que forman el actuador. Sus características son: ▪ Fabricada en aluminio ▪ Diámetro exterior de 1,5cm e interior de 3mm ▪ Tornillos de 3mm ▪ Rosca interior que permite la tensión de los hilos. Se incluyen mano de obra, gastos de envío e impuestos.	1	50,00	50,00
02.06	Ud	LLAVE ALLEN 3mm Llave Allen utilizada para la fijación del crimpado sobre el actuador. Se incluyen gastos de envío e impuestos.	1	1,00	1,00
				TOTAL SECCIÓN	170,96

CÓDIGO	UNIDAD	DESCRIPCIÓN	MEDICIÓN	PRECIO UNITARIO(€)	PRECIO TOTAL(€)
03.00		CAPÍTULO 3: ESTRUCTURA DE CONTROL			
03.01	Ud	FUENTE DE ALIMENTACIÓN Sus características son: <ul style="list-style-type: none"> ▪ Voltaje salida 0-30V ▪ Voltaje de entrada 110/220V +/-10% AC(interruptor externo) ▪ Corriente de salida 0-40A ▪ Salida única. ▪ Ondulación y ruido <3mVrms ▪ Cuenta con display de LED Se incluyen gastos de envío e impuestos.	1	125,00	125,00
03.02	Ud	MICROCONTROLADOR STM32F407 Microcontrolador de alto rendimiento con núcleo ARM Cortex-M4 Sus características son: <ul style="list-style-type: none"> ▪ Bajo consumo ▪ Funciona con un nivel bajo de tensión ▪ Alto rendimiento ▪ 2x entradas USB(alimentación y comunicación) Se incluyen gastos de envío e impuestos.	1	15,00	15,00
03.03	Ud	FLEXSENSOR Sensor de flexión resistivo de 4,5".Se utiliza para medir el ángulo de posición del codo. Se aloja en un manguito de ciclista. Se incluyen gastos de envío e impuestos.	1	11,60	11,60
03.04	Ud	RESISTENCIA 47KΩ Resistencia que se utiliza en el circuito de acondicionamiento.Sus características son: <ul style="list-style-type: none"> ▪ Valor de resistencia de 37KΩ ▪ Potencia de 0,25W ▪ Tolerancia del 5% ▪ Aguanta un voltaje máximo de 300V Se incluyen gastos de envío e impuestos.	1	0,10	0,10
03.05	Ud	TARJETA DE ELECTRÓNICA DE POTENCIA, CABLEADO Y RESISTENCIAS Sistema de electrónica de potencia. Sus componentes son: <ul style="list-style-type: none"> ▪ Tarjeta de 16 canales ▪ Transistor MOSFET de potencia(STMicroelectronics STP310N10F7) ▪ Resistencias ▪ Cableado Se incluyen gastos de envío e impuestos.	1	80,00	80,00
03.07	Ud	MANGUITO DE CICLISTA MARCA ROADR 500 Manguito de ciclista que sirve como método para alojar el sensor de movimiento. Sus características son: <ul style="list-style-type: none"> ▪ Confort térmico ▪ Gran adaptabilidad ▪ Material transpirable y de secado rápido ▪ Sin costuras Se incluyen gastos de envío e impuestos.	1	10,98	10,98
				TOTAL SECCIÓN	242,68

CÓDIGO	UNIDAD	DESCRIPCIÓN	MEDICIÓN	PRECIO UNITARIO(€)	PRECIO TOTAL(€)
04.00		CAPÍTULO 4: SOFTWARE			
04.01		LICENCIA MATLAB-SIMULINK 2016 Herramienta de software matemático que ofrece un entorno de desarrollo con un lenguaje de programación propio. Se incluyen gastos de envío e impuestos. *Gratis con licencia de estudiante.	1	2000,00	2000,00
04.02		KEIL UVISION EVALUATE VERSIÓN Y ST LINK UTILITY Software para la generación del código de programación de chips con arquitectura ARM. Se incluyen gastos de envío e impuestos.	1	0,00	0,00
04.03		WAIJUNG TOOLBOX Y RCP BEYOND CONTROL 3.0 Tolboox de Matlab-Simulink para la transmisión de datos entre el ordenador y el microcontrolador STM32F407. Se incluyen gastos de envío e impuestos.	1	0,00	0,00
				TOTAL SECCIÓN	2000,00

CÓDIGO	UNIDAD	DESCRIPCIÓN	MEDICIÓN	PRECIO UNITARIO(€)	PRECIO TOTAL(€)
05.00		CAPÍTULO 5: EJECUCIÓN			
05.01	€/h	TUTORIZACIÓN DEL PROYECTO Trabajo personal, corrección, tutoría y evaluación por parte de Dorin Sabin Copaci	20	40,00	800
05.02	€/h	DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DEL PROYECTO trabajo personal, investigación, diseño, implementación y redacción del proyecto a cargo de Sergio Felipe Junquera.	720	15,00	10800
				TOTAL SECCIÓN	11600,00

PRESUPUESTO EXOESQUELETO	
CAPÍTULO 1: ESTRUCTURA DEL EXOESQUELETO Y SISTEMA DE SUJECIÓN	175,52
CAPÍTULO 2: DISEÑO E INTEGRACIÓN DEL ACTUADOR SMA	170,96
CAPÍTULO 3: ESTRUCTURA DE CONTROL	242,68
CAPÍTULO 4: SOFTWARE	2000,00
CAPÍTULO 5: EJECUCIÓN	11600,00
TOTAL	14189,15

6.2 Impacto socio-económico

Como se puede observar en el desglose del presupuesto (Fig. 6.1), el recurso que más capital consume del proyecto es la ejecución. Uno de los objetivos que se persigue es el de conseguir una solución asequible y eficiente para el proyecto descrito.

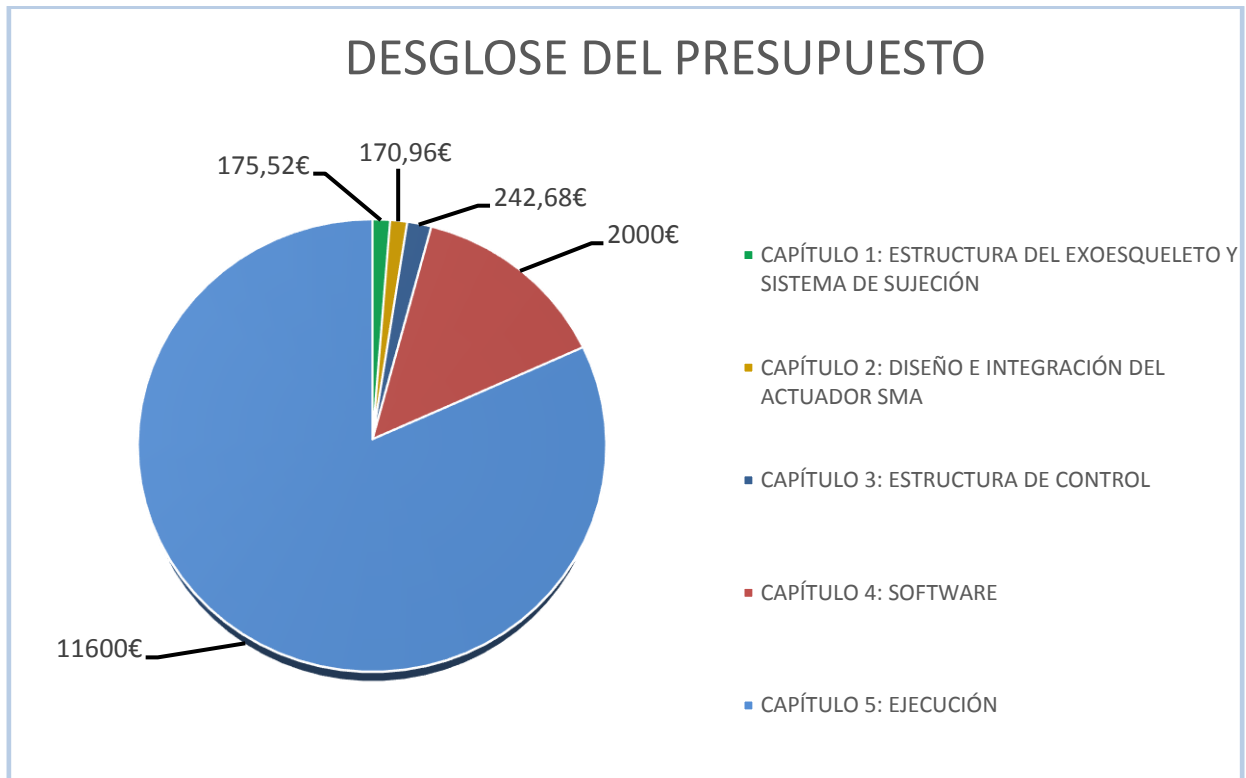


Fig. 6.1: Desglose del presupuesto en función de las diferentes secciones

Si se sustraen las secciones de ejecución y software utilizado, se tiene un precio total de 589.15€. En comparación con las opciones de mercado y teniendo en cuenta la finalidad del proyecto, el precio aproximado de comercialización del sistema, incluyendo un 30% de mano de obra y modificaciones no supera los 1000€.

