

# DESARROLLO DE EXO-GUANTE PARA TERAPIAS DE REHABILITACIÓN

David Serrano del Cerro

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

Universidad Carlos III de Madrid

Directores:

María Dolores Blanco Rojas

Dorin Sabin Copaci

Tutor:

Santiago Garrido Bullón

Julio 2023

©This thesis is distributed under license “Creative Commons license Attribution – Non Commercial – Non Derivatives”.



# DEDICATORIA

A mi familia, por su apoyo incondicional.



# AGRADECIMIENTOS

En primer lugar, agradecer a mi directora Dolores Blanco, por su apoyo, dirección de este trabajo y por la confianza que depositó en mí al asignarme esta línea de investigación en la que hoy estoy inmerso, y de la que he podido disfrutar durante estos años de desarrollo de mi tesis. También agradecer a Luis Moreno por su apoyo, ayuda e ideas que me ha trasladado. Quiero extender mi agradecimiento a Santiago Garrido como tutor, siempre dispuesto a colaborar. Finalmente, también querría tener unas palabras para mi codirector Dorin Copaci que desde que me incorporé al trabajo del laboratorio siempre me ha apoyado y nunca te niega una petición de ayuda, siendo además de compañero de trabajo, también amigos.

A continuación, quiero agradecer a mis padres que han sido el pilar tanto de mi vida personal como profesional, apoyando siempre mis decisiones y siempre fomentando mi formación académica. También no me olvido de mis hermanas Noemi y Sara, con las que he compartido grandes periodos de mi formación académica y han sido un apoyo fundamental para llegar hasta aquí. Y como no, mencionar a mi gran apoyo durante estos años de desarrollo de mi tesis doctoral, Sandra, has sido mi mejor guía y siempre que me he caído, tú estabas detrás para tenderme tu mano y ayudar a levantarme. Finalmente, también quiero dedicar unas palabras a mis 4 abuelos, los cuales están siempre orgullosos de mí y disfrutaban de mis logros, tanto personales como profesionales. Mención especial a mi abuela Elia que ha colaborado en este trabajo a través de sus extensos conocimientos en costura. Gracias familia, os quiero.

En lo profesional no quiero olvidarme de todos mis compañeros de laboratorio tanto, los actuales como con todos aquellos con los que he compartido trabajo, tiempo e incluso comidas, con sus sobremesas incluidas, en la cafetería. Entre ellos Pavel, Juan, Janeth, Lisbeth, Luis Nagua y Jorge Muñoz, con los que he compartido laboratorio y conversaciones muy interesantes (tanto personales como profesionales) desde el inicio de mi tesis, también David Álvarez que gracias a su experiencia, fue mi maestro en todas las gestiones dentro de la universidad. También agradecer a mis compañeros actuales que me han apoyado en este final de tesis y con los cuales he disfrutado momentos de desconexión durante los cafés de la mañana, Paloma, Blanca, Javi, Carmen, Fernando, Victor, Adrián, Alicia, Alberto, Elizabeth y Raúl. Mención especial merecen también los técnicos de laboratorio Ángela y Fernando, siempre dispuestos para ayudarte en cualquier gestión, incluso en la elección de colores para el plástico de la impresora 3D. También

agradecer el trabajo de Sonia, gracias a ella y su gestión de la financiación, he podido disfrutar de congresos y estancias.

Por último, no quiero olvidarme de todos mis amigos, especialmente a mi Peña "Noche de Volateria" de Los Navalucillos que desde siempre han confiado en mí y hemos disfrutado de muchos buenos momentos durante estos años de desarrollo de mi tesis. Gracias a todos.

# CONTENIDOS PUBLICADOS Y PRESENTADOS

## A. Revistas

- 1) *D. Serrano, D. Copaci, J. Arias, L. Moreno, D. Blanco; SMA-Based Soft Exo-glove; IEEE Robotics & Automation Letters; 2023 (enviado y en revisión).*

Esta contribución está incluida totalmente en los capitulos 3 y 5. El material de esta fuente incluido en la tesis no está señalado por medios tipográficos ni referencias.

- 2) *J. Arias, D. Copaci, D. Serrano, L. Moreno, D. Blanco; Efficiency Analysis of SMA-Based Actuators: Possibilities of Configuration According to the Application, Actuators 2021, 10, 63, <https://doi.org/10.3390/act10030063>.*

Esta contribución está incluida parcialmente en el capítulo 3. El material de esta fuente incluido en la tesis no está señalado por medios tipográficos ni referencias.

- 3) *D. Copaci, D. Serrano, L. Moreno, D. Blanco; A High-Level Control Algorithm Based on sEMG Signalling for an Elbow Joint SMA Exoskeleton, Sensors 2018, 18, 2522. <https://doi.org/10.3390/s18082522>.*

Esta contribución está incluida parcialmente en el capítulo 4. El material de esta fuente incluido en la tesis no está señalado por medios tipográficos ni referencias.

## B. Conferencias

- 1) *D. Serrano, D. Copaci, L. Moreno, D. Blanco; SMA based wrist exoskeleton for rehabilitation therapy, 2018 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS), Madrid, España, pp. 2318-2323, doi: 10.1109/IROS.2018.8593987.*

Esta contribución está incluida parcialmente en el capítulo 3. El material de esta fuente incluido en la tesis no está señalado por medios tipográficos ni referencias.

- 2) *D. Serrano, D. Copaci, L. Moreno, D. Blanco; Desarrollo de un exoesqueleto de rehabilitación para miembro superior basado en SMA; Jornadas Nacionales de Robótica; Valladolid, España, 2018.*

Esta contribución está incluida parcialmente en el capítulo 3. El material de esta fuente incluido en la tesis no está señalado por medios tipográficos ni referencias.

- 3) *D. Serrano, D. Copaci, D. Blanco, L. Moreno; Test Bench for SMA Based Hand Exoskeleton; Summer School on Neurorehabilitation 2022; Baiona, España, 17-20 Junio 2022.*

Esta contribución está incluida parcialmente en el capítulo 3. El material de esta fuente incluido en la tesis no está señalado por medios tipográficos ni referencias.

- 4) *D. Copaci, D. Serrano, D. Blanco, L. Moreno; EMG based control for elbow joint SMA exoskeleton; Summer School on Neurorehabilitation 2017; Baiona, España, Septiembre 2017.*

Esta contribución está incluida parcialmente en el capítulo 4. El material de esta fuente incluido en la tesis no está señalado por medios tipográficos ni referencias.

En el capítulo 3 se describe el dispositivo de rehabilitación de la mano junto con todas las partes que lo forman. Parte de los resultados de este capítulo están enviados y en revisión en una revista de alto impacto (A1). También las contribuciones de investigación de este capítulo se han publicado parcialmente en revista de alto impacto (A2) y se presentaron parcialmente en los congresos (B1),(B2),(B3).

El capítulo 4 está destinado al control activo con señales EMG, parte de los resultados fueron publicados en revistas de alto impacto (A3) y también presentados parcialmente en congresos (B4).

Finalmente, el capítulo 5 contiene las pruebas de validación del exo-guante para rehabilitación. Parte de los resultados de investigación de dicho capítulo se han enviado y están en fase de revisión en una revista de alto impacto (A1).



## OTROS MÉRITOS DE INVESTIGACIÓN

Entre otros méritos de investigación se encuentran las siguientes contribuciones a conferencias:

### **A. Conferencias**

- 1) E. Bengtsdotter, D. Copaci, D. Serrano, D. Blanco, L. Moreno; *Twisted Coiled Nylon-based Actuators for Robotic Applications*; Jornadas Nacionales de Robótica; Alicante, España, 2019.
- 2) J. Arias, D. Copaci, D. Serrano, L. Moreno, D. Blanco; *Banco de pruebas para actuadores basados en aleaciones con memoria de forma*; Jornadas Nacionales de Robótica, Alicante, España, 2019.

### **B. Capítulos de libro**

- 1) D. Copaci, D. Serrano, I. Alguacil, D. Fernández, F. Molina-Rueda, J.C. Miangolarra-Page, L. Moreno, D. Blanco; *Usability Evaluation of SMA Based Exoskeleton: Pilot Testing in Post-Stroke Patients*; In: D. Torricelli, M. Akay, J.L. Pons; *Converging Clinical and Engineering Research on Neurorehabilitation IV. ICNR 2020. Biosystems & Biorobotics*, vol 28. Springer, Cham. ISBN: 978-3-030-70316-5.



# Abstract

The increase in life expectancy has led to an increase in the number of people aged over 65 years old. For individuals over 65 years old, due to certain comorbidities (hypertension, high blood cholesterol levels, diabetes, etc.), it is more likely that they may suffer from strokes, both ischemic and hemorrhagic, leading to the loss of mobility in certain limbs. Additionally, due to physical deterioration, they are more likely to suffer injuries that affect their mobility. They may even experience a loss of mobility due to certain age-related diseases such as osteoarthritis and arthritis.

With the aim of achieving the highest social welfare, certain investigations have emerged to improve the life of the people. Technological advances have made it possible for robotic devices to be used in rehabilitation therapies to assist individuals in regaining the mobility they have lost due to illness, so that they can retrieve their normal life. The hand is one of the most frequently used extremities and is also one of the most complex due to the large number of degrees of freedom and skill required to perform daily tasks. Therefore, this work has focused on the design of an actuated exo-glove for hand rehabilitation.

This exo-glove is a wearable device based on a glove on which artificial tendons have been placed, simulating the placement of tendons and muscles of the human hand. This ensures patient comfort and a bio-inspired movement of the glove. The artificial tendons are mobilized by actuators based on Shape Memory Alloys (SMAs), and their interconnection is made through a sensorized box, which measures the displacement of each actuator through linear potentiometers. The movements that are actuated in this glove correspond to the flexion and extension of the 5 fingers of the hand, and also include opposition of the thumb as it is an important movement in grasping everyday objects.

The designed device can be used during hand rehabilitation therapies, both active, where the patient is involved, detecting the patient's movement intention through electromyography (EMG) signals, and passive, where the patient does not make any movement, with the exo-glove performing repetitive movements. Two algorithms have been studied for detecting hand movements through EMG signals. For one of them, the *Quattro* device is used for EMG signal acquisition, and a neural network is used for movement classification, while the other uses the *MYO Armband* device for EMG signal acquisition and a KNN algorithm for movement

classification.

Finally, functional validation tests of the device have been performed, developing tests similar to rehabilitation therapies. Firstly, finger mobilization is performed independently to evaluate the joint ranges of the specific patient. Then, repetitive movements are performed for 5 cycles of simple hand movements (fist-opening, pinch-opening, open-relax). In addition, tests are performed for exo-glove movement to grip certain objects found in the daily environment. Lastly, functional validation tests of the device were carried out on 12 patients. The tests were based on independent finger-to-finger mobilisation, followed by repetitive movement therapy involving fisting and opening, and gripping and opening. Patients rated the most important features of the device by filling in the QUEST form.

In conclusion, this work has developed an adjustable, comfortable, and lightweight rehabilitation exo-glove whose performance is acceptable in both active and passive rehabilitation therapies. Future work is proposed to improve the designed prototype.

# Resumen

El incremento en la esperanza de vida de la población, ha generado un aumento en el número de personas con edad superior a 65 años. En el caso de las personas mayores de 65 años, debido a ciertas comorbilidades (hipertensión, niveles altos de colesterol en sangre, diabetes, etc), el riesgo de un posible ictus, tanto isquémico como hemorrágico, provocando la pérdida de movilidad en determinadas extremidades, es más elevado. También debido al deterioro físico tienen más probabilidad de sufrir lesiones que afecten a la movilidad, incluso pueden sufrir pérdida de movilidad por determinadas enfermedades relacionadas con la edad avanzada, como pueden ser la artrosis, artritis, etc.

Debido a todo esto y con el objetivo de conseguir el mayor bienestar social, han surgido determinadas investigaciones que mejoran la vida de las personas. El avance de las tecnologías ha hecho posible la aparición de líneas de investigación basadas en dispositivos robóticos para terapias de rehabilitación, con el propósito de ayudar a las personas en la recuperación de la movilidad que han perdido debido a alguna enfermedad, para que de esta forma puedan recuperar su vida normal. Una de las extremidades más utilizadas a diaria es la mano, siendo también una de las más complejas, por su gran número de grados de libertad y la destreza que requiere para la realización de las tareas cotidianas. La pérdida de movilidad en esta extremidad dificulta la autonomía de las personas en actividades de la vida diaria y crea dependencia de otras personas. Por esto, este trabajo se ha centrado en el diseño de un exo-guante actuado para la rehabilitación de la mano.

Dicho exo-guante es un dispositivo "wearable", basado en un guante de neopreno sobre el que se han colocado unos tendones artificiales, simulando la colocación de tendones y músculos de la mano humana, manteniéndose las principales características de un exoesqueleto rígido, en un diseño compacto, cómodo y bioinspirado. Los tendones artificiales son movilizadores por actuadores basados en Shape Memory Alloys (SMA), y su interconexión se realiza a través de una caja sensorizada, la cual mide el desplazamiento de cada actuador a través de potenciómetros lineales. Además de los movimientos de flexión y extensión de los cinco dedos de la mano, el exo-guante permite la movilización de la oposición del pulgar puesto que, es un movimiento importante en agarres de la vida diaria.

El dispositivo diseñado puede ser utilizado durante las terapias de rehabilitación de la

mano, tanto activas, en las que el paciente está involucrado, detectando la intención de movimiento del paciente a través de señales de electromiografía (EMG), como pasivas, en las que el paciente no realiza ningún movimiento, realizando el exo-guante movimientos repetitivos. En este trabajo se han estudiado dos algoritmos para la detección de movimientos de la mano a través de señales de EMG. Para uno de ellos se utiliza el dispositivo *Quattro* de la empresa *OT Bioelettronica* para la adquisición de señales EMG, y utilizando una red neuronal para la clasificación de movimientos, sin embargo, el otro utiliza el dispositivo *MYO Armband* para la adquisición de señales EMG y un algoritmo KNN (del inglés K-nearest neighbors) para la clasificación de los movimientos.

Finalmente, en este trabajo se han realizado pruebas de validación funcional del dispositivo, desarrollando unos tests similares a las terapias de rehabilitación. En primer lugar, se ha realizado la movilización de los dedos de forma independiente para evaluar los rangos articulares del paciente concreto, a continuación se realizan movimientos repetitivos durante 5 ciclos de combinaciones de movimientos simples de la mano (puño-apertura, pinza-apertura, apertura-relax). Además, se han realizado pruebas de movimiento del exo-guante para el agarre de determinados objetos que se encuentran en el entorno cotidiano. Por último, se han llevado a cabo pruebas de validación funcional del dispositivo sobre 12 pacientes. Las pruebas se han basado en la movilización dedo a dedo independientemente, y posteriormente se ha aplicado una terapia de movimientos repetitivos de puño y apertura, y, pinza y apertura. Los pacientes han valorado las características más importantes del dispositivo, rellenando el formulario QUEST.

Se concluye que en este trabajo se ha desarrollado un exo-guante de rehabilitación que es ajustable, cómodo y de bajo peso, cuyo funcionamiento es aceptable tanto en terapias de rehabilitación activa como pasivas. Con el objetivo de mejorar el prototipo diseñado se proponen trabajos futuros.

# Índice general

<b>AGRADECIMIENTOS</b>	<b>v</b>
<b>CONTENIDOS PUBLICADOS Y PRESENTADOS</b>	<b>vii</b>
<b>Abstract</b>	<b>xii</b>
<b>Resumen</b>	<b>xiii</b>
<b>1. INTRODUCCIÓN Y OBJETIVOS</b>	<b>1</b>
1.1. Introducción . . . . .	1
1.2. Objetivos . . . . .	4
1.3. Estructura del documento . . . . .	5
<b>2. ESTADO DEL ARTE</b>	<b>7</b>
2.1. Anatomía de la mano y la muñeca . . . . .	8
2.1.1. Movimientos muñeca y mano . . . . .	10
2.2. Rehabilitación de la mano . . . . .	12
2.2.1. Dispositivos robóticos . . . . .	12
2.2.1.1. HandCARE . . . . .	13
2.2.1.2. Amadeo ® . . . . .	14
2.2.2. Exoesqueletos wearable . . . . .	15
2.2.2.1. Flexo-glove . . . . .	15
2.2.2.2. SPAR glove . . . . .	17
2.2.2.3. Exoesqueleto de mano con actuación remota . . . . .	18
2.2.2.4. Exo-Glove . . . . .	19
2.2.3. Exoesqueletos wearable comerciales . . . . .	21
2.2.3.1. Gloreha . . . . .	21
2.2.3.2. Rapael Smart Glove . . . . .	22
2.2.3.3. SIFREHAB 1.1 . . . . .	22
2.3. Comparación de dispositivos . . . . .	23

<b>3. DISEÑO DEL DISPOSITIVO</b>	<b>25</b>
3.1. Desarrollo guante . . . . .	26
3.1.1. Ruteado tendones artificiales . . . . .	29
3.2. Mecanismo de actuación . . . . .	33
3.2.1. Shape Memory Alloys . . . . .	33
3.2.2. Actuador basado en SMA . . . . .	35
3.2.3. Caja de actuación y sensores . . . . .	39
3.2.3.1. Caja con carriles guía . . . . .	40
3.2.3.2. Pieza deslizante . . . . .	41
3.2.3.3. Tapa caja sensorizada . . . . .	41
3.2.3.4. Sensores de posición . . . . .	42
3.2.3.5. Piezas de conexión tendones artificiales . . . . .	43
3.2.3.6. Montaje final de la caja de actuación y sensores . . . . .	43
3.2.4. Electrónica de control . . . . .	43
3.2.4.1. Tarjeta STM32F4 Discovery . . . . .	44
3.2.4.2. Software de control . . . . .	44
3.2.5. Control de bajo nivel de los actuadores de SMA . . . . .	45
3.2.6. Electrónica de Potencia . . . . .	46
3.2.7. Caja de electrónica . . . . .	47
3.2.8. Fuente de alimentación . . . . .	48
3.3. Exo-guante para rehabilitación de la mano . . . . .	49
3.4. Banco de pruebas para el exo-guante de mano . . . . .	50
3.4.1. Base banco de pruebas . . . . .	51
3.4.2. Réplica antebrazo y mano humana . . . . .	53
<b>4. CONTROL ACTIVO CON SEÑALES DE ELECTROMIOGRAFÍA</b>	<b>55</b>
4.1. Señales de electromiografía . . . . .	57
4.2. Objetivo del uso de señales EMG . . . . .	60
4.3. Dispositivos EMG utilizados . . . . .	61
4.3.1. Dispositivo Quattro . . . . .	61
4.3.2. MYO Armaband . . . . .	63
4.4. Acondicionamiento de señales EMG . . . . .	64
4.4.1. Amplificación . . . . .	64
4.4.2. Filtrado . . . . .	64
4.4.3. Rectificación . . . . .	65
4.4.4. Maximal Voluntary Contraction (MVC) . . . . .	65
4.4.5. Normalización . . . . .	65
4.5. Procesamiento de la señal EMG . . . . .	66
4.5.1. Segmentación . . . . .	66



4.5.2.	Extracción de características . . . . .	67
4.5.3.	Reducción de dimensionalidad . . . . .	70
4.6.	Clasificación . . . . .	71
4.6.1.	Análisis de Discriminante Lineal (LDA) . . . . .	71
4.6.2.	Redes Neuronales Artificiales (ANN) . . . . .	71
4.6.3.	Clasificador Bayesiano . . . . .	74
4.6.4.	Clasificador de Lógica Difusa . . . . .	74
4.6.5.	Máquina de Soporte Vectorial (SVM) . . . . .	74
4.6.6.	K-Vecinos más cercanos (KNN) . . . . .	75
4.7.	Procesamiento de señales EMG con el dispositivo <i>Quattro</i> . . . . .	76
4.7.1.	Fases de la terapia de rehabilitación activa con el dispositivo <i>Quattro</i> . . . . .	82
4.7.1.1.	Entrenamiento . . . . .	82
4.7.1.2.	Funcionamiento del clasificador con el exo-guante y el dispositivo <i>Quattro</i> . . . . .	84
4.8.	Procesamiento de señales EMG con el dispositivo <i>MYO Armband</i> . . . . .	87
4.8.1.	Fases de la terapia de rehabilitación activa con el dispositivo <i>MYO Armband</i> . . . . .	90
4.8.1.1.	Entrenamiento . . . . .	90
4.8.1.2.	Funcionamiento del clasificador con el guante actuado y el dispositivo <i>MYO Armband</i> . . . . .	91
<b>5.</b>	<b>VALIDACIÓN FUNCIONAL DEL EXO-GUANTE</b>	<b>97</b>
5.1.	Movimiento independiente de los dedos . . . . .	98
5.2.	Movimientos repetitivos de cerrar el puño y abrir la mano . . . . .	103
5.3.	Movimientos repetitivos de pinza y abrir la mano . . . . .	107
5.4.	Movimientos repetitivos de abrir la mano y relax . . . . .	110
5.5.	Movimientos para agarre de objetos . . . . .	111
5.5.1.	Agarre de cilindro $\varnothing$ 39mm . . . . .	113
5.5.2.	Agarre de prisma de lado 24 mm . . . . .	115
5.5.3.	Agarre de cilindro de $\varnothing$ 25 mm . . . . .	117
5.5.4.	Agarre tirador cuadrado . . . . .	119
5.5.5.	Agarre de pelota de tenis . . . . .	121
5.5.6.	Agarre de cuchillo . . . . .	123
5.5.7.	Análisis del error en los movimientos de agarre . . . . .	125
5.6.	Pruebas funcionales con pacientes . . . . .	126
5.6.1.	Análisis de facilidad de colocación . . . . .	126
5.6.2.	Descripción de las pruebas . . . . .	127
5.6.3.	Resultados de las pruebas en pacientes . . . . .	127
5.6.4.	Valoración del dispositivo . . . . .	133

<b>6. CONCLUSIONES Y TRABAJOS FUTUROS</b>	<b>137</b>
6.1. Conclusiones . . . . .	137
6.2. Trabajos futuros . . . . .	143
<b>Bibliografía</b>	<b>145</b>

# Índice de figuras

2.1. Anatomía de la mano. [22]	9
2.2. Morfología de toda la mano. [23]	9
2.3. Movimientos de la muñeca. [25]	10
2.4. Movimientos de flexión y extensión de los dedos de la mano. [27]	11
2.5. Representación de los rangos articulares de los dedos.	12
2.6. HandCARE. [32]	13
2.7. Amadeo®. [33]	14
2.8. Aplicación de rehabilitación con Amadeo®. [33]	15
2.9. Flexo-glove: a) Vista de la palma del guante, b) Vista del dorso de la mano, c) Unidad de actuación, d) Unidad de Control, e) Vista del ensamblaje. [35]	16
2.10. Diferentes agarres de objetos para evaluación de Flexo-glove. [35]	16
2.11. Diseño del dispositivo SPAR glove. [36]	17
2.12. Exoesqueleto con la actuación colocada sobre la espalda del usuario. [37]	18
2.13. Estructura de uno de los dedos del dispositivo. [38]	19
2.14. Diseño de Exo-Glove. [39]	20
2.15. Diseño de Exo-Glove Poly. [40]	20
2.16. Dispositivo Gloreha durante rehabilitación. [42]	21
2.17. Rapael Smart Glove. [45].	22
2.18. Dispositivo de rehabilitación SIFREHAB. [46]	23
3.1. Guante comercial neopreno.[47]	26
3.2. Guante comercial neopreno ajustable. [49]	27
3.3. Esquema primer diseño de guante abierto.	27
3.4. Palma de la mano del exo-guante.	28
3.5. Hilo utilizado para los tendones artificiales en el guante	29
3.6. Puntos de sujeción y paso de los tendones artificiales en la palma de la mano	30
3.7. Puntos de sujeción y paso de los tendones artificiales en el dorso de la mano	32
3.8. Esquema ruteado de los tendones artificiales sobre la mano	32
3.9. Diseño final del guante con tendones artificiales	33

3.10. Representación gráfica de la transformación entre martensita y austenita. [55]	34
3.11. Transformación estructural entre martensita y austenita. [56]	35
3.12. Tabla de propiedades de los distintos hilos de SMA de <i>Dinalloy</i> . [57]	36
3.13. Funcionamiento de actuador basado en SMA.	37
3.14. Montaje del actuador basado en SMA.	37
3.15. Esquema de funcionamiento del multiplicador de desplazamiento.	38
3.16. Representación de la caja de actuación. a) Diseño CAD de la caja. b) Vista frontal. c) Vista general de la caja. 1. Carriles, 2. Tornillo M7 para tensión, 3. Salida tendón artificial, 4. Fijación tendón artificial.	40
3.17. Diseño de la pieza deslizante de la caja de actuación y sensores. 1. Fijación hilo SMA, 2. Hueco que alberga lengüeta del potenciómetro, 3. Agujero que aloja el eje que hace de polea fija para la multiplicación del desplazamiento.	41
3.18. Diseño de la tapa de la caja de sensores.	42
3.19. Potenciómetro lineal usado para el control de posición.	42
3.20. Piezas para conectar la caja de actuación con los tendones artificiales del guante.	43
3.21. Montaje de la caja de actuación y sensores.	43
3.22. Tarjeta STM32F4 Discovery. [61]	44
3.23. Esquema programación microcontrolador. [9]	44
3.24. Lazo de control BPID.	45
3.25. Tarjeta electrónica de potencia.	47
3.26. Caja que alberga toda la electrónica del exo-guante.	48
3.27. Fuente de alimentación.	48
3.28. Exo-guante para rehabilitación de la mano.	49
3.29. Banco de pruebas para el exo-guante.	50
3.30. Carriles guía y mesa deslizante utilizados en el banco de pruebas.	51
3.31. Soporte antebrazo del banco de pruebas.	52
3.32. Prototipo del banco de pruebas.	52
3.33. Réplica del antebrazo y mano humana.	53
3.34. Réplica de la mano humana para banco de pruebas.	54
4.1. Unidad motora.[69]	56
4.2. Unidad motora.[71]	57
4.3. Ejemplo de superposición de potenciales de acción (MUAPTs). [72]	58
4.4. Electrodo para medir señales de electromiografía: (a) Electrodo invasivos, (b) Electrodo no invasivos.	59
4.5. Dispositivo Quattro para adquisición y amplificación de señales EMG. [81]	62
4.6. Electrodo utilizado con el dispositivo <i>Quattro</i> . [81]	63
4.7. MYO Armband. [82]	63
4.8. Segmentación adyacente de señal EMG. [87]	66

4.9. Izquierda. Segmentación adyacente. Derecha. Segmentación superpuesta. [88] .	67
4.10. Representación de una red neuronal artificial, con capa de entrada, capas ocultas y capa de salida. . . . .	72
4.11. Representación de red neuronal feedforward.[91] . . . . .	72
4.12. Representación de red neuronal con retro-propagación. [91] . . . . .	73
4.13. Representación de red neuronal recurrente. [91] . . . . .	74
4.14. Representación del hiperplano de una máquina de soporte vectorial. [107] . . .	75
4.15. Esquema general del algoritmo de acondicionamiento y procesamiento de la señal EMG. . . . .	76
4.16. Músculos en los que se colocan los electrodos EMG. a) Primera configuración. b) Segunda configuración. c) Posición real electrodos. . . . .	77
4.17. (Izquierda) Dispersión con LDA. (Derecha) Dispersión con PCA. . . . .	80
4.18. Señales EMG para movimiento de mano abierta. . . . .	83
4.19. Señales EMG para movimiento de mano cerrada. . . . .	83
4.20. Esquema de funcionamiento del algoritmo de clasificación y el algoritmo de control del guante actuado. . . . .	85
4.21. Pruebas realizadas para mano abierta, cerrada y pinza, con señales EMG y guante actuado. . . . .	86
4.22. Gestos a detectar por el clasificador implementado para <i>MYO Armband</i> . . . .	87
4.23. Colocación de MYO Armband en el antebrazo . . . . .	88
4.24. Representación de la interfaz gráfica utilizada. . . . .	92
4.25. Prueba del clasificador con algunos movimientos. . . . .	93
4.26. Representación de la posición de los tendones y la referencia marcada en movimientos detectados con señales EMG . . . . .	94
5.1. Referencia y posición de los actuadores de SMA durante la movilización del dedo pulgar. . . . .	99
5.2. Referencia y posición de los actuadores de SMA durante la movilización del dedo índice. . . . .	99
5.3. Referencia y posición de los actuadores de SMA durante la movilización del dedo corazón. . . . .	100
5.4. Referencia y posición de los actuadores de SMA durante la movilización del dedo anular. . . . .	101
5.5. Referencia y posición de los actuadores de SMA durante la movilización del dedo meñique. . . . .	102
5.6. Movimientos de cerrar puño y abrir mano que se realizan en la terapia de rehabilitación. . . . .	103
5.7. Referencia y posición de los actuadores de flexión en terapia de rehabilitación para cerrar el puño durante 5 ciclos. . . . .	104

5.8. Referencia y posición de los actuadores de extensión en terapia de rehabilitación para abrir la mano durante 5 ciclos. . . . .	105
5.9. Referencia y posición de los actuadores de flexión durante un único ciclo. . . . .	106
5.10. Referencia y posición de los actuadores de extensión durante un único ciclo. . . . .	107
5.11. Movimientos de pinza y abrir mano que se realizan en la terapia de rehabilitación.	108
5.12. Referencia y posición de los actuadores de flexión en terapia de rehabilitación para la pinza durante 5 ciclos. . . . .	108
5.13. Referencia y posición de los actuadores de extensión en terapia de rehabilitación para abrir la mano después de la pinza durante 5 ciclos. . . . .	109
5.14. Movimientos de abrir la mano y relax que se realizan en la terapia de rehabilitación. . . . .	110
5.15. Referencia y posición de los actuadores de extensión en terapia de rehabilitación para abrir la mano durante 5 ciclos. . . . .	111
5.16. Gestos de la mano realizando agarres de objetos. . . . .	112
5.17. Agarre cilindro $\varnothing$ 39mm. a) Gesto de la mano humana. b) Gesto del exo-guante	113
5.18. Referencia y posición real de los actuadores de flexión en el agarre de un cilindro de $\varnothing$ 39mm. . . . .	114
5.19. Agarre prisma de lado 24 mm. a) Gesto de la mano humana. b) Gesto del exo-guante . . . . .	115
5.20. Referencia y posición real de los actuadores de flexión en el agarre de un prisma de lado 24 mm. . . . .	116
5.21. Agarre de cilindro de $\varnothing$ 25 mm. a) Gesto de la mano humana. b) Gesto del exo-guante . . . . .	117
5.22. Referencia y posición real de los actuadores de flexión en el agarre de un cilindro de $\varnothing$ 25 mm. . . . .	118
5.23. Agarre de tirador cuadrado. a) Gesto de la mano humana. b) Gesto del exo-guante	119
5.24. Referencia y posición real de los actuadores de flexión en el agarre de un tirador cuadrado. . . . .	120
5.25. Agarre de pelota de tenis. a) Gesto de la mano humana. b) Gesto del exo-guante	121
5.26. Referencia y posición real de los actuadores de flexión en el agarre de una pelota de tenis. . . . .	122
5.27. Agarre de cuchillo. a) Gesto de la mano humana. b) Gesto del exo-guante . . . . .	123
5.28. Referencia y posición real de los actuadores de flexión en el agarre de un cuchillo.	124
5.29. Representación de la distribución del error de todos los actuadores involucrados en cada movimiento. . . . .	125
5.30. Pruebas de validación con pacientes . . . . .	127
5.31. Representación del desplazamiento de los actuadores durante la flexión dedo a dedo con un paciente. . . . .	128

5.32. Representación del desplazamiento de los actuadores durante la extensión dedo a dedo con un paciente. . . . .	129
5.33. Representación del desplazamiento de los actuadores durante la flexión para cerrar el puño con un paciente. . . . .	130
5.34. Representación del desplazamiento de los actuadores durante la extensión para apertura de la mano con un paciente. . . . .	131
5.35. Representación del desplazamiento de los actuadores durante la flexión para el movimiento de la pinza con un paciente. . . . .	132
5.36. Gráfica de respuestas de los pacientes al formulario QUEST. . . . .	134





# Índice de tablas

2.1. Rangos de movimientos de la muñeca. . . . .	11
2.2. Rangos de movimientos de los dedos de la mano.[28], [29],[30], [31] . . . . .	12
2.3. Comparativa de dispositivos de rehabilitación de la mano. . . . .	24
4.1. Características del dispositivo <i>Quattro</i> . [81] . . . . .	62
4.2. Características de señal en el dominio del tiempo que son utilizadas comúnmente. . . . .	68
4.3. Comparación entre tamaño de ventana y la precisión del algoritmo . . . . .	78
4.4. Matriz en la que se ordenan las características de las señales. . . . .	79
4.5. Resultados de precisión en función del número de capas, y el número de neuronas por capas implementadas. . . . .	81
4.6. Resultados del clasificador para los distintos movimientos . . . . .	85
4.7. Comparativa de las diferentes arquitecturas de clasificación . . . . .	90
4.8. Resultados de precisión de la matriz de confusión del clasificador KNN . . . . .	91



# INTRODUCCIÓN Y OBJETIVOS

## 1.1. Introducción

La creciente mejora de la esperanza de vida en todo el mundo, está provocando un progresivo envejecimiento de la población con todos los beneficios y problemas que esto conlleva. Entre los principales problemas está el deterioro de la salud tanto física como psíquica. En consecuencia, el esfuerzo de la sociedad para mejorar el bienestar de la población debe prestar especial atención a la población envejecida. El sistema sanitario es uno de los más implicados en la mejora del bienestar social y el cuidado de la salud de la población, pero es uno de los sistemas que requiere mayor inversión por parte de los gobiernos dentro de los presupuestos generales del estado. Según estimaciones realizadas, derivadas de la Ley 39/2006 de Promoción de la Autonomía Personal y Atención a las personas en situación de dependencia, el coste de atención a personas dependientes se elevó a 7277 millones de euros en 2016, 7685 en 2017 y 8289 en 2018. En relación al PIB se ha incrementado desde el 0,25 % del PIB, llegando en 2018 a corresponder con el 0,69 % del PIB [1].

Lo comentado en el párrafo anterior son las principales causas por las que han surgido líneas de investigación para mejorar la atención del sistema sanitario y especialmente reducir los costes de los tratamientos y terapias realizados por la sanidad. Uno de los procedimientos más costosos para la sanidad pública son las terapias de rehabilitación, puesto que el paciente debe permanecer un tiempo en el centro hospitalario y debe ser atendido durante todo ese tiempo, por un profesional que supervisa la terapia, garantizando que esta se desarrolla correctamente y resuelve cualquier incidencia surgida durante el proceso. Incluso, durante la terapia de rehabilitación, los pacientes puede que deban permanecer ingresados en un centro hospitalario, aumentando así de manera creciente los costes generados.

En la actualidad las principales enfermedades que requieren tratamientos de rehabilitación son lesiones traumatológicas, enfermedades neurodegenerativas, ictus (tanto isquémicos como hemorrágicos) y lesiones de la médula espinal (completas o incompletas). Se ha realizado un análisis de los costes de ciertas terapias y se ha estimado que la rehabilitación de enfermeda-

des neurodegenerativas tiene un coste medio aproximado de 27000€ al mes, para un estudio realizado con 64 pacientes [2].

En este trabajo nos centramos en la rehabilitación de pacientes post-ictus. Desgraciadamente esta enfermedad está apareciendo cada vez más frecuentemente entre la población, surgiendo a cualquier edad, aunque es más frecuente en personas de edad avanzada con ciertas comorbilidades (diabetes, hipertensión, colesterol). Siendo la prevalencia de ictus en Europa del 5 % en personas mayores de 75 años y del 10 % en personas mayores de 80 años [3]. Hay principalmente dos tipos de ictus que se clasifican en función de cómo, se produce el accidente cerebrovascular [4]:

- **Ictus isquémico:** Se produce por la obstrucción de uno o varios vasos sanguíneos que distribuyen la sangre a distintas partes del cerebro. Cuando esto ocurre, la falta de oxígeno y de los nutrientes necesarios no llega a las células del cerebro, produciendo la muerte de dicho tejido. La obstrucción puede deberse a acumulación de grasas, conocido como arterioesclerosis o por la formación de coágulos sanguíneos, denominado trombo.
- **Ictus hemorrágico:** Estos son causados por la rotura de uno o varios vasos sanguíneos que vierten la sangre sobre los tejidos del cerebro, produciendo una hemorragia. Las causas de estos ictus suelen ser hipertensión, tratamiento con anticoagulantes, debilitamiento de las paredes de los vasos sanguíneos, conocido como aneurismas, o malformaciones arteriovenosas. El riesgo de deceso en este caso es más elevado que el caso de ictus isquémico.

Dependiendo de la zona del cerebro afectada el paciente sufrirá reducciones de sus capacidades físicas y/o psíquicas. En cuanto a las capacidades físicas, la movilidad se ve perjudicada debido a la aparición de hemiplejias unilaterales que pueden afectar total o parcialmente un lado del cuerpo. También puede verse afectado el lenguaje. En el caso de las capacidades psíquicas, los ictus pueden afectar a las habilidades cognitivas y de consciencia del paciente.

Durante la recuperación de las capacidades físicas se aplican terapias de rehabilitación. En función del estado del paciente, la gravedad en la merma de las habilidades y el progreso en la rehabilitación, se puede tratar con diferentes terapias:

- **Rehabilitación pasiva:** Se realiza en la primera etapa de la terapia de rehabilitación, en los primeros días después del accidente cerebrovascular, cuando el paciente no tiene apenas movilidad. Consiste en el movimiento repetitivo de la extremidad a rehabilitar para conseguir el movimiento deseado. En este tipo de terapia la rehabilitación se basa en la plasticidad del cerebro para aprender ciertas tareas a realizar, a través de la estimulación de los músculos que han perdido movilidad, puesto que esta estimulación es recibida por el sistema nervioso y se envía al cerebro para que una parte de este se destine a la movilidad de los músculos que se quieren rehabilitar.

- **Rehabilitación activa:** Se lleva a cabo en etapas más avanzadas de la rehabilitación o cuando el paciente tiene una afección menos grave. En este caso es necesario que el paciente tenga cierta movilidad en la extremidad o exista un mínimo potencial de activación que llega a las fibras musculares. Está basada en el reconocimiento de la intención de movimiento que está realizando el paciente y a continuación ayudarle a terminar el movimiento con ayuda de dispositivos mecánicos o con la ayuda de un fisioterapeuta. La detección de intención de movimiento puede ser a través de las señales de electromiografía o diferentes sensores como los de fuerza o presión.

Durante ambos tipos de terapias se puede realizar también una etapa de diagnóstico y evaluación que consiste en el estudio del paciente para comprobar el estado de recuperación de la movilidad, determinando rangos de movimiento y la recuperación de la fuerza de las extremidades.

Por todo esto han surgido nuevas líneas de investigación para colaborar en el arduo trabajo de las terapias de rehabilitación y de esta forma facilitar el acceso a este tipo de tratamientos para más personas y con unos resultados excelentes de efectividad. En este trabajo nos centramos en la investigación en el campo de la robótica de la rehabilitación para desarrollar dispositivos mecánicos capaces de ayudar en las tareas de rehabilitación. Especialmente se están desarrollando exoesqueletos para llevar a cabo la recuperación de movilidad en pacientes que la han perdido por causa de algunos de los trastornos comentados anteriormente.

Actualmente las investigaciones basadas en exoesqueletos y dispositivos robóticos para rehabilitación son prometedores, puesto que dan solución a varios problemas de la sanidad. Algunos exoesqueletos pueden ser llevados a casa para que el paciente pueda realizar la terapia desde su hogar, ganando en comodidad, ahorrando costes de permanencia en el centro hospitalario y reduciendo los desplazamientos. En estos casos no es necesaria la presencia del fisioterapeuta durante la rehabilitación, este realizará la evaluación de la terapia cada cierto tiempo o de manera remota analizando los parámetros almacenados por los sensores de los dispositivos robóticos. La eficacia de las terapias de rehabilitación con exoesqueletos ha sido analizada [5], [6] y se ha comprobado que se alcanzan mejores resultados que las terapias manuales clásicas, puesto que los dispositivos pueden controlar de manera más precisa y eficaz todos los parámetros del paciente.

Se han desarrollado dispositivos robóticos para diversas articulaciones del cuerpo humano, tanto para miembro superior como para miembro inferior. En este trabajo nos centramos en el miembro superior, puesto que se ha trabajado con un exoesqueleto para codo [7], para muñeca [8] y finalmente se ha desarrollado un guante actuado para la rehabilitación de la mano.

## 1.2. Objetivos

Las hipótesis de partida de esta tesis son:

- Es de gran interés tecnológico y social, el desarrollo de dispositivos robóticos de rehabilitación, mejorando las prestaciones de los existentes, en cuanto a confortabilidad de los pacientes y a prestaciones para el personal sanitario.
- Es posible construir un exoesqueleto para movilización de codo [7], muñeca y mano, totalmente actuado mediante hilos de SMA (Shape Memory Alloy), siendo una alternativa viable a los motores DC que producen un incremento considerable de peso.
- Los algoritmos de control implementados permiten el uso de fibras de SMA con una respuesta suficientemente rápida y precisa para las terapias de rehabilitación [9] .
- La utilización de fibras de SMA para el desarrollo de exoesqueletos permite obtener un dispositivo de peso reducido y con un funcionamiento completamente silencioso. Esto tiene una importancia considerable con respecto a la confortabilidad y la aceptación por parte de los potenciales usuarios.
- Es necesario que el dispositivo sea capaz de recabar datos demandados por los trabajadores sanitarios, por tanto, el dispositivo no debe realizar meramente una terapia asistiva de rehabilitación.
- En el mercado actual no existen dispositivos de rehabilitación que cubran todos los requerimientos propuestos por médicos y pacientes.
- Se requiere que el dispositivo realice los movimientos independientes de flexión-extensión de todos los dedos y adicionalmente la oposición del pulgar.

De todas estas hipótesis planteadas al inicio de esta tesis, se han ido desarrollando los objetivos para la realización del trabajo de investigación. Los objetivos principales del trabajo de investigación son:

- Analizar las tareas de rehabilitación de acuerdo con las cuales se propone el diseño conceptual del dispositivo de rehabilitación.
- Diseño mecatrónico e integración de sensores en exoesqueletos "vestibiles" para muñeca y mano.
- Diseño, adaptación e integración de los actuadores en los exoesqueletos desarrollados de muñeca y mano.
- Implementar un software de control y adquisición de datos del exoesqueleto. Tanto para terapias pasivas del exoesqueleto como para el control activo del mismo.

- Para el control activo se requiere la integración de sensores de electromiografía con el dispositivo de rehabilitación de la mano.
- Pruebas de validación del exoesqueleto de mano y validación del funcionamiento con personas sanas y pacientes lesionados.

### **1.3. Estructura del documento**

El documento se organiza en 6 capítulos:

- **Capitulo 2 Estado del arte:** En este apartado se comienza con la descripción y análisis de ciertos aspectos de la anatomía de la mano. Posteriormente, se realiza un estudio de los dispositivos de rehabilitación de la mano existentes, dividiendo el análisis en dispositivos robóticos, exoesqueletos wearbale y finalmente exoesqueletos wearables comerciales. Por último se realiza una comparación entre todos los dispositivos.
- **Capitulo 3 Diseño del dispositivo:** A lo largo de este capítulo se describe el diseño del exo-guante, explicando cada uno de los componentes que lo forman. Centrándonos en el diseño del guante, los actuadores y su control, los sensores utilizados para el control y finalmente el desarrollo de un banco de pruebas para la validación funcional del prototipo.
- **Capitulo 4 Control activo con señales de electromiografía:** Este capítulo se destina a la evaluación del exo-guante de rehabilitación durante terapias de rehabilitación activa, introduciendo en el algoritmo de control señales de electromiografía para la detección de los movimientos de la mano.
- **Capitulo 5 Validación funcional del exo-guante:** Los resultados mostrados en este capítulo sirven para la validación del prototipo de guante actuado presentado en este trabajo. Realizando pruebas sobre el dispositivo, que son similares a las que se desarrollarían en una futura terapia de rehabilitación, realizando movimientos independientes de los dedos, movimientos repetitivos de ciertos movimientos simples (puño, apertura y pinza) y además, movimientos de agarre de determinados objetos de la vida cotidiana. Finalmente se muestran los resultados de las pruebas de validación del dispositivo con 12 pacientes.
- **Capitulo 6 Conclusiones y trabajos futuros:** En este último capítulo se presentan las principales conclusiones de este trabajo y las propuestas de trabajos futuros para mejorar y progresar en esta línea de investigación.





## ESTADO DEL ARTE

En este apartado se describe el estado actual de los desarrollos robóticos para la aplicación de los mismos en terapias de rehabilitación. En nuestro caso nos centraremos en dispositivos rehabilitadores implementados para la recuperación de la función motora de la mano. Desde dispositivos fijos como también dispositivos de lo que, en la actualidad se llama "wearable robots", el cuál es un anglicismo, cuyo significado se centra en que el dispositivo pueda ser colocado sobre el paciente y pueda ser portado por él durante actividades de la vida diaria [10] de forma cómoda, y sin limitaciones de movimiento de las articulaciones del usuario.

La tendencia actual en el desarrollo de dispositivos o exoesqueletos de rehabilitación es la supresión de todas las partes rígidas, para tener dispositivos más flexibles y que aportan mayor confortabilidad al usuario, también permiten una recuperación del movimiento de las articulaciones de forma más natural y realizando movimientos bioinspirados. Por esta razón se han desarrollado sistemas actuados con distintos tipos de actuadores diferentes a los motores convencionales [11], como son actuadores neumáticos [12], elastómeros [13], uniones rígidas [14] y tendones artificiales [15]. En el caso tratado en esta tesis se va a trabajar con tendones artificiales basados en aleaciones con memoria de forma, en inglés, Shape Memory Alloys (SMA).

Centrándonos en el estudio de dispositivos de rehabilitación para la mano humana, se van a considerar aspectos de los dispositivos actuales como movilidad de los dedos, fuerza, peso, etc. Por tanto son dispositivos que provocan la movilidad de los dedos de la mano para recuperar movimiento, fuerza o destreza de la extremidad más utilizada por el ser humano.

En relación con los dispositivos robóticos utilizados para la rehabilitación de la mano, uno de los aspectos en los que se diferencian es el número de dedos que son movilizadas por el dispositivo. Esto tiene una especial importancia por la relación que tiene con la rehabilitación de los movimientos necesarios para llevar a cabo actividades de la vida diaria. Algunos dispositivos solo actúan el índice y el pulgar para el desarrollo del movimiento de la pinza [16], también, otros exoesqueletos implementan el movimiento de índice, corazón y pulgar [17] para aportar más destreza a la mano del usuario. Finalmente se han desarrollado guantes robóticos que activan todos los dedos de la mano [18]. En cuanto a la actuación de los dedos se distinguen

también dispositivos que actúan solo el grado de libertad correspondiente a la flexión de los dedos, otros actúan flexión y extensión, y finalmente algunos tienen la funcionalidad de poder realizar la oposición del pulgar [19], movimiento muy importante en el gesto de la pinza que es uno de las posiciones necesarias para gran cantidad de actividades de la vida diaria.

En cuanto a la aplicación desarrollada por el exoesqueleto, se puede realizar una diferenciación en tres grandes grupos. En primer lugar nos encontramos con dispositivos robóticos para la asistencia en entornos de trabajo e industriales para facilitar el trabajo de los operarios [20] . Por otro lado, existen exoesqueletos para la rehabilitación de la mano [21] en entornos hospitalarios. En la actualidad, las terapias de rehabilitación no pueden ser desarrolladas por el paciente en casa, debido al gran tamaño, peso de los dispositivos, el coste y la complejidad de uso, lo que los convierte en exoesqueletos no portables. El último grupo de dispositivos se corresponde con los destinados a asistencia de la mano durante actividades de la vida cotidiana. Actualmente, no existen dispositivos de asistencia que se puedan utilizar en casa, debido a como se ha comentado para los dispositivos de rehabilitación, los dispositivos existentes son de grandes dimensiones y gran peso, convirtiéndolos en dispositivos que no pueden ser portables. Este apartado se centra en dispositivos robóticos para la rehabilitación de la mano.

En los siguiente apartados haremos una breve introducción a la biomecánica de la mano humana para entender los movimientos que deban ser asistidos por los dispositivos robóticos para después centrarnos en analizar el estado de la técnica relacionado con los dispositivos robóticos para rehabilitación de la mano.

## 2.1. Anatomía de la mano y la muñeca

La mano humana está formada por un conjunto de huesos que forman su estructura esquelética (Figura 2.1) [22]. Pero también está compuesta de músculos, ligamentos y tendones que permiten la movilidad de toda la mano. Toda la mano contiene 27 huesos que se pueden clasificar de la siguiente forma:

- **Falanges:** Estos son los huesos que forman la estructura de los dedos. Cada mano tiene 14 falanges repartidas en 3 falanges por dedo denominadas proximal, medial y distal, excepto el pulgar que presenta solo la falange proximal y distal.
- **Metacarpianos:** Los huesos metacarpianos, son 5 huesos que conectan las falanges de los dedos con los huesos del carpo que forman la muñeca. Con otras palabras, es la parte intermedia entre la muñeca y los dedos.
- **Huesos del carpo:** Consiste en ocho huesos irregulares que forman la articulación de la muñeca



Figura 2.1: Anatomía de la mano. [22]

Como se ha mencionado antes los movimientos de la estructura de la mano se realizan debido a la presencia de un conjunto de músculos, ligamentos y tendones que movilizan la mano en determinadas posiciones. La imagen interna de la mano con todas sus partes se representa en la Figura 2.2:

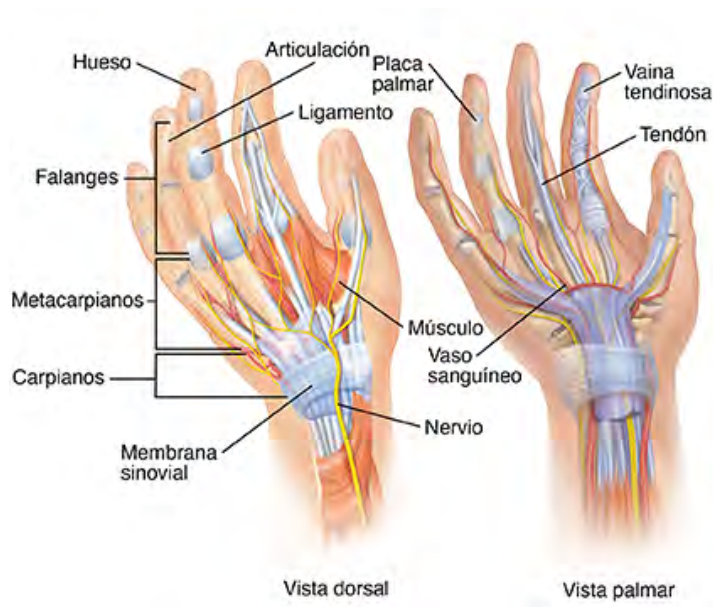


Figura 2.2: Morfología de toda la mano. [23]

La mano puede dividirse en dos regiones, la región palmar y la región dorsal. En la región dorsal (dorso de la mano), se pueden encontrar 6 túneles osteofibrosos, que contienen en su interior vainas tendinosas, que producen el movimiento de extensión de todos los dedos y

además la abducción del pulgar que es el movimiento antagonista a la oposición del mismo. En la región palmar al igual que en la dorsal, se disponen 6 vainas tendinosas que llevan a cabo el movimiento de flexión de todos los dedos y la oposición del pulgar. [24]

Las articulaciones de los dedos se pueden clasificar en tres clases:

- **Metacarpo-falángicas:** Se encuentran entre los huesos metacarpianos y las falanges proximales de cada uno de los dedos.
- **Interfalángicas proximales:** Son aquellas que unen las falanges proximales con las falanges medias.
- **Interfalángicas distales:** Se localizan entre las falanges medias y las falanges distales.

La mano es una de las extremidades más complejas por la gran cantidad de movimientos que permite y la destreza que requiere para realizar todas las tareas de la vida cotidiana.

### 2.1.1. Movimientos muñeca y mano

En el conjunto de movimientos de la mano se pueden incluir los movimientos que permite la muñeca puesto que facilita la posición de la mano para ciertas tareas. La muñeca permite por un lado la flexión y la extensión de la misma, así como la desviación radial y la desviación cubital. Estos movimientos se representan en la Figura 2.3.

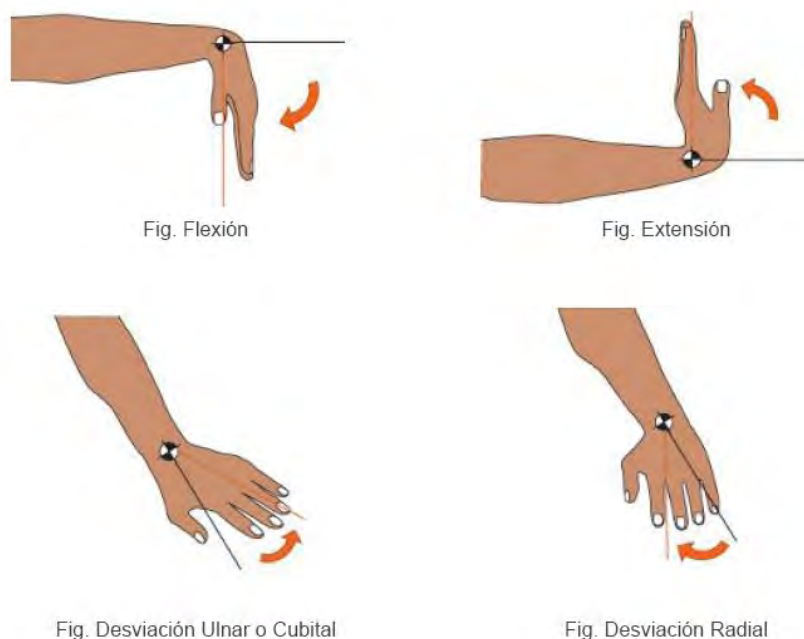


Figura 2.3: Movimientos de la muñeca. [25]

Un aspecto a tener en cuenta en la descripción de los movimientos son los rangos máximos que puede llegar a alcanzar la articulación, pero adquieren mayor importancia, los rangos

necesarios para llevar a cabo las actividades de la vida diaria (AVD) [26], puesto que estos movimientos son los que le aportan al ser humano su autonomía individual e independencia. Para la muñeca los rangos de movimiento especificados en [26], son los establecidos en la Tabla 2.1.

Tabla 2.1: Rangos de movimientos de la muñeca.

Movimiento	Rango Máximo (°)	Rango AVD (°)
Flexión	80-90	30-35
Extensión	70-80	15-20
Desviación Radial	15-20	10-15
Desviación Cubital	30-40	15-20

Los movimientos principales de los dedos de la mano corresponden con la flexión y la extensión de todos los dedos, también se incluye el movimiento de oposición del pulgar para poder realizar movimientos de pinza y ciertos agarres. Además existen movimientos de abducción y aducción que tienen una menor relevancia.

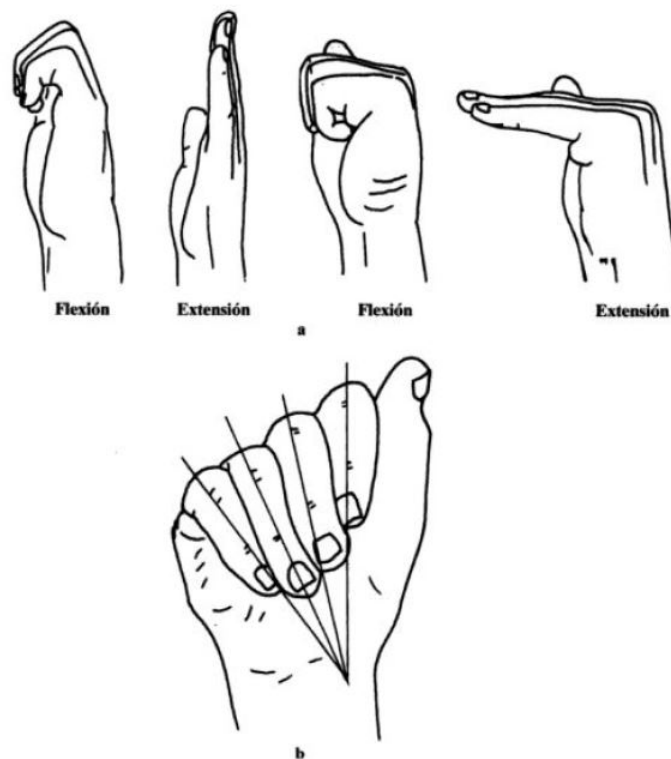


Figura 2.4: Movimientos de flexión y extensión de los dedos de la mano. [27]

En cuanto a los ángulos de flexión y extensión de los dedos, existen varios estudios que han marcado unos determinados rangos para estos grados de libertad. Los rangos de ángulos se dan para cada una de las articulaciones que tienen los dedos, metacarpo-falángicas (MCF), interfalángicas proximales (IFP) e interfalángicas distales (IFD), estos rangos articulares se muestran en la Figura 2.5 y sus valores en la Tabla 2.2.

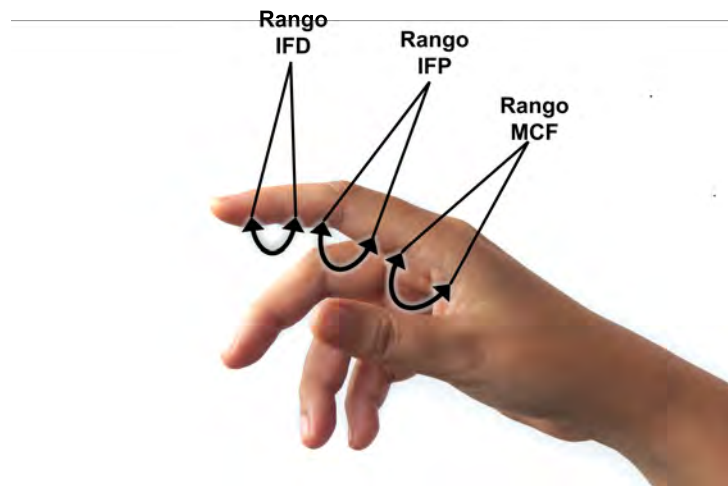


Figura 2.5: Representación de los rangos articulares de los dedos.

Tabla 2.2: Rangos de movimientos de los dedos de la mano.[28], [29],[30], [31]

Estudio	Rango MCF (°)	Rango IFP (°)	Rango IFD (°)
Daniels et al.	45-70	10	10
Taylor et al.	70-90	0	0
Bach et al.	60	0	0
Taams et al.	70-90	0-20	No especificado

Como se puede ver el movimiento de la articulación metacarpo-falángica (MCF) es el de mayor rango y se encuentra entre los 45° y los 90°, el resto de articulaciones tienen un movimiento más pequeño durante las tareas de la mano.

## 2.2. Rehabilitación de la mano

En esta parte se van a describir las principales características de los dispositivos desarrollados hasta el momento para las terapias de rehabilitación de mano. Se diferencia entre dispositivos robóticos y por otro lado se describen exoesqueletos "wearable" para la movilización de la mano.

### 2.2.1. Dispositivos robóticos

En este apartado se van a describir los principales dispositivos robóticos utilizados en terapias de rehabilitación. Estos sistemas son estáticos, por ejemplo se pueden colocar encima de una mesa o tienen su propio soporte, y el usuario debe colocar la mano sobre ellos para realizar dichas terapias, por tanto, no se les puede considerar exoesqueletos, puesto que no se colocan sobre el cuerpo humano.

### 2.2.1.1. HandCARE

HandCARE es un sistema robótico utilizado para la rehabilitación de la mano. Este dispositivo se utiliza para movilizar los cinco dedos de la mano a través de un sistema de actuación basado en un motor de corriente continua. El movimiento de dicho motor es llevado hasta las sujeciones de los dedos para producir el movimiento de los mismos, a través de un sistema de guiado de cables [32].

La fijación de cada dedo es independiente y la actuación del dispositivo posee tres modos de funcionamiento:

-*Fixed mode*: En este modo de funcionamiento el movimiento de los dedos está restringido y se quedan fijados en una posición determinada.

-*Free mode*: Los dedos tienen libertad de movimiento sin ninguna limitación, aunque los dedos solo podrán desplazarse siguiendo la trayectoria que les permite llevar a cabo el dispositivo.

-*Active mode*: En este caso el motor de corriente continua se activa y realiza la trayectoria de movimiento predefinida para el movimiento de los dedos durante la terapia de rehabilitación.

En este dispositivo se ha desarrollado una estructura para la fijación del codo y del antebrazo para evitar movimientos inadecuados cuando se moviliza la mano del usuario. Esto aporta comodidad al dispositivo y lo hace ajustable a distintas longitudes de antebrazo.

En cuanto a la sensorización del dispositivo, este contiene un sensor de fuerza diferencial para obtener la fuerza que están realizando los cables. Es un sensor diferencial puesto que se detectan las fuerzas que se están aplicando al dispositivo y que no son producidas por el sistema, por esto se hace la diferencia entre la que realizan los cables con el movimiento del motor y la que realiza el paciente sobre el robot.

Como se puede ver en la Figura 2.6, la rehabilitación con dicho dispositivo se realiza conjuntamente con una aplicación con la que el paciente puede interactuar para hacer más amena y motivante la terapia.

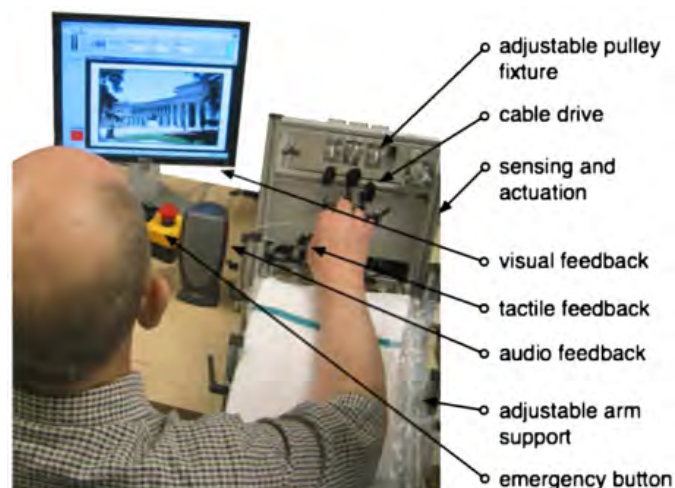


Figura 2.6: HandCARE. [32]

### 2.2.1.2. Amadeo ®

Amadeo es otro de los dispositivos robóticos utilizados en la rehabilitación de la mano. Ha sido desarrollado por la empresa *Tyromotion*. Es un dispositivo comercial que se encuentra en el mercado como un sistema para terapias de rehabilitación de la mano. Igual que el sistema comentado anteriormente, el paciente debe colocar la mano sobre el robot. En la Figura 2.7 se observa la base del robot donde se fijan los dedos de la mano.



Figura 2.7: Amadeo®. [33]

En este dispositivo se fijan las últimas falanges de todos los dedos de la mano (tanto para la derecha como para la izquierda) a través de pequeños imanes y tiras que se unen a la base del sistema que es la que realiza el movimiento de los dedos. El antebrazo del paciente se coloca sobre el dispositivo y es ajustable en función de cada usuario.

En cuanto a los modos de funcionamiento de este dispositivo, se dividen en [33]:

-*Assistive therapy*: Terapia de asistencia en la que el dispositivo es actuado pero entran en juego también señales de electromiografía para controlar la actuación del dispositivo.

-*Passive therapy*: Este modo de funcionamiento es el más simple realizado por el dispositivo. El robot no opone ninguna resistencia, ni realiza actuación, por tanto, puede ser movido por el usuario sin limitaciones. Es muy útil en el caso de diagnóstico y también para replicar el movimiento del usuario dentro de una aplicación de realidad virtual en la que el paciente está inmerso durante la rehabilitación.

-*Active therapy*: Finalmente, la terapia activa es en la que el sistema mueve la mano del paciente a través de movimientos repetitivos o trayectorias de movimiento de cada uno de los dedos para la recuperación de ciertos gestos de la mano.





Figura 2.8: Aplicación de rehabilitación con Amadeo®. [33]

En este caso como muestra la Figura 2.8 también se utiliza una aplicación de realidad virtual para llevar a cabo la rehabilitación. Dicha interfaz tiene implementados una serie de juegos para involucrar al paciente dentro de la terapia, de esta forma se aumenta la efectividad de la rehabilitación, puesto que el paciente está más interesado en la realización de la terapia y por tanto se puede establecer una serie de objetivos dentro del juego. Además, la puntuación que se recibe durante el juego, sirve para evaluar la evolución del paciente durante el progreso de la terapia de rehabilitación [34] .

## 2.2.2. Exoesqueletos wearable

Las tendencias actuales en investigación sobre exoesqueletos de rehabilitación están orientadas a desarrollar exoesqueletos "vestibles" que mejoren el confort y comodidad del paciente, pudiendo llevarlo sobre el cuerpo como si fuese cualquier prenda de ropa o accesorio. La gran ventaja de estos dispositivos es que permiten recuperar el movimiento más natural y humano y no tan robótico y artificial como el que realizan los exoesqueletos con partes rígidas. A este tipo de dispositivos robóticos se les incluye en lo que se ha denominado como robótica soft o robótica blanda.

### 2.2.2.1. Flexo-glove

En este apartado, nos vamos a dedicar a extractar las características del exoesqueleto "vestible" denominado Flexo-Glove desarrollado por la Universidad de Melbourne en Australia. Este dispositivo es un guante actuado formado por dos partes, el guante propiamente dicho y la unidad de control.

El guante está fabricado en poliuretano termoplástico para darle flexibilidad y comodidad. El movimiento de los dedos es guiado a través de hilos que se insertan en el propio guante tanto en la palma como en el dorso para realizar flexión y extensión de los dedos. En este caso se

actúan todos los dedos excepto el pulgar que se fija a una estructura semi-rígida que le permite realizar ciertos movimientos, pero sin actuación. El pulgar, por tanto, servirá de soporte en ciertos agarres y determinados movimientos. En la Figura 2.9 se puede observar las vistas de todos los componentes del exoesqueleto.

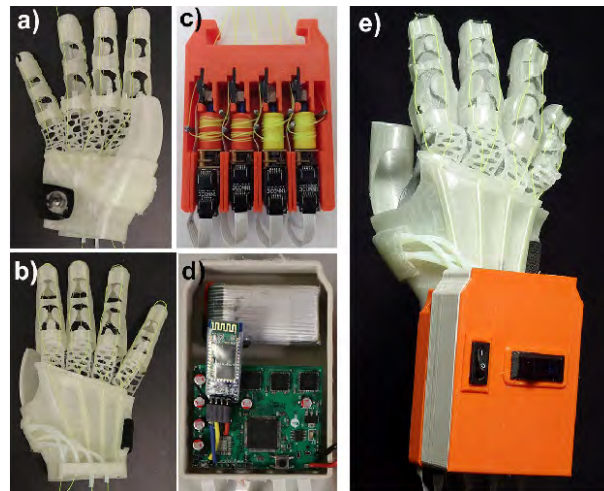


Figura 2.9: Flexo-glove: a) Vista de la palma del guante, b) Vista del dorso de la mano, c) Unidad de actuación, d) Unidad de Control, e) Vista del ensamblaje. [35]

En cuanto a la unidad de actuación de los grados de libertad de los dedos, se utilizan micro motores de corriente continua con una reductora para obtener un par de 5 kg x cm. El desplazamiento de los motores se traslada al guante por medio de los hilos empotrados en el guante. Para el control de los motores se dispone la electrónica en la misma caja donde se alojan los motores de corriente continua.

En [35] se ha evaluado dicho exoesqueleto para agarres de ciertos objetos de la vida diaria como se puede ver en la Figura 2.10. El dispositivo puede agarrar esferas de hasta 81 mm de diámetro.

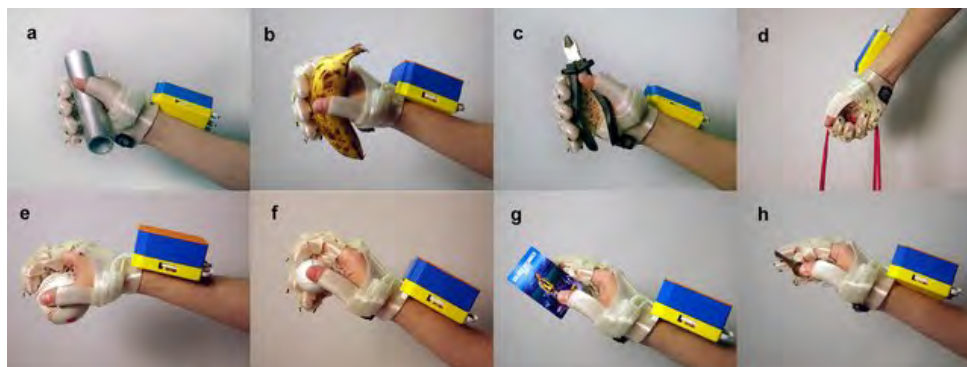


Figura 2.10: Diferentes agarres de objetos para evaluación de Flexo-glove. [35]

El control realizado para este dispositivo está basado en dos métodos, uno consiste en utilizar sensores de electromiografía superficial (MyoBand) y el otro es a través de una aplicación móvil.