El contexto socio-económico en el que se puede utilizar la tecnología de este proyecto, tiende a ser pragmático y positivo. Ofreciendo este tipo de soluciones al precio propuesto, podría ser una solución utilizable tanto en centros de salud como en el ámbito privado.

7. CONCLUSIONES Y TRABAJOS FUTUROS

7.1 Conclusiones

Tras la optimización del exoesqueleto vestible y la realización de las pertinentes pruebas, las conclusiones son las siguientes:

- Las modificaciones implementadas suponen un bajo coste en relación al beneficio que aportan. Se buscaba con la optimización, mejorar el exoesqueleto en varios aspectos: comodidad, eficiencia y funcionamiento.
- La optimización del exoesqueleto se realiza sobre una malla de ciclismo, la cual, debido a su composición permite la adaptabilidad en pacientes de diferente complejión. La modificación de diferentes elementos de la malla supone un avance en cuanto a rendimiento, seguridad y ergonomía.
- El diseño actual del actuador (3 hilos de SMA) es suficiente para cumplir los objetivos marcados.
- De los ensayos realizados, el resultado del máximo ángulo de flexión obtenido es de 105°. Aunque es un dato válido para realizar la rehabilitación, se aleja del ángulo de flexión de una persona en buen estado (135°).
- El sistema de control está compuesto por un sensor resistivo de posición, el cual transmite los datos sobre la posición angular del codo. De los ensayos se obtiene que el sensor elegido no es el óptimo para este tipo de actuador. Encontrar la posición idónea del sensor es complicado ya que una vez tenemos puesto el manguito, colocar encima el exoesqueleto produce el desplazamiento del manguito y por lo tanto, un error en la toma de datos del sensor.
- Los resultados obtenidos durante los ensayos determinan que el exoesqueleto responde correctamente a las señales de referencia introducidas mediante el software de control. El problema se produce cuando la adquisición de datos por parte del sensor debido a su localización es errónea, ya que no permite al exoesqueleto alcanzar el ángulo de flexión que se pretende.
- La no linealidad el proceso de calentamiento-enfriamiento de los hilos SMA dificulta el control y la repetitividad del proceso de rehabilitación.

7.2 Líneas de trabajo futuras

En este apartado se plantean varias líneas de trabajo futuras para mejorar el rendimiento del exoesqueleto basado en actuadores con hilos de SMA, para así avanzar en la investigación y desarrollo de este tipo de materiales y su implementación dentro del ámbito de la salud.

7.2.1 Primera propuesta de mejora

Dentro de las mejoras que se proponen para dicho proyecto, la primera está enfocada en el sensor que determina el ángulo de flexión del codo. Debido a que el sensor está instalado fuera de la malla, la modificación de su posición genera que la lectura del ángulo sea errónea. Al tratarse de una malla versátil y apta para diferentes complejiones, no hay forma de fijar el sensor siempre en la misma posición.

Por tanto, la primera de las mejoras sería sustituir el sensor de posición. Para ello, la propuesta consiste en la utilización de sensores inerciales, los cuales, miden la aceleración (acelerómetros) o la velocidad angular (giroscopios).

Una vez son instalados los sensores inerciales, habría que reprogramar el sistema en Matlab, encargado de realizar la recopilación y tratamiento de datos obtenidos del sensor.

7.2.2 Segunda propuesta de mejora

La segunda mejora que se propone tiene que ver con la lenta velocidad de enfriamiento de los hilos SMA. Esto es debido a que el comportamiento durante estos procesos no es lineal, lo que provoca que, una vez se calientan los hilos no se pueda recuperar la posición inicial debido a que la disipación del calor no es lo suficientemente rápida.

La primera de las propuestas de mejora es la utilización de un hilo SMA en la parte opuesta al actuador instalado. Con el estudio de funcionamiento adecuado, bastaría con alternar los actuadores que ejecutan la flexión y la extensión del brazo.

También se podría implementar un objeto (muelle o resorte) en la zona de crimpado que obligue al hilo SMA a recuperar su longitud inicial.

Durante el proyecto se ha utilizado cable de alta temperatura o material sólido de disipación de calor, aunque estas opciones no han sido suficientes para optimizar el proceso. Como último recurso, podría implementarse otra opción de la tabla de técnicas de enfriamiento (Tabla 2.1), como método para que la velocidad de enfriamiento sea mayor.

7.2.3 Más propuestas de mejora

- Optimizar la disposición de las cintas de sujeción para lograr superar al máximo ángulo de flexión obtenido (105°). Utilizando diferentes tipos de configuración en el anclaje, crimpado o actuadores SMA.
- Realizar ensayos en pacientes que hayan sufrido un ACV. Involuntariamente, un paciente sano, tiende a subir o bajar el brazo durante el funcionamiento del actuador. Por tanto, probar el exoesqueleto en pacientes con poca o nula movilidad, facilitaría conocer el alcance o efectividad del exoesqueleto.
- Comprobar la posibilidad que supondría la sustitución de un actuador simple por actuadores dobles.

REFERENCIAS

- [1] Lara I.Ammar, Mariam K.Mohanna, Bilal Y. Kaddouh, Imad H.Elhadj, "SAS:SMA Aiding Sleeve", Tianjin(China), 2010.
- [2] D.Copaci, A.Flores-Caballero ,F.Rueda, I.Alguacil, D.Blanco, L.Moreno, "Wearable Elbow Exoskeleton Actuated with Shape Memory Alloy", Daejeon(Korea), 2016.
- [3] S.Herranz, Control de posición de un material con memoria de forma(SMA), 2011.
- [4] Jaronie Mohd Jani, Martin Leary, Aleksandar Subic, Mark A. Gibson, A review of shape memory alloy research, applications and opportunities, vol. 56, Elsevier, 2014, pp. 1078-1113.
- [5] Stoeckel, Shape Memory Actuators for Automotive Applications, 1990.
- [6] A.Nizamani, J.Daudpoto, M.Ali Soomro, M.Nizamani, Product designing with shape memory actuators, Sindh(Pakistan), 2017.
- [7] C.Siong Loh, H.Yokoi, T.Arai, New Shape Memory Alloy Actuator: Design and Application in the Prosthetic Hand, 2005.
- [8] A.Barrientos, J.Colorado, C.Rossi, «Músculos Inteligentes en Robots Biológicamente Inspirados: Modelado, Control y Actuación,» *Revista Iberoamericana de Automatica e Informatica Industrial*, 2011.
- [9] D.J.Hartl, J.T.Mooney, D.C.Lagoudas, T.Calkins, J.H.Mabe, Use of a Ni60Ti shape memory alloy for active jet engine chevron application: II. Experimentally validated numerical analysis, 2010.
- [10] O.J.Godard, M.Z.Lagoudas, D.C.Lagoudas, Design of Space Systems Using Shape Memory Alloys, 2003.
- [11] G.B.Kauffman, I.MAyo, The Story of Nitinol: The Serendipitous Discovery of the Memory Metal and Its Applications, 1997.
- [12] J.Peirs, D.Reynaerts, H.Van Brussel, Shape memory alloy micro-actuators for medical applications, 1997.