Finalmente, el peso del dispositivo es de 330 gramos, algo que es importante a considerar en estos dispositivos, puesto que van sobre el cuerpo humano y deben aportar comodidad y confort.

### 2.2.2.2. SPAR glove

Este dispositivo combina partes rígidas con partes blandas o soft, para eliminar las limitaciones de los dispositivos totalmente rígidos y de los completamente soft. Ha sido desarrollado en la Universidad de Auburn en Estados Unidos.

El diseño de este dispositivo se basa en un guante comercial sobre el que se ha implementado el sistema de actuación. La actuación de los dedos es dirigida por medio de cables bowden para transmitir el desplazamiento desde los actuadores hasta los dedos de la mano. En cuanto a los movimientos actuados de este guante se limita a la flexión del índice, corazón y anular, y la oposición del pulgar. Los actuadores se distribuyen por la palma de la mano y el dorso del pulgar guiados por el cable bowden mencionado anteriormente, como se muestra en la Figura 2.11 [36].

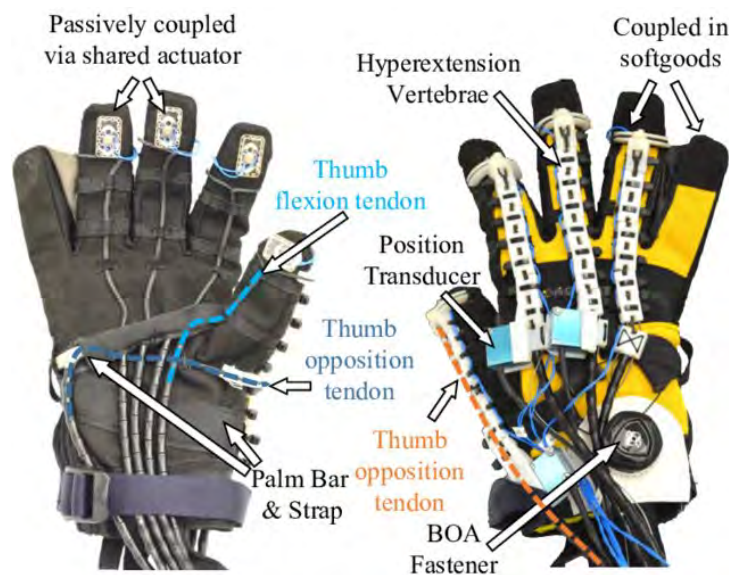


Figura 2.11: Diseño del dispositivo SPAR glove. [36]

Los actuadores utilizados son motores DC con la correspondiente reductora. Estos motores producen el desplazamiento de los dedos a través de hilos que transmiten su fuerza por medio de cables bowden.

En cuanto a los sensores utilizados, este dispositivo tiene, por un lado, sensores para determinar la posición de los dedos, con este objetivo se utilizan los encoders de los motores que movilizan los hilos de cada dedo y además se colocan sensores de desplazamiento lineal que miden el desplazamiento de los hilos que actúan cada uno de los dedos. Por otro lado, también se utilizan sensores de electromiografía (EMG) junto con sensores flexibles colocados en la muñeca, para detectar la intención de movimiento del paciente.

Con este dispositivo se pueden llegar a realizar siete poses distintas de la mano, como son la apertura, pulgar arriba, puño cerrado, señalar con el dedo índice, oposición del pulgar, pinza con el índice y el pulgar y agarre de un cilindro.

En cuanto a las características generales que nos sirven para hacer una comparación, este dispositivo puede ejercer una fuerza durante el movimiento de pinza de 40 N. El peso del guante es muy reducido llegando hasta 0.220 Kg, sin embargo, el peso de todo el dispositivo es de 16 Kg, incluyendo todo el hardware. En este dispositivo se pueden realizar tanto movimientos de flexión como de extensión para todos los dedos de la mano excepto el meñique.

### 2.2.2.3. Exoesqueleto de mano con actuación remota

El siguiente exoesqueleto de mano tiene la actuación remota, esto quiere decir que los actuadores no se encuentran sobre la mano, ni siquiera sobre el brazo, la ubicación de la caja de actuadores es en la espalda del usuario y la actuación es dirigida por cables que son guiados a través de cables Bowden [37], como se puede observar en la Figura 2.12.



Figura 2.12: Exoesqueleto con la actuación colocada sobre la espalda del usuario. [37]

La estructura del exoesqueleto que se coloca sobre la mano está formada por piezas de plástico que replican las falanges de los dedos y entre ambas falanges se disponen unas cintas flexibles que hacen la función de la articulación de los nudillos de los dedos [38]. La estructura de uno de los dedos se muestra en la Figura 2.13:

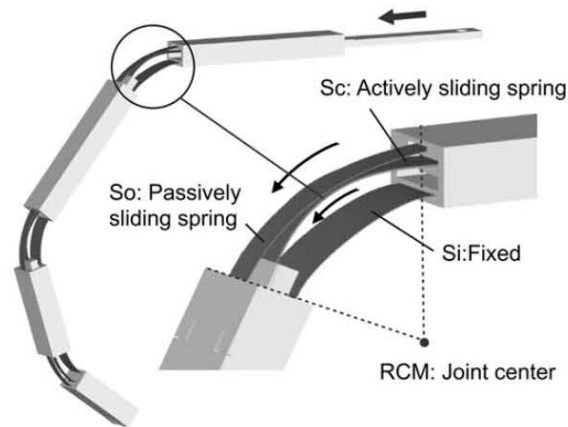


Figura 2.13: Estructura de uno de los dedos del dispositivo. [38]

Los actuadores utilizados para este dispositivo son motores de corriente continua con desplazamiento lineal. La fuerza de salida de dichos motores es de 40 N. Se utilizan 4 motores para la actuación de todo el exoesqueleto. En este caso, el pulgar no es actuado y se fija en un ángulo determinado para que la mano del usuario pueda realizar los agarres adecuados. El resto de dedos son actuados en flexión y extensión por los cuatro motores colocados en la caja de actuación. En cuanto a la sensorización, contiene sensores de EMG para el control del exoesqueleto.

Finalmente, uno de los parámetros importantes en la comparación de estos dispositivos, es el peso, puesto que son aparatos que se colocan sobre el usuario y generalmente sobre usuarios con lesiones que han perdido la fuerza en ciertas extremidades. En [38], se detalla que el peso del prototipo de uno de los dedos es de 320 gramos, incluyendo el peso del motor lineal de corriente continua que tiene un peso de 240 gramos.

#### 2.2.2.4. Exo-Glove

Existen también investigaciones en las que los dispositivos de rehabilitación y asistencia de mano, no son actuados completamente, es decir solo movilizan ciertos dedos considerados más importantes para el desarrollo de los gestos básicos de la vida cotidiana. Este es el caso del exoesqueleto que se presenta en este apartado, denominado Exo-glove.

Exo-Glove es un dispositivo que implementa la actuación en flexión y extensión para el dedo índice y el dedo corazón, y sin embargo, la oposición del pulgar se realiza con una estructura pasiva por tanto no es activada por ningún actuador. En primer lugar, Exo-Glove fue desarrollado como un guante sobre el que se colocaron tendones artificiales para transmitir el movimiento desarrollado por los actuadores [39]. Los tendones artificiales han sido dispuestos sobre el guante de una manera bioinspirada para el correcto movimiento de los dedos. Este dispositivo se puede ver en la Figura 2.14:



Figura 2.14: Diseño de Exo-Glove. [39]

Posteriormente, el dispositivo ha sido modificado, en especial se ha modificado el diseño de la estructura que contiene los dedos actuados. Esta estructura se ha realizado con un polímero [40], eliminando el guante utilizado anteriormente. En este caso se ha desarrollado un diseño para colocar el dispositivo sobre los dedos actuados (índice y corazón) y también, sobre el dedo pulgar, que en este caso sigue siendo pasivo. Los tendones artificiales, como se muestra en la Figura 2.15 van empotrados sobre el polímero, formando un dispositivo compacto.

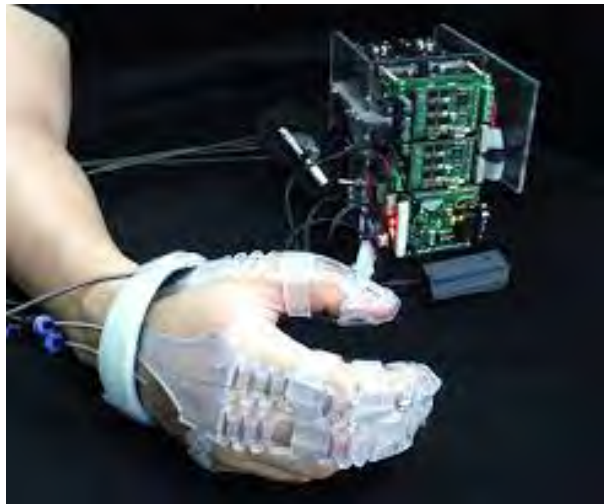


Figura 2.15: Diseño de Exo-Glove Poly. [40]

Los actuadores utilizados en este dispositivo son motores de corriente continua. El sistema de actuación está compuesto por dichos motores y una serie de poleas para transformar el movimiento rotativo del motor en movimiento de desplazamiento lineal en los tendones artificiales. Este sistema proporciona una fuerza de tracción sobre los tendones de hasta 50N. El actuador lleva asociada una caja con la electrónica necesaria para el control del exoesqueleto, esta caja irá sobre la mesa durante el funcionamiento del dispositivo. El peso de dicha caja es de aproximadamente 1.15 Kg.

Para realizar el control del dispositivo se utiliza un encoder para medir la posición del motor de corriente continua y de esta forma poder controlar la posición lineal del desplazamiento de los tendones artificiales.

En cuanto al peso del dispositivo que se coloca sobre el usuario es de aproximadamente 100 gramos. El peso del exoesqueleto es bastante reducido debido al material de fabricación, también debido a que solo moviliza dos dedos de la mano y el resto están libres.

### 2.2.3. Exoesqueletos wearable comerciales

En este apartado se van a describir unos dispositivos para rehabilitación de la mano que están en el mercado actualmente.

#### 2.2.3.1. Gloreha

Este dispositivo es un guante actuado y sensorizado para la movilización de los dedos de la mano, realizando únicamente flexión y extensión de los dedos. El dispositivo está compuesto por el guante y además dicho guante está sincronizado con una serie de juegos que se muestran en un monitor para la motivación del paciente durante la terapia de rehabilitación. El guante transmite el movimiento a los dedos a través de tendones artificiales colocados en la parte dorsal (Figura 2.16) de la mano. Estos tendones se utilizan tanto para flexión como para extensión [41]. En cuanto a sensorización, el guante está sensorizado para saber en cada momento en que posición se encuentra cada dedo.



Figura 2.16: Dispositivo Gloreha durante rehabilitación. [42]

Además del guante, está formado por una estructura para sustentar el peso del brazo durante la terapia de rehabilitación como se muestra en la Figura 2.16.

Otra funcionalidad implementada con este dispositivo, es la realización de una terapia de rehabilitación activa bimanual. Por tanto, se pone sobre una mano el guante actuado y sobre la

otra mano un guante sensorizado. En esta terapia el guante actuado replica los movimientos que realiza la mano con el guante sensorizado, de esta forma se involucra al paciente en la terapia de rehabilitación y además se recupera movimiento en ambas manos simultáneamente. [43]

### 2.2.3.2. Rapael Smart Glove

En este caso el dispositivo utilizado para terapias de rehabilitación, se basa en un guante sensorizado únicamente, es decir sin ninguna actuación (Figura 2.17). Este guante está compuesto por sensores magnéticos, acelerómetros y sensores de posición en ángulos para la articulación de la muñeca pero en el caso de los dedos, se mide la posición de los mismos mediante sensores resistivos de flexión [44], los cuales varían la resistencia en función del grado de flexión. Este guante junto con videojuegos puede ser una opción dentro de las terapias de rehabilitación activa, en la cual el paciente está involucrado al máximo, debido a la inexistencia de actuadores.



Figura 2.17: Rapael Smart Glove. [45]

### 2.2.3.3. SIFREHAB 1.1

Otro de los dispositivos de rehabilitación que se encuentra en el mercado es SIFREHAB. Está formado por un guante actuado mediante actuadores neumáticos que movilizan la flexión y la extensión de los dedos de la mano (Figura 2.18). Al ser un guante comercial, el paciente puede elegir la talla correspondiente a su mano y de esta forma ajustar el dispositivo a su mano. Factor que es muy importante y afecta a la eficacia de la terapia de rehabilitación.





Figura 2.18: Dispositivo de rehabilitación SIFREHAB. [46]

El guante actuado no tiene ningún sensor para conocer la posición de la mano. Para este actuador se marcan unos límites para controlar la actuación como por ejemplo la presión dentro del actuador neumático e incluso el caudal de aire que se introduce en cada uno de los actuadores, de esta forma los movimientos son controlados, evitando dañar la paciente.

Además del guante actuado tiene otro tipo de accesorios que conectados con la unidad central sirven para otras funciones, por ejemplo el masaje de la mano, pero se sigue utilizando la actuación neumática.

### 2.3. Comparación de dispositivos

En este último apartado se va a realizar una comparación y una pequeña discusión de los dispositivos para rehabilitación que se han desarrollado en los apartados anteriores.

Se ha centrado el trabajo de investigación de los antecedentes en dispositivos para terapias de rehabilitación de la mano, que a su vez se ha extractado en dispositivos robóticos, en los que estos no son portables, ni "vestibiles", por tanto, son dispositivos que deben usarse en un entorno fijo y generalmente hospitalario. Posteriormente se han descrito exoesqueletos wearable, los cuáles son colocados sobre el paciente y son portátiles, además de más confortables para el usuario, puesto que se les coloca como si fuera una prenda de ropa. Finalmente se han comentado algunos de los dispositivos que se encuentran en el mercado. Estos son dispositivos totalmente comerciales que ya se utilizan para mejorar la eficacia de las terapias de rehabilitación.

Durante la investigación se han evaluado las características principales de los dispositivos de rehabilitación. En primer lugar, se clasifican en dispositivos "wearable" y máquinas de rehabilitación de la mano que se disponen sobre una mesa y el usuario pone su mano sobre ellos para realizar la terapia, por tanto son dispositivos no vestibiles y generalmente no portátiles. Otra de las principales características de los dispositivos, es el número de dedos que moviliza el dis-

positivo de forma activa, por tanto para los que exista un actuador que movilice cada uno de los dedos, o varios dedos simultáneamente. Existen algunos guantes actuados que solo movilizan el dedo índice y el dedo corazón, con una posición fija del dedo pulgar, de esta forma se desarrollan los principales gestos de la mano para realizar las tareas de las actividades de la vida diaria [40]. Otros dispositivos movilizan 4 dedos [35], [36], [37], no implementando el movimiento del dedo meñique, puesto que es uno de los que tiene menos utilidad en el desarrollo de tareas. El resto de dispositivos son capaces de movilizar los 5 dedos de la mano [32], [33], [41], [46], diferenciándose en que movilizan solo la flexión o la extensión de los dedos, o ambas, e incluso la oposición del pulgar. Para este último movimiento la mayoría de los dispositivos desarrollan una estructura pasiva que permite al paciente movilizar el pulgar para colaborar en las tareas de pinza y determinados agarres, pero en este caso no existe actuador que lleve a cabo dicho movimiento. En cuanto a los actuadores utilizados, gran parte de los dispositivos de rehabilitación existentes hasta el momento utilizan principalmente motores de corriente continua. Otro de los actuadores utilizados son los que utilizan principios neumáticos para su funcionamiento. También se han descrito los tipos de rehabilitación que pueden desarrollar cada uno de los dispositivos en función de si realizan terapia de rehabilitación activa, pasiva o ambas, y también diagnóstico. Finalmente se ha especificado el peso de los dispositivos marcados como "wearable" puesto que es donde el peso es una característica crítica debido a su portabilidad y sobre todo a la confortabilidad y comodidad del paciente. En este caso se detalla el peso solo del guante de cada uno de los exoesqueletos, no incluyendo actuadores, ni electrónica.

Todo lo anterior se ha condensado en la Tabla 2.3:

Tabla 2.3: Comparativa de dispositivos de rehabilitación de la mano.

Dispositivo	"Wearable"	Dedos activos	GDL	Oposición pulgar	Actuador	Rehab. Act/Pas	Estado	Peso guante
HandCARE	No	5	F/E	No	Motor DC	Act/Pas	Laboratorio	-
Amadeo	No	5	F/E	No	Motor DC	Act/Pas	Comercial	-
Flexo-Glove	Si	4	F/E	No (Pasivo)	Micro Motor DC	Act/Pas	Laboratorio	330g
SPAR Glove	Si	4	F	Si	Motor DC	Act/Pas	Laboratorio	220g
Exoesqueleto actuación remota	Si	4	F/E	No	Motor DC	Act/Pas	Laboratorio	240g
Exo-Glove	Si	2	F/E	No (Pasivo)	Motor DC	Pas	Laboratorio	100g
Gloreha	No	5	F/E	No	Motor DC	Act/Pas	Comercial	-
Rapael	Si	-	-	-	-	Pas/Diagnosis	Comercial	132g
Smart Glove SIFREHAB 1.1	Si	5	F/E	No	Neumático	Act/Pas	Comercial	200g

Debido a las limitaciones que presentan los dispositivos actuales, como el movimiento actuado de la oposición del pulgar, número de dedos actuados, peso de los dispositivos incluyendo los actuadores, se propone el diseño de un exo-guante actuado con SMA.

## DISEÑO DEL DISPOSITIVO

Este capítulo presenta el desarrollo de un exo-guante para la rehabilitación de la mano. El diseño está basado en un guante actuado mediante actuadores basados en SMA. El desarrollo del exo-guante ha sido guiado marcando las siguientes características para el dispositivo.

- **Wearable o vestible:** El diseño debe contemplar que el dispositivo se va a colocar sobre el paciente.
- **Portátil:** En un principio, el dispositivo se va a utilizar en un entorno hospitalario pero también se considera la posibilidad de que el dispositivo pueda ser transportado al entorno doméstico del usuario.
- **Comfortable:** Puesto que el dispositivo se coloca sobre la mano del paciente y va a realizar el movimiento de dicha extremidad, el diseño debe ser ergonómico teniendo en cuenta la comodidad y el confort del paciente durante la terapia de rehabilitación, para evitar cualquier daño o molestia producida sobre el usuario.

El dispositivo desarrollado en este trabajo es un exo-guante que cumple las tres características anteriores. Es un dispositivo completamente flexible y por eso se opta por denominarlo exo-guante. El exo-guante es fácil de vestir para que el usuario pueda colocárselo de forma autónoma e independiente. Para su diseño, se utilizan actuadores basados en SMA puesto que reducen el peso y son actuadores que no producen ruido para cumplir parte de las características que debe cumplir un dispositivo portátil y comfortable.

Por otra parte, es necesario considerar el funcionamiento que va a llevar a cabo el exo-guante. Como se comentó anteriormente, para superar las limitaciones de los dispositivos existentes presentados en el Capítulo 2, se debe tener en cuenta el número de dedos que se van a activar. Posteriormente se definen los grados de libertad (GDL) que se van a actuar para cada dedo. Para este trabajo se determina que se movilizarán los 5 dedos de la mano, y se actuará la flexión y la extensión de cada uno de los dedos independientemente. También, se implementa la oposición del pulgar, puesto que es un movimiento de gran importancia para tareas de la

vida diaria. Finalmente, se establecen los tipos de rehabilitación que va a desarrollar el exo-guante. Esto último va a determinar los tipos de sensores que se deben utilizar (posición, fuerza, electromiografía, etc.).

El diseño comienza con el desarrollo del guante, analizando los movimientos que va a realizar, focalizando el desarrollo de movimientos bio-inspirados, es decir, que el movimiento del guante sea similar al movimiento que realiza la mano humana.

### 3.1. Desarrollo guante

Para el desarrollo del guante, se tiene en cuenta que debe ser adaptable y ajustable debido a que cada paciente tiene unas talla y dimensión de mano diferente. Por tanto, se elige un material para el guante que debe ser lo suficientemente elástico para adaptarse a la mano del usuario pero con la rigidez suficiente para que no haya pérdida de rangos de movimiento debido a la elasticidad. También para buscar una mayor adaptabilidad a cada paciente en concreto, se pueden implementar guantes de diferentes tallas independientes del sistema de actuación que puedan ser conectados a este de forma sencilla.

El exo-guante se ha desarrollado, en primer lugar, sobre un guante comercial de neopreno, que permite la colocación sobre él, de tendones artificiales para desarrollar los distintos GDLs que se han elegido al diseñar el exo-guante. Primero se eligió un guante elástico comercial (Figura 3.1).



Figura 3.1: Guante comercial neopreno.[47]

En el análisis de este guante surgieron determinados problemas, uno de los principales problemas se genera para pacientes que han sufrido ictus (isquémico o hemorrágico) puesto que debido al fenómeno de la espasticidad de la mano [48], esta se queda en disposición de puño

cerrado. Esto dificulta la tarea de vestir el guante sobre el paciente, puesto que es un guante cerrado y desde el exterior se imposibilita acceder a la colocación de cada dedo del paciente en cada dedo del guante.

Para solucionar el anterior problema se buscó un guante que sea abierto y sea ajustable, de esta forma se facilitaría la tarea de colocar el guante en el paciente. Para este caso el guante elegido, fue otro guante comercial de neopreno pero que en la parte de la muñeca está abierto y una vez colocado se ajusta con cintas de velcro (Figura 3.2)



Figura 3.2: Guante comercial neopreno ajustable. [49]

Como se puede ver en la Figura 3.2, el guante está abierto, pero no es suficiente. Para abordar el problema se deben realizar modificaciones sobre el guante original. Una primera solución para el diseño del guante se muestra en la Figura 3.3. En esta solución el guante era un guante totalmente abierto tanto en la palma como en el dorso de la mano. En esta solución tiene gran importancia que los dedos se encuentren abiertos para la mejor colocación de los dedos del paciente en cada uno de los dedos del guante.

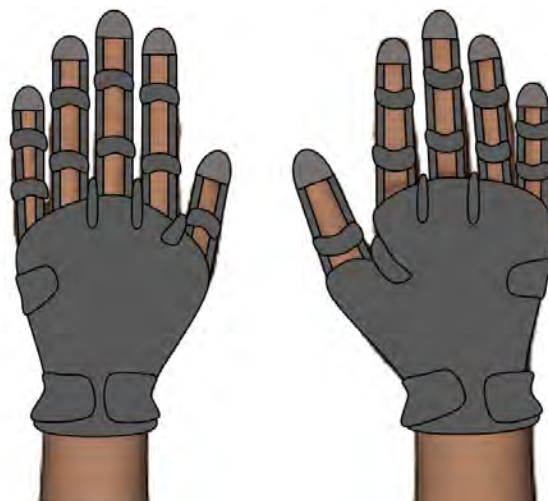


Figura 3.3: Esquema primer diseño de guante abierto.

Posteriormente, este primer diseño fue descartado puesto que al estar muy abierto se dificultaba el guiado de los tendones artificiales, que van a realizar los movimientos de la mano y que se van a explicar en el apartado siguiente.

En la siguiente solución se realizaron modificaciones sobre el guante original. En primer lugar, el guante original está abierto solo por el lateral exterior de la mano, por tanto, se realizó una abertura en el lateral opuesto y se colocó cinta de velcro para facilitar su cierre y ajuste. Estas aberturas nos facilitan la colocación de la mano en el interior del guante, pero el problema de colocar los dedos del paciente en los dedos del guante no se elimina. Por tanto, se ha propuesto una nueva solución, que consiste en abrir los dedos en la parte de la palma de la mano. Se han realizado aberturas pero disponiendo cintas de velcro para que una vez colocados los dedos se puedan cerrar las aberturas y ajustar el guante a los dedos. Esta última solución se muestra en la Figura 3.4



Figura 3.4: Palma de la mano del exo-guante.

Todo lo comentado en este apartado se centra en el confort y comodidad del usuario, también de la facilidad en las tareas de vestir y quitar el dispositivo y finalmente se ha tenido en cuenta también como se van a colocar los tendones artificiales que van a realizar el movimiento de los dedos de la mano.

### 3.1.1. Ruteado tendones artificiales

En la mano humana los movimientos de los dedos se realizan a través de tendones que recorren la mano hasta cada una de las falanges, por tanto, es necesario replicar aproximadamente la situación de los tendones humanos con tendones artificiales sobre el guante para poder reproducir los movimientos de la mano a través del guante y así cumplir el requisito de realizar movimientos bio-inspirados.

Para conseguirlo, se han colocado tendones artificiales sobre el guante. Los tendones artificiales utilizados, consisten en hilos trenzados de nylon usados para la actividad de pesca (Figura 3.5). Se eligen estos hilos puesto que tienen una gran capacidad de carga y se evitan roturas. Como se puede ver en la Figura 3.5, el hilo tiene una capacidad de carga de 26,4 Kg.



Figura 3.5: Hilo utilizado para los tendones artificiales en el guante

El ruteado de los tendones en el guante ha sido un problema que ha tenido que resolverse mediante varias pruebas. Finalmente se ha elegido una solución que permite los movimientos de flexión y extensión de los 5 dedos de la mano, y también la oposición del pulgar. Por tanto, se va a explicar el diseño del ruteado de los tendones artificiales en función del movimiento a realizar, flexión, extensión y oposición del pulgar.

En el caso de la flexión de los dedos y la oposición del pulgar, los tendones artificiales para realizar este movimiento, se sitúan sobre la palma del guante. Cada tendón de cada dedo dispone de unos puntos de sujeción y paso para evitar pérdidas de rango de movimiento por la pequeña elasticidad del guante, y para el guiado de los tendones, para el correcto movimiento. Los puntos de sujeción y paso se disponen de la siguiente forma (Figura 3.6):

- **Dedos índice, corazón, anular y meñique:** El primer punto de sujeción de los tendones de estos dedos se encuentra en la palma de la mano cercano a la articulación de la muñeca (1). Este primer punto se utiliza para guiar los tendones para la conexión con los terminales de los actuadores. El siguiente punto de sujeción se coloca sobre la articulación metacarpo-falángica de cada dedo (2). Este punto se considera necesario para la movilización de las falanges proximales. A continuación, se dispone otro punto de paso

de los tendones que se encuentra sobre la articulación entre la falange proximal y la falange media de cada uno de los dedos (3). Al igual que el anterior, facilita el movimiento de la articulación pero en este caso se mueve la falange media. Finalmente se dispone un último punto de sujeción y de paso en la articulación entre la falange media y la falange distal (4). El tendón artificial de cada uno de los dedos es un hilo doble que pasará por todos los puntos de sujeción y paso. En el punto final de sujeción y paso, situado en la articulación interfalángica distal, el tendón artificial se bifurca en dos hilos independientes que pasan por la parte posterior de la falange distal (Figura 3.8). Esta solución fue adoptada para eliminar movimientos inadecuados de la mano que pueden producir lesión y de esta forma el movimiento es suave y más parecido al realizado por la falange distal de los dedos de la mano humana.

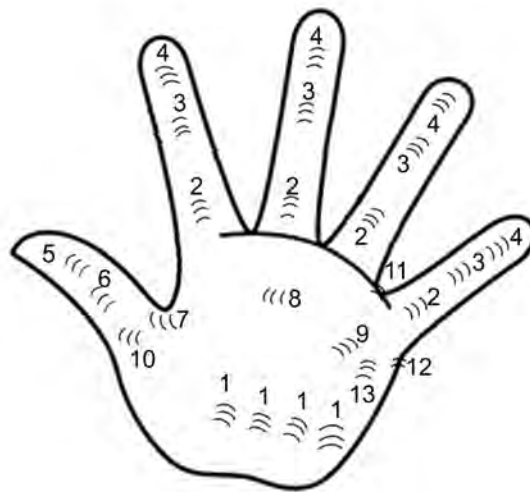


Figura 3.6: Puntos de sujeción y paso de los tendones artificiales en la palma de la mano

- Pulgar:** Para el caso del pulgar se implementa el movimiento de flexión y además su oposición. Para el caso de la flexión los puntos de sujeción y paso se colocan en primer lugar sobre las dos articulaciones del dedo, entre el metacarpo y la falange proximal (6), y entre esta última y la falange distal (5). Luego el tendón es guiado por la palma en la dirección transversal de los metacarpos del resto de dedos (8) para finalmente llegar a la base del dedo meñique (9) y a partir de aquí el tendón baja hacia la muñeca para conectar con los terminales del mecanismo de actuación que se explicará más adelante. Este tendón es guiado hacia el otro extremo de la palma de la mano puesto que cuando el pulgar realiza la flexión, el extremo del dedo apunta hacia la base del dedo meñique, de esta forma se replica el movimiento del dedo pulgar de la mano humana. Como ya se ha comentado, se implementa también la oposición del pulgar. Para este movimiento se dispone el tendón artificial dando la vuelta al pulgar por la parte posterior y fijado en el punto entre el metacarpo y la falange proximal (6), seguidamente el tendón es guiado a través de la palma de la mano (10) hasta llegar al punto intermedio entre el dedo anular y



el meñique (11), en este punto el tendón pasa por detrás del dedo meñique y finalmente baja hasta la muñeca por el lateral de la mano (12,13) para conectar con los terminales del mecanismo de actuación. Este ruteado del tendón se ha analizado en detalle para que la oposición del pulgar fuera bio-inspirada. En la mano humana se puede ver que al hacer el movimiento completo de oposición del pulgar, el dedo pulgar queda tocando el punto intermedio entre el dedo anular y el dedo meñique, con una posición de la mano similar a cuando se indica el número cuatro con la mano.

Por tanto, finalmente, en la palma de la mano se van a disponer 5 tendones artificiales, uno por cada dedo para la flexión de cada uno de ellos y 1 tendón artificial para realizar la oposición del pulgar.

Por otro lado, para la extensión de los dedos, los tendones artificiales se disponen en la parte del dorso de la mano. En este caso se disponen 5 tendones artificiales para la extensión de los dedos. Los puntos de sujeción y paso se disponen según la Figura 3.7, en este caso se puede diferenciar también por dedos:

- **Dedos índice, corazón, anular y meñique:** Para la extensión de estos dedos se disponen los puntos de sujeción y paso de los tendones sobre las articulaciones de cada uno de los dedos. Por tanto, se dispone uno sobre la articulación entre el metacarpo y la falange proximal (2), otro entre la falange proximal y media (3), y finalmente entre la falange media y la distal (4), esto para cada uno de los dedos. El último punto de sujeción y paso se dispone en el dorso de la mano, muy cercano a la muñeca del usuario (1). Este es el último punto que guía el tendón artificial hasta el mecanismo de actuación. Otro de los puntos importantes para el guiado de los tendones artificiales son los marcados en rojo en la Figura 3.7. Como en flexión, el tendón es un hilo doble que cuando llega al punto de sujeción y paso de la articulación interfalángica distal, se bifurca en dos hilos para pasar el tendón artificial por los puntos de sujeción en rojo y pasar por la yema del dedo (Figura 3.8), este punto va a ser el punto para tirar de los dedos en la extensión. De esta forma evitamos posiciones inadecuadas de la falange distal que podrían lesionar al paciente.
- **Pulgar:** Para el caso del pulgar, puesto que este dedo solo tiene dos articulaciones los puntos de sujeción y paso se colocan sobre dichas articulaciones (5,6) y el último punto corresponde con la posición cercana a la muñeca (1) para guiar el tendón hacia los terminales del mecanismo de actuación. En este caso igual que ocurre para el resto de los dedos el tendón artificial se bifurca en dos hilos para pasar por los extremos del dedo pulgar (en rojo en la Figura 3.7) y tirar del dedo en extensión en la parte de la yema, para tener un movimiento de extensión más natural y adecuado, evitando lesionar o dañar al usuario.



Figura 3.7: Puntos de sujeción y paso de los tendones artificiales en el dorso de la mano

Por tanto, el guante va a tener 6 tendones artificiales dispuestos en la palma de la mano para realizar flexión de todos los dedos y oposición del pulgar, y 5 tendones artificiales dispuestos en el dorso de la mano para la extensión de todos los dedos. El esquema final del ruteado de los hilos se muestra en la Figura 3.8. En el esquema se puede ver como los tendones están formados por un doble hilo, que en el punto de sujeción y paso que se encuentra entre las falanges medias y distales, se bifurca para tirar desde el punto medio de la falange distal evitando posiciones inadecuadas como se ha comentado anteriormente. Se representa el tendón que realiza la flexión del dedo pulgar en color verde para distinguirlo del tendón que realiza la oposición del pulgar que se representa en color rojo.

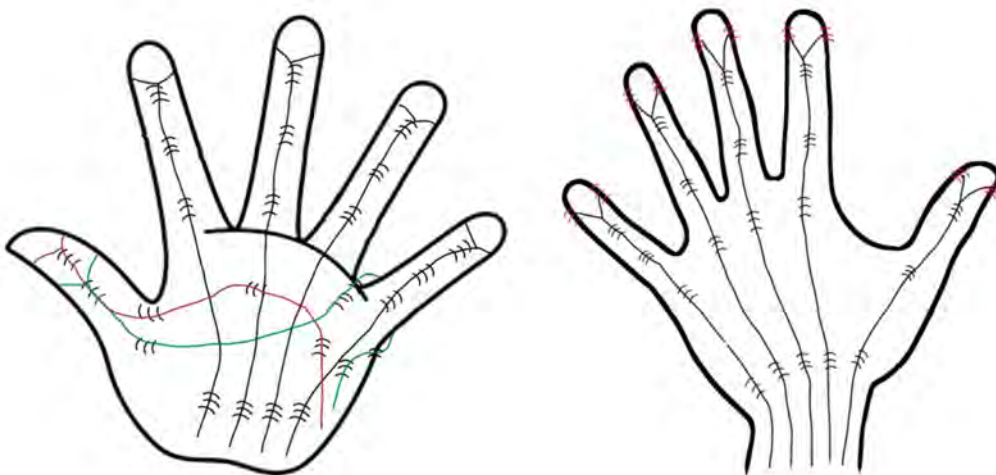


Figura 3.8: Esquema ruteado de los tendones artificiales sobre la mano

Una vez diseñado el esquema de los tendones artificiales sobre la mano se implementan en el guante anteriormente descrito. En la Figura 3.9 se muestra el diseño del guante final con los

tendones artificiales. También se muestra las aberturas realizadas en la parte de los dedos que se encuentran en las palmas de las manos para la mejora en la colocación del guante como se ha explicado anteriormente.



Figura 3.9: Diseño final del guante con tendones artificiales

Los terminales de los tendones artificiales se conectan con el mecanismo de actuación que se va a describir en el siguiente apartado.

## 3.2. Mecanismo de actuación

Para la actuación del exo-guante se han elegido actuadores basados en SMA con el objetivo de reducir el peso del dispositivo y hacerlo de esta forma un dispositivo portable y wearable. También este actuador aporta una serie de ventajas con respecto a otros actuadores, como es la actuación sin ruido, su reducido peso, su pequeño coste y su flexibilidad para la integración en distintos dispositivos [9]. Aunque también tiene ciertas desventajas como son el largo periodo de enfriamiento, debido a su activación térmica, y ser un sistema no lineal y con alta histéresis, lo que complica su control.

### 3.2.1. Shape Memory Alloys

Las aleaciones con memoria de forma como su nombre indica, son aleaciones metálicas que recuerdan su forma original y por tanto, cuando cesa su activación, las aleaciones recuperan su forma inicial. La activación se produce cuando la aleación está sometida a una temperatura superior a su temperatura de transformación [50]. El origen de estas aleaciones con memoria de

forma se remonta a 1932, año en el cuál A. Olander descubrió el efecto de la superelasticidad de una aleación formada por oro y cadmio Au-Cd [51]. Sin embargo, el efecto de memoria de forma se analizó extensamente en el trabajo desarrollado por Kurdjumov y Khandros en 1949 [52]. Por último, el origen más evidente del efecto de memoria de forma data del año 1963, año en el que Buehler desarrolló una aleación de níquel y titanio, denominada Nitinol, en el *Naval Ordnance Laboratory* [53].

En estas aleaciones metálicas el efecto de forma se produce por un cambio en la microestructura pasando de martensita a austenita y viceversa. Esta transformación se fomenta mediante la aplicación de altas temperaturas, que pueden ser aplicadas por conducción, convección, radiación y generalmente por ser aleaciones metálicas, se puede generar calor mediante efecto Joule [54], haciendo pasar por ella una corriente eléctrica. Durante la transformación entre martensita y austenita (Figura 3.10) se deben considerar una serie de temperaturas importantes [55]:

- **M<sub>s</sub>**: Es el inicio de la fase martensítica, por tanto, es la temperatura en la que el material en fase austenita comienza a transformarse en martensita.
- **M<sub>f</sub>**: Es el final de la fase martensítica. El material está completamente en fase martensítica y desaparece la fase austenítica.
- **A<sub>s</sub>**: Punto inicial de fase austenítica. Es la temperatura en la que el material comienza a transformarse en austenita desde una fase martensítica completa.
- **A<sub>f</sub>**: Punto final de la fase austenítica. El material se encuentra totalmente en fase austenítica y desaparece la fase martensítica.

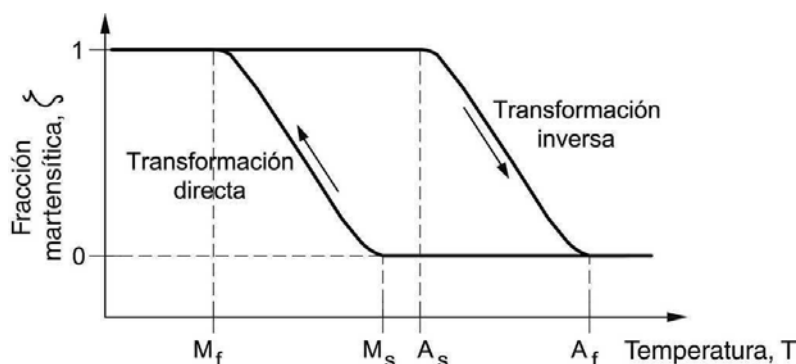


Figura 3.10: Representación gráfica de la transformación entre martensita y austenita. [55]

Como se puede observar en la Figura 3.10, la fase martensítica se produce a bajas temperaturas y la fase austenítica, en altas temperaturas.

Las aleaciones con memoria de forma tienen dos propiedades fundamentales que se denominan superelasticidad y la memoria de forma [56] que es la que les aporta su denominación.

- **Superelasticidad:** Esta propiedad se basa en la transformación del material de fase austenítica a fase martensítica, a temperatura constante, cuando se aplica una tensión al material. Cuando cesa dicha tensión, el material recupera su forma inicial. Durante este efecto el material tiene la capacidad de almacenar energía.
- **Memoria de forma:** Este efecto consiste en la transformación del material de martensita a austenita aplicando una temperatura, cuando se deja de aplicar la temperatura el material recupera su forma inicial. Durante este efecto se produce fuerza y movimiento. La transformación estructural durante este efecto se muestra en la Figura 3.11.

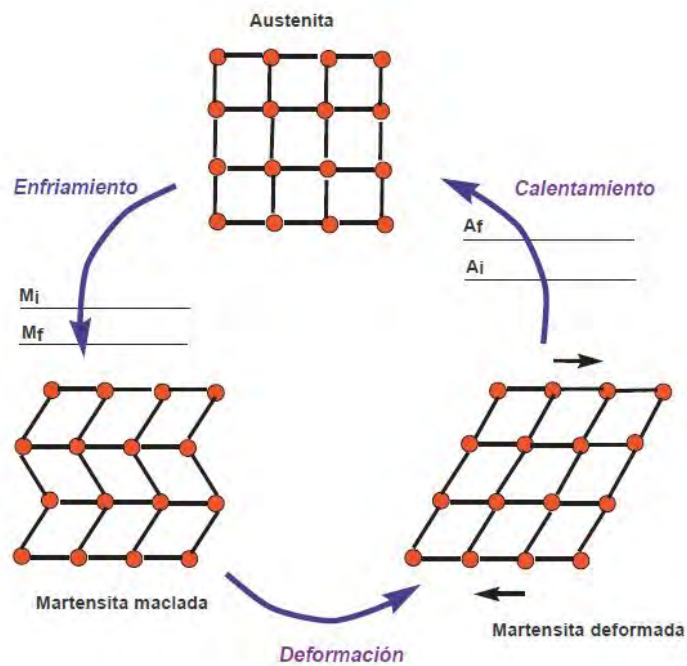


Figura 3.11: Transformación estructural entre martensita y austenita. [56]

En este trabajo se utilizan una determinada aleación con memoria de forma compuesta por níquel y titanio. Esta aleación se contrae un 4% de su longitud total cuando se le aplica una cierta temperatura. Las aleaciones tienen distintas características en función de la composición metálica de la aleación. Una de las características más importantes que varía en función de la composición de la aleación, es la temperatura de activación o temperaturas de paso entre martensita y austenita, y viceversa. Existen aleaciones que se activan a bajas temperaturas y altas temperaturas.

### 3.2.2. Actuador basado en SMA

Para el diseño del exo-guante se ha utilizado un actuador basado en SMA. La aleación corresponde con un hilo de *Flexinol* ®, fabricado por la empresa *Dinalloy*. Existe una gran

variedad de hilos metálicos de SMA, que tienen distintas secciones y también distintas temperaturas de activación, en general 70° y 90°. En función de las necesidades y la aplicación se eligen unos hilos u otros. Las características de todos los hilos de SMA manufacturados por dicha empresa se muestran en la tabla de la Figura 3.12.

Diameter Size inches (mm)	Resistance ohms/inch (ohms/meter)	Heating 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 (2250)	1.77 (900)	2250	10.5	8.8
0.020 (0.51)	0.11 (4.3)	7.85 (3560)	3.14 (1424)	4000	16.8	14.0

Figura 3.12: Tabla de propiedades de los distintos hilos de SMA de *Dinalloy*. [57]

En la Figura 3.12 se muestran las características de resistencia eléctrica, fuerza, fuerza de deformación en enfriamiento, intensidad eléctrica, tiempo de enfriamiento para hilos con temperatura de activación a 70° y finalmente, tiempo de enfriamiento para hilos de temperatura de activación de 90°, en función de las diferentes secciones de hilo.

El exo-guante tendrá, como ya se ha comentado anteriormente, un actuador por cada dedo para la flexión de cada uno de ellos, otro actuador por cada dedo para la extensión y un actuador adicional para llevar a cabo la oposición del pulgar. Para este caso se ha elegido el último hilo que se muestra en la Figura 3.12 que tiene un diámetro de 0,51 mm. Como se puede observar, dicho hilo puede levantar 3,56 Kg, en este caso esta fuerza es suficiente para movilizar cada uno de los dedos durante las terapias de rehabilitación.

Cada hilo se contrae en fase austenita entre un 3 % y un 5 % de su longitud total, eligiendo en el dimensionamiento de los hilos, el valor medio, determinando que el hilo se contrae un 4 % de su longitud total. Este desplazamiento de contracción se utiliza para generar movimiento y fuerza, en el caso de este trabajo se utiliza para movilizar los dedos del guante actuado. Para la transmisión de la fuerza y el movimiento, el hilo de SMA se introduce en un cable *Bowden* [58]. Este está compuesto por una espiral metálica aislada exteriormente mediante un material plástico. El hilo de SMA discurre por el interior de dicho cable pero es necesario disponer un material aislante eléctrico y térmico entre el hilo y la espiral metálica que compone el cable *Bowden*, este aislamiento se consigue con un tubo de teflón (PTFE). El tubo de teflón también tiene la propiedad de evitar fricciones aportando lubricación al movimiento del hilo del SMA que discurre por su interior. Los extremos del hilo de SMA se dispondrán según la Figura 3.13, uno de ellos se encuentra fijo y el otro se deja libre para la transmisión del desplazamiento.

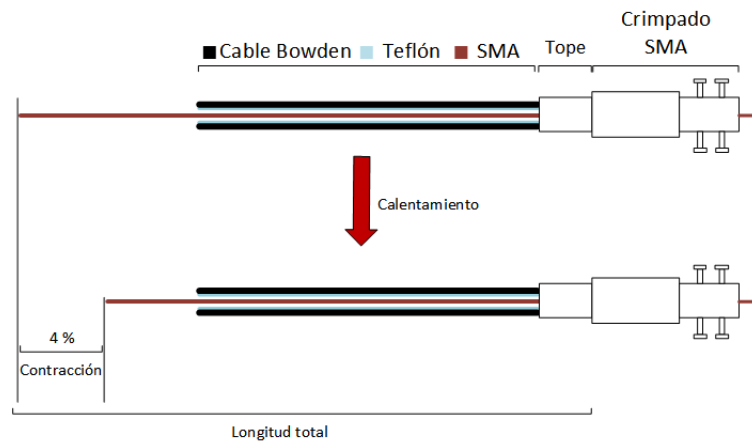


Figura 3.13: Funcionamiento de actuador basado en SMA.

El terminal donde se fija el hilo de SMA tiene la función de aportar la tensión necesaria a cada uno de los hilos de cada actuador, evitando pérdidas de movimiento. Finalmente, el montaje de cada uno de los actuadores se realiza según muestra la Figura 3.14. Puesto que el calentamiento se produce por efecto Joule, en uno de los extremos del hilo estará alimentado con el positivo de la alimentación y el otro extremo con el negativo.



Figura 3.14: Montaje del actuador basado en SMA.

Para el cálculo de la dimensión de los hilos de SMA se ha realizado un análisis de la longitud de desplazamiento necesario para realizar los movimientos completos de cada uno de los dedos. Este estudio consistió en probar el guante con los tendones artificiales ya implementados sobre él, en la mano de un usuario sano y medir el desplazamiento que requerían los tendones artificiales para realizar el movimiento completo de flexión y de extensión de todos los dedos, y adicionalmente el desplazamiento requerido para realizar el movimiento de la oposición del pulgar. Este análisis se realizó mediante pruebas y no a través de un cálculo de las dimensiones de la mano humana, puesto que la flexibilidad del guante hace que los tendones artificiales no se muevan fijos a la superficie de la mano, por tanto se ha decidido calcularlo con el dispositivo real para no incurrir en ningún fallo de dimensionamiento. Para simplificar los cálculos y hacer un dispositivo simétrico, se ha calculado el máximo desplazamiento necesario para el dedo que

requiera el mayor desplazamiento, y a partir de este valor se calcula la longitud total de todos los actuadores. En el dimensionado de los hilos de SMA siempre se va a permitir un sobredimensionado, puesto que como se ha comentado anteriormente el rango de actuación del SMA está entre el 3 % y el 5 %, por tanto, en ocasiones la contracción puede ser más desfavorable debido a la composición de la aleación, y solo llegar hasta el 3 %, entonces el movimiento quedaría limitado. La longitud de contracción va a ser controlada por software.

El mayor desplazamiento para uno de los dedos es de 8cm, por tanto, si se considera que la contracción media es del 4 % de la longitud total del hilo, se requiere un actuador con una longitud de 200 cm. Como se ha mencionado anteriormente, siempre se debe sobredimensionar el actuador, por tanto se requiere un actuador de 220 cm para flexión de cada uno de los dedos, extensión de cada uno de los mismos y un actuador de la misma dimensión para la oposición del pulgar. Este sobredimensionado se asume para evitar que el movimiento quede limitado en el caso de que la aleación se contraiga un valor por debajo del 4 %, ya que como se ha mencionado anteriormente el fabricante no asegura una contracción fija del 4 %. También para permitir la alimentación de todas las fibras de SMA con la misma fuente de alimentación, puesto que la tensión de alimentación depende de la longitud de cada fibra de SMA.

Después del dimensionamiento de los actuadores basados en SMA, con el objetivo de reducir el peso al máximo del dispositivo, se decidió reducir la longitud de cada uno de los actuadores mediante un sistema que duplique el desplazamiento producido por el hilo de SMA. Por esta razón se ha diseñado un mecanismo que permite reducir la longitud de los actuadores a la mitad, y también permite medir el desplazamiento de cada uno de los actuadores para completar el sistema de control. El multiplicador de desplazamiento también produce la reducción de la fuerza de cada actuador a la mitad, pero en este caso para la movilización de los dedos de la mano es suficiente.

El sistema multiplicador está basado en un sistema de polea fija, en el que a través de una polea el desplazamiento a la salida del mecanismo de actuación será el doble que el desplazamiento producido por la aleación de SMA, reduciendo así la longitud total necesaria de los actuadores. El sistema multiplicador se representa en la Figura 3.15.

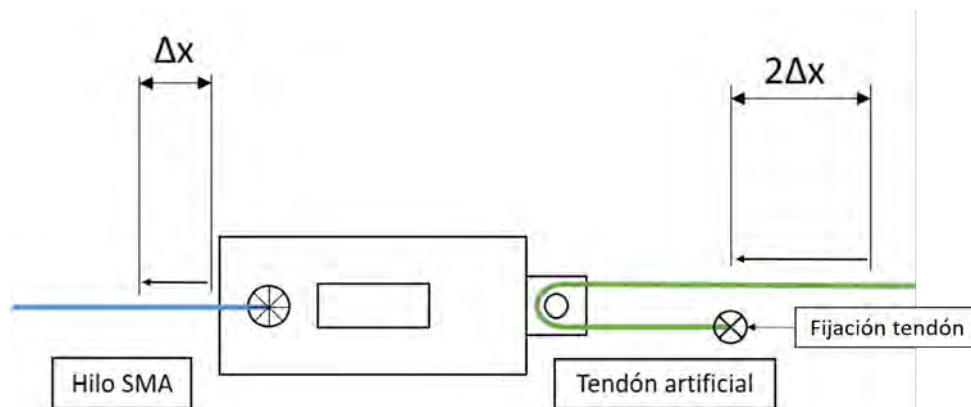


Figura 3.15: Esquema de funcionamiento del multiplicador de desplazamiento.



Como se observa, el hilo de SMA tira de la pieza deslizante por uno de sus extremos y en el otro extremo el tendón artificial está sujetado en una parte fija y posteriormente pasa por detrás de un eje de aluminio de 1 mm de diámetro que hace la función de polea fija. El otro extremo del tendón artificial irá conectado a los tendones que se han colocado sobre el guante.

Como se ha comentado el desplazamiento producido por un hilo de SMA es el 4 % de su longitud total, según el cálculo realizado para el dimensionado del actuador, se ha elegido un actuador con una longitud de 220 cm para poder generar un desplazamiento en los tendones artificiales de 8 cm. Al diseñar el multiplicador de desplazamiento se puede reducir la longitud de los actuadores a 110 cm, por tanto, el hilo de SMA produce una contracción de 4.4 cm, sin embargo en los tendones artificiales debido al duplicado de desplazamiento se produce un movimiento de 8.8 cm.

La tensión de alimentación requerida por cada actuador, se calcula en función de la corriente nominal que marca para el tipo de hilo que se elige de los representados en la Figura 3.12. El hilo elegido es el de diámetro 0.51 mm puesto que realiza una fuerza de hasta 3.5 Kg que es suficiente para movilizar cada uno de los dedos [59]. Para este caso la intensidad nominal es de 4 A, también de la Figura 3.12 se puede obtener la resistencia de dicho hilo siendo 4.3  $\Omega/m$ , como la longitud es de 1.1 m, la resistencia total del cada hilo de SMA es de 4.73  $\Omega$ . Aplicando la Ley de Ohm, multiplicamos la resistencia de cada hilo por la corriente nominal y se obtiene una tensión de 18.92 V. Con este valor de tensión y de corriente que necesita cada uno de los actuadores se dimensiona la fuente de alimentación que se requiere para la actuación de los hilos de SMA.

### **3.2.3. Caja de actuación y sensores**

Se ha diseñado una caja sensorizada para alojar el sistema de multiplicación del desplazamiento y colocar los sensores de posición para evaluar el desplazamiento realizado por cada uno de los actuadores que activan el exo-guante.

El mecanismo de actuación está formado por una serie de carriles por los que se desplaza una pieza movida por el actuador de SMA, dicha pieza es la que contiene la polea fija para provocar el duplicado del desplazamiento. La salida del mecanismo de actuación se realiza a través de un hilo como el descrito para implementar los tendones artificiales en el guante, con el objetivo de unir los actuadores con cada uno de los tendones artificiales colocados sobre el guante.

El mecanismo de actuación está diseñado para colocarse sobre el antebrazo en el caso de los actuadores de extensión de los dedos y, por debajo del antebrazo para el caso de la flexión de los dedos y la oposición del pulgar. Los mecanismos de actuación van a ser iguales, para aportar simetría al dispositivo y pueda ser colocado fácilmente, por tanto, la caja de actuación va a albergar en ambos casos 6 actuadores, sin embargo, en el caso de la extensión de los dedos, uno de los actuadores quedará de repuesto y sin uso.

### 3.2.3.1. Caja con carriles guía

Se ha desarrollado una caja con carriles, por los cuáles se desplazan unas piezas deslizantes movidas por el actuador basado en SMA. La caja va a tener 6 carriles de una longitud de 60 mm por donde se van a desplazar las piezas deslizantes a las que estará fijo el extremo móvil del hilo de SMA. La caja es de aluminio y se ha mecanizado para realizar los carriles. En el extremo donde entran los hilos de SMA se disponen unos orificios roscados de M7 donde se colocan unas piezas roscadas a M7 para poder tensar el hilo de SMA. Como ya se ha comentado anteriormente en el extremo fijo del SMA también se coloca una pieza que permite aplicar tensión al hilo, junto con esta pieza y la colocada en el mecanismo de actuación se puede corregir la tensión de los tendones artificiales del guante.

En la Figura 3.16 se muestra la representación del diseño de la caja de actuación con los carriles. Se puede observar el extremo de la caja por donde saldrán los tendones artificiales para conectarse con los tendones colocados sobre el guante.

Como se observa en el frontal de la Figura 3.16, en el extremo por donde salen los tendones artificiales existen dos agujeros, uno que proviene de los carriles y es por donde salen los tendones artificiales y el otro es un agujero roscado para fijar uno de los extremos de los tendones artificiales, dejando libre el otro extremo que se conectará con los tendones del guante.

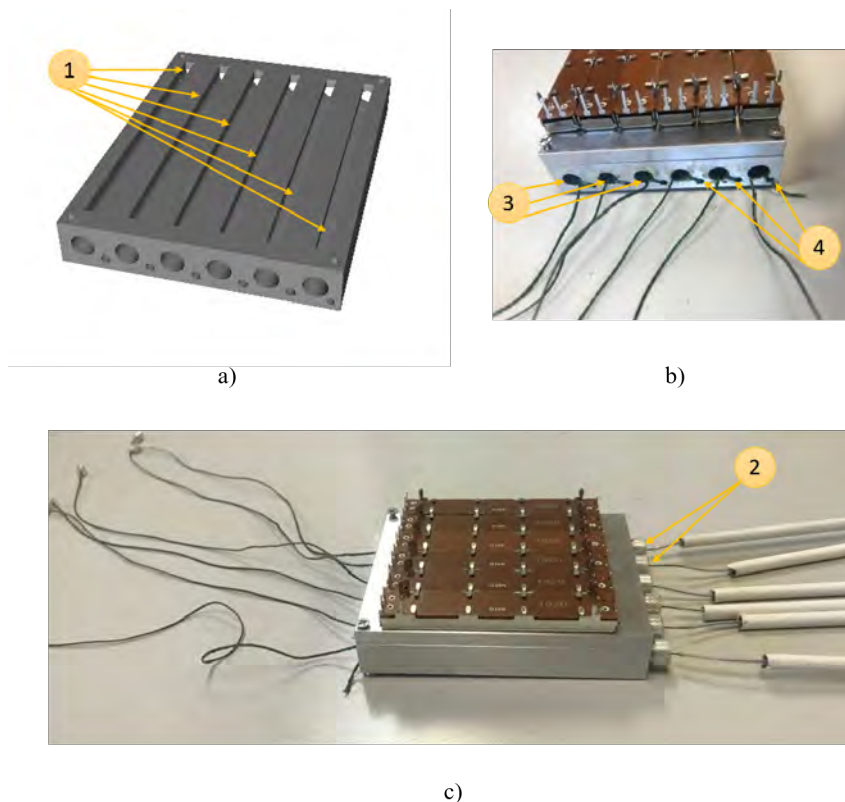


Figura 3.16: Representación de la caja de actuación. a) Diseño CAD de la caja. b) Vista frontal. c) Vista general de la caja. 1. Carriles, 2. Tornillo M7 para tensión, 3. Salida tendón artificial, 4. Fijación tendón artificial.

### 3.2.3.2. Pieza deslizable

En los carriles de la caja que se han descrito en el apartado anterior, se va a deslizar una pieza como la mostrada en la Figura 3.17. Esta pieza está diseñada por un lado para fijar uno de los extremos del hilo de SMA que actúa el tendón artificial y por otro lado se realiza la multiplicación del desplazamiento, duplicándolo. También en la parte central de la pieza se ha realizado un hueco pasante para albergar la lengüeta de un potenciómetro lineal que se va a utilizar como sensor de posición, para medir el desplazamiento de cada uno de los actuadores.

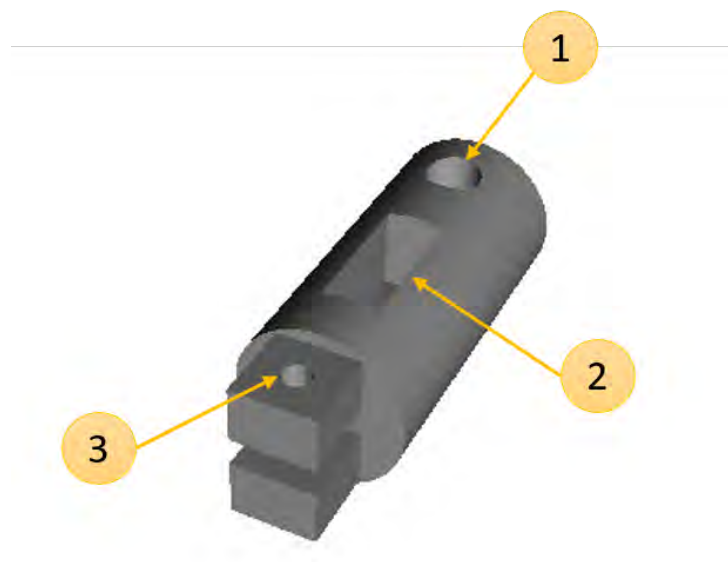


Figura 3.17: Diseño de la pieza deslizable de la caja de actuación y sensores. 1. Fijación hilo SMA, 2. Hueco que alberga lengüeta del potenciómetro, 3. Agujero que aloja el eje que hace de polea fija para la multiplicación del desplazamiento.

### 3.2.3.3. Tapa caja sensorizada

Sobre la caja de los carriles se dispone una tapa mecanizada en aluminio para alojar los sensores lineales, utilizados para medir el desplazamiento del hilo de SMA. Dicha tapa se muestra en la Figura 3.18, y se observan las hendiduras que se deben mecanizar para dejar pasar la lengüeta de los potenciómetros lineales que serán los sensores de posición. Los potenciómetros se fijan a la tapa mediante dos tornillos de nylon para evitar cortocircuitos y mantener los sensores aislados eléctricamente de la caja de actuación

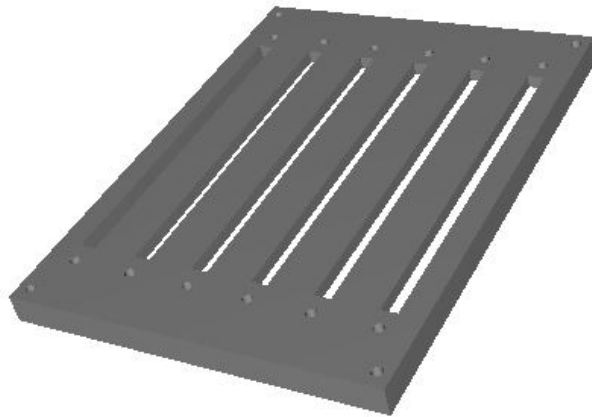


Figura 3.18: Diseño de la tapa de la caja de sensores.

Esta tapa se fija a la caja de carriles a través de 4 tornillos repartidos en cada esquina de la caja. En uno de estos tornillos se conectará la alimentación positiva de todos los hilos de SMA.

#### 3.2.3.4. Sensores de posición

Como sensores de posición se utilizan los mencionados en los anteriores apartados, potenciómetros lineales (Figura 3.19), que consisten en una resistencia de valor variable, que cambia en función de la posición de un cursor sobre una pista resistiva. Este cursor es movido a través de una lengüeta, que como se ha comentado anteriormente será movida a través de la pieza deslizante movida por los hilos de SMA, de esta forma se conoce la contracción de los hilos de SMA durante su actuación. Es un elemento importante para poder controlar la posición de los dedos de la mano, puesto que aporta la realimentación al lazo de control.



Figura 3.19: Potenciómetro lineal usado para el control de posición.

El sensor seleccionado es del fabricante *Bourns* y su referencia es PTA4543-2015DPB103. El potenciómetro es alimentado a 3V y su resistencia máxima es de 10 K $\Omega$ . El cursor del sensor utilizado tiene un recorrido máximo de 45mm, puesto que el máximo desplazamiento que puede realizar el actuador de SMA es de 44 mm.

### 3.2.3.5. Piezas de conexión tendones artificiales

En el extremo de los tendones artificiales que parten de la caja de actuación, se dispone una pieza hembra con rosca, para conectar con una pieza macho con la misma rosca, que se dispondrá en el extremo inicial de los tendones artificiales que se han colocado sobre el guante. De esta forma se conecta la caja de actuación con el guante, con el objetivo de transmitir el movimiento de los actuadores de SMA, al guante actuado.



Figura 3.20: Piezas para conectar la caja de actuación con los tendones artificiales del guante.

### 3.2.3.6. Montaje final de la caja de actuación y sensores

Finalmente se realizó el montaje final de todas las piezas que se han mecanizado en aluminio y se colocan los actuadores de SMA y los tendones artificiales que van a conectarse con los tendones del guante actuado. La caja de actuación y sensores se muestra en la Figura 3.21. A la derecha se pueden ver los actuadores de SMA, con la cubierta de teflón y el cable Bowden, y a la izquierda, los tendones artificiales que se conectarán al guante para producir el desplazamiento.

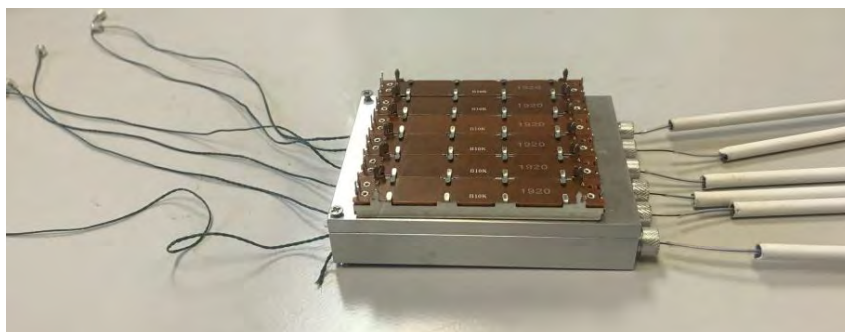


Figura 3.21: Montaje de la caja de actuación y sensores.

### 3.2.4. Electrónica de control

Para la actuación del dispositivo se utiliza un microcontrolador para adquirir las señales de los sensores de posición y para generar la señal de control de los actuadores de SMA.

### 3.2.4.1. Tarjeta STM32F4 Discovery

Como controlador se utiliza la Tarjeta STM32F4 Discovery que contiene un microcontrolador de la familia STM32, y cuya arquitectura es ARM Cortex-M. El microcontrolador utilizado en la tarjeta empleada es STM32F407VG [60]. Se ha seleccionado dicho microcontrolador por su gran cantidad de funciones, sus reducidas dimensiones, su bajo coste y finalmente, por su gran potencia computacional que es una de las características importantes de dicho microcontrolador. En cuanto a sus dimensiones la tarjeta completa tiene un tamaño de 100mmx70mm, esto es importante para poder implementar la electrónica del dispositivo en un espacio reducido, y mantener la característica de portabilidad del exo-guante desarrollado.

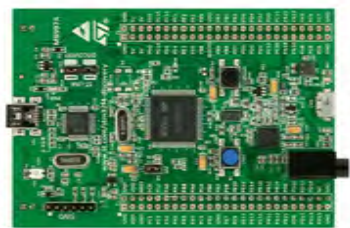


Figura 3.22: Tarjeta STM32F4 Discovery. [61]

El precio es otra de las características importantes para poder desarrollar un dispositivo de bajo coste, este microcontrolador es adecuado, puesto que su precio está entre 25 € y 30 €.

### 3.2.4.2. Software de control

Para desarrollar el software de control y poder programar el microcontrolador se utiliza el software *Matlab-Simulink*. Para facilitar la programación se utiliza una toolbox de prototipado rápido de control (RCP) desarrollada en [62]. Con esta herramienta complementa a la programación por bloques de *Simulink*, lo que facilita la tarea de programación del microcontrolador, haciendo una plataforma sencilla e intuitiva. El esquema seguido para la programación del microcontrolador utilizado para el funcionamiento del exo-guante se muestra en la Figura 3.23.



Figura 3.23: Esquema programación microcontrolador. [9]

El programa implementado en Simulink se divide en dos, un programa Target y un programa Host:

- **Target:** Este programa es el desarrollado para programar el microcontrolador, contiene el lazo de control de todos los actuadores de SMA, debido a esto también se adquieren todas las señales de los sensores de posición a través de los puertos analógicos del microcontrolador. El control del hilo de SMA se realiza a través de la producción de una modulación de PWM que, junto con la electrónica de potencia, controla la cantidad de corriente que va a atravesar el hilo de SMA. Este programa se aloja en el microcontrolador y establece comunicación con el programa Host para enviar o recibir señales en tiempo real.
- **Host:** En este caso, el programa Host estará ejecutándose en el ordenador y como ya se ha mencionado, recibe y envía señales en tiempo real al programa Target, por tanto es una pseudo interfaz para que el usuario pueda controlar el dispositivo desde el ordenador. La comunicación entre el microcontrolador y el ordenador se realizará mediante un puerto serie. Desde este programa se puede elegir la referencia que se va a utilizar para cada uno de los actuadores de los dedos de la mano, la frecuencia de actuación, el tipo de terapia de rehabilitación, también se eligen los grados de libertad que se van a actuar, flexión o extensión, y si se mueven los dedos independientemente o mediante una combinación de todos ellos para realizar un movimiento concreto.

### 3.2.5. Control de bajo nivel de los actuadores de SMA

Como ya se ha comentado los actuadores de SMA se activan a través de la temperatura generada por efecto *Joule* debido al paso de corriente por los mismos. La cantidad de corriente que se hace pasar por los actuadores de SMA tiene relación con el desplazamiento que genera el actuador. La corriente suministrada al SMA está comandada por una señal de PWM generada por el microcontrolador STM32F4 Discovery.

El SMA presenta no linealidades y una histéresis considerable, por tanto es necesario utilizar métodos de control para sistemas no lineales. En este caso se utiliza un controlador *Bilinear Proportional Integral Derivative* (BPID). Dicho controlador contiene el término bilineal que compensa las no linealidades del sistema. Este controlador está basado en la literatura en [50], [58], [63]. El lazo de control de este controlador queda según la Figura 3.24.

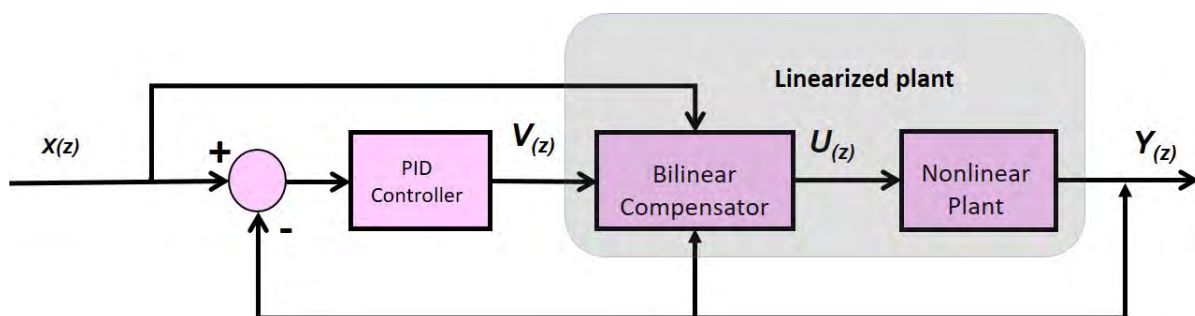


Figura 3.24: Lazo de control BPID.