- [13] N.Datla, M.Honarvar, T.M.Nguyen, B.Konh, K.Darvish, Y.Yu, A.P.Dicker, T.Podder, P.Hutapea, Towards a Nitinol Actuator for an Active Surgical Needle, Georgia(USA), 2012.
- [14] D.Mantovani, «Shape memory alloys: Properties and biomedical applications,» *Journal of the Minerals, Metals and Materials Society*, nº 52, pp. 36-44, 2000.
- [15] M.Ba Hamid ,M.R.Majhdoomi, T.Saleh, M.Bhuiyan, «Development of a Shape Memory Alloy (SMA) Based Assistive Hand,» *Advanced Materials Research*, vol. 1115, pp. 454-457, 2015.
- [16] J.Hon Lee, S.Okamoto, S.Matsubara, Development of Multi-Fingered Prosthetic Hand Using Shape Memory Alloy Type Artificial Muscle, 2012.
- [17] J.H.Wiest, G.D.Buckner, «Path optimization and control of a shape memory alloy actuated catheter for endocardial radiofrequency ablation,» *Robotics and Autonomous Systems*, vol. 65, pp. 88-97, 2015.
- [18] A.Villoslada, N.Escudero, F.Martín ,A.Flores, C.Rivera, M.Collado, L.Moreno, Position control of a shape memory alloy actuator using a four-term bilinear PID controller, 2015.
- [19] «Smiths,» [En línea]. Available: <https://www.smithmetal.com/pdf/plastics/ptfe.pdf>. [Último acceso: 6 8 2018].
- [20] D.Copaci,A.Flores,A.Villoslada,D.Blanco, Modelado y simulación de actuadores de SMA con carga variable, 2015.
- [21] I.C.Puentes, Epidemiology of the cerebrovascular diseases of extracranial origin, vol. 15, La Habana(Cuba), 2014.
- [22] J.Hu,X.Xu,W.Liu, Exoskeleton to Rehabilitate Paralyzed Arm Based on Patient Healthy Arm Guidance, vol. 3, 2013.
- [23] N.Vitiello,T.Lenzi,S.Roccella,S.Rossi,E.CattinF.Giovacchini,F.Vecchi,M.C.Carozza, NEUROExos: A Powered Elbow Exoskeleton for Physical Rehabilitation, vol. 29, 2013.
- [24] T.-B. N.Jarrasse, Robotic Exoskeletons: A Perspective for the Rehabilitation of Arm Coordination in Stroke Patients, 2014.

- [25] P.Maciejasz,J.Eschweiler,K.Gerlach.Hahn,A.Jansen-Toy,S.Leonhardt, «A survey on robotic devices for upper limb rehabilitation,» *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, n° 11, pp. 1-30, 2014.
- [26] E.Duarte,B.Alonso,M.J.Fernández,M.Flores,I.García-Montes, Rehabilitación del ictus: modelo asistencial. Recomendaciones de la Sociedad Española de Rehabilitación y Medicina Física, vol. 44, Elsevier, 2009.
- [27] M. García, Intervenciones para mejorar la función motora en el paciente con ictus, vol. 34, Elsevier, 2000, pp. 423-37.
- [28] C-J Yang,J.Zhang,Y.Chen,Y-M Dong,Y.Zhang, A Review of exoskeleton-type systems and their key technologies, 2008, pp. 1519-1612.
- [29] S.Moubarak,M.T.Pahm,T.Pajdla,T.Redarce, Design and Modeling of an Upper Extremity Exoskeleton, vol. 25/9, Munich(Germany), 2009, pp. 476-479.
- [30] M.Ngai, Design of a Forearm Exoskeleton for Supination/Pronation Assistance in Daily Activities, Ontario(Canadá), 2013.
- [31] J.C.Perry, J.Rosen,S.Burns, Upper-Limb Powered Exoskeleton Design, vol. 4, 2008, pp. 408-417.
- [32] E. Rocon, J. M. Belda-Lois, A.F.Ruiz,M.Manto, J.C.Moreno,J.L.Pons, Design and Validation of a Rehabilitation Robotic Exoskeleton for Tremor Assessment and Suppression, vol. 15, 2007.
- [33] J.M.Delgado, Malla Actuada con Fibras de SMA, Universidad Carlos III de Madrid, 2017, pp. 1-147.
- [34] «Dupont,» [En línea]. Available: http://www2.dupont.com/Personal_Protection/en_US/assets/downloads/nomex/NomexOnDemand.pdf. [Último acceso: 03 09 2018].
- [35] M.Elahinia, N.Moghaddam, A.Amerinatanzi, S.Saedi, G.Toker, H.Karaca, G.S.Bigelow, O.Benafan, Additive manufacturing of NiTiHf high temperature shape memory alloy, vol. 145, 2018, pp. 90-94.
- [36] STMicroelectronics, 2016. [En línea]. Available: <http://www.farnell.com/datasheets/2309233.pdf>. [Último acceso: 17 08 2018].

- [37] A.Flores-Caballero, D.Copaci, A.Martin-Clemente, L.E.Moreno, D.Blanco, Smooth and Accurate control of multiple Shape Memory Alloys based actuators via low cost embedded hardware, 2012.
- [38] S.Sattari,MR.Emad, Changes in ulnar nerve conduction velocity across different angles of elbow flexion, 2008.
- [39] J.F.Loss,C.T.Candotti, «Comparative study between two elbow flexion exercises using the estimated resultant muscle force,» *Brazilian Journal of Physical Therapy*, vol. 12, n° 6, pp. 502-510, 2008.

ANEXOS

ANEXO A: Technical Characteristics of Flexinol® Actuator Wires



DYNALLOY, Inc.
Makers of Dynamic Alloys

Technical Characteristics of



Actuator Wires

Flexinol® Actuator Wires are small diameter wires which contract like muscles when electrically driven. Smaller than motors or solenoids, cheaper and generally easier to use, these wires perform physical movement across an extremely wide variety of applications.

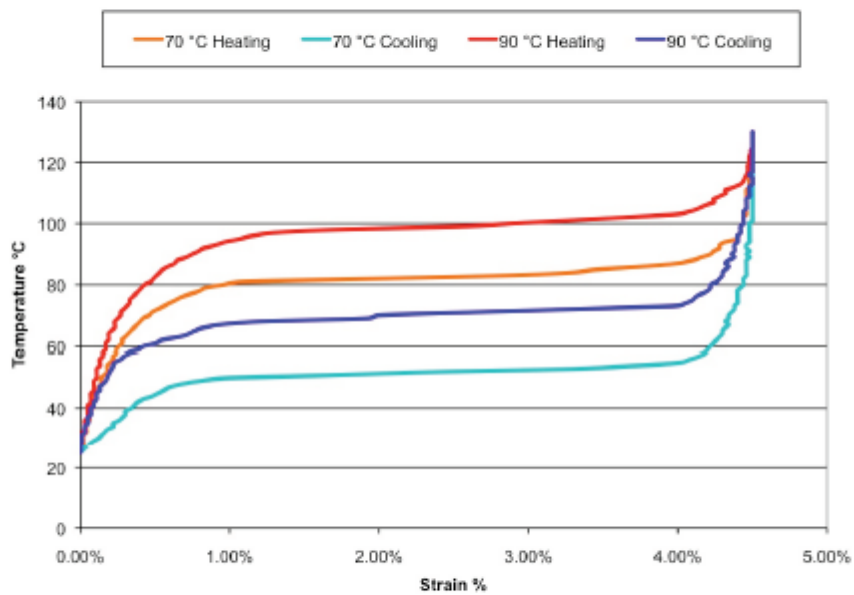
Table of Contents

Physical Properties Summary	2
Introduction	3
Section 1. Movement	4
Section 2. Electrical Guidelines	6
Section 3. Cycle Time	7
Section 4. Miscellaneous	9
Section 5. Underlying Technology	11



NICKEL - TITANIUM ALLOY PHYSICAL PROPERTIES

1. Density	0.235 lb/in ³ (6.45 g/cm ³)
2. Specific Heat	0.20 BTU/lb * °F (0.2 cal/g * °C)
3. Melting Point	2370 °F (1300 °C)
4. Latent Heat of Transformation	10.4 BTU/lb (5.78 cal/g)
5. Thermal Conductivity	10.4 BTU/hr * ft * °F (0.18 W/cm * °C)
6. Thermal Expansion Coefficient	
Martensite	3.67x10 ⁻⁶ /°F (6.6x10 ⁻⁶ /°C)
Austenite	6.11x10 ⁻⁶ /°F (11.0x10 ⁻⁶ /°C)
7. Poisson Ratio	0.33
8. Electrical Resistivity (approx.)	
Martensite:	32 micro-ohms * in (80 micro-ohms * cm)
Austenite:	39 micro-ohms * in (100 micro-ohms * cm)



Typical Temperature vs. Strain Characteristics for Dynalloy's standard 158°F (70°C) "LT" and 194°F (90°C) "HT" Austenite start temperature alloys, at 172 MPa

1562 Reynolds Avenue, Irvine, California 92614 USA 714-436-1206 714-436-0511 fax <http://www.dynalloy.com>



Introduction

Flexinol® is a trade name for shape memory alloy actuator wires. Made of nickel-titanium these small diameter wires contract like muscles when electrically driven. This ability to flex or shorten is characteristic of certain alloys that dynamically change their internal structure at certain temperatures. The idea of reaching higher temperatures electrically came with the light bulb, but instead of producing light these alloys contract by several percent of their length when heated and can then be easily stretched out again as they cool back to room temperature. Like a light bulb both heating and cooling can occur quite quickly. The contraction of Flexinol® actuator wires when heated is opposite to ordinary thermal expansion, is larger by a hundredfold, and exerts tremendous force for its small size. The underlying technology that causes the effect is discussed in Section 5. The main point is that movement occurs through an internal "solid state" restructuring in the material that is silent, smooth, and powerful.