En la Figura 3.24 se representa esquemáticamente el controlador BPID donde:  $X$  representa la referencia deseada,  $V$  es la señal de control generada por el PID,  $U$  representa la señal de control rectificadora por el término bilineal e  $Y$  es la posición del actuador medida con el potenciómetro lineal explicado anteriormente.

La fórmula del compensador bilineal que se implementa en el controlador BPID y siendo  $K_b$  la ganancia bilineal

$$\frac{U(z)}{V(z)} = \frac{1 + K_b X(z)}{1 + K_b z^{-1} Y(z)}, \quad (3.1)$$

Por tanto, la señal PWM controla el suministro de corriente a los actuadores de SMA, de acuerdo a la siguiente ecuación de PID.

$$I(z) = [K_p + \frac{K_i}{1 - z^{-1}} + K_d(1 - z^{-1})]E(z), \quad (3.2)$$

Donde  $I(z)$  es el ciclo de trabajo de la señal PWM generada,  $K_p$  es la ganancia proporcional del controlador,  $K_d$  es la ganancia derivativa,  $K_i$  es la ganancia integral, y por último,  $E(z)$  es el error entre la referencia de posición del actuador y la señal de salida, que es la posición real del actuador medida con los sensores de posición.

### 3.2.6. Electrónica de Potencia

Como ya se ha mencionado, la señal de control de los hilos de SMA está comandada por la generación de pulsos PWM desde el microcontrolador. Variando el ancho de pulso y la frecuencia se puede controlar la corriente que atraviesa el hilo de SMA y por tanto se controla la actuación del dispositivo. Para controlar el aporte de corriente a los hilos de SMA se requiere electrónica de potencia intermedia entre la señal PWM generada por el microcontrolador y la alimentación necesaria para la actuación de los hilos de SMA.

Se ha desarrollado una tarjeta con la electrónica de potencia prevista para la actuación de los actuadores de SMA. En nuestro caso tenemos 11 actuadores de SMA, 5 para la extensión, 5 para la flexión y uno para la oposición del pulgar, por tanto se han utilizado dos placas de potencia como las mostradas en la Figura 3.25, cada una de ellas contiene 6 canales, cada uno de ellos para un actuador de SMA.



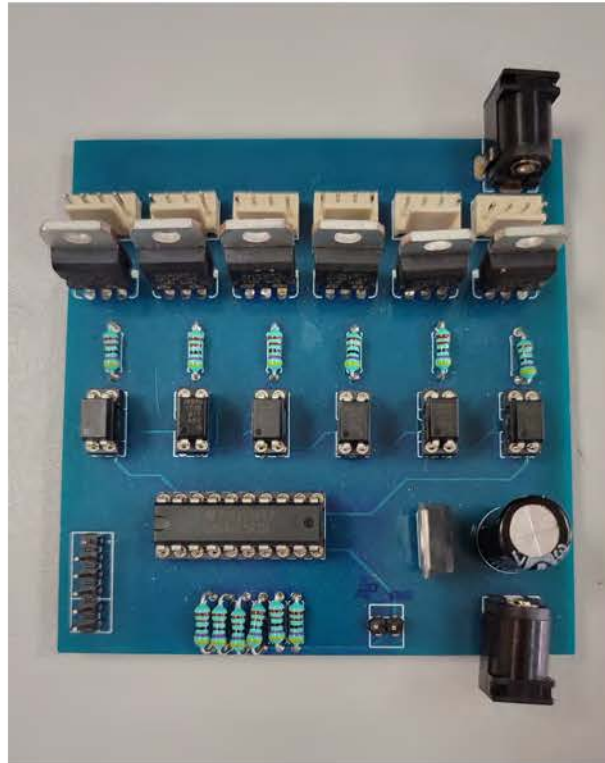


Figura 3.25: Tarjeta electrónica de potencia.

El circuito de la electrónica de potencia está basado en transistores MOSFET FDP2D3N10C, los cuáles funcionan como interruptores, de forma que cuando se llega al umbral de tensión de puerta, los transistores cierran el circuito del correspondiente actuador que se activa. Por tanto, la alimentación positiva de los actuadores está siempre aplicada a los actuadores y a través de los transistores se cierra el circuito aplicando la referencia negativa de la alimentación al actuador que se quiere actuar. El umbral de la tensión de puerta se consigue debido a la excitación de un optoacoplador K1010b que se activa a través de la señal PWM generada en el microcontrolador STM32F407VG.

### 3.2.7. Caja de electrónica

Finalmente, toda la electrónica que se ha comentado anteriormente, microcontrolador y electrónica de potencia, se ha concentrado en una única caja que se muestra en la Figura 3.26. El objetivo de la caja es proteger la electrónica, aislarla eléctricamente y facilitar el proceso de conexionado del exoesqueleto. Se han utilizado conectores (Figura 3.26) de fácil conexión y que únicamente tienen una posición para que la tarea de conexión sea sencilla para cualquier tipo de usuario, incluso personas que no conozcan el dispositivo.



Figura 3.26: Caja que alberga toda la electrónica del exo-guante.

Como se puede ver en la Figura 3.26 los conectores se encuentran etiquetados para facilitar al terapeuta e incluso al usuario la conexión del dispositivo robótico de forma independiente y sin la necesidad de disponer de una persona que conozca la tecnología.

La utilización de esta caja tiene como objetivo cumplir con el requisito de la portabilidad, de forma que el paciente pueda transportar el exo-guante a su hogar y poder realizar las terapias de rehabilitación en su casa cómodamente, con la necesidad de mínimas indicaciones del funcionamiento, y que estas sean fácilmente comprensibles por el usuario o el terapeuta.

### 3.2.8. Fuente de alimentación

Para suministrar la potencia necesaria para la actuación de los actuadores se utiliza una fuente de alimentación de corriente continua de tipo carril DIN, que tiene una tensión nominal de 24VDC y puede suministrar una corriente máxima de 20A. La fuente de alimentación se muestra en la Figura 3.27.



Figura 3.27: Fuente de alimentación.

### 3.3. Exo-guante para rehabilitación de la mano

Finalmente, el dispositivo para rehabilitación de la mano queda formado por el guante sobre el que se han colocado los tendones artificiales, la caja de actuación y sensores, en la cual se implementa el multiplicador de desplazamiento, los actuadores basados en hilos de SMA, que como se ha mencionado anteriormente, se colocarán 5 actuadores, uno por cada dedo, para realizar la extensión de la mano, y 6 actuadores, uno por cada dedo para la flexión y uno más para la oposición del pulgar. La electrónica se dispone en la caja que se ha comentado anteriormente y en esta se conectan todos los actuadores, sensores y la alimentación a través de conectores de fácil conexión.

Una vez se ha desarrollado el dispositivo completo como se muestra en la Figura 3.28, se ha analizado la disposición del dispositivo sobre el brazo del usuario. En primer lugar, era necesario bloquear el movimiento de la muñeca del usuario para poder desarrollar los movimientos de los dedos de forma correcta y sin movimientos inadecuados en la articulación de la muñeca. Esto ha sido posible mediante la colocación de una muñequera de la marca ORLIMAN, mostrada en la Figura 3.28, que contiene a ambos lados de la muñeca dos férulas metálicas que impiden el movimiento de la articulación de la muñeca. La muñequera es ajustable a la mano del paciente y facilitando su colocación sobre la muñeca del paciente.



Figura 3.28: Exo-guante para rehabilitación de la mano.

Como se puede observar en la Figura 3.28, la caja de actuación y sensores se ha cubierto con unas piezas de plástico impresas en 3D para proteger dicha caja de cualquier contacto con

el paciente y facilitar su colocación sobre el antebrazo del paciente. Para la instalación sobre el usuario se ha utilizado una cinta de velcro, también una codera en la que se ha cosido la cinta de velcro opuesta, de esta forma se puede colocar el mecanismo de actuación de tal forma que los tendones artificiales estén en tensión, para poder realizar los movimientos adecuados sin pérdida de movimiento y así se puede ajustar la disposición del exoesqueleto en función de la longitud del antebrazo y de la mano del paciente.

Finalmente el conjunto del dispositivo exo-guante y actuadores, pesa 2,7 kg, además la electrónica pesa 0,8 kg. Por tanto, los actuadores, la caja de la electrónica y la fuente de alimentación se colocan sobre la mesa para realizar las terapias de rehabilitación. De esta forma se facilita la colocación del dispositivo sobre la mano del usuario y se aligera el peso del dispositivos sobre el paciente.

### 3.4. Banco de pruebas para el exo-guante de mano

En este apartado se va a describir el banco de pruebas diseñado para realizar los primeros test de validación del exo-guante. Dicho banco de pruebas también ha sido desarrollado para que el paciente pueda realizar su terapia de rehabilitación sobre él, en el caso de que tenga ciertas limitaciones para usar el guante actuado de forma portable. Para el banco de pruebas se han desarrollado dos partes diferenciadas, en primer lugar, se diseñó la base del banco que es donde va a ir alojado el brazo y algunas partes del dispositivo de rehabilitación, y por otra parte se replicó el brazo humano, diseñando una mano bio-inspirada para poder colocar el exo-guante. El banco de pruebas se muestra en la Figura 3.29.

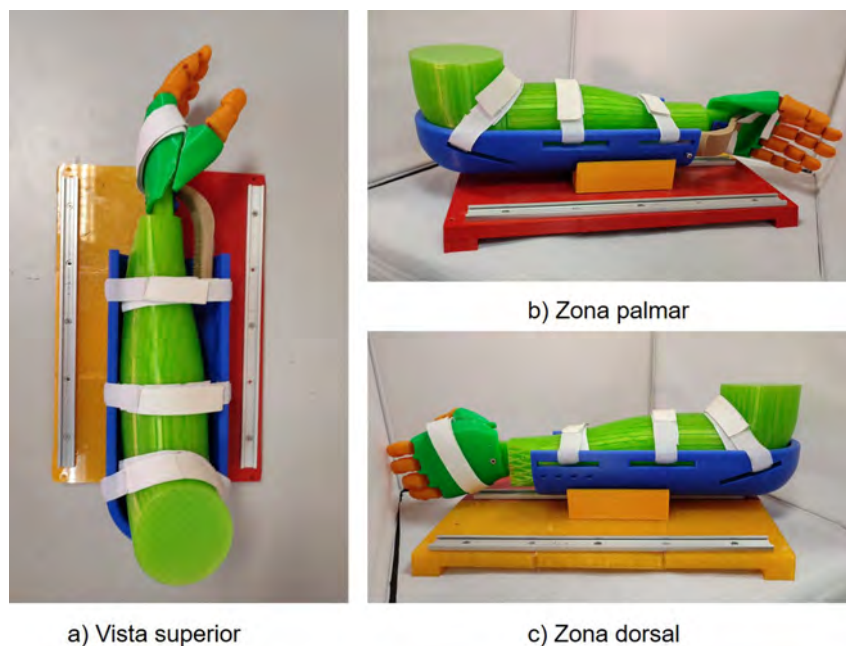


Figura 3.29: Banco de pruebas para el exo-guante.

Como se observa en la Figura 3.29, todo el prototipo está impreso en plástico PLA con una impresora 3D, excepto los carriles metálicos que se observan en los extremos y en el centro de la base del banco.

### 3.4.1. Base banco de pruebas

En primer lugar, se va a desarrollar la base del banco de pruebas donde se deberá apoyar el brazo del paciente o la réplica del brazo humano. La base del banco está formada por una base rectangular y el soporte que contendrá el antebrazo. Todo el banco de pruebas se ha diseñado para que sea simétrico y de esta forma poder utilizarse tanto para mano derecha como mano izquierda.

- **Base de apoyo:** Está formado por una base rectangular de 320mm x 230mm, en la que se alojan tres carriles por los que se va a desplazar una mesa deslizante para ajustar la posición tanto del soporte del antebrazo como la posición de los mecanismos de actuación del exo-guante, con el objeto de ajustar el banco de pruebas a la réplica del antebrazo, y en el caso de terapias de rehabilitación para ajustarse al brazo del paciente o usuario.
- **Carriles:** Estos están fabricados en aluminio, son piezas comerciales que permiten el deslizamiento de unas mesas deslizantes (pieza amarilla de la Figura 3.30) que disminuye la fricción durante el movimiento de las piezas sobre ellos. Una vez que está ajustada la posición del soporte del antebrazo y de los mecanismos de actuación, se fija su posición durante el funcionamiento del exo-guante.



Figura 3.30: Carriles guía y mesa deslizante utilizados en el banco de pruebas.

- **Soporte antebrazo:** El soporte del antebrazo está formado por un semicilindro que recoge el antebrazo desde el codo hasta la muñeca (Figura 3.31). En este soporte se disponen cintas de velcro para sujetar el antebrazo y ajustar el soporte a las diferentes dimensiones de antebrazo de los pacientes o usuario. En el extremo final de esta pieza, donde se dispone la articulación de la muñeca, se coloca una pieza que llega hasta la palma de la mano para bloquear el movimiento de la articulación de la muñeca y evitar movimientos

incorrectos de la mano durante la actuación del dispositivo. Para su uso durante terapias de rehabilitación esta pieza de soporte se debe recubrir con un material acolchado para la comodidad del paciente al colocar el antebrazo sobre dicha pieza. La forma de esta pieza evita el desplazamiento del codo hacia atrás cuando se activan los actuadores.



Figura 3.31: Soporte antebrazo del banco de pruebas.

- **Carcasa mecanismo de actuación:** Como se ha visto en el montaje final del exo-guante, los mecanismos de actuación de flexión y extensión de la mano están protegidos mediante unas carcasas de plástico con el objetivo de evitar contactos indirectos con los sensores y con los actuadores, también el aislamiento eléctrico de dichos mecanismos, y facilitar la colocación sobre el usuario. En este caso, en las carcasas se fijan las mesas deslizantes para su colocación en una determinada posición en el banco de pruebas, en función de la longitud del antebrazo y de la mano del usuario o del prototipo de antebrazo humano. La posición de los mecanismos de actuación, al igual que ocurre en el exo-guante, es importante para mantener la tensión de los tendones artificiales, de esta forma se evita pérdida de rangos de movimiento.

El ensamblaje final del banco de pruebas queda según lo mostrado en la Figura 3.32. En dicha figura se muestra la pieza que evita el movimiento de la articulación de la muñeca.

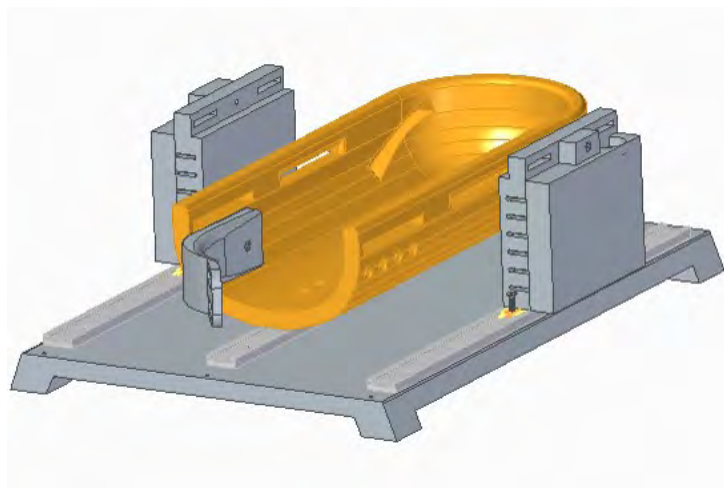


Figura 3.32: Prototipo del banco de pruebas.

Como se observa en la Figura 3.32, el banco de pruebas puede ser también un dispositivo robótico de rehabilitación para la mano, debido a que el paciente puede colocar sobre él su brazo

y llevar a cabo la terapia de rehabilitación. Esto aporta versatilidad al exo-guante, pudiendo ser un dispositivo wearable que se coloca sobre el paciente o usuario, y también un dispositivo que se coloca sobre la mesa para realizar terapias de rehabilitación con pacientes que tienen ciertas limitaciones, como por ejemplo que no puedan soportar el peso de su mano y brazo. De esta forma el paciente coloca su brazo sobre el banco de pruebas, fijándolo, para poder realizar la terapia de rehabilitación de la mano.

### 3.4.2. Réplica antebrazo y mano humana

Puesto que el banco de pruebas, en un primer momento fue diseñado para realizar las pruebas de funcionamiento del exo-guante, se diseñó una réplica del antebrazo humano y de la mano humana (Figura 3.33), con las dimensiones adecuadas, establecidas para un usuario estándar de 175 cm de altura y 75 kg.



Figura 3.33: Réplica del antebrazo y mano humana.

- **Réplica antebrazo:** Se ha diseñado el antebrazo con una forma bio-inspirada y cuyas dimensiones corresponden a las de una persona de 175 cm. Según lo establecido en [64], la longitud del antebrazo es el 14.6 % de la altura de la persona, por tanto, el antebrazo mide 25.5 cm. El antebrazo y el codo están fabricado en plástico PLA para impresión 3D.
- **Réplica de la mano:** El diseño de la réplica de la mano es más complejo, puesto que además de cumplir con las dimensiones de la mano humana, debe ser flexible y replicar

los movimientos de la mano humana. El modelo de partida para la fabricación de la mano fue del repositorio *Thingiverse* [65], a partir de dicho diseño se han realizado algunas modificaciones. Para cumplir con el objetivo de flexibilidad, se diseñaron unas piezas flexibles que sirven de articulaciones dispuestas entre las falanges de los dedos, como se muestra en la Figura 3.34. Estas piezas flexibles están fabricadas con plástico flexible en impresora 3D. También se ha modificado el diseño del cuerpo de la mano para que el pulgar pueda realizar el movimiento de oposición del pulgar. En cuanto a las dimensiones, siguiendo lo establecido en [64], la longitud de la mano, en general, es el 10.8 % de la altura de la persona, por tanto, la longitud de la mano es de 18.9 cm.



Figura 3.34: Réplica de la mano humana para banco de pruebas.

En este caso la articulación de la muñeca está fija y no existe ningún movimiento, por tanto, no sería necesaria la pieza que fija la posición de la muñeca para evitar movimientos indeseados.

## Conclusiones

En este capítulo se ha presentado el desarrollo del exo-guante de rehabilitación y el banco de pruebas necesario para el diseño, desarrollo y evaluación de los algoritmos de control. En este sentido, se ha analizado e implementado el ruteado de los tendones para el exo-guante, de tal manera que se puedan replicar los movimientos de una mano humana. Por otra parte, se han descrito los actuadores integrados en el diseño del exo-guante así como también, el diseño de un banco de pruebas de pruebas necesario para el análisis y la evaluación del exo-guante desarrollado.

A continuación, se va a describir la utilización de señales de electromiografía (EMG) para el control activo del dispositivo, involucrando al paciente o usuario en la terapia de rehabilitación. Este tipo de funcionalidad se utiliza en función del estado del paciente y la fase de la terapia de rehabilitación.



# CONTROL ACTIVO CON SEÑALES DE ELECTROMIOGRAFÍA

En función de la lesión y estado del paciente, durante la rehabilitación se pueden aplicar diferentes tipos de terapias. Cuando es posible, se ha demostrado que la aplicación de terapias de rehabilitación en las que los pacientes o usuarios participan de forma activa en la realización de los movimientos mejora los resultados del proceso de rehabilitación [66].

Para este tipo de terapias pueden utilizarse las señales EMG del paciente para el control del dispositivo robótico. En el caso de la mano su función es detectar la intención de movimiento del paciente para ayudar o replicar dicho movimiento en su mano.

Para entender el control activo del dispositivo de rehabilitación es necesario conocer en primer lugar las señales de electromiografía. Para esto es comenzaremos clasificando los tipos de músculos que podemos encontrar en el cuerpo humano [67]:

- **Músculos esqueléticos:** Estos músculos están conectados a los huesos a través de tendones. Su contracción, en condiciones normales, es voluntaria y pueden realizar contracciones rápidas o lentas. Dichos músculos pueden estar afectados por la fatiga. Están compuestos por fascículos musculares formados a su vez por fibras musculares que a su vez contienen miofibrillas de actina y miosina, y también, proteínas responsables de la contracción muscular. Este tipo de músculo también es conocido como estriado, está recubierto por una capa denominada fascia y sobre esta contiene una unidad motora que se conecta al sistema nervioso central, el cuál estimula el músculo para producir la contracción.
- **Músculos lisos:** Son aquellos que se encuentran en el interior de las paredes de determinados órganos del cuerpo humano, como pueden ser los bronquios, intestinos, vejiga e incluso los vasos sanguíneos. Su movimiento es involuntario. También están formados por filamentos de actina y miosina, pero en este caso carecen de unidad motora. Al contrario que los músculos estriados, estos músculos no sufren fatiga por tener un gasto calórico escaso.

- **Músculos cardíacos:** Denominado también miocardio, tiene una estructura de músculo estriado y presenta contracciones rítmicas y frecuentes. En este caso el movimiento generado por dicho músculo no es voluntario.

Una vez definidos los tipos de músculos que conforman el cuerpo humano, se explica el funcionamiento de dichos músculos. Su funcionalidad se basa en la contracción del músculo originada por un estímulo de carácter eléctrico y químico que se origina en el cerebro y es transportado por el sistema nervioso central hasta la neurona motora que mediante su axón se conecta directamente a la unidad motora de un grupo de fibras musculares [68]. Una única neurona puede inervar a varias fibras musculares conectándose a las diferentes unidades motoras de cada fibra muscular. En la Figura 4.1 se muestra la representación de la unidad motora de varias fibras musculares.

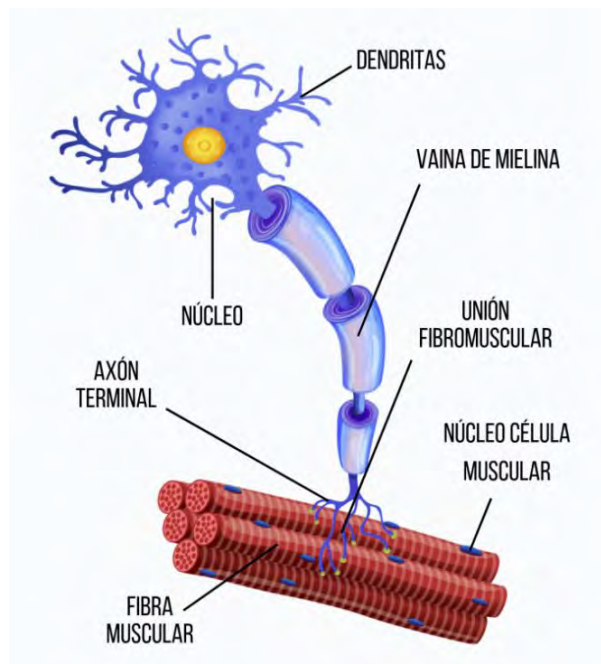


Figura 4.1: Unidad motora.[69]

Para la contracción muscular el impulso electro-químico generado en el sistema nervioso y denominado potencial de acción, llega a las fibras musculares a través del axón de la neurona motora, generando el neurotransmisor acetilcolina, produciendo la despolarización de la membrana superficial de las fibras musculares, conocida como sarcolema (Figura 4.2). Dicha despolarización se origina por la introducción de iones de sodio  $Na^+$ . Una vez terminado este proceso la membrana se vuelve a polarizar [70].

El cambio de polaridad está generado por el potencial de acción. Este potencial de acción es transmitido por los túbulos T que forman las fibras musculares, produciendo que el retículo sarcoplasmático libere iones  $Ca^{+2}$ , provocando la contracción del músculo. La composición de las fibras musculares se muestra en la Figura 4.2.

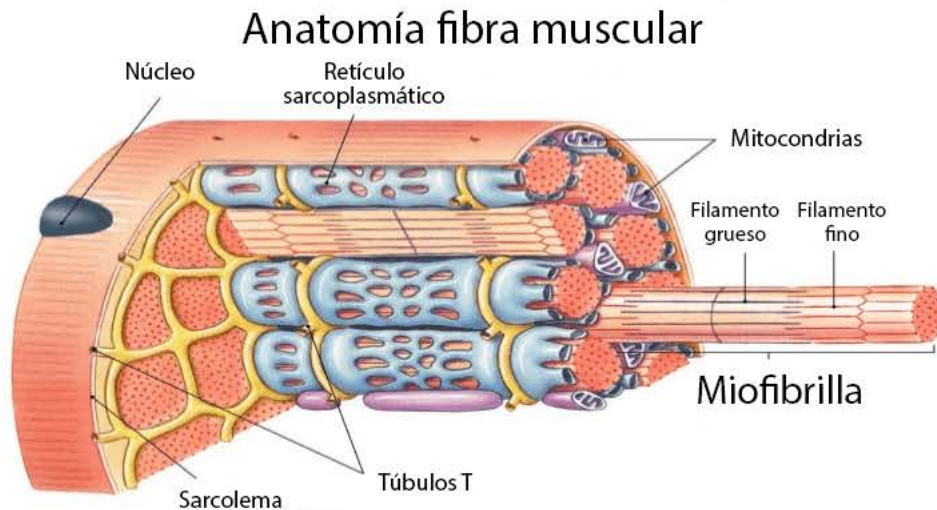


Figura 4.2: Unidad motora.[71]

Por tanto, cuando se liberan los iones  $Ca^{+2}$ , estos reaccionan con las proteínas de la estructura muscular, produciendo que las miofibrillas de miosina tiren de las miofibrillas de actina, provocando el movimiento de contracción del músculo.

## 4.1. Señales de electromiografía

El potencial de acción comentado anteriormente que produce la contracción de la estructura muscular, es comúnmente conocido como potencial de acción de unidad motora o *Motor Unit Action Potential* (MUAP). Otro concepto importante dentro de las señales de electromiografía es MUAPT que se define como un tren de potenciales de acción de la unidad motora compuesto por un conjunto de dichos potenciales que permiten mantener la contracción de las fibras musculares [72]. Al conjunto de trenes de potencial de acción superpuestos en el tiempo se le conoce como señal de electromiografía y se muestra en al Figura 4.3.

Las características principales de las señales de electromiografía son su amplitud y su frecuencia. Los valores que toman estas variables dependen de muchos factores como por ejemplo cada persona, la fatiga muscular, el músculo que se esté analizando, etc. En general la amplitud de las señales de electromiografía se encuentra entre -5 mV y 5 mV y la frecuencia de los armónicos necesarios para el análisis de señales de electromiografía se encuentra entre 0 Hz y 500 Hz, especialmente entre 50 Hz y 150 Hz [73].

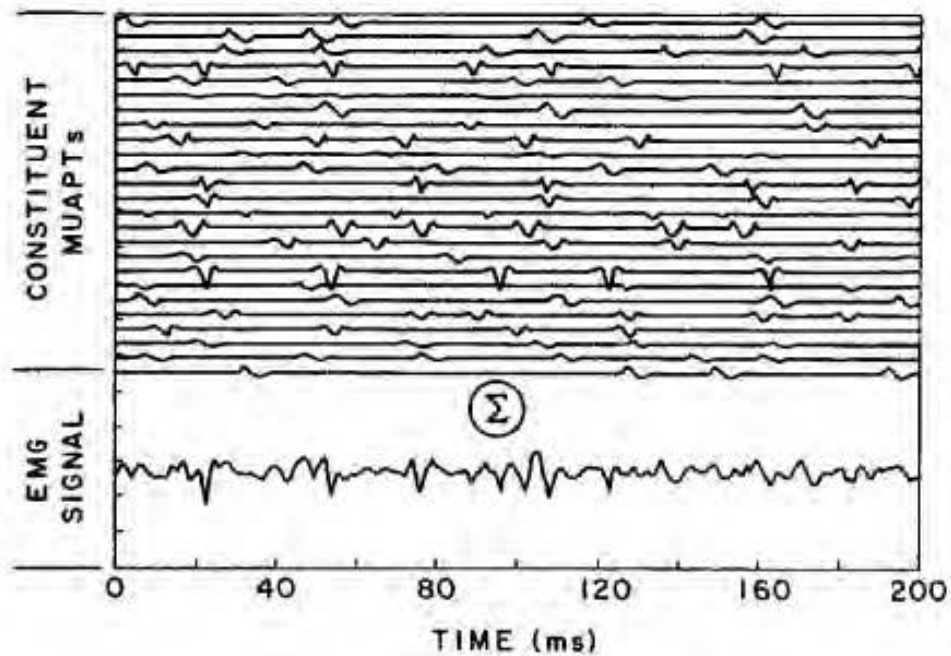


Figura 4.3: Ejemplo de superposición de potenciales de acción (MUAPs). [72]

Las señales EMG, para su análisis requieren de unos electrodos para, en primer lugar, adquirir dichas señales. Actualmente existen dos tipos de electrodos:

- **Electrodos invasivos o intramusculares (Figura 4.4 (a))**: Son aquellos que se colocan directamente en el músculo que queremos analizar, por tanto son más precisos, pero requieren de una pequeña intervención en el paciente para su implantación. Estos electrodos incluso permiten analizar la señal EMG de cualquier fibra muscular individual. Como consecuencia de su precisión, con dichos electrodos se eliminan las interferencias de los MUAPs de otros músculos cercanos.
- **Electrodos no invasivos o superficiales (Figura 4.4 (b))**: Son electrodos que se colocan en la piel del paciente sobre el músculo que se quiere estudiar, por este motivo se les denomina superficiales. Estos electrodos son menos precisos, pero son fáciles de implantar y colocar sobre el paciente de estudio. Las principales desventajas de estos electrodos son que solo se pueden estudiar músculos superficiales, ya los potenciales de acción de grupos musculares más profundos son inaccesibles. También las señales de EMG van a estar afectadas por interferencias de las señales de EMG de grupos musculares cercanos. En este caso el movimiento de los electrodos y la diferencia de posición de los mismos produce variaciones en las medidas, también existen otros factores que alteran la medida como la suciedad, grasa o sudor de la piel del paciente donde se adhieren dichos electrodos.

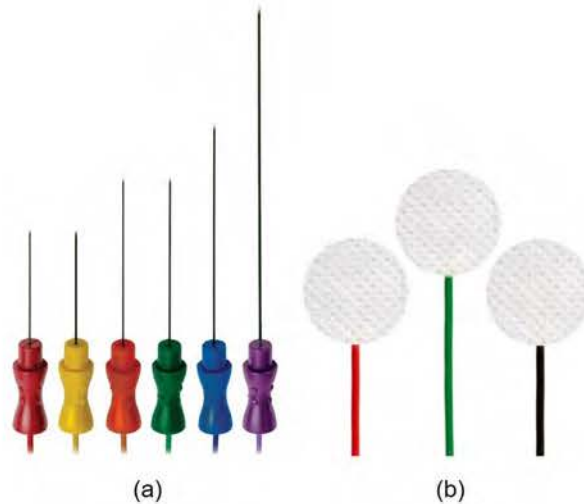


Figura 4.4: Electrodo para medir señales de electromiografía: (a) Electrodo invasivo, (b) Electrodo no invasivo.

Como se ha comentado, el principal problema que entrañan los electrodo no invasivo o superficial es el ruido que afecta a las señales de electromiografía por no ser una medida directa del músculo de estudio. También afectan otros factores, pero en general los tipos de ruido que suelen contener las señales EMG son, ruido de referencia, ruido de interferencia y artefactos [74]:

- **Ruido de referencia:** Este ruido se refiere al ruido inherente de la señal cuando no existe contracción del músculo. Este proviene de los dispositivos de amplificación, que es conocido como ruido térmico y se modela como un ruido blanco gaussiano. También, los componentes electrónicos usados para el procesamiento de la señal producen cierto ruido en la señal EMG. Incluso puede ser ruido de tipo electro químico producido por la interfaz entre la piel del usuario y el electrodo superficial, debido a una cierta impedancia que se produce entre la piel y el electrodo.
- **Ruido de interferencia:** Este ruido es generado por otras señales que alteran las señales de EMG. Entre las señales que producen ruido se encuentran otras señales fisiológicas como las señales electrocardiográficas, las señales de EMG de otros músculos que no son de estudio e interfieren en la señal EMG del músculo analizado, se denomina a este último *crosstalk*, y finalmente también puede ser producido por ruido ambiental. El ruido ambiental es generado por radiaciones electromagnéticas, como las producidas por cables que transportan energía eléctrica, y otros dispositivos como televisión, radio, móviles, etc.[75]
- **Artefactos:** Este tipo de ruido no sigue un patrón continuo y es muy impredecible, aparece de repente como una perturbación de la señal de EMG. La principal fuente de dicho ruido se produce debido al movimiento del cuerpo del usuario, especialmente al mover el

miembro donde están colocados los electrodos, esto es debido al cambio que se produce en la impedancia que se genera entre la piel del usuario y el electrodo. También en muchos casos, debido al movimiento del usuario, se produce movimiento de los cables y se genera ruido [76]. A este tipo de artefacto se le denomina artefacto de movimiento.

También es necesario comentar que existen factores esenciales que afectan al análisis de señales EMG. Entre ellos se distinguen:

- **Estado estacionario/transitorio:** En la lectura de señales de EMG se pueden diferenciar dos fases, siendo una fase la estacionaria, en la que el músculo se encuentra contraído y la señal de EMG se mantiene en torno a un valor. El estado transitorio corresponde con la transición entre el reposo y la contracción del músculo [77]. El análisis de la señal EMG está afectado en función del estado estacionario o transitorio, debido a que durante el estado transitorio la señal EMG es inestable y muy variable, por tanto dificulta su evaluación. Por tanto, en el procesamiento, generalmente se seleccionan segmentos de las señales EMG en estado estacionario, y se eliminan los segmentos que se encuentran en el estado transitorio, para evitar incurrir en errores [78].
- **Adquisición de señales EMG en posición controlada:** Durante la adquisición de señales EMG es importante que el paciente o usuario mantenga una posición cómoda y controlada. El objetivo es evitar en lo posible las interferencias con otros músculos (*Cross-talk*) y artefactos por movimientos del cuerpo humano y de los cables de conexión de los electrodos.
- **Fatiga:** La fatiga muscular es un factor importante en la adquisición de señales EMG, y se define como el fenómeno que aparece al requerir al músculo una actividad intensa o repetitiva produciendo el empeoramiento del desempeño muscular [79]. Existen estudios en los que se determinó que la amplitud de la señal EMG aumenta con la fatiga muscular, pero también decrece la frecuencia [80] de dicha señal debido a que la velocidad de la transmisión de los potenciales de acción en un músculo fatigado se reduce.