This effect can be used in many ways. The list of viable applications is too long for any single listing. A safe assumption is that any task requiring physical movement in a small space with low to moderate cycling speeds is something that most likely will be better done with actuator wires. Many of the tasks currently being done with small motors or solenoids can be done better and cheaper with Flexinol® actuator wires. Since the actuator wires are much smaller for the work they do a number of new products and improved designs on existing products are readily accomplished.

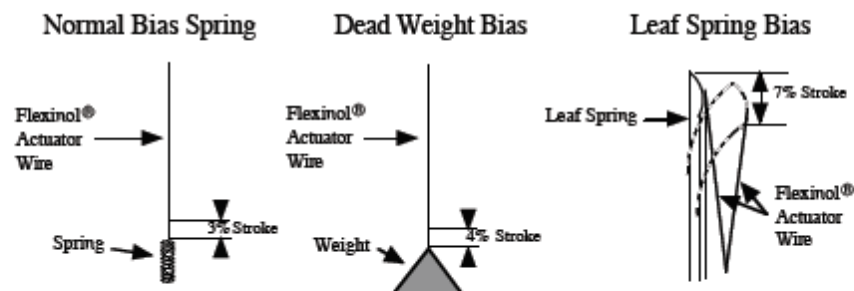
For new users of Flexinol® actuator wires, Dynalloy, Inc. strongly recommends that an overview of what can be done first be established. This can be done by obtaining one of the Dynalloy, Inc. kits, which is made for such familiarization. Secondly, new users should consider obtaining from Dynalloy, Inc. or other consultants a "Proof of Concept" working model. This is not only useful as an internal marketing and sales tool. It also helps the new user to see how those with more experience approach the specific task in hand. Knowing this provides immeasurable insight into how to proceed and helps reduce the redundancy of reinventing existing techniques. One can always improve on existing methods and sufficient legal and other safeguards can be readily employed to ensure protection of proprietary ideas.



Section 1. Movement

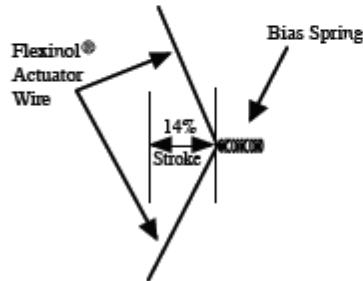
The movement or stroke of Flexinol® actuator wire is measured as a percentage of the length of the wire being used and is determined, in part, by the level of stress one uses to reset the wire, or to stretch it in its low temperature phase. This opposing force, used to stretch the wire, is called the bias force. In most applications, the bias force is exerted on the wire constantly, and on each cycle as the wire cools, this force elongates it. If no force is exerted as the wire cools, very little deformation or stretch occurs in the cool, room temperature state and correspondingly very little contraction occurs upon heating. Up to a point the higher the load the higher the stroke. The strength of the wire, its pulling force and the bias force needed to stretch the wire back out are a function of the wire size or cross sectional area and can be measured in pounds per square inch or "psi". If a load of 5,000 psi (34.5 MPa) is maintained during cooling, then about 3% memory strain will be obtained. At 10,000 psi (69 MPa), about 4% results, and with 15,000 psi (103 MPa) and above, nearly 5% is obtained. However, there is a limit to how much stress can be applied.

Far more important to stroke is how the wire is physically attached and made to operate. Dynamics in applied stress and leverage also vary how much the actuator wires move. While normal bias springs that increase their force as the Flexinol® actuators contract have only 3-4% stroke, reverse bias forces which decrease as the actuator wires contract can readily allow the wire to flex up to 7%. Mechanics of the device in which it is used can convert this small stroke into movements over 100% of the wires' length and at the same time provide a reverse bias force. The stress or force exerted by Flexinol® actuator wires is sufficient to be leveraged into significant movement and still be quite strong. Some basic structures, their percent of movement, and the approximate available force they offer in different wire sizes are as follows:

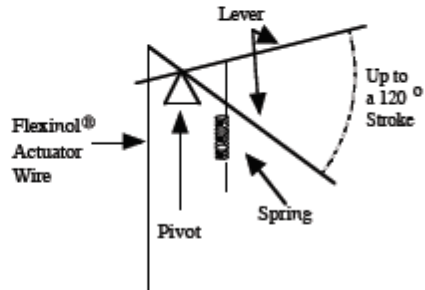




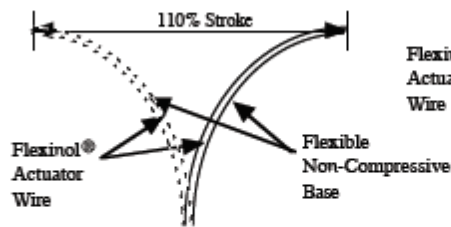
Right Angle Pull



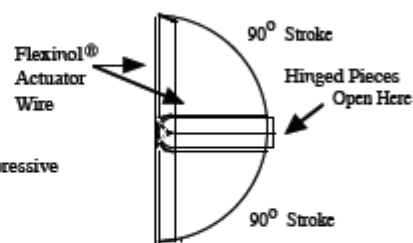
Simple Lever



Adjusting Curvature



Clam Shell



Stroke and Available Force Table

	Approx. Stroke	0.003" Wire (0.076 mm)	0.006" Wire (0.15 mm)	0.010" Wire (0.25 mm)
Normal Bias Spring	3%	0.18 lb (80 g)	0.73 lb (330 g)	2.05 lb (930 g)
Dead Weight Bias	4%	0.18 lb (80 g)	0.73 lb (330 g)	2.05 lb (930 g)
Leaf Spring Bias	7%	0.18 lb (80 g)	0.73 lb (330 g)	2.05 lb (930 g)
Right Angle Pull	14%	0.04 lb (20 g)	0.18 lb (83 g)	0.51 lb (232 g)
Simple Lever (6:1 ex)	30%	0.024lb (11 g)	0.10 lb (47 g)	0.29 lb (133 g)
Adjusting Curvature	110%	0.006 lb (3 g)	0.026 lb (12 g)	0.075 lb (34 g)
Clam Shell	100%	0.007 lb (3.2 g)	0.028 lb (13 g)	0.082 lb (37 g)

1562 Reynolds Avenue, Irvine, California 92614 USA 714-436-1206 714-436-0511 fax <http://www.dynalloy.com>



FLEXINOL®

DYNALLOY, Inc.
Makers of Dynamic Alloys

Section 2. Electrical Guidelines

If Flexinol® actuator wire is used in the appropriate conditions, then obtaining repeatable motion from the wire for tens of millions of cycles is reasonable. If higher stresses or strains are imposed, then the memory strain is likely to slowly decrease and good motion may be obtained for only hundreds or a few thousands of cycles. The permanent deformation that occurs in the wire during cycling is heavily a function of the stress imposed and the temperature under which the actuator wire is operating. Flexinol® wire has been specially processed to minimize this straining, but if the stress is too great or the temperature too high, some permanent strain will occur. Since temperature is directly related to current density passing through the wire, care should be taken to heat, but not overheat, the actuator wire. The following charts give rough guidelines as to how much current and force to expect with various wire sizes.