Finalmente, como resumen a todo lo anterior, es necesario un procesamiento de señal EMG para eliminar todos los ruidos que puedan afectar a dicha señal, pero también es imprescindible controlar las condiciones durante la recogida de señales para evitar errores en el análisis de la señal EMG para el objetivo deseado.

## 4.2. Objetivo del uso de señales EMG

En este trabajo se han utilizado señales EMG con el objetivo de desarrollar terapias de rehabilitación de tipo activas, en las que el paciente se encuentre involucrado y de esta forma

motivar al paciente durante la terapia, incrementando su eficacia y evitando el rechazo de los pacientes a las terapias.

El objetivo es detectar la intención de movimiento de la mano del paciente a través de los músculos de su antebrazo. De esta forma se recogen las señales de EMG que se producen en los músculos durante el movimiento de la mano y a través de un algoritmo se estima el movimiento de la mano que se está realizando.

El funcionamiento del algoritmo comenzará en primer lugar con una fase de entrenamiento, en la que el algoritmo va a aprender las características que la señal EMG tiene durante un determinado movimiento. De esta forma posteriormente a ese entrenamiento, el algoritmo detecta el movimiento que el paciente está realizando buscando similitudes con las señales EMG que se habían recibido durante el entrenamiento.

Finalmente, este algoritmo se combina con el diseño del exo-guante para rehabilitación de la mano. En este caso se utiliza un dispositivo que adquiere las señales EMG, después el algoritmo de control detecta el movimiento que el paciente está intentando realizar, pero no es capaz de completar, en este momento el exo-guante comienza a funcionar ayudando al paciente a terminar el movimiento deseado completamente.

Las señales de EMG que nos interesan se encuentran en los músculos del antebrazo, puesto que son los músculos que realizan los movimientos de la mano. Sobre dichos músculos por tanto se van a disponer los electrodos para la adquisición de señales. Para adquirir dichas señales actualmente existen diversidad de dispositivos. En este trabajo se han utilizado los dos dispositivos que se van a describir en el siguiente apartado.

### **4.3. Dispositivos EMG utilizados**

En la actualidad están surgiendo multitud de dispositivos para la adquisición y procesamiento de señales de EMG superficiales. En este trabajo se han utilizado dos dispositivos, uno que tiene 4 canales de adquisición de señales de EMG y otro con 8 canales de EMG.

#### **4.3.1. Dispositivo Quattro**

Este dispositivo ha sido fabricado por la empresa *OT Bioelettronica* y está formado por un conjunto de componentes electrónicos que permiten adquirir y amplificar la señal EMG. Está diseñado para obtener la señal EMG a través de cuatro canales, por este motivo al dispositivo se le conoce con el nombre de *Quattro* como se muestra en la Figura 4.5. Las salidas del dispositivo pueden ser enviadas a un ordenador a través de una comunicación serial vía USB, pero también dispone de 4 salidas analógicas, una para cada canal. También la conexión USB sirve para cargar la batería del dispositivo y de esta forma poder trabajar de forma inalámbrica, aunque las señales EMG van a ser adquiridas por las salidas analógicas conectadas a un microcontrolador para su posterior procesamiento software.



Figura 4.5: Dispositivo Quattro para adquisición y amplificación de señales EMG. [81]

Del manual de usuario del dispositivo *Quattro* se pueden obtener las características principales del sistema que se desarrollan en la Tabla 4.1

Tabla 4.1: Características del dispositivo *Quattro*. [81]

<b>Canales de EMG</b>	
Número de canales	4
Ganancia	150V/V
Filtro paso bajo	500Hz
Filtro paso alto	10Hz
Nivel de ruido de entrada	$< 2\mu V_{RMS}$
Resistencia de entrada	$> 10^9 \Omega$
Rango de entrada	$\pm 11mV$
<b>Salidas Analógicas</b>	
Número de salidas	4
Rango de salida	0 - 5 V
<b>Conversión de datos y comunicación</b>	
Resolución del conversor A/D	16bits
Rango de entrada conversor A/D	$\pm 2,5V$
Frecuencia de muestreo	1024Hz
Transferencia datos a PC	Cable USB

El dispositivo como se ha mencionado antes se conecta al PC mediante USB estableciendo una comunicación serial, y a través del software oficial *OT BioLab+*, se pueden manejar los datos. También pueden ser manejados a través del software comercial *Matlab*. Además, las señales EMG de las salidas analógicas pueden ser leídas por entradas analógicas de un microcontrolador y ser finalmente procesadas. En el caso de este trabajo, como se mencionó en el apartado del diseño del exo-guante, se utiliza el microcontrolador STM32F407VG, por tanto, las señales de EMG se van a adquirir por las salidas analógicas del dispositivo y se reciben por los puertos analógicos de dicho microcontrolador, para posteriormente manejarlos a través del software



*Matlab-Simulink*. En dicho software se va a implementar el procesamiento de las señales EMG, que se va explicar posteriormente.

Los electrodos utilizados en este dispositivo son de tipo superficial y bipolares como se muestra en la Figura 4.6. Puesto que adquiere señales EMG de cuatro canales, cada canal dispone de dos electrodos, midiendo entre ellos la diferencia de potencial entre ambos. Uno de los canales además de poseer dos electrodos tiene un tercer electrodo de referencia. Dicho electrodo se coloca sobre la piel del usuario en una posición en las que no exista músculo para tener una buena referencia, por tanto se busca colocarlo sobre algún hueso. En el caso del miembro superior se suele colocar sobre el hueso del codo y así se evitan interferencias producidas por la contracción de otros músculos.



Figura 4.6: Electrodo utilizados con el dispositivo *Quattro*. [81]

### 4.3.2. MYO Armband

Este dispositivo fue comercializado por la empresa *Thalmic Labs Inc*, pero actualmente se encuentra descatalogado. En la actualidad la empresa ha desarrollado otros dispositivos para la adquisición de señales EMG basándose en este dispositivo pero realizando algunas mejoras. MYO Armband es una pulsera (Figura 4.7) que contiene 8 electrodos superficiales para la adquisición de señales EMG y se coloca sobre el antebrazo del usuario.



Figura 4.7: MYO Armband. [82]

Las principales características de este dispositivo son:

- Contiene 8 canales de adquisición de señales EMG.
- Es inalámbrico con comunicación Bluetooth.

- Batería recargable.
- Contiene una IMU con acelerómetro, magnetómetro y giroscopio en x, y, z.
- Frecuencia de muestreo de 200 Hz.
- Frecuencia de IMU DE 50 Hz.
- Dispone de realimentación háptica por medio de vibraciones.

Este dispositivo por tener más canales de adquisición de señales EMG nos provee mayor información por la cantidad de electrodos, pero al suministrar más información el manejo de los datos es más complejo.

## **4.4. Acondicionamiento de señales EMG**

En primer lugar, para el procesamiento de señales EMG se realiza un acondicionamiento de la señal, es decir una preparación de la señal para posteriormente facilitar el proceso de clasificación. Este preprocesamiento tiene como objetivo amplificar la señal, puesto que las señales de EMG humanas, como se ha comentado anteriormente, se encuentran generalmente entre -5 mV y 5 mV. Otra fase de gran importancia en el procesamiento de la señal EMG es el filtrado, cuyo objetivo es eliminar los ruidos que afectan a dichas señales. También es necesaria la rectificación de las señales EMG para obtener señales sin parte negativa. Finalmente es necesaria una calibración para obtener máximos y mínimos de la señal EMG y poder normalizar la señal para generar una señal estándar y facilitar el proceso de la clasificación de las señales EMG.

### **4.4.1. Amplificación**

Las señales EMG generalmente se encuentran en valores de milivoltios, por tanto necesitan una fase de amplificación para obtener una señal visible y manejable. En general esta fase del procesamiento se realiza mediante instrumentación electrónica por medio de hardware. En este trabajo se utilizan tanto el dispositivo *Quattro* como *MYO Armband*, los cuáles realizan la amplificación de la señal EMG.

### **4.4.2. Filtrado**

El filtrado es una fase del acondicionamiento muy importante puesto que como se ha comentado, las señales EMG están afectadas frecuentemente por gran cantidad y variedad de tipos de ruido. Por esto es necesario utilizar filtros para eliminar la mayor parte de los ruidos y de esta forma obtener una señal EMG más limpia y sencilla de analizar.

En el caso de los dispositivos comentados anteriormente, tienen implementados un filtro paso-banda entre 0 Hz y 500 Hz, intervalo donde se encuentran las señales de EMG. También tienen un filtro de tipo *notch* a 50 Hz para cancelar el ruido de la red eléctrica.

Existen una gran cantidad de tipos de filtros que se pueden utilizar para el filtrado de señales EMG como pueden ser *Butterworth*, *Chebyshev*, el filtro *Elíptico* o el filtro *Bessel*. También, es imprescindible comentar los filtros tipo IIR (*Infinite Impulse Response*), los cuáles son conocidos con el nombre de recursivos, puesto que se utilizan los datos anteriores de la señal para evaluar el dato actual. Finalmente, se encuentran los filtros FIR (*Finite Impulse Response*), los cuáles no tienen en cuenta los datos anteriores de la señal [83].

Después de utilizar un filtro de los mencionados anteriormente, se puede aplicar la técnica "*linear envelope*" o "*envolvente lineal*", que consiste en la aplicación posteriormente al filtrado una rectificación y después un segundo filtrado paso bajo [84], con el objetivo de eliminar el ruido en el mayor grado posible.

#### 4.4.3. Rectificación

La rectificación es un proceso necesario como se ha visto anteriormente si se aplica la técnica de "*envolvente lineal*". Pero también es necesario para la extracción, posteriormente, de ciertas características de la señal EMG y facilitar el proceso de clasificación de la señal.

La rectificación de la señal consiste en aplicar el valor absoluto a todos los datos de la señal y de esta forma se eliminan los valores negativos de esta.

#### 4.4.4. Maximal Voluntary Contraction (MVC)

Se denomina MVC al proceso que se realiza para obtener los valores máximos y los valores mínimos de la señal. Estos valores son necesarios para realizar la fase posterior de normalización.

#### 4.4.5. Normalización

Esta fase consiste en normalizar la señal EMG entre unos valores determinados para que se pueda comparar con otras señales también normalizadas y de esta forma estandarizar las señales EMG que como ya se ha comentado tienen una alta variabilidad, y están afectadas por diferentes artefactos y factores [85]. También esta fase facilita el proceso de clasificación de las señales EMG, a través de la estandarización de las señales. En este trabajo se limitan los valores de las señales EMG entre 0 y 1.

$$EMG_{normalizada} = \frac{EMG - EMG_{min}}{EMG_{max} - EMG_{min}} \quad (4.1)$$

## 4.5. Procesamiento de la señal EMG

Posteriormente al acondicionamiento de la señal EMG, se procede al procesamiento de la señal para facilitar la extracción de información de dicha señal y de las características necesarias para la posterior detección y clasificación de movimientos. Para este procesamiento se realiza en primer lugar una segmentación de los datos de la señal EMG, después se procede a la extracción de características y finalmente se realiza la reducción de dimensionalidad para eliminar características que aportan menos información para la clasificación.

### 4.5.1. Segmentación

En primer lugar, el procedimiento que se aplica a la señal de EMG es la segmentación, es decir, se divide la señal de EMG en ventanas de datos para facilitar la extracción de características [86]. El objetivo es reducir el tiempo de cálculo y también detectar los cambios que se producen en la señal de forma precisa.

Con la segmentación se evita que se calculen las características de forma global para toda la señal lo que produciría imprecisión en la extracción y se produciría un retraso en la detección de movimientos, puesto que hasta que no se adquiriera toda la señal EMG no se podría detectar el movimiento del paciente. Por tanto, se implementa una segmentación con ventanas de un número determinado de datos, como se muestra en la Figura 4.8 y de esta forma se puede evaluar la señal casi en cada instante, detectando el movimiento que está realizando el paciente.

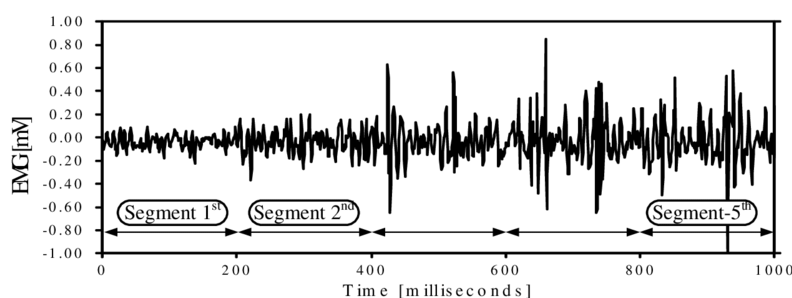


Figura 4.8: Segmentación adyacente de señal EMG. [87]

Dentro de la segmentación con ventanas, se pueden distinguir dos tipos, la segmentación adyacente y la segmentación superpuesta:

- **Segmentación adyacente:** Esta técnica consiste en dividir la señal en ventanas de igual número de datos, en las que la ventana siguiente comienza justo después del final de la ventana anterior. De esta forma todas las ventanas contiene datos diferentes y ninguna ventana comparte datos con otras.
- **Segmentación superpuesta:** Dicha técnica consiste en dividir la señal en ventanas de igual número de datos, pero en este caso el inicio de la ventana siguiente contiene un

número determinado de datos que se corresponden con los datos de la parte final de la ventana anterior. Por tanto, en este caso todas las ventanas comparten datos con la ventana anterior y con la ventana siguiente.

Estos dos tipos de segmentación se puede observar en la Figura 4.9. En la izquierda se representa un ejemplo de segmentación adyacente y en la derecha se representa un ejemplo de segmentación superpuesta.

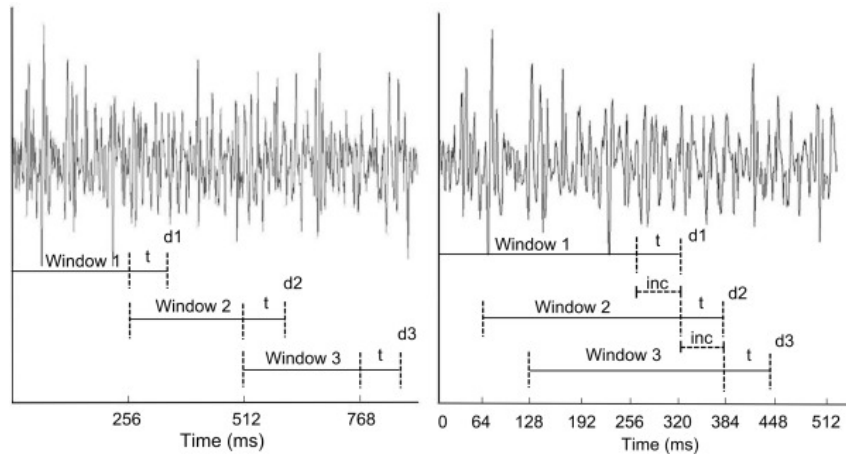


Figura 4.9: Izquierda. Segmentación adyacente. Derecha. Segmentación superpuesta. [88]

Por tanto para esta técnica existen dos grandes decisiones, una es la elección del tamaño de las ventanas y por otro lado el tipo de segmentación, si adyacente o superpuesta.

En cuanto a la longitud de las ventanas, hay que tener en cuenta que se desea un sistema que trabaje en tiempo real por tanto se requiere que el algoritmo de una respuesta (movimiento detectado) en menos de 300 ms, para esto la longitud de las ventanas va a variar entre 32 y 250 ms [77]. También hay que tener en cuenta que ventanas de pequeñas dimensiones pueden incurrir en imprecisión.

Por otro lado, para la elección del tipo de segmentación, adyacente o superpuesta, si se tiene en cuenta el trabajo realizado por Farina y Merletti [89], se desecha la opción de usar la segmentación superpuesta, puesto que se incrementa el tiempo de procesamiento y no aporta una gran mejora en la precisión. Sin embargo, en Englehart y Hudgins [90], se utiliza la segmentación superpuesta justificando la mejora del rendimiento e incrementar la eficiencia del procesamiento.

#### 4.5.2. Extracción de características

Este proceso es uno de los más importantes dentro del procesamiento de la señal EMG, puesto que se extraen las características más importantes que van a determinar el movimiento que está realizando el paciente. Existen tres clases de características dependiendo del dominio donde se encuentran, se pueden obtener características en el dominio del tiempo, en el dominio

de la frecuencia, y en el dominio mixto tiempo-frecuencia. Las características más utilizadas son las del dominio del tiempo, por su facilidad de cálculo, ya que no requieren transformaciones en los datos para ser extraídas. En este trabajo se van a utilizar las características del dominio del tiempo. En la Tabla 4.2 se explican las características usadas de forma común del dominio del tiempo. [91] [92]

Tabla 4.2: Características de señal en el dominio del tiempo que son utilizadas comúnmente.

<b>Valor Medio Absoluto (MAV)</b>	$MAV_k = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N  x_i $	Devuelve el valor medio absoluto de cada segmento.
<b>Raíz Media Cuadrática (RMS)</b>	$RMS_K = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i^2}$	Estima la fuerza constante de una contracción en condiciones de no fatiga.
<b>Varianza (VAR)</b>	$VAR_K = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2$	Calcula la potencia de la señal.
<b>Integral Cuadrática Simple (SSI)</b>	$SSI_K = \sum_{i=1}^N ( x_i ^2)$	Establece la energía de la señal.
<b>Cambio de Signo en la Pendiente (SSC)</b>	<p>Dados tres valores consecutivos, si <math>\{x_i &gt; x_{i-1} \text{ y } x_i &gt; x_{i+1}\}</math> o <math>\{x_i &lt; x_{i-1} \text{ y } x_i &lt; x_{i+1}\}</math>, y <math> x_i - x_{i+1}  \geq \varepsilon</math> o <math> x_i - x_{i-1}  \geq \varepsilon</math> Siendo <math>\varepsilon</math> un umbral, entonces se aumenta en uno el valor de SSC.</p> <p>Otra forma de establecer las mismas condiciones para su incremento es la siguiente:  <math>(x_i - x_{i-1}) \times (x_i - x_{i+1}) \geq \varepsilon</math></p>	<p>Indica el número de veces que la pendiente cambia de signo. Es una característica que aporta información sobre la frecuencia de la señal, en el dominio del tiempo.</p> <p>Se establece un umbral <math>\varepsilon</math> para reducir el ruido de la señal inducido por esta característica.</p>
<b>Longitud de Onda (WL)</b>	$WL_K = \sum_{i=1}^{N-1}  x_{i+1} - x_i $	<p>Devuelve como resultado la longitud de la onda.</p> <p>Esta característica mide la amplitud, frecuencia y duración de la forma de onda en el dominio del tiempo.</p>

<b>Amplitud de Willison (WAMP)</b>	$WAMP_k = \sum_{i=1}^{N-1} f( x_i - x_{i+1} )$ $f(x) = 1 \text{ si } x > \varepsilon, \text{ siendo } \varepsilon \text{ el umbral. En otro caso, } f(x) = 0$	Esta característica es un indicador del nivel de contracción del músculo. Cuenta el número de veces que la diferencia de las amplitudes de dos datos consecutivos es mayor que el umbral $\varepsilon$ .
<b>EMG Integrada (IEMG)</b>	$IEMG_k = \sum_{i=1}^N  x_i $	Estima la potencia de la señal de EMG. Es el sumatorio de los valores absolutos de la señal.
<b>Valor Medio Absoluto Modificado 1 (MMAV1)</b>	$MMAV1_k = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N w_i  x_i $ <p>Donde <math>w_i</math> es la función de ventana de pesos.</p> <p>Se da <math>w(i) = 1</math> si se cumple <math>0,25N \leq i \leq 0,75N</math>. En caso contrario <math>w(i) = 0,5</math>.</p>	Representa una variación de MAV, incluyendo la función de ventana de pesos $w_i$ .
<b>Pendiente del Valor Medio Absoluto (MAVS)</b>	$MAVS_k = MAV_{k+1} - MAV_k$	Devuelve la diferencia entre valores medios absolutos de segmentos contiguos.
<b>Paso por Cero (ZC)</b>	<p>Si <math>\{x_i &gt; 0 \text{ y } x_{i+1} &lt; 0\}</math> o <math>\{x_i &lt; 0 \text{ y } x_{i+1} &gt; 0\}</math> y <math> x_i - x_{i+1}  \geq \varepsilon</math>, entonces ZC se incrementa en 1.</p>	Cuenta el número de veces que la señal cambia de signo al pasar por cero. Se introduce un umbral $\varepsilon$ para reducir el ruido y filtrar lo que se considera ZC.
<b>Histograma de EMG (HEMG)</b>	---	Divide los elementos de la señal de EMG en N segmentos igualmente espaciados y devuelve el número de elementos por segmento.

La elección de las características en el dominio del tiempo ha sido motivada por la carga computacional del procesamiento. Para tener un rendimiento en el procesamiento que sea adecuado para poder trabajar en tiempo real se han elegido las características del dominio del tiempo y se desechan las características del dominio de la frecuencia y del dominio mixto tiempo-frecuencia, evitando así transformaciones de los datos.

### 4.5.3. Reducción de dimensionalidad

Finalmente, después de la segmentación y la extracción de características, los datos se deben ordenar de tal forma que se pueda manejar de forma sencilla para la posterior clasificación del movimiento que está realizando el paciente.

La ordenación de la información se realiza en una sola matriz en la que las columnas de dicha matriz son cada una de las características que se extraen de cada canal. Las filas se forman con los segmentos en los que se dividen todas las señales y de todos los movimientos. Por tanto, la dimensión de la matriz se obtiene siguiendo las siguientes ecuaciones.

$$N_{filas} = N_{segmentos} \times N_{sema} \times N_{movimientos} \quad (4.2)$$

$$N_{columnas} = N_{canales} \times N_{caracteristicas} \quad (4.3)$$

Donde  $N_{filas}$  es el número de filas que se obtiene del producto de  $N_{segmentos}$  que es el número de segmentos en que se divide cada señal de EMG,  $N_{sema}$  que es el número de señales de EMG, y finalmente  $N_{movimientos}$  que es el número de movimientos que se va a detectar. En el caso de las columnas  $N_{columnas}$  es el número de columnas que se obtiene de la multiplicación del número de canales  $N_{canales}$  por el número de características  $N_{caracteristicas}$ .

De estas ecuaciones que calculan la dimensión de la matriz de toda la información que se va a proporcionar al clasificador, se deduce que la matriz tiene una dimensión grande en la cuál cierta información tiene un valor poco relevante para la clasificación. Por este motivo se proponen técnicas de reducción de dimensionalidad con el objetivo de disminuir el tamaño de dicha matriz, eliminando la información que no aporta valor a la clasificación, puede producir fallos de clasificación, así como disminuir el rendimiento del procesado de la señal [93].

La reducción de dimensionalidad consiste en buscar la mejor combinación de características para formar una nueva matriz en la que se reducen sus dimensiones. Las tendencias actuales para la reducción de dimensionalidad se dividen en dos tipos, las técnicas supervisadas y las no supervisadas [94]. Dentro de los métodos supervisados se encuentra el Análisis de Discriminante Lineal (LDA) [95], por otro lado, entre los métodos no supervisados, el más conocido es el Análisis de Componentes Principales (PCA) [96].

Para el caso del Análisis de discriminante lineal, el proceso se divide en tres partes principales [97]:

- **Varianza entre clases:** En primer lugar, se calcula la distancia entre las medias de las clases, de esta forma se obtiene la varianza entre las clases, aportando el grado de separabilidad existente entre las clases de datos.
- **Varianza en la clase:** En segundo lugar, se obtiene la distancia entre la media de la clase y sus elementos componentes, por tanto se obtiene la varianza dentro de la clase.



- **Reducir dimensionalidad:** Finalmente, se forma el espacio dimensional reducido a través de un proceso que maximiza la varianza entre clases y por otro lado minimiza la varianza en las clases.

En el caso del Análisis de Componentes Principales, consiste en encontrar combinaciones lineales ortogonales de las variables del conjunto original (Componentes Principales) que tengan la mayor varianza. Por tanto, consiste en proyectar las características en un subespacio de menor dimensión, en las direcciones de mayor varianza de los datos [98].

Para la elección del método a utilizar para la reducción de dimensionalidad se recurre al estudio realizado en Zhang et al. [99]. En este trabajo se realiza una comparativa entre el método LDA y el método PCA, llegando a la conclusión que el método PCA conlleva a un peor resultado en cuanto a precisión, siendo LDA el método elegido por sus mejores resultados de precisión en su funcionamiento. En dicho trabajo también se realiza un estudio con un método que combina PCA y LDA, pero se concluye que no se consigue aumentar la precisión, aunque tampoco se incrementa la carga de procesamiento.

Finalmente, después de realizar la reducción de dimensionalidad, en este punto acaba el procesamiento de la señal y los datos se derivan al clasificador.

## **4.6. Clasificación**

Una vez se tiene la información ordenada y reducida en dimensión, por tanto, ya se han eliminado los datos que no aportaban valor en la clasificación, se pasa al proceso de clasificación de los datos. En este trabajo la clasificación consiste en, a partir de la señal EMG determinar el tipo de movimiento al que corresponde dicha señal.

Para la clasificación de señales EMG existen diferentes métodos como pueden ser redes neuronales, máquinas de soporte vectorial, etc. [100]

### **4.6.1. Análisis de Discriminante Lineal (LDA)**

Este método ya ha sido explicado en la parte de reducción de dimensionalidad, pero también es una técnica de clasificación de las señales. Según lo explicado en el apartado anterior, la clasificación se basa en maximizar la varianza entre clases y minimizar la varianza dentro de una misma clase.

### **4.6.2. Redes Neuronales Artificiales (ANN)**

Las redes neuronales artificiales son un método de clasificación que asemeja su funcionamiento a las neuronas del ser humano, de ahí su nombre. La unidad principal de dicha red son las neuronas artificiales que funcionan a través de una serie de entradas y generan una salida.

Estas neuronas son previamente entrenadas para reconocer el tipo de señales que está recibiendo. En la Figura 4.10 se representa un ejemplo de red neuronal artificial con capa de entrada, capas ocultas y capa de salida.

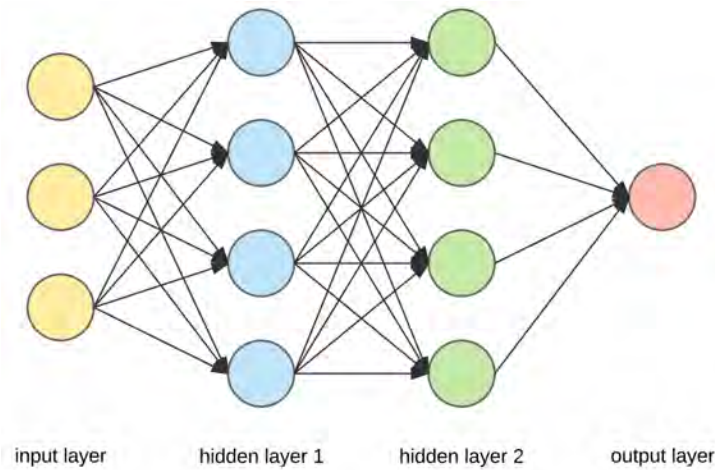


Figura 4.10: Representación de una red neuronal artificial, con capa de entrada, capas ocultas y capa de salida.

Como se puede ver en la Figura 4.10, las redes neuronales generalmente están formadas por una capa de entrada, una o varias capas ocultas y una capa de salida, cada una de dichas capas está formada por distintas neuronas artificiales que también son conocidas como nodos. Estos nodos o neuronas se interconectan entre sí, y en función de esta interconexión entre neuronas se generan distintos tipos de redes neuronales.

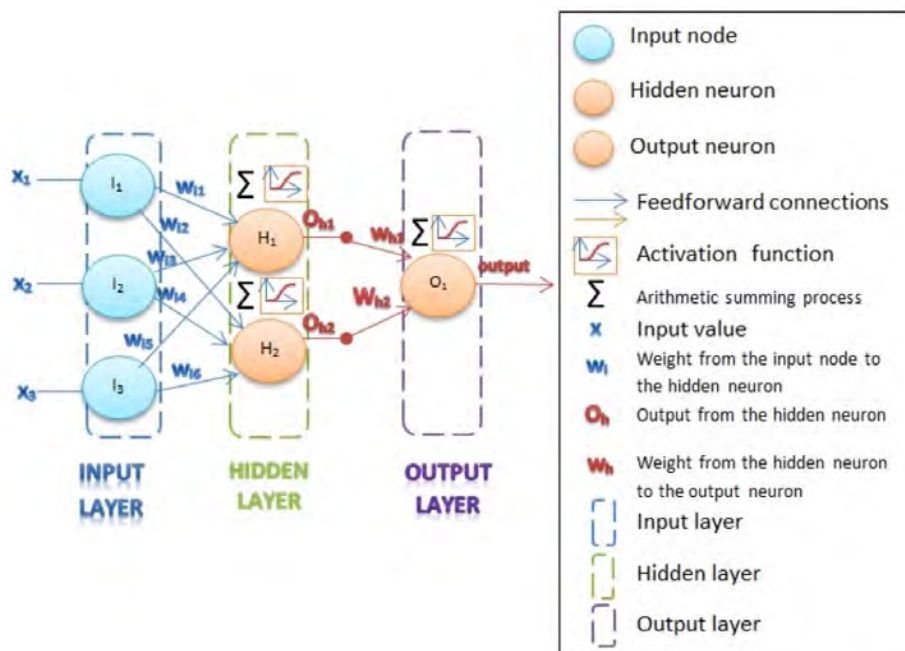


Figura 4.11: Representación de red neuronal feedforward.[91]

- Red neuronal feedforward:** Este tipo de red neuronal se conoce con el nombre de alimentación directa. En este tipo de redes neuronales las interconexiones de los nodos no forman un ciclo como se muestra en la Figura 4.11, es decir tienen alimentación directa desde las capas anteriores y la información no vuelve hacia nodos anteriores. Por tanto, se establece el flujo de la información en una única dirección [101]. La red neuronal feedforward puede entrenarse mediante el algoritmo de retropropagación, como se puede ver en la Figura 4.12 en las conexiones entre nodos se establecen una serie de pesos que aportan una determinada importancia a cada entrada de las neuronas. En el inicio del aprendizaje los pesos se establecen de forma aleatoria en todas las conexiones de las neuronas, posteriormente el algoritmo de retropropagación propaga el error que se ha detectado entre el resultado deseado y el resultado real de la red neuronal para ajustar los valores de los pesos y de esta forma ajustar los datos de entrada a la salida deseada.[102]

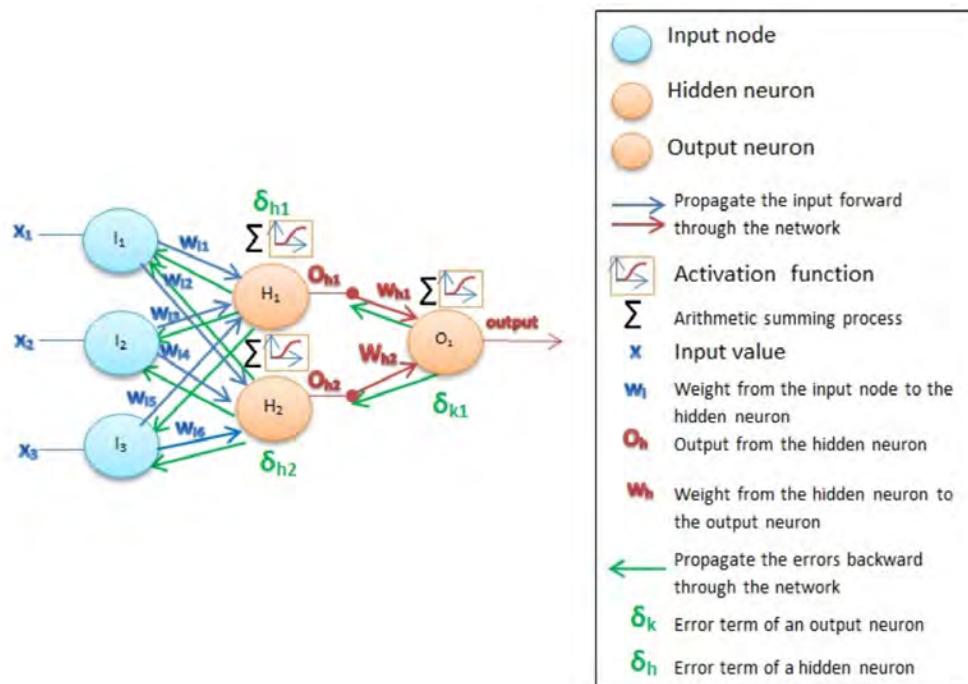


Figura 4.12: Representación de red neuronal con retro-propagación. [91]

- Red neuronal recurrente:** Las redes neuronales recurrentes a diferencia de las redes neuronales feedforward, tienen conexiones en ambas direcciones tanto desde la capa de entrada hacia la capa de salida y viceversa. También en este caso las neuronas de las capas ocultas tienen una realimentación como se muestra en la Figura 4.13, esta realimentación representa la memoria que tienen estas neuronas o nodos, pues en estas neuronas se hace uso de datos anteriores para su funcionamiento. [103]

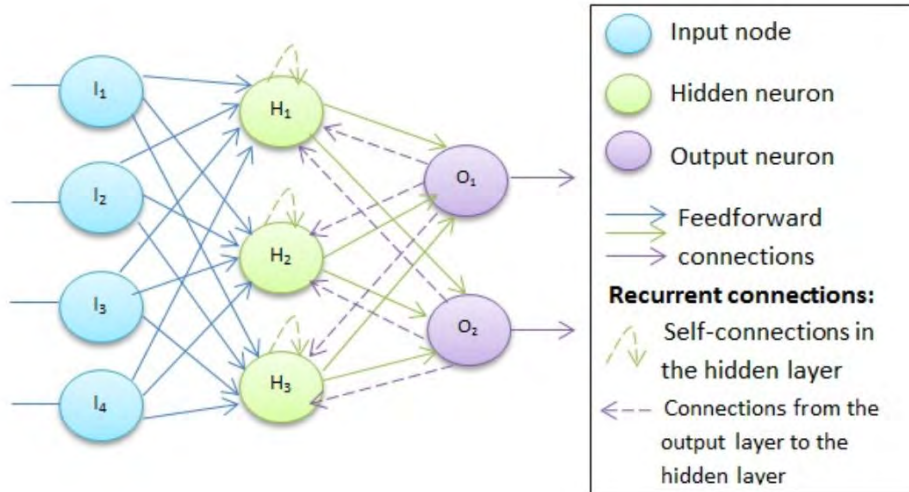


Figura 4.13: Representación de red neuronal recurrente. [91]

### 4.6.3. Clasificador Bayesiano

El clasificador Bayesiano es una técnica de aprendizaje automático que se basa en la determinación de la clase a la que pertenece una determinada señal, en función de las probabilidades. Como su nombre indica consiste en aplicar el Teorema de Bayes [104]. Dicho Teorema se expresa con la siguiente ecuación.

$$P(B|A) = \frac{P(A|B)P(B)}{P(A)} \quad (4.4)$$

Donde:

- $P(B)$  es la probabilidad de que un dato se encuentre en la clase B.
- $P(A)$  es la probabilidad de que un dato se encuentre en la clase A.
- $P(A|B)$  es la probabilidad de que un dato A se encuentre en la clase B.
- $P(B|A)$  es la probabilidad de que el dato A pertenezca a la clase B.

### 4.6.4. Clasificador de Lógica Difusa

Los clasificadores de Lógica Difusa son utilizados en los casos que es necesario manejar datos con imprecisión. En este caso la lógica difusa consiste en establecer unas reglas para determinar la pertenencia o no a una clase. Estas reglas se establecen utilizando técnicas lingüísticas para establecer reglas con cuantificación lingüística como puede ser, bajo, medio, alto, poco. [105]. A este tipo de clasificadores también se les conoce como clasificadores borrosos.

### 4.6.5. Máquina de Soporte Vectorial (SVM)

Para la clasificación de señales de EMG también se pueden usar máquinas de soporte vectorial. Estas consisten en obtener un hiperplano que tiene un margen óptimo entre las carac-

terísticas que se han extraído de una determinada señal [106]. Este hiperplano se va a calcular en función de los vectores de soporte que son los puntos que se encuentran limitando el margen establecido para el hiperplano. Por tanto, la dimensión ortogonal al hiperplano que existe entre la línea que contiene los vectores soporte de una clase y los vectores soporte de la otra clase, es lo que se conoce como margen máximo del hiperplano. Este margen es la dimensión que aporta información sobre la separabilidad entre clases.

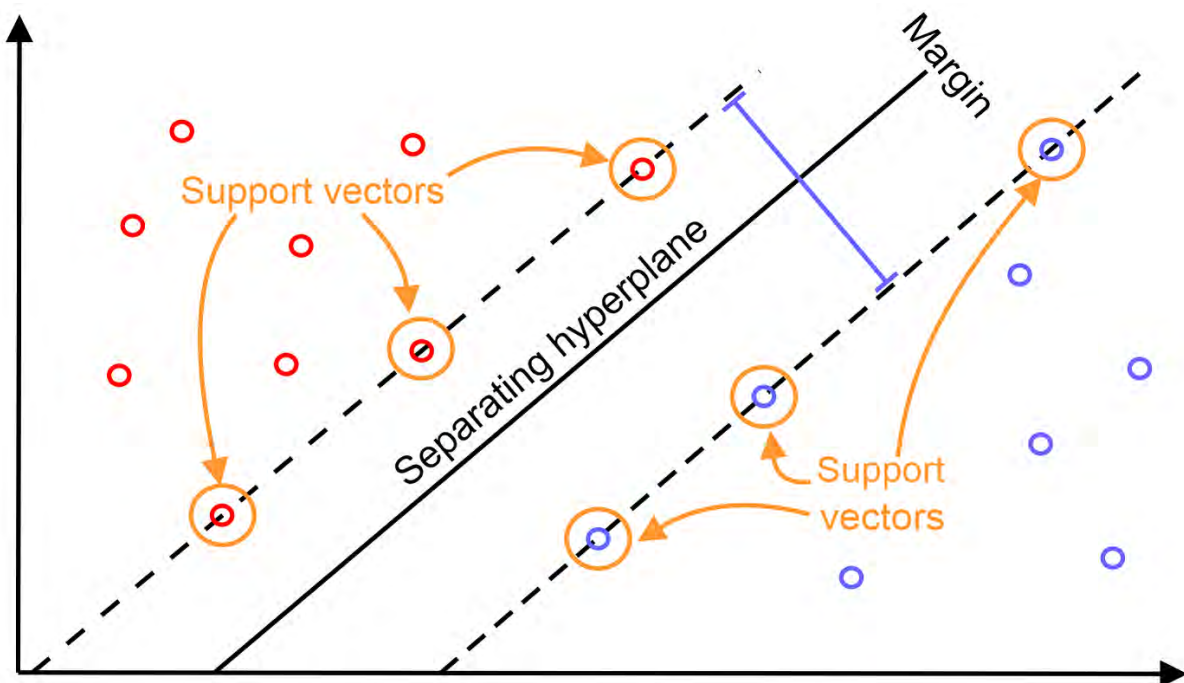


Figura 4.14: Representación del hiperplano de una máquina de soporte vectorial. [107]

En la Figura 4.14 se puede ver un ejemplo del hiperplano que separa dos clases. Pero también se puede utilizar máquinas de soporte vectorial cuando existen más de dos clases, obteniendo los hiperplanos que marcan la separabilidad entre todas y cada una de las clases.

#### 4.6.6. K-Vecinos más cercanos (KNN)

Finalmente, para la clasificación de señales EMG se utilizan algoritmos basados en los K-Vecinos más cercanos, (*K-Nearest Neighbour*). En este caso estos algoritmos determinan la clase a la que pertenece una muestra, revisando la clase asignada a los vecinos más cercanos y entonces, dicha clase va a ser la asignada a la muestra que está siendo analizada [108]. Este algoritmo puede estar basado en el cálculo de distancia euclídea, realizando agrupaciones de muestras cercanas, pero también se pueden realizar agrupaciones teniendo en cuenta alguna magnitud de similitud

## 4.7. Procesamiento de señales EMG con el dispositivo *Quattro*

Finalmente, en este apartado se explica el proceso que se ha seleccionado para el acondicionamiento y el procesamiento de la señal de EMG de los músculos del antebrazo que dirigen el movimiento de la mano, utilizando el dispositivo *Quattro*. En este trabajo se quieren detectar tres movimientos de la mano, como son mano abierta, mano cerrada y pinza. Estos tres movimientos son los más importantes para poder lograr la mayoría de las actividades de la vida diaria.

En la Figura 4.15 se representa el esquema completo del acondicionamiento y procesamiento de la señal EMG que se van a ir describiendo a continuación. Todo el algoritmo de acondicionamiento y procesamiento de la señal se ha desarrollado mediante *Matlab-Simulink*

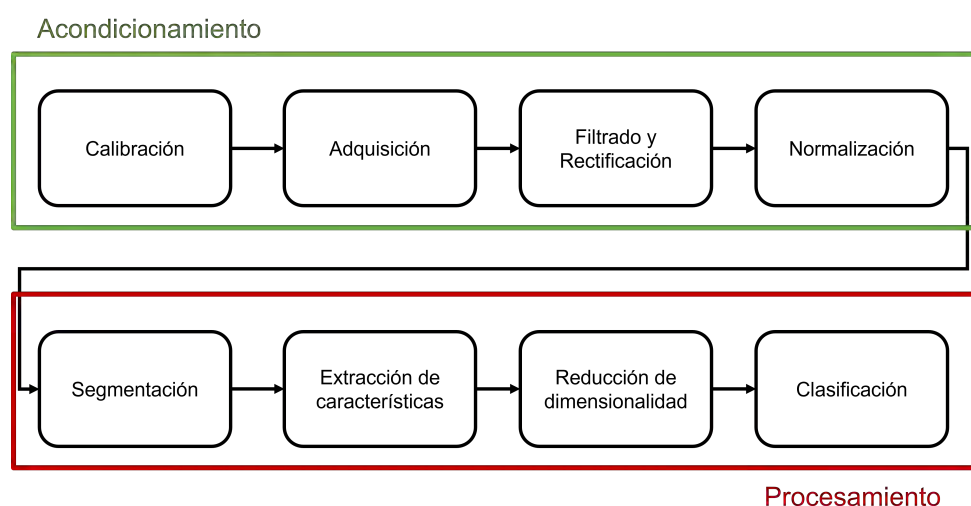


Figura 4.15: Esquema general del algoritmo de acondicionamiento y procesamiento de la señal EMG.

A continuación describiremos cada una de las fases de este esquema general.

- **Calibración:** El primer paso dentro del acondicionamiento es la calibración, que como se ha mencionado anteriormente se utiliza para obtener los valores máximos y mínimos de la señal EMG del usuario, puesto que como ya se ha comentado la señal EMG está afectada por varios factores que varían en función de cada usuario. Por tanto en esta etapa se colocan los electrodos de adquisición de EMG sobre el paciente y durante los 20 primeros segundos, se le pide al paciente que realice el cierre del puño, partiendo del reposo, de esta forma se obtiene el MVC y el mínimo valor de la señal EMG. Una vez obtenido el valor máximo y valor mínimo se guardan para su posterior utilización en la normalización.

- **Adquisición:** Dentro de esta etapa se encuentra la adquisición de la señal de los músculos del antebrazo a través de los electrodos que se conectan a los 4 canales del dispositivo de EMG *Quattro*. El procedimiento más importante dentro de esta etapa es la colocación de los electrodos EMG sobre el antebrazo, en las posiciones adecuadas para adquirir las señales correctas para el reconocimiento de los gestos de la mano. Se han comparado dos configuraciones, en una de ellas se coloca cada canal de los 4 del dispositivo en los músculos palmar largo, flexor radial del carpo, extensor común de los dedos, sin embargo en la otra configuración se colocan en flexor cubital del carpo, palmar largo, extensor radial corto del carpo y extensor común de los dedos. Los músculos elegidos para cada configuración se muestran en la Figura 4.16.

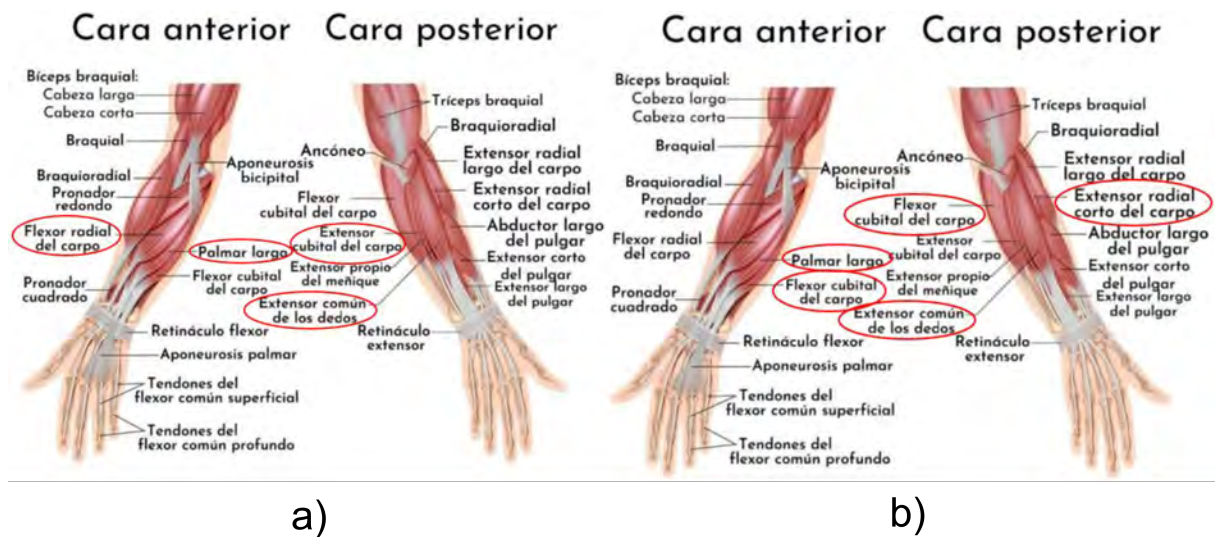


Figura 4.16: Músculos en los que se colocan los electrodos EMG. a) Primera configuración. b) Segunda configuración. c) Posición real electrodos.

Finalmente, después de realizar pruebas con ambas configuraciones, se ha elegido la segunda configuración, puesto que con la primera configuración la detección era confusa y errónea. También es necesario mencionar que cada canal disponía de dos electrodos puesto que el canal es bipolar, pero también uno de ellos disponía de un tercer electrodo de referencia, dicho electrodo en este trabajo se coloca sobre el hueso del codo del paciente. Dichos electrodos se conectan al dispositivo de EMG *Quattro*, y posteriormente la señal de EMG en bruto se proporciona por la salida analógica de dicho dispositivo y se recibe en el PC a través de entradas analógicas del microcontrolador STM32F407VG.

- **Filtrado y rectificación:** En el caso del filtrado digital se elige un filtro paso banda de tipo *Butterworth*. La frecuencia inferior del filtro paso banda es de 20 Hz y la frecuencia superior se establece en 400 Hz. Este filtro tiene como objetivo quedarse con la señal EMG, y como ya se ha mencionado, la señal de EMG se encuentra entre 0 Hz y 500 Hz, por este motivo se eligen dichas frecuencias para el filtro paso banda. A continuación, se realiza una rectificación y se implementa posteriormente un filtro paso bajo, basándose en la "envolvente lineal" mencionada en [83]. El filtro paso bajo tiene una frecuencia de corte de 6 Hz, siendo su objetivo quitar el ruido en el mayor grado posible. La rectificación se realiza para facilitar la extracción de ciertas características como puede ser la media.
- **Normalización:** En este apartado se convierte la señal EMG de un determinado usuario, en una señal EMG estándar, en la que su rango se encuentra limitado entre 0 y 1, de esta forma se puede comparar fácilmente señales distintas. En esta fase, en la práctica, con pacientes no se puede detectar el MVC y se debe trabajar con niveles de voltaje.

Tabla 4.3: Comparación entre tamaño de ventana y la precisión del algoritmo

Longitud Segmento (ms)	Precisión (%)
25	84,6
50	92,2
75	94,8
100	96,7
125	98,3
150	98,0
175	99,0
200	99,2
225	99,1
250	99,3
275	99,6
300	99,6

- **Segmentación:** En esta etapa, el paso más importante es elegir el tamaño de las ventanas, y posteriormente la elección de la segmentación adyacente o superpuesta. En este caso



se va a seguir el estudio realizado por Farina y Merletti en [89], en el que se justificaba el uso de la segmentación adyacente por la reducción en la carga computacional. En el caso de la elección del número de muestras de las ventanas se realizó una comparación entre el número de muestras de cada ventana y la precisión del algoritmo para detectar los movimientos de la mano. Este estudio se realizó en el Trabajo Fin de Máster de Erick Bladimir Carpio [109]. Los resultados de este estudio se pueden observar en la Tabla 4.3. En dicha tabla se puede comprobar que, a partir de 200 ms de tamaño de ventana, la precisión tiene una escasa variación. Por tanto, se elige una segmentación adyacente con tamaño de ventana de 200 ms.

- Extracción de características:** Para este proceso se han elegido las características del dominio del tiempo y dentro de todas las características se han seleccionado *MAV*, *RMS*, *VAR*, *SSI*, *SSC*, *WL* y *WAMP*, el resto no se han utilizado puesto que aumentan la carga computacional y en ciertas ocasiones algunas perdían su sentido debido a la señal EMG que se obtiene después del acondicionamiento y parte del procesamiento. Esto ocurre por ejemplo con *ZC* que es el paso por cero, en nuestro caso la señal EMG ha sido rectificadas por tanto no existen pasos por cero. Las características más importantes en este caso serán *SSC* y *WAMP*, puesto que tienen un umbral que mejora el resultado para distinguir los tres movimientos. Finalmente se ordenan las características en una matriz como la representada en la Tabla 4.4.

Tabla 4.4: Matriz en la que se ordenan las características de las señales.

			Característica 1		...	Característica N <sub>car</sub>		
			Canal 1	...	Canal N <sub>can</sub>	...	Canal 1	...
Mov. 1	Señal 1	Segmento 1			...			
		⋮						
		Segmento N <sub>seg</sub>			...			
	⋮	⋮						
	Señal N <sub>señ</sub>	Segmento 1			...			
		⋮						
Segmento N <sub>seg</sub>				...				
⋮	⋮	⋮						
Mov. N <sub>mov</sub>	Señal 1	Segmento 1			...			
		⋮						
		Segmento N <sub>seg</sub>			...			
	⋮	⋮						
	Señal N <sub>señ</sub>	Segmento 1			...			
		⋮						
Segmento N <sub>seg</sub>				...				

Donde:

- Mov. 1 es mano abierta, Mov. 2 es mano cerrada y Mov. 3 es pinza.
- Cada movimiento tiene 5 señales puesto que es el número de señales de entrenamiento para cada movimiento.
- Se ha establecido que cada señal esté formada por 5000 muestras por tanto se van a dividir en 25 segmentos de 200 ms cada uno.
- Se extraen 7 características por cada canal

Por tanto, el número de filas viene determinado por la multiplicación del número de señales, el número de segmentos y el número de movimientos, obteniendo una matriz de 375 filas. En el caso del número de columnas se obtiene por la multiplicación del número de canales y el número de características, por tanto, se obtiene una matriz de 28 columnas.

- **Reducción de dimensionalidad:** Para esta etapa, ya se mencionó anteriormente que existían, principalmente, dos métodos, LDA y PCA. En el Trabajo Fin de Máster de Erick Bladimir Carpio [109], se realizó una comparación de ambos métodos para elegir el más adecuado. En este caso se ha evaluado la dispersión de los datos después de aplicar los métodos de LDA y PCA, como se representa en la Figura 4.17. Se muestra que mediante el procedimiento LDA la dispersión entre las clases es más clara, facilitando así el siguiente proceso que es la clasificación.

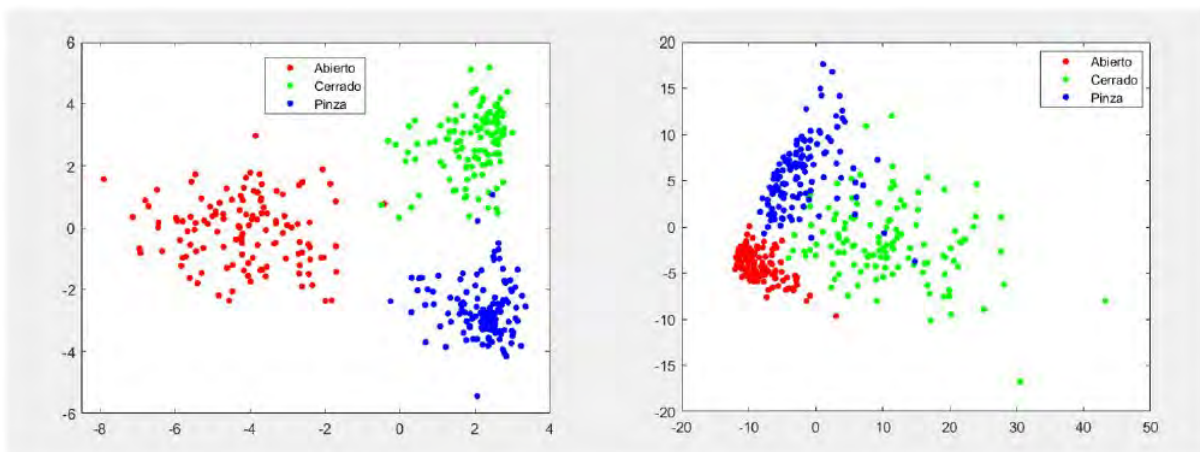


Figura 4.17: (Izquierda) Dispersión con LDA. (Derecha) Dispersión con PCA.

- **Clasificación:** Para la clasificación se utiliza una red neuronal de reconocimiento de patrones. Las redes neuronales son un método ampliamente utilizado en la clasificación de señales EMG, una de las ventajas principales de esta tecnología es que permiten el funcionamiento en tiempo real y también puede representar relaciones lineales y no lineales. Por este motivo se ha elegido la utilización de este tipo de red neuronal artificial que determina la pertenencia de una señal EMG a una clase que ya ha sido definida y por tanto,

esta clasificación se realiza por similitud entre la señal EMG que tenemos a la entrada de la red neuronal y las señales con las que ha sido entrenada dicha red. Para determinar el número de capas y el número de neuronas de la red neuronal, se realizó un estudio comparativo en el Trabajo fin de Máster de Erick Bladimir Carpio [109] y se obtuvieron los resultados de la Tabla 4.5. En el estudio se probaron distintas redes neuronales, con una o dos capas, y dentro de estas capas se testearon diferentes configuraciones de neuronas por capa, según muestra la Tabla 4.5. El resultado de este estudio es importante, especialmente para evitar una alta carga computacional y un sobre ajuste de la red neuronal artificial, con la elección de un número excesivo de capas y neuronas. Por otro lado, se quiere evitar un escaso ajuste por la elección de una red con pocas capas y pocas neuronas. Por tanto, se busca un término medio teniendo en cuenta también el resultado de precisión del algoritmo para cada configuración testeada. Finalmente, se elige una red neuronal de 1 capa con 10 neuronas, puesto que dicha configuración tiene una precisión aceptable y no incurrimos en fallos de sobre ajuste, ni de subajuste, con un número excesivo o escaso, respectivamente, de capas y neuronas.

Tabla 4.5: Resultados de precisión en función del número de capas, y el número de neuronas por capas implementadas.

<b>Configuración de la Red Neuronal</b>			
<b>N.º Capas ocultas</b>	<b>N.º neuronas Capa 1</b>	<b>N.º Neuronas Capa 2</b>	<b>Precisión (%)</b>
1	5	--	98,9
	10	--	98,9
	15	--	98,9
	20	--	99,2
	30	--	99,5
2	5	10	98,7
	10	10	98,9
	20	10	99,5
	10	20	99,2
	20	20	99,5

En este caso la precisión de la red neuronal se ha obtenido con el dataset de entrenamiento, no se ha realizado una separación entre datos de entrenamiento y validación. Pero este análisis y estudio es válido para la elección del número de neuronas para un correcto funcionamiento del clasificador en una fase preliminar de la validación.

Finalmente el clasificador que se ha utilizado es una red neuronal feedforward de una sola capa con 10 neuronas, cuya salida es un vector de tres elementos, apareciendo un 1 en la posición que corresponda con el gesto que se está identificando.

### **4.7.1. Fases de la terapia de rehabilitación activa con el dispositivo *Quattro***

En este apartado se va a explicar más detalladamente las fases de la terapia de rehabilitación consistente en la detección de los tres movimientos establecidos, mano abierta, mano cerrada y pinza, así como la integración del algoritmo clasificador con el programa de control del guante actuado. Por tanto, en este apartado se va a explicar la etapa de entrenamiento del clasificador y posteriormente el funcionamiento del guante actuado partiendo del resultado generado por el clasificador.

#### **4.7.1.1. Entrenamiento**

El entrenamiento de la red neuronal artificial es una etapa importante dentro de la clasificación de los movimientos de la mano, puesto que como ya se ha mencionado anteriormente la señal EMG es muy variable y depende de muchos factores, uno de ellos es que cada paciente tiene una señal EMG diferente y para cada paciente la señal EMG puede variar por fatiga muscular, siendo el punto más crítico, la colocación de los electrodos sobre los músculos. Por todo esto, al comienzo de la terapia de rehabilitación será necesaria la recogida de la señal EMG del paciente, realizando o intentando realizar los movimientos de la mano que se van a rehabilitar, abierto, cerrado y pinza. Estas señales se van a guardar, creando un dataset, que a posteriori se va a utilizar para el entrenamiento del clasificador.

En esta etapa se establece un protocolo para realizar la recogida de señales, su organización y posteriormente el entrenamiento del clasificador. Por tanto, se van a realizar 5 ensayos para cada uno de los tres movimientos y se recogen las señales de los cuatro canales. Las señales se recogen durante 5 segundos con un tiempo de muestreo de 0.001 s, de esta forma tenemos señales de 5000 muestras cada una. Se han elegido 5 ensayos puesto que en el estudio realizado en el Trabajo Fin de Máster de Erick Bladimir Carpio [109], se justificó la suficiencia de la recogida de 5 ensayos teniendo en cuenta la precisión de la clasificación. Ejemplos de las señales de entrenamiento se muestran en las Figuras 4.18, 4.19.

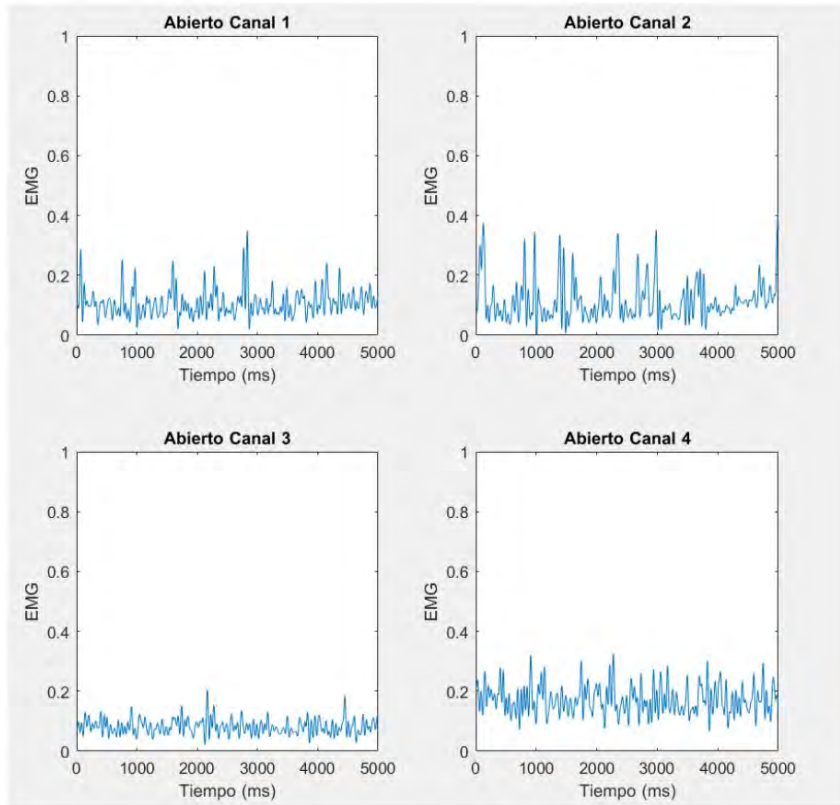


Figura 4.18: Señales EMG para movimiento de mano abierta.

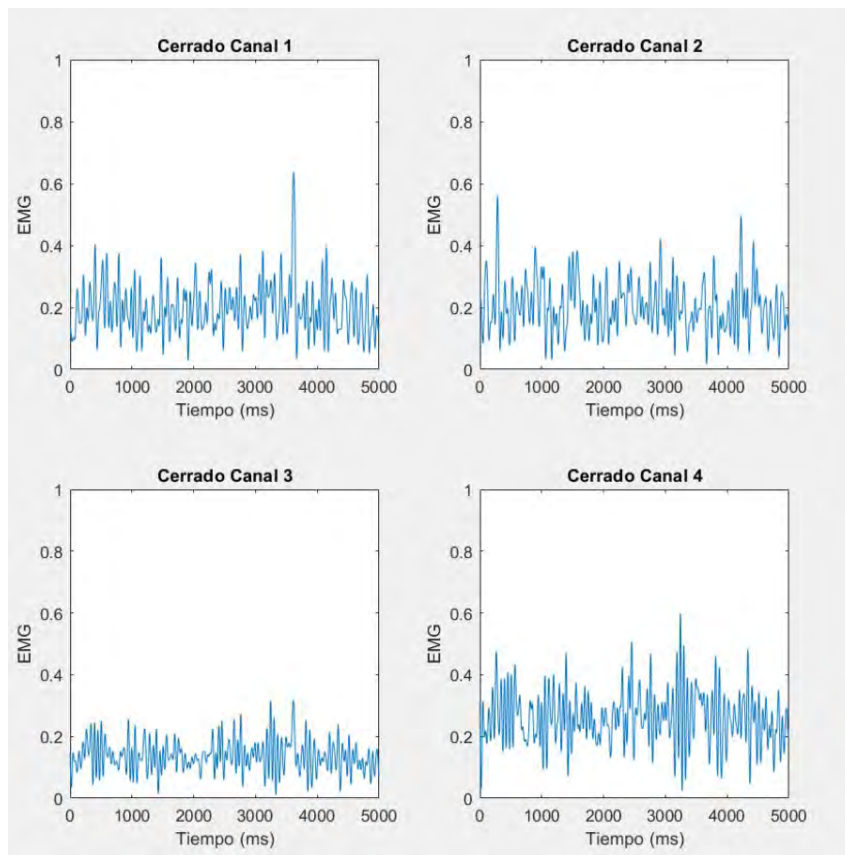


Figura 4.19: Señales EMG para movimiento de mano cerrada.

Una vez adquiridas las señales de los 5 ensayos para cada uno de los movimientos, estas señales se ordenan en una matriz para posteriormente entrenar el clasificador. Se ha decidido realizar el entrenamiento para cada paciente por lo comentado anteriormente y como se puede ver el tiempo de entrenamiento es bajo, puesto que cada señal es de 5 segundos, se recogen señales durante 5 ensayos por cada uno de los 3 movimientos, por tanto, el tiempo total de entrenamiento será  $5 \times 5 \times 3 = 75s$ , en poco más de un minuto se recogen las señales de entrenamiento. Este entrenamiento garantiza una mayor precisión en la clasificación.

Una vez adquiridas las señales de entrenamiento, estas se guardan y ordenan en una matriz para posteriormente proceder al entrenamiento del clasificador de forma organizada. El entrenamiento se realiza a través del software *Matlab* puesto que tiene una toolbox dedicadas al desarrollo de redes neuronales y clasificadores, denominada *Deep Learning*. Dentro de dicha toolbox se encuentran las herramientas denominadas “nnstart” “nntool”. En el caso de “nnstart” permite crear la red neuronal que se va a utilizar, eligiendo el número de entradas, capas, neuronas por capa y salidas, a continuación te permite realizar el entrenamiento de dicha red seleccionando los datos que se han adquirido para el entrenamiento. La otra toolbox “nntool” se puede utilizar igualmente que “nnstart” para el diseño de la red neuronal y el entrenamiento de la misma. Para este trabajo se ha elegido la toolbox “nnstart” por la facilidad de uso que presenta dicha herramienta en comparación con la herramienta “nntool”.

Una vez entrenado el clasificador, este se encuentra en disposición de detectar los movimientos realizados por el paciente durante la terapia de rehabilitación. Por tanto, a continuación, se integra el algoritmo de detección de movimientos con el algoritmo de control del guante actuado.

#### **4.7.1.2. Funcionamiento del clasificador con el exo-guante y el dispositivo *Quattro***

Una vez entrenado el clasificador, este puede detectar el movimiento que está realizando o intentando realizar el paciente. La salida del clasificador es un vector de 3 posiciones, que contiene ceros, pero cuando el clasificador detecta un movimiento de los determinados, este pone un uno en la posición que corresponde con el movimiento que el clasificador está detectando. Posteriormente se extrae la posición donde se encuentra el uno para identificar el movimiento que está detectando y poder pasar la orden adecuada al guante actuado para que realice el movimiento deseado por el paciente. En la Tabla 4.6 se muestran los valores que tomará el vector resultado del clasificador, a partir de este vector como se ha mencionado antes se identifica la posición del uno en el vector, por tanto, finalmente el resultado será 1 para movimiento de mano abierta, 2 para mano cerrada y 3 para pinza.

Tabla 4.6: Resultados del clasificador para los distintos movimientos

Movimientos		
Abierto	Cerrado	Pinza
1	0	0
0	1	0
0	0	1

Con el resultado final del clasificador, se genera en el algoritmo de control del guante actuado la referencia para que los dedos del dispositivo se muevan produciendo el movimiento deseado por el paciente. En la Figura 4.20 se representa el funcionamiento del algoritmo implementado para la detección de movimiento y la réplica del movimiento detectado por el guante actuado.

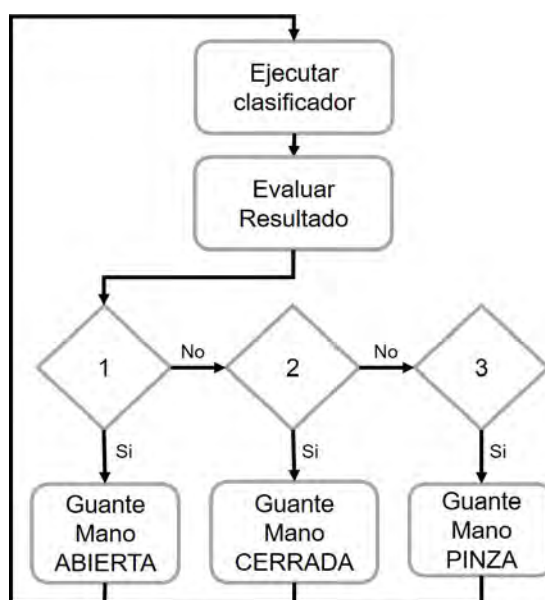


Figura 4.20: Esquema de funcionamiento del algoritmo de clasificación y el algoritmo de control del guante actuado.

En primer lugar, este algoritmo se ha probado con el guante actuado sobre el banco de pruebas y los electrodos de electromiografía dispuestos sobre el antebrazo de un usuario sano, para comprobar la funcionalidad del algoritmo de clasificación con el dispositivo de rehabilitación. En la Figura 4.21 se muestran las pruebas realizadas con el exo-guante.