Diameter Size inches (mm)	Resistance ohms/inch (ohms/meter)	Pull Force* pounds (grams)	Cooling Deformation Force* pounds (grams)	Approximate** Current for 1 Second Contraction (mA)	Cooling Time 158°F, 70°C "LT" Wire *** (seconds)	Cooling Time 194°F, 90°C "HT" Wire *** (seconds)
0.001 (0.025)	36.2 (1425)	0.02 (8.9)	0.008 (3.6)	45	0.18	0.15
0.0015 (0.038)	22.6 (890)	0.04 (20)	0.016 (8)	55	0.24	0.20
0.002 (0.050)	12.7 (500)	0.08 (36)	0.032 (14)	85	0.4	0.3
0.003 (0.076)	5.9 (232)	0.18 (80)	0.07 (32)	150	0.8	0.7
0.004 (0.10)	3.2 (126)	0.31 (143)	0.12 (57)	200	1.1	0.9
0.005 (0.13)	1.9 (75)	0.49 (223)	0.20 (89)	320	1.6	1.4
0.006 (0.15)	1.4 (55)	0.71 (321)	0.28 (128)	410	2.0	1.7
0.008 (0.20)	0.74 (29)	1.26 (570)	0.50 (228)	660	3.2	2.7
0.010 (0.25)	0.47 (18.5)	1.96 (891)	0.78 (356)	1050	5.4	4.5
0.012 (0.31)	0.31 (12.2)	2.83 (1280)	1.13 (512)	1500	8.1	6.8
0.015 (0.38)	0.21 (8.3)	4.42 (2004)	1.77 (802)	2250	10.5	8.8
0.020 (0.51)	0.11 (4.3)	7.85 (3560)	3.14 (1424)	4000	16.8	14.0

* The Heating pull force is based on 25,000 psi (172 MPa), which for many applications is the maximum safe stress for the wire. However, many applications use higher and lower stress levels. This depends on the specific conditions of a given design. The cooling deformation force is based on 10,000 psi (70 MPa), which is a good starting point in a design. Nonetheless, this value can also vary depending on how the material is used.

** The contraction time is directly related to current input. The figures used here are only approximate since room temperatures, air currents, and heat sinking of specific devices vary. On small diameter wires (≤ 0.006 " diameter) currents that heat the wire in 1 second can typically be left on without over-heating it.

*** Approximate cooling time, at room temperature in static air, using a vertical wire. The last 0.5% of deformation is not used in these approximations.

1562 Reynolds Avenue, Irvine, California 92614 USA 714-436-1206 714-436-0511 fax <http://www.dynalloy.com>

F11408v12



FLEXINOL®

DYNALLOY, Inc.
Makers of Dynamic Alloys

Section 3. Cycle Time

The contraction of the Flexinol® actuator wire is due solely to heating and the relaxation solely to cooling. Both contraction and relaxation are virtually instantaneous with the temperature of the wire. As a result mechanical cycle speed is dependent on and directly related to temperature changes. Applying high currents for short periods of time can quickly heat the wire. It can be heated so fast in fact that the limiting factor is not the rate at which heating can occur but rather the stress created by such rapid movement. If the wire is made to contract too fast with a load, the inertia of the load can cause over stress to the wire. To perform high speed contractions inertia must be held low and the current applied in short high bursts. Naturally, current which will heat the wire from room temperature to over 212 °F (100 °C) in 1 millisecond, will also heat it much hotter if left on for any length of time.

While each device has quite different heat sinking and heating requirements, a simple rule of thumb test can be used to prevent overheating. Measuring the actual internal temperature of the wire across such short time periods is somewhat problematic, however, one can tell if the actuator wire is overheated simply by observing if the wire immediately begins to cool and relax when the current is shut off or not. If it does not begin to relax and elongate under a small load promptly, when the power is cut, then the wire has been needlessly overheated and could easily be damaged. Simple visual observation is all that is needed to design measured heating circuitry.

Flexinol® actuator wire has a high resistance compared to copper and other conductive materials but is still conductive enough to carry current easily. In fact one can immerse the wire in regular tap water and enough current will readily flow through it to heat it. All of the conventional rules for electrical heating apply to the wire, except that its resistance goes down as it is heated through its transformation temperature and contracts. This is contrary to the general rule of increased resistance with increased temperature. Part of this drop in resistance is due to the shortened wire, and part is due to the fact that the wire gets thicker as it shortens, roughly maintaining its same three-dimensional volume. It makes no difference to the wire whether alternating current, direct current, or pulse width modulated current is used.

Again relaxation time is the same as cooling time. Cooling is greatly affected by heat sinking and design features. The simplest way to improve the speed of cooling is to use smaller diameter wire. The smaller the diameter the more surface to mass the wire has and the faster it can cool. Additional wire, even multiple strands in parallel, can be used in order to exert whatever force is needed. The next factor in improving the relaxation or cooling time is to use higher temperature wire. This wire contracts and relaxes at higher temperatures. Accordingly the temperature differential between ambient or room temperature and the wire temperature is greater and correspondingly the wire will drop below the transition temperature faster in response to the faster rate of heat loss.

Other methods of improved cooling are to use: forced air, heat sinks, increased stress (this raises the transition temperature and effectively makes the alloy into a higher transition temperature wire), and liquid coolants. Combinations of these methods are also effective. Relaxation time can range from several minutes (i.e. delay switches) to fractions of milliseconds (i.e. miniature high speed pumps) by effective and proper heat sinking. The following page gives some idea of the effect these various methods have.

1562 Reynolds Avenue, Irvine, California 92614 USA 714-436-1206 714-436-0511 fax <http://www.dynalloy.com>

F1140Rev L2



FLEXINOL®

DYNALLOY, Inc.
Makers of Dynamic Alloys

Relative Effects of Cooling Methods

	Improvement in Speed
Increasing Stress	1.2:1
Using Higher Temperature Wire	2:1
Using Solid Heat Sink materials	2:1
Forced Air	4:1
Heat Conductive Grease	10:1
Oil Immersion	25:1
Water with Glycol	100:1

*These improvements are not accumulative on the same basis when used together.

Better cooling methods are likely to require more current or heat to move and/or hold the wire in an "on" position. In some cases one may wish to quickly turn the wire on (that is electrically heat it until it contracts) then hold it on for some time. This will likely require a two-step driving current with a larger current to heat the wire and a reduced current to keep it hot without overheating it. There are a number of simple circuits, which will do this.



Section 4. Miscellaneous

Cutting - Flexinol® actuator wire is a very hard and anti-corrosive material. It is so hard that cutting it with cutters designed to cut copper and soft electrical conductors will damage the cutters. If you plan to do much work with Flexinol® actuator wires a good high quality pair of cutters like those used to cut stainless steel wires will be a good investment.

Attaching - Attaching Flexinol® actuator wires to make both a physical and an electrical connection can be done in several ways. It can be attached with screws, wedged onto a PC board, glued into a channel with conductive epoxies, and even tied with a knot. The simplest and best way is usually by crimping or splicing. With crimping machines both electrical wires and hooks or other physical attachments can be joined at once. Flexinol® wires tends to maintain the same volume, so when they contract along their length, they simultaneously grow in diameter. This means the wires expand inside the crimps and hold more firmly as the stress increases through pulling. While this works to the advantage in crimps it can be a disadvantage if glues or solder is used, as the material tends to work itself loose in those cases. Flexinol® wire is a very strong material and is not damaged by the crimping process. Dynalloy, Inc. can provide wire that is already crimped at specified intervals. One can then solder or spot-weld to the crimps if such manufacturing methods are preferred.

Accompanying Materials - Flexinol® actuator wires work by internal resistance or other heating methods. Their temperature is often over 212 °F (100 °C) and they often apply pressure with a high force over a small area of the device they are attached to, so it is a good idea to use temperature resistant materials in connection with them. Such materials if used in direct contact with the wire will also need to be non conductive so as to not provide an electrical path around the Flexinol® actuator wire. Silicone rubber, Kapton (used to make flexible circuit boards), ceramics, and glass are good examples.

Strain Reliefs - Over stress can damage Flexinol® wires by permanently stretching (or elongating) them or by reducing the stroke over which they contract. To prevent this one should design products with strain reliefs in them. Care should also be taken to prevent manual interference with their contraction or movement as this can over stress the wire. In other words if the device gets stuck and cannot move or is forced backwards while operating a problem can be created breaking or adversely affecting the actuator wires' performance. Protective measures against this should be used.

Reverse Biases - Although Flexinol® actuator wire moves about 4.5% when lifting a weight or when contracting against a constant force, one can improve this stroke by designing mechanisms which have a reverse bias force. The bias force is the force that elongates the wire in its rubber-like martensitic phase. A reverse bias force is one that gets weaker as the stroke gets longer. This can be done with leaf springs or with designs that give the Flexinol® actuator wires a better mechanical advantage over the bias spring or force as the stroke progresses.

Performance Margins - Although very stable compared to other similar alloys Flexinol® actuator wires will permanently stretch out or strain with large cycles strokes and high stresses. At stresses below 15,000 psi (103 MPa), permanent strain will remain less than 0.5% strain even after hundreds of thousands of cycles. At 20,000 psi (138 MPa), perhaps 1% permanent strain will occur after 100,000 cycles, and with higher stresses proportionally more will occur.



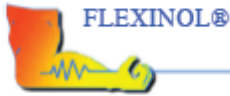
Section 4. Miscellaneous cont'd.

Good engineering design dictates that one should take into account the amount of memory strain, possible small decreases in the amount of that strain during operation, and some permanent deformation of the wire during cycling if the design is to meet expectations. Pushing all performance aspects of the wire to the limit from the outset of its cycling is likely to lead to disappointment at an early stage in the product life.

Longevity Testing - Flexinol® actuator wire can be over stressed and damaged even though it seems to be working. Much like actual muscles can be strained when called upon to do work above their actual capacity. The device may work in such a way that it is difficult to calculate the actual stresses involved. A good suggestion is to perform life cycle tests before assuming that a device which has worked a few times will continue to work millions more times. Fatigue which is damaging to Flexinol® actuator wire will usually show up in the form of wire elongation or reduced stroke within the first few hundred strokes. As one works with the material a "feel" for what is "working" will develop. The best rule of thumb is to use enough Flexinol® actuator wire to be sure one is well within the parameters in which it can work.

Precise Positioning - Given close temperature control under a constant stress one can get quite precise position control. Control in microns or less is to be expected. The problem is precise temperature control. The temperature is determined by an equilibrium between the rate of heating and the rate of cooling. Heating by electricity makes control of that easy, but the cooling is dynamically affected by changes in room temperature, airflow and so on. In practical terms this means that precise control is usually not feasible unless one can control the heat loss or has dynamic feedback through a closed loop system and can use this to control the heating rate.

Contact Dynalloy, Inc. Freely - There is no practical way for the authors to include everything that has been learned or will be learned in this short document. We have thousands of customers who call and contribute to our general understanding of typical application solutions. In most cases, we have already encountered problems which seem new to the first time user, so whenever possible we are happy to pass on these suggestions and be of help. We want your project to succeed, so please do not hesitate to call for assistance.



Section 5. Underlying Technology

Flexinol® is a trade name for very high performance, shape memory alloy, actuator wires. Made of nickel-titanium these small diameter wires have been specially processed to have large, stable amounts of memory strain for many cycles. In other words, they contract like muscles when electrically driven. This ability to flex or shorten is characteristic of certain alloys that dynamically change their internal structure at certain temperatures. Flexinol® wires contract by several percent of their length when heated and then easily elongate again by a relatively small load when the current is turned off and they are allowed to cool.

The function of the Flexinol® wire is based on the shape memory phenomenon which occurs in certain alloys in the nickel-titanium family. When both nickel and titanium atoms are present in the alloy in almost exactly a 50%/50% ratio, the material forms a crystal structure which is capable of undergoing a change from one crystal form to another (a martensitic transformation) at a temperature determined by the exact composition of the alloy. In the crystal form that exists above the transformation temperature (the austenite) the material is high strength and not easily deformed. It behaves mechanically much like stainless steel. Below the transformation temperature, though, when the other crystal form (the martensite) exists, the alloy can be deformed several percent by a very uncommon deformation mechanism that can be reversed when the material is heated and transforms. The low temperature crystal form of the alloy will undergo the reversible deformation fairly easily, so the "memory" strain can be put into the material at rather low stress levels.

The resultant effect of the shape memory transformation of the Flexinol® wire is that the wire can be stretched about 4-5% of its length below its transformation temperature by a force of only 10,000 psi (69 MPa) or less. When heated through the transformation temperature, the wire will shorten by the same 4-5% that it was stretched, and can exert stresses of at least 25,000 psi (172 MPa) when it does so. The transformation temperature of the NiTi alloys can be adjusted from over 212 °F (100°C) down to cryogenic temperatures, but the temperature for the Flexinol® actuator wire has been chosen to be 140 – 230 °F (60 - 110 °C). This allows easy heating with modest electrical currents applied directly through the wire, and quick cooling to below the transformation temperature as soon as the current is stopped. Heating with electrical current is not required, but it is perhaps the most convenient and frequently used form of heat.

Flexinol® actuator wires' prime function is to contract in length and create force or motion when it is heated. There are limits, of course, to how much force or contraction can be obtained. The shape memory transformation has a natural limit in the NiTi system of about 8%. That is the amount of strain that can occur in the low temperature phase by the reversible martensitic twinning which yields the memory effect. Deformation beyond this level causes dislocation movement throughout the structure and then that deformation is not only non-reversible but degrades the memory recovery as well. For materials expected to repeat the memory strain for many cycles, it is best to utilize a cyclic memory strain of no more than 4-5%, and that is what is recommended with Flexinol® actuator wire.

The force that the Flexinol® actuator wire can exert when heated is limited by the strength of the high temperature austenitic phase. The phase transformation, or crystal change, that causes the memory effect has more driving force than the strength of the parent material, so one must use care not to exceed that yield strength. The yield strength of Flexinol®'s high temperature phase is over 50,000 psi (345 MPa), and on a single pull the wire can exert this force. To have repeat cycling, however, one should use no more than 2/3 of this level, and forces of 20,000 psi (138 MPa) or below give the best repeat cycling with minimal permanent deformation of the wire.



FLEXINOL®

DYNALLOY, Inc.
Makers of Dynamic Alloys

ACTUATOR WIRE
*A SOLID STATE ACTUATOR THAT MOVES BY
"MOLECULAR RESTRUCTURING"!*

FOR BETTER MECHANICAL PERFORMANCE...

- In really tight places - Flexinol® actuator wires are smaller by far than alternatives. At least 1,000 times smaller than solenoids for the same work done.
- To simplify designs - Flexinol® actuator wires can often be used "as is", eliminating gear boxes, housings, bearings, and so on. Their flexible forgiving performance is easier to work with.
- In corrosive environments - Flexinol® actuator wires' high corrosion resistance really pays off.
- To reduce noise levels - Flexinol® actuator wires' movement by molecular restructuring is both electrically and acoustically quiet.
- To lower costs - Flexinol® actuator wires are inexpensive to buy and cost less to use in many applications. A nice combination for that bottom line.

SAMPLE APPLICATIONS

ELECTRONICS

Micro Circuit Breakers
PC Mount Relays
Chassis Temp. Controls
Electronic Locks
PC Mount Pilot Valves
Mechanical Latches
Subminiature Door Openers
Micro Manipulators
Retrofit Switch to Relay
Micro Clutches
Spring Loaded Releases
Board Temperature Sensors
"Clean" Actuators
Remote Switch Controllers
Read/Write Head Lifters

MEDICAL

Intravenous Med. Controllers
Steerable Catheters
Prosthetic Limbs
Surgical Instruments
Braille Displays

Vacuum Test Manipulators
Micro Pumps
Blood Pressure Test Valve
Exoskeletal Assistance

AUTOMOTIVE

Door Locks
Environmental Controls
Gear Changing Triggers
Clutch Engagement Triggers
Mirror Controls
Heater Cutoff/Sensors
Pneumatic Valve
Remote Latches
Remote Releases
Alarm Devices

APPLIANCES

Moving Louvers
Spring Releases
Door Openers
Electronic Locks

Mechanical Volt. Regulator
Mechanical Curr. Regulator
Motor Protectors
Boat Temperature Control
Overheating Controllers
Hair Dryer Cutoff/Sensors
Safety Cutoffs

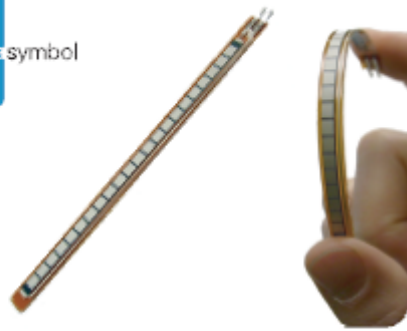
MISCELLANEOUS

Ultralight Remote Control
Mechanical Scanners
Camera Manipulators
Magnetic Free Positioners
Manipulator Safety
PC Cutoffs
Fiber Gate
Camera Shutters
Cuckoo Clocks
Alarm Devices Light
Light Fiber Switches
Smart Materials
Mechanical IC's
Robotic Limbs

Flexinol® Actuator Wires are small diameter wires which contract like muscles when electrically driven. Smaller than motors or solenoids, cheaper and generally easier to use, these wires perform physical movement for an extremely wide variety of applications.

1562 Reynolds Avenue, Irvine, California 92614 USA 714-436-1206 714-436-0511 fax <http://www.dynalloy.com>

ANEXO B: Datasheet del sensor de flexión



FLEX SENSOR FS

Features

- Angle Displacement Measurement
- Bends and Flexes physically with motion device
- Possible Uses
 - Robotics
 - Gaming (Virtual Motion)
 - Medical Devices
 - Computer Peripherals
 - Musical Instruments
 - Physical Therapy
- Simple Construction
- Low Profile

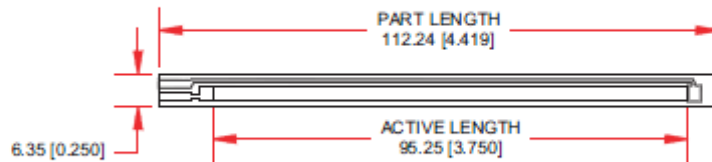
Mechanical Specifications

- Life Cycle: >1 million
- Height: $\leq 0.43\text{mm}$ (0.017")
- Temperature Range: -35°C to $+80^{\circ}\text{C}$

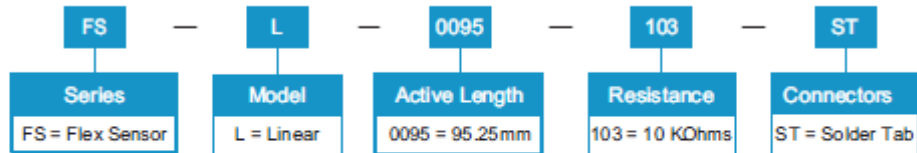
Electrical Specifications

- Flat Resistance: 10K Ohms $\pm 30\%$
- Bend Resistance: minimum 2 times greater than the flat resistance at 180° pinch bend (see "How it Works" below)
- Power Rating : 0.5 Watts continuous; 1 Watt Peak

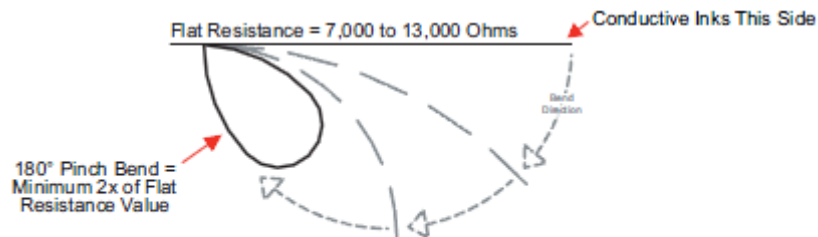
Dimensional Diagram - Stock Flex Sensor



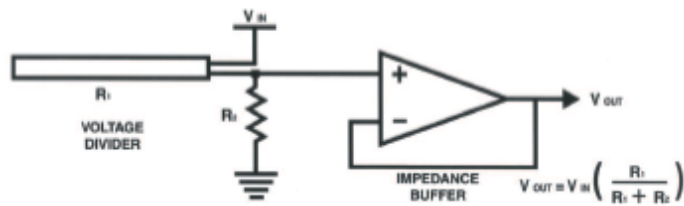
How to Order - Stock Flex Sensor



How It Works



BASIC FLEX SENSOR CIRCUIT:

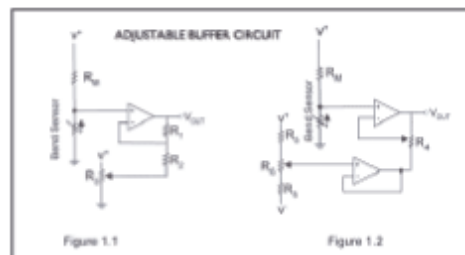


Following are notes from the ITP Flex Sensor Workshop

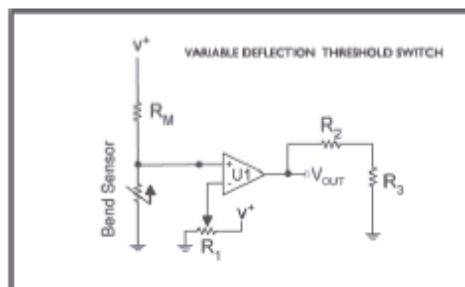
"The impedance buffer in the [Basic Flex Sensor Circuit] (above) is a single sided operational amplifier, used with these sensors because the low bias current of the op amp reduces error due to source impedance of the flex sensor as voltage divider. Suggested op amps are the LM358 or LM324."

"You can also test your flex sensor using the simplest circuit, and skip the op amp."

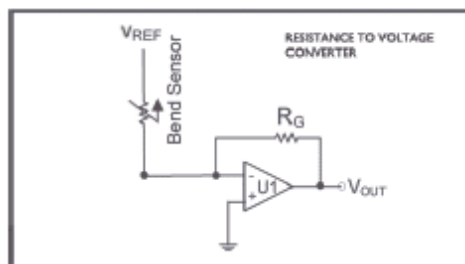
"Adjustable Buffer - a potentiometer can be added to the circuit to adjust the sensitivity range."



"Variable Deflection Threshold Switch - an op amp is used and outputs either high or low depending on the voltage of the inverting input. In this way you can use the flex sensor as a switch without going through a microcontroller."



"Resistance to Voltage Converter - use the sensor as the input of a resistance to voltage converter using a dual sided supply op-amp. A negative reference voltage will give a positive output. Should be used in situations when you want output at a low degree of bending."



ANEXO C: Instalación del toolbox Waijung y UC3M-Beyond Control en Matlab-Simulink

Se describe el proceso a seguir para la correcta instalación en Matlab de la tarjeta de control STM32F4 [30]:

1. Instalar Keil uvision v5 en versión de prueba. Ejecutar el archivo MDK516a como administrador.
2. Abrir el Pack Installer de Keil, pulsando en el siguiente icono:



Fig. C.1: Icono Pack Installer

3. Seleccionar device-STMMicroelectronics STM32F4. Instalar package Keil: STM32F4xx-DFP.

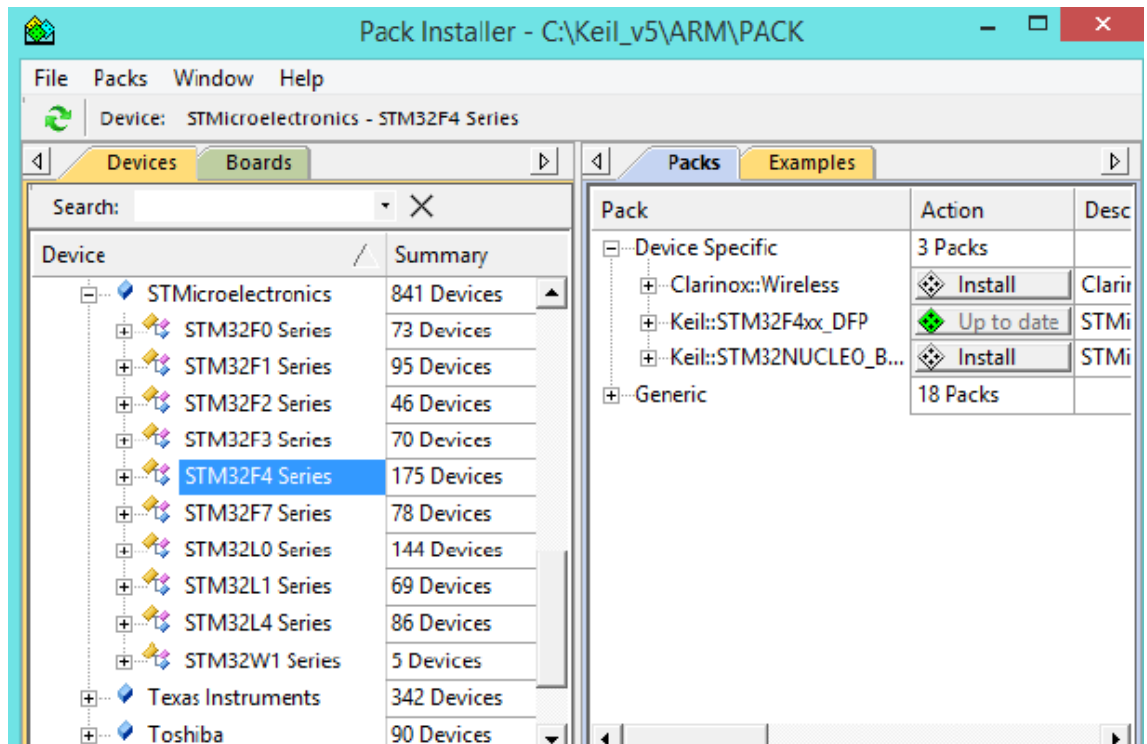


Fig. C.2: package Keil: STM32F4xx-DFP

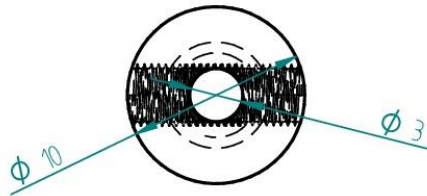
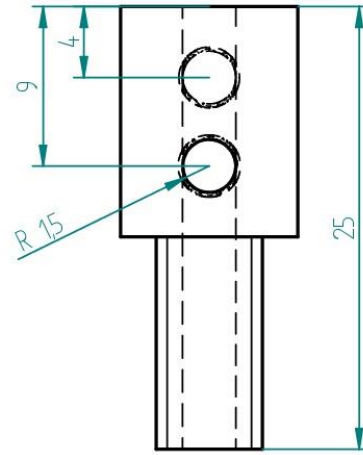
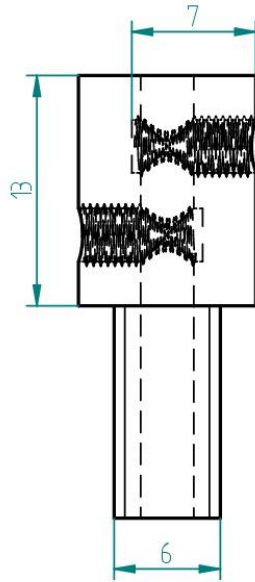
4. A continuación, instalar Toolbox. Ir a *C://BC_3/drivers* e instalar.
5. Instalar *C://BC_3/target/stm32f4_target/stm32f4/utils/STLinkUtility*.
6. Una vez instalado, se ejecuta Matlab. Cambiar el directorio actual a *C://BC_3/* e instalar *install_waijung.m*.

7. Una vez finalizada a instalación, añadir Carpeta with Subfolders Addons al Set path de Matlab.

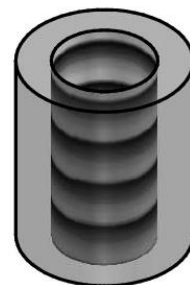
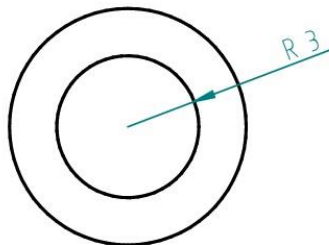
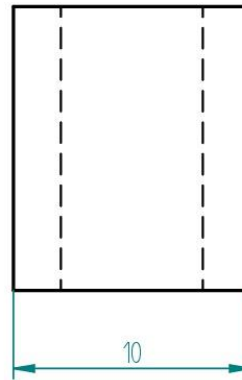
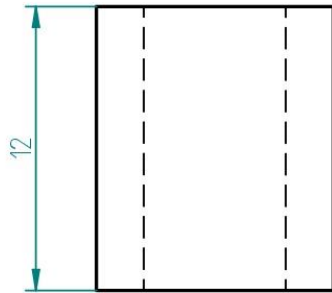
Todos los instaladores se pueden descargar respectivamente de:

- Waijung Blockset: <http://www.aimagin.com/>.
- UC3M-Beyond control: <https://aimagin.com/blog/uc3m-add-on-blockset/>.
- Keil uvision: <http://www.keil.com/download/product/>.

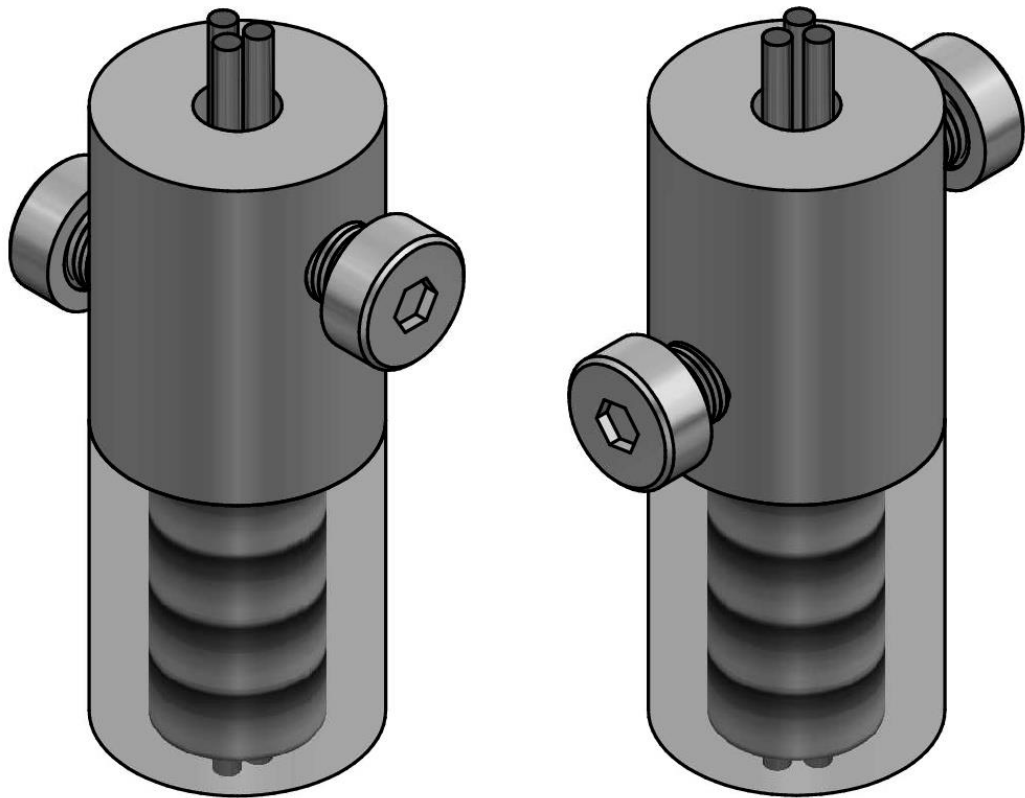
ANEXO D: Planos de diseño de la pieza de crimpado



		Nombre	Fecha	Solid Edge ST Siemens PLM Software	
Dibujado	Sergio Felipe Junquera	10/07/18	Título: Optimización de una malla de rehabilitación actuada mediante fibras SMA		
Aprobado 1					
Aprobado 2					
Salvo indicación contraria cotas en milímetros ángulos en grados tolerancias $\pm 0,5$ y $\pm 1^\circ$			A4	Plano	Rev
			Archivo: CrimpadoMalla1.dft		
			Escala: 3:1	Peso	Hoja 1 de 3



	Nombre	Fecha	Solid Edge ST Siemens PLM Software		
Dibujado	Sergio Felipe Junquera	10/07/18			
Aprobado 1			Título: Optimización de una malla de rehabilitación actuada mediante fibras SMA		
Aprobado 2					
Salvo indicación contraria cotas en milímetros ángulos en grados tolerancias $\pm 0,5$ y $\pm 1^\circ$			A4	Plano	Rev
			Archivo: CrimpadoMalla2.dft		
			Escala: 4:1	Peso	Hoja 2 de 3



	Nombre	Fecha	Solid Edge ST Siemens PLM Software	
Dibujado	Sergio Felipe Junquera	10/07/18	Título: Optimización de una malla de rehabilitación actuada mediante fibras SMA	
Aprobado 1				
Aprobado 2				
Salvo indicación contraria cotas en milímetros ángulos en grados tolerancias $\pm 0,5$ y $\pm 1^\circ$			A4	Plano
			Rev	
			Archivo: CrimpadoFinal.dft	
			Escala: 5:1	Peso
			Hoja 3 de 3	