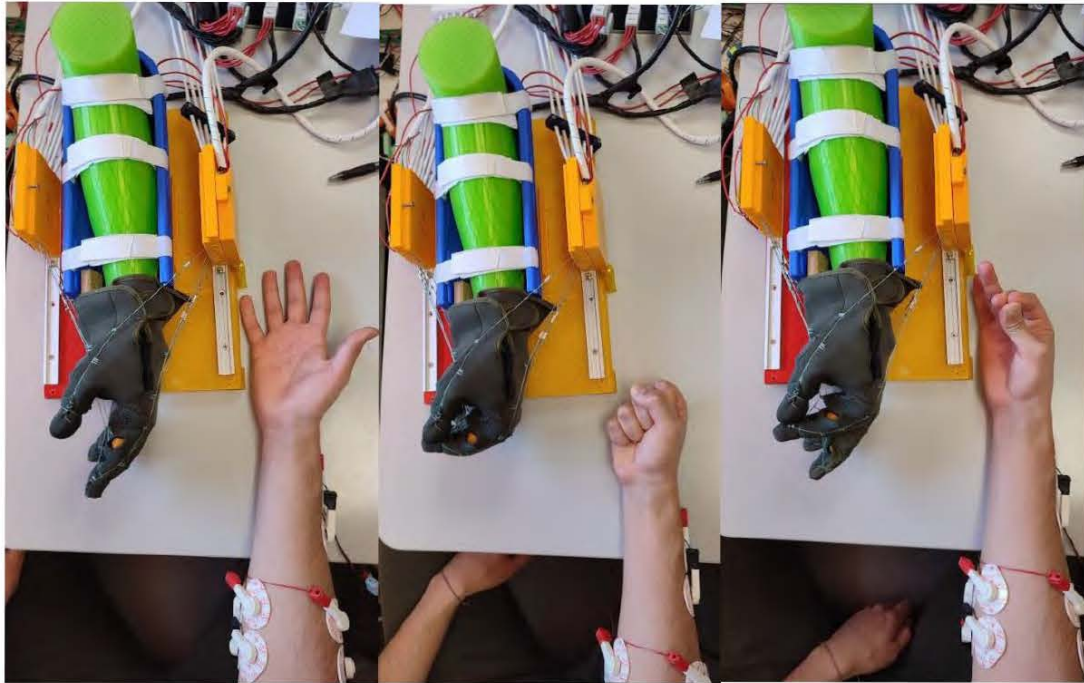


Figura 4.21: Pruebas realizadas para mano abierta, cerrada y pinza, con señales EMG y guante actuado.

Como se observa en la Figura 4.21 el guante actuado replica los movimientos que el usuario está realizando, por medio de la detección de las señales de electromiografía de los músculos que intervienen en el movimiento de la mano. Se puede ver que en el caso de mano abierta se activan los 5 actuadores que generan la extensión de los dedos del guante, para el caso de mano cerrada se activan los 6 actuadores que producen la flexión de los dedos y finalmente, en el movimiento de pinza se activan el actuador de flexión del pulgar, el actuador que produce la oposición del pulgar y el el actuador de flexión del dedo índice, pero también realiza una pequeña extensión de los dedos corazón, anular y meñique.



## 4.8. Procesamiento de señales EMG con el dispositivo *MYO Armband*

En paralelo al trabajo realizado con el dispositivo *Quattro*, se ha colaborado en el desarrollo de otro software para el acondicionamiento y procesamiento de señales EMG adquiridas por el dispositivo *MYO Armband*. Para este caso se siguen las mismas etapas que para el caso anterior, se tiene una fase de acondicionamiento de la señal EMG que incluye las fases de adquisición, filtrado y rectificación, y normalización, también se implementa el procesamiento de la señal con las etapas de segmentación, extracción de características, reducción de dimensionalidad y la clasificación. En este caso para la clasificación se han elegido más movimientos que anteriormente, desarrollando un clasificador para los movimientos de mano abierta, mano cerrada, pinza, agarre, pulgar arriba y mano relajada. Dichos movimientos se muestran en la Figura 4.22

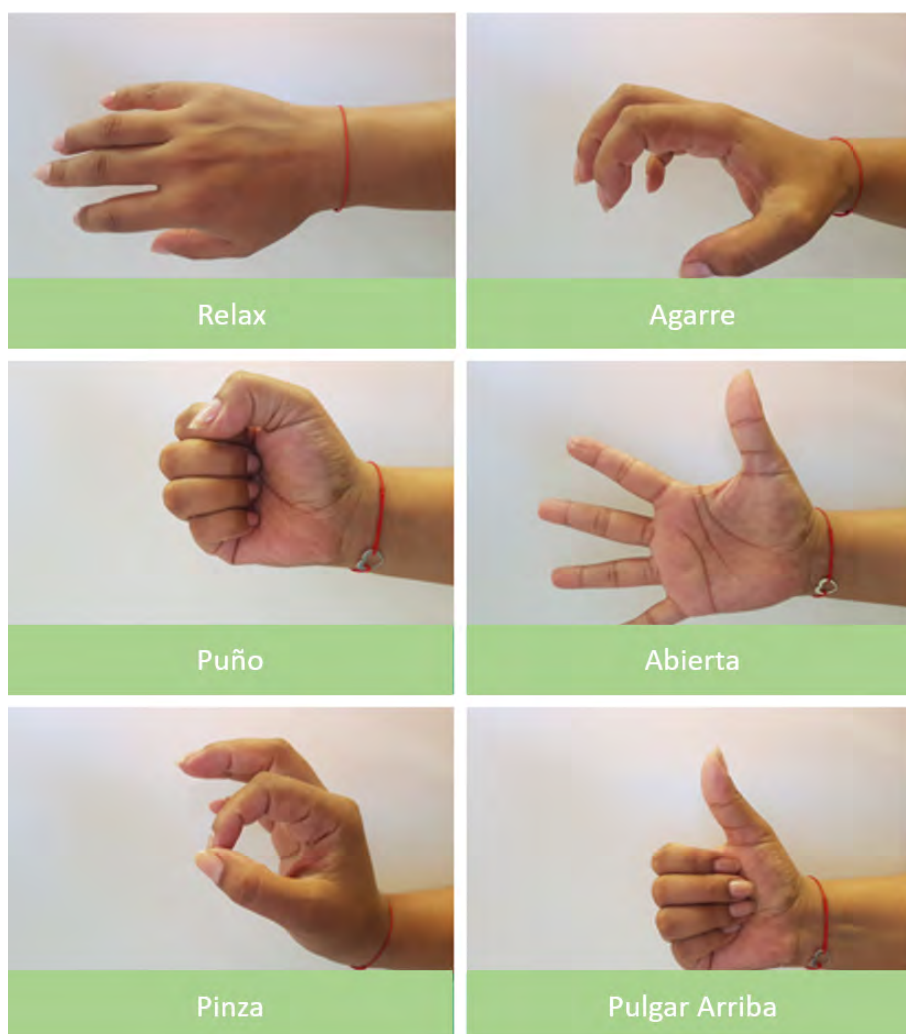


Figura 4.22: Gestos a detectar por el clasificador implementado para *MYO Armband*

En el caso del acondicionamiento de señal, se implementan las etapas de la misma forma

que se realizó con el dispositivo *Quattro*. El único cambio es la adquisición de señales EMG, puesto que en este caso al cambiar el dispositivo, también cambian los electrodos que en este caso son los 8 electrodos de la pulsera MYO. Al ser 8 electrodos en este caso se procesan 8 canales de señal EMG del antebrazo. En este caso la posición de los electrodos sobre el antebrazo los fija su posición dentro de la pulsera, pero la colocación de la pulsera tiene una posición concreta. La pulsera MYO tiene un electrodo que es el principal y es el que marca el encendido del dispositivo. Dicho electrodo debe ser colocado sobre el antebrazo, en el centro de la parte frontal del antebrazo, como se muestra en la Figura 4.23.



Figura 4.23: Colocación de MYO Armband en el antebrazo

Por otro lado, para el procesamiento de la señal, en primer lugar se realiza la segmentación de la señal. En este caso la longitud de los segmentos elegida es de 300 ms, puesto que la frecuencia de adquisición es inferior a 200 Hz y con ventanas de 200 ms no se tienen suficientes muestras para extraer las características de forma precisa. Igual que en el procesamiento explicado para el dispositivo *Quattro*, después de la segmentación se ha realizado la extracción de características que en este caso también se ha elegido la utilización de características del dominio del tiempo. Entre ellas se han elegido las siguientes:

- *Root Mean Square (RMS)*
- *Mean Absolute Value (MAV)*
- *Mean Absolute Value Slope (MAVS)*
- *Zero-Crossing (ZC)*
- *Simple Square Integral (SSI)*
- *Willson Amplitude (WAMP)*
- *Slope Sign Changes (SSC)*

- *Waveform Length (WL)*

Estas características se van a extraer de los segmentos que se han generado en la segmentación, cada segmento va a contener 60 muestras debido a la frecuencia de muestreo del dispositivo MYO.

Posteriormente a la extracción de características, la siguiente etapa es la reducción de dimensionalidad descartando las características que no aportan valor a la clasificación de movimientos. En este caso se han descartado la característica de *Zero-Crossing (ZC)*, puesto que como ocurría anteriormente, esta característica pierde sentido, ya que la señal EMG está rectificada y por tanto no existe ningún paso por cero. También se descarta la característica *Simple Square Integral (SSI)* puesto que no aporta valor a la clasificación y después de su eliminación de la extracción, el proceso de clasificación no ha perdido precisión. Finalmente, el número de características que se extraen son 6 por cada canal del dispositivo MYO, por tanto la entrada al clasificador va a corresponder con 48 características por segmento de señal EMG.

Por último, la etapa final del procesamiento de la señal se corresponde con la clasificación de los movimientos de la mano que se han descrito en el inicio de este apartado. Para la arquitectura del clasificador en este trabajo se han realizado pruebas con varias opciones de arquitectura:

- Red Neuronal Artificial *Feedforward* con una capa oculta y, posteriormente con dos capas ocultas
- Clasificador *K-Nearest-Neighbor (KNN)*
- Clasificador *Kernel Naive Bayes*

Cualquiera de las arquitecturas tiene 48 entradas que corresponden con las 48 características extraídas, el número de salidas es 6, puesto que es el número de gestos que identifica el clasificador.

Para el caso de la arquitectura de red neuronal artificial *feedforward* se establece inicialmente 5 neuronas en la capa oculta, y posteriormente se realizó un estudio para determinar si 5 neuronas son suficientes para la correcta actuación de la red. El resultado de dicho estudio fue que el aumento de la cantidad de neuronas de la red no mejoraba la precisión del clasificador. También se ha realizado un análisis sobre el número de capas ocultas, en este caso el resultado del análisis fue que se obtienen mejores resultados con 6 neuronas en la primera capa y 10 neuronas en la segunda capa.

Por otro lado, el análisis del clasificador KNN y del Kernel Naive Bayes (NBC) fue realizado a través de Classification Learner toolbox del software *Matlab 2020b* usando diferentes k-folds entre 1 y 20, mediante validación cruzada. El mejor resultado obtenido en este estudio, fue con un  $k = 11$ .

Finalmente, el resultado del estudio de las diferentes arquitecturas de clasificador se muestra en la Tabla 4.7

Tabla 4.7: Comparativa de las diferentes arquitecturas de clasificación

Clasificador	Mejor Configuración	Precisión	Tiempo medio clasificación de segmento	Tiempo máximo clasificación de segmento	Tiempo medio de respuesta	Tiempo máximo de respuesta
NBC	k=11	98,86 %	2,6 ms	34,5 ms	20,0 ms	138,0 ms
ANN 1 capa oculta	15 neuronas	99,13 %	8,4 ms	45,7 ms	33,6 ms	182,8 ms
ANN 2 capas ocultas	6 y 10 neuronas	99,28 %	10,0 ms	22,5 ms	40,0 ms	90,0 ms
KNN	k = 11	99,70 %	0,25 ms	1,3 ms	20,0	200,0 ms

Como se puede ver en la Tabla 4.7 la precisión de todas las arquitecturas está por encima del 98 % . Esta precisión se obtiene realizando la prueba con el mismo dataset con el que se ha realizado el entrenamiento. El clasificador que mejores resultados ha obtenido, teniendo en cuenta la precisión y el tiempo de respuesta, ha sido el clasificador KNN, por tanto ha sido el elegido para el algoritmo de control junto con el guante actuado.

#### 4.8.1. Fases de la terapia de rehabilitación activa con el dispositivo *MYO Armband*

En el caso de las fases de la terapia para rehabilitación activa con *MYO Armband*, son similares a cuando se ha utilizado el dispositivo *Quattro*. Realizando una fase de recogida de muestras de los movimientos que se van a identificar, para poder realizar un entrenamiento adecuado del clasificador y posteriormente proceder a la clasificación de los gestos indicados de la mano.

##### 4.8.1.1. Entrenamiento

La etapa de entrenamiento es una fase relevante en el proceso de clasificación, puesto que ya se ha mencionado antes que las señales EMG tienen variabilidad por ciertos factores, por tanto, es necesario realizar el entrenamiento para cada paciente, aunque en este caso el dispositivo de EMG se puede quitar del paciente y volver a poner en este mismo paciente, funcionando el clasificador pero con un decremento de la precisión, sin realizar otra vez el proceso de entrenamiento. Para el entrenamiento del clasificador se realiza una recogida de datos de EMG del paciente. Durante esta recogida se le pide al paciente que realice uno de los movimientos que se quieren identificar con el clasificador, y se realiza el guardado de dichos datos. El proceso de recogida de datos prosigue de igual forma para cada uno de los gestos que se van a querer identificar. De cada uno de los gestos se recogen 100 muestras, por tanto en total durante el entrenamiento de los 6 gestos se recogen 600 muestras. Este entrenamiento es distinto del reali-

zado con el dispositivo *Quattro*, puesto que con este dispositivo se recogen las señales de EMG para cada movimiento en un único ensayo que dura más tiempo que cada uno de los 5 ensayos que se realizaban para cada movimiento con el dispositivo *Quattro*. La duración del ensayo para adquisición de datos para el entrenamiento con el dispositivo *MYO Armband* es mayor, puesto que, de esta forma se pueden adquirir señales EMG de cada movimiento cuando los músculos están afectados por una pequeña fatiga. De esta forma se gana eficacia del clasificador cuando el paciente tiene los músculos fatigados. Este fenómeno ocurre bastante y por esto se entrena el clasificador con un único ensayo que tiene una duración un poco más larga.

Una vez realizada la recogida de los datos se implementa un clasificador KNN personalizado para cada paciente en función de la posición de las muestras de cada paciente para cada uno de los gestos, asegurando la mayor separabilidad de las clases del clasificador para cada paciente. Dicho clasificador es entrenado con las muestras recogidas anteriormente. Con el gesto deseado y la salida del clasificador se ha confeccionado la matriz de confusión de forma online y se han obtenido las precisiones de la Tabla 4.8. Dicha matriz de confusión se define como la matriz que tiene como columnas las verdaderas clases, es decir en nuestro caso el movimiento deseado, en el caso de las filas se disponen las predicciones realizadas por el clasificador [110], por tanto en la diagonal aparece el porcentaje de precisión que tiene el clasificador para detectar el movimiento correcto cuando se está realizando el movimiento deseado. Finalmente la precisión total del clasificador se calcula como los aciertos, divididos entre el total de ensayos.

Tabla 4.8: Resultados de precisión de la matriz de confusión del clasificador KNN

Usuarios	Precisión del KNN (online)
Usuario 1	92,8 %
Usuario 2	84,3 %
Usuario 3	93,4 %
Usuario 4	94,8 %
Usuario 5	82,8 %

La confusión entre gestos va a depender principalmente de los usuarios pero para cada usuario los gestos en los que se produce mayor confusión es la pinza y mano abierta, puesto que requieren la activación del mismo grupo de músculos.

#### 4.8.1.2. Funcionamiento del clasificador con el guante actuado y el dispositivo *MYO Armband*

Una vez realizado el entrenamiento del clasificador, se ha llevado a cabo una prueba del algoritmo de clasificación junto con el algoritmo de control del exo-guante. En este caso la salida del clasificador se envía al algoritmo de control del guante actuado y este es actuado para realizar el gesto que está identificando el clasificador a través de las señales de EMG del paciente o usuario.

El funcionamiento del clasificador sigue el mismo esquema descrito para el caso de las pruebas realizadas con señales EMG del dispositivo *Quattro*. Una de las diferencias que se muestra es que para el control de todos los dispositivos se ha implementado una interfaz gráfica, a través de la cual se realiza la recogida de datos para el entrenamiento, se lleva a cabo el entrenamiento del clasificador y finalmente, se realiza la prueba de funcionamiento, mostrando el gesto que está identificando el clasificador. También desde esta interfaz gráfica se puede conectar con el algoritmo de control del guante actuado que está alojado en el microcontrolador STM32F407VG.

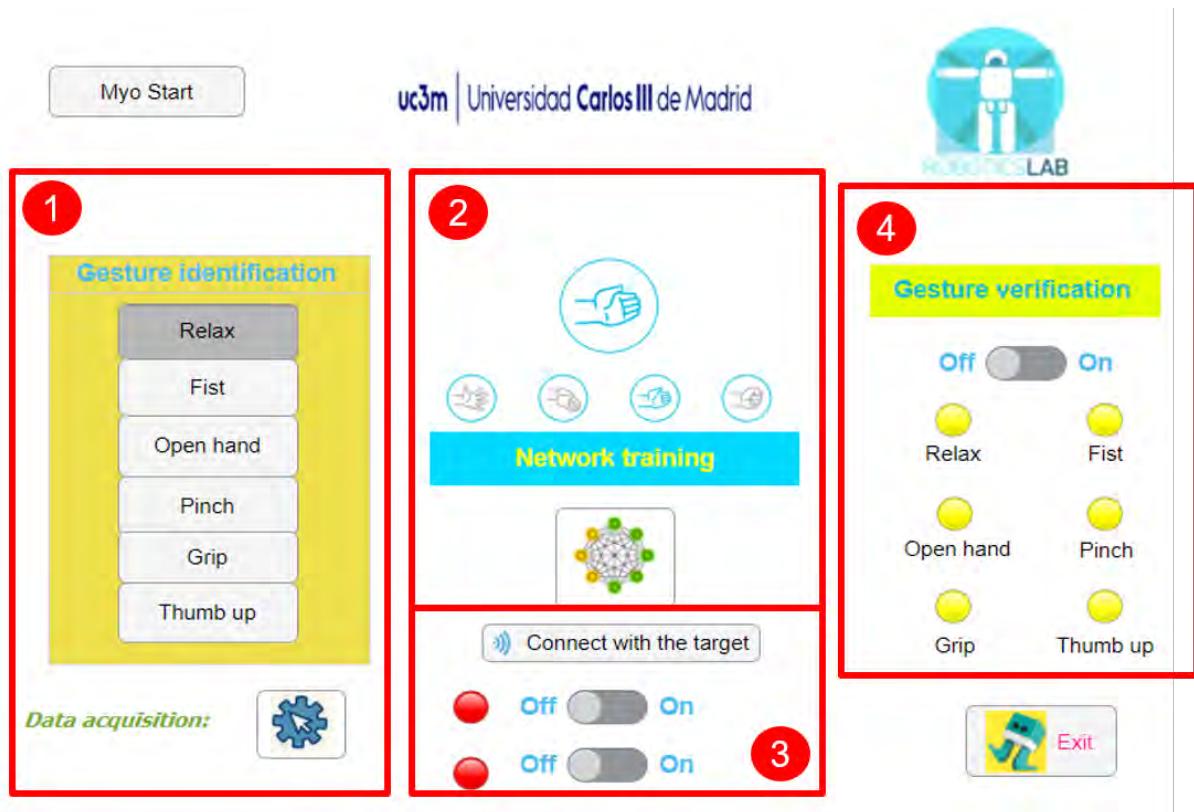


Figura 4.24: Representación de la interfaz gráfica utilizada.

Como se observa en la Figura 4.24, la interfaz gráfica tiene 4 partes diferenciadas. La parte marcada con un 1 es la utilizada para la recogida de datos de todos los movimientos para el posterior entrenamiento. La señalada con un 2 en la Figura 4.24, se corresponde con la parte de entrenamiento, función básica que se pone en marcha pulsando el botón diseñado para ello. Por otro lado, la parte señalada con un 3 es donde se realiza la conexión con la tarjeta STM32 que controla el exo-guante y también se activa desde aquí la actuación del exo-guante. Finalmente, la última parte, señalada con un 4, es la de validación, se puede ver que están representados todos los gestos que se quieren identificar, en este caso se encuentra en amarillo puesto que la validación está desactivada, en el caso de que estuviese activa, aparece el movimiento que se ha identificado en color verde y el resto en rojo.

Dicha interfaz gráfica se ha utilizado para la recogida de datos para el entrenamiento, el

posterior entrenamiento, la validación de gestos y finalmente para realizar pruebas de funcionamiento junto con el guante actuado. El exo-guante colocado sobre el banco de pruebas replica el movimiento que está realizando el usuario como se muestra en la Figura 4.25. Los ejemplos mostrados son los más representativos en el caso de terapia de rehabilitación, puesto que el movimiento de relax no requiere actuación y el movimiento de pulgar arriba no es un movimiento que aporte recuperación de las actividades de la vida diaria.



Figura 4.25: Prueba del clasificador con algunos movimientos.

Como se puede ver en la Figura 4.25, se prueba en primer lugar el movimiento de mano abierta en el que el guante genera una referencia para la extensión de los dedos. El siguiente movimiento que se ha probado es el movimiento de puño, en este caso los actuadores activados son los de flexión de los dedos. En el siguiente movimiento que es el de agarre, el movimiento es muy parecido al puño pero la referencia que se da a los actuadores de flexión es más pequeña. Para el caso de la pinza solo se activan los actuadores del pulgar y del índice para llegar a completar dicho movimiento. En este caso la referencia está generada en función de los gestos

identificados pero de forma incremental, por esto las referencias generadas no son escalones puros (Figura 4.26). Esto tiene ciertas ventajas, como por ejemplo, obliga al usuario a mantener la intención del gesto en el tiempo.

En una de las pruebas del clasificador se realizó primero el movimiento del puño, posteriormente un agarre y finalmente el puño. Esta prueba se realizó para validar que el puño y el agarre son distinguibles puesto que como ya se ha mencionado son dos movimientos muy similares y activan el mismo grupo de músculos, siendo la diferencia la fuerza realizada por los dedos y que el movimiento de flexión de los dedos es más corto. Entre estos dos movimientos se realiza el movimiento de relax para que los actuadores se desactiven y de esta forma el guante vuelva hasta su estado de reposo para comenzar un nuevo movimiento. En la Figura 4.26 se muestra la posición de los actuadores medida por los potenciómetros lineales de la caja sensorizada y la referencia que se le marca a los actuadores para cada uno de los movimientos. Esta prueba se ha realizado con un individuo sano en el que se ha colocado el dispositivo *MYO Armband* para la detección de los movimientos en el antebrazo, y una vez identificado el movimiento se activa el exo-guante que está colocado sobre el banco de pruebas. Es necesario realizar este test sobre el banco de pruebas puesto que la posición del *MYO* coincide con la posición de la caja sensorizada del exo-guante sobre el antebrazo y genera error en la adquisición de señales.

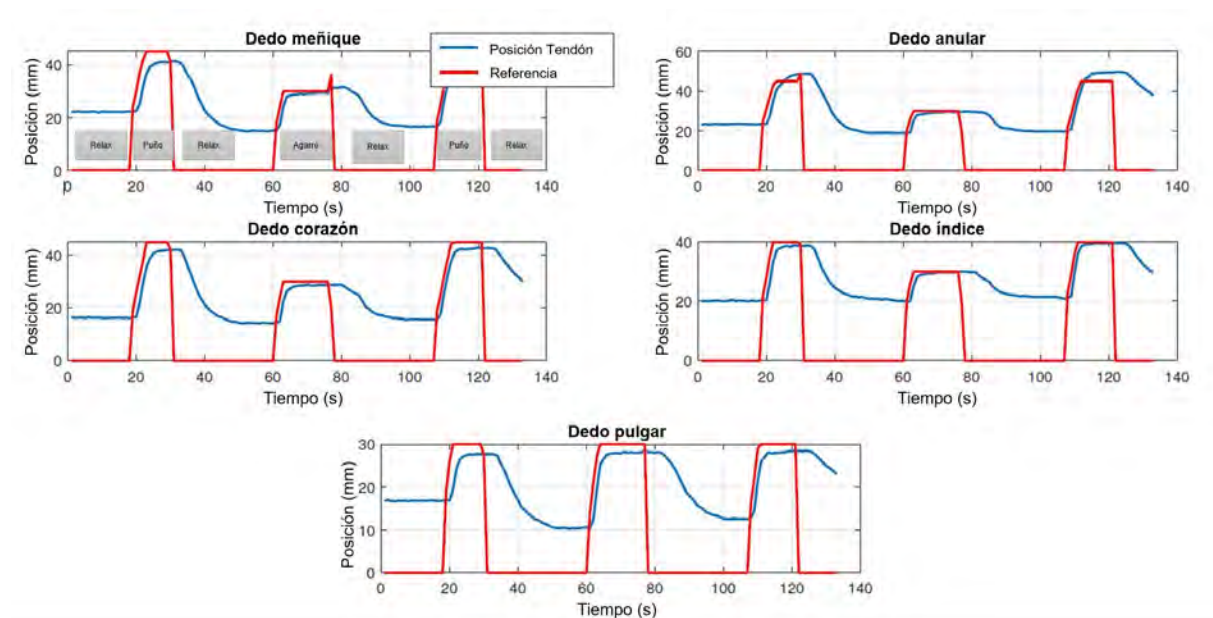


Figura 4.26: Representación de la posición de los tendones y la referencia marcada en movimientos detectados con señales EMG

En la Figura 4.26 se puede ver como los actuadores llegan hasta la referencia que ha sido generada sin dificultad. También se puede ver como la señal de posición de los tendones no parte de 0 puesto que en el banco de pruebas el guante en relax tiene la posición natural de la mano y está un poco flexionada.



## Conclusiones

En este capítulo se ha desarrollado en primer lugar la explicación general de los procedimientos de acondicionamiento, procesamiento y clasificación de la señal EMG, explicando los diversos métodos que se pueden utilizar para cada una de las etapas y justificando las soluciones más aceptadas por la literatura.

Posteriormente, se ha explicado el desarrollo de estas etapas pero en este caso utilizando el dispositivo de EMG *Quattro*, el cual tiene 4 canales para la recepción de las señales de EMG. Con este dispositivo el algoritmo que se ha desarrollado detecta tres movimientos principales de la mano que son abrir, cerrar y pinza. Finalmente se han realizado pruebas de funcionamiento con el exo-guante colocado sobre el banco de pruebas.

Posteriormente, se han realizado pruebas con el exo-guante y un algoritmo de clasificación implementado para el dispositivo de EMG *MYO Armband*. En este caso también se han explicado las etapas del acondicionamiento y procesamiento de la señal que son muy similares a las realizadas para el otro dispositivo de EMG, considerando en este caso el uso de un clasificador distinto para la identificación de 6 gestos. En este estudio se han clasificado los gestos de abrir, puño, relax, pinza, agarre y pulgar arriba.

Finalmente, se puede decir que el algoritmo desarrollado para el dispositivo *MYO Armband*, está más avanzado y tiene ciertas ventajas, puesto que identifica un mayor número de gestos. También su validación ha sido más correcta al obtenerse la precisión online, al contrario que con el dispositivo *Quattro*, que únicamente se ha realizado la validación offline. Se propone como trabajo futuro realizar una validación online para este último algoritmo, y de esta forma poder comparar ambos algoritmos correctamente. Por último, la principal ventaja del algoritmo con el dispositivo *MYO Armband* es el reducido tiempo que transcurre entre la intención de movimiento del usuario y la activación de los actuadores del exo-guante.



## VALIDACIÓN FUNCIONAL DEL EXO-GUANTE

Como ya se ha comentado la mano es una de las extremidades más complejas del cuerpo humano, debido a la destreza y precisión que requiere en sus movimientos. Es la extremidad que permite interactuar con los objetos y elementos del entorno.

En este capítulo se van a explicar los movimientos de la mano que se han elegido para la validación del funcionamiento del exo-guante para la rehabilitación de la mano. Para las terapias de rehabilitación es imprescindible focalizarse en la recuperación del movimiento de las articulaciones para llegar a completar los movimientos que el paciente requiere para las actividades de la vida diaria. El objetivo de las terapias de rehabilitación es devolver al paciente la independencia en las tareas cotidianas, prescindiendo de ayuda en actividades comunes como puede ser comer, vestirse, higiene personal, etc.

En función de la etapa de la terapia de rehabilitación es necesario realizar distintos tipos de movimientos. En los inicios de las terapias, se llevarán a cabo movimientos repetitivos de cada uno de los dedos, para en principio valorar los rangos articulares que tiene el paciente y también incrementar dichos rangos de movimiento mediante la movilización de los dedos independientemente. Este tipo de terapia también sirve para asegurar movimientos naturales y bioinspirados de los dedos de la mano.

Posteriormente a la movilización independiente de cada uno de los dedos, la siguiente etapa en la rehabilitación es el desarrollo de movimientos de la mano que son necesarios para recuperar la independencia en las actividades de la vida diaria. En primer lugar, se realizan los movimientos básicos de la mano como son abrir y cerrar, y también el movimiento de la pinza, siendo este uno de los movimientos más importantes en las actividades cotidianas [111], tales como comer, escribir y en ciertos agarre de determinados objetos.

Finalmente, en las últimas etapas de la rehabilitación se realizan movimientos de la mano pero en este caso interaccionando con objetos, es decir realizando agarres de objetos presentes en los entornos de la vida diaria. De esta forma se enseña al cerebro los movimientos que se

pueden realizar con el objetivo de utilizar la plasticidad del cerebro mediante el aprendizaje de estos movimientos de nuevo.

## **5.1. Movimiento independiente de los dedos**

Como hemos comentado previamente, en la primera etapa de la terapia de rehabilitación se realizan movimientos independientes de los dedos. Para probar la funcionalidad del dispositivo diseñado se ha desarrollado una terapia en la que, en primer lugar, se realiza la flexión de cada uno de los dedos durante 10 segundos. Estos movimientos se realizan en orden desde el dedo pulgar hasta el dedo meñique. Este movimiento independiente de los dedos al inicio de la terapia tiene el objetivo de ajustar la tensión de los actuadores y por tanto las referencias que se deben aplicar a cada uno de los dedos, dependiendo de las dimensiones de la mano del paciente, puesto que cada paciente tendrá un tamaño de la mano distinto.

Los movimientos comienzan con la actuación de los dos actuadores que movilizan el dedo pulgar, tanto la flexión como la oposición del pulgar, dicha actuación se realiza en los primeros 10 segundos de la prueba y posteriormente se deshabilita todo el control durante 1 segundo, para el enfriamiento del SMA y evitar tensiones entre los actuadores, a continuación, en los siguientes 10 segundos, se activa el actuador que produce la extensión del pulgar.

Esta prueba se puede ver en la Figura 5.1. Se ha dado a los actuadores una referencia de tipo escalón. Esta referencia es el desplazamiento deseado de los actuadores de SMA en mm. Para la posición real del actuador se representa el desplazamiento proporcionado por los potenciómetros de la caja sensorizada, en este caso se mide el desplazamiento de los dos actuadores del pulgar, para flexión y oposición del mismo, y posteriormente se mide el desplazamiento del actuador que realiza la extensión del pulgar.

La posición inicial del pulgar comienza en 25 mm en el caso de la oposición del pulgar, puesto que inicialmente en una posición de reposo de la mano, el pulgar ya parte de una pequeña oposición del mismo. Para el caso de la flexión del pulgar el actuador comienza en 5 mm, puesto que en la posición de reposo de la mano dicho dedo parte aproximadamente de la posición de completa extensión.

En la Figura 5.1, se puede ver que existe un pequeño error entre el valor de posición real del actuador y la referencia que se le aplica. Este error es del orden de aproximadamente 2 mm, por tanto es un error pequeño que se puede asumir para la terapia de rehabilitación, puesto que, el objetivo es movilizar los dedos para que se recupere movilidad, no requiriendo precisión en el movimiento.

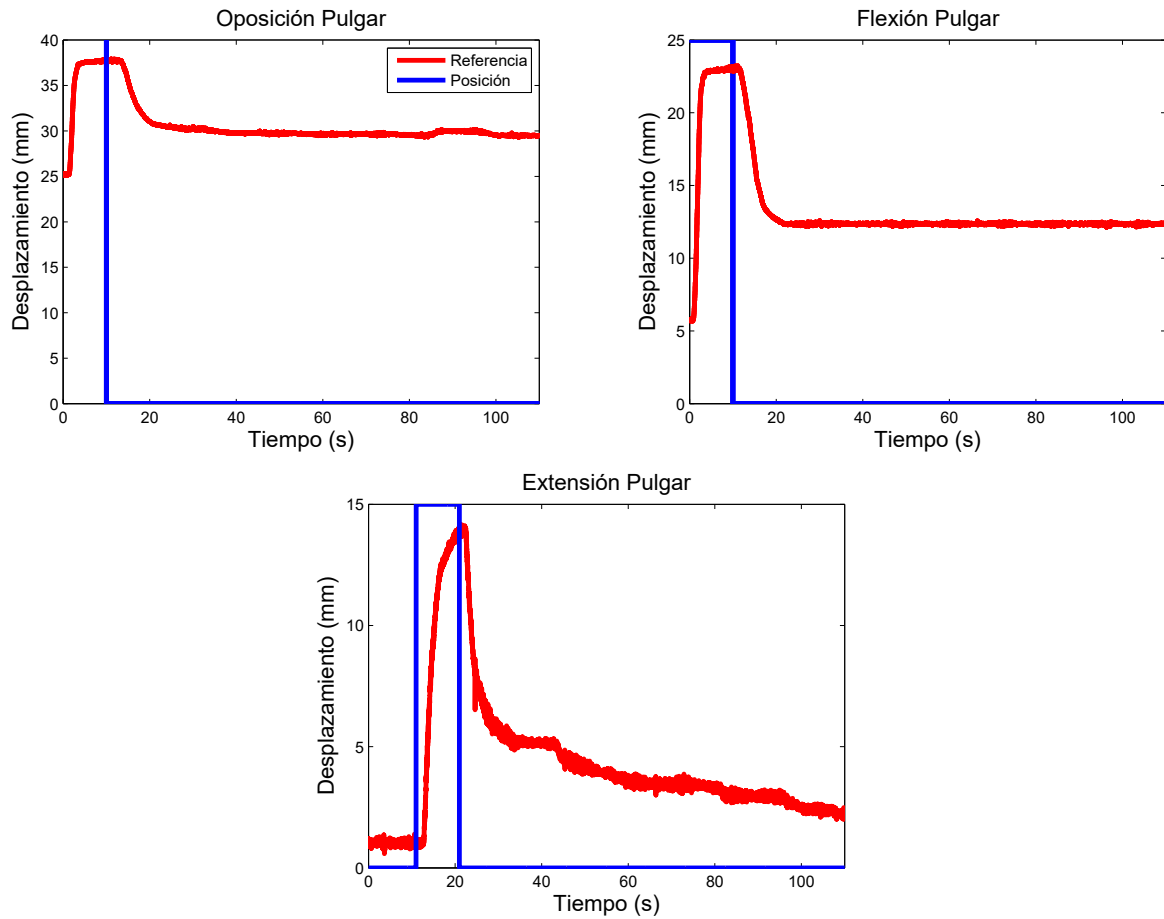


Figura 5.1: Referencia y posición de los actuadores de SMA durante la movilización del dedo pulgar.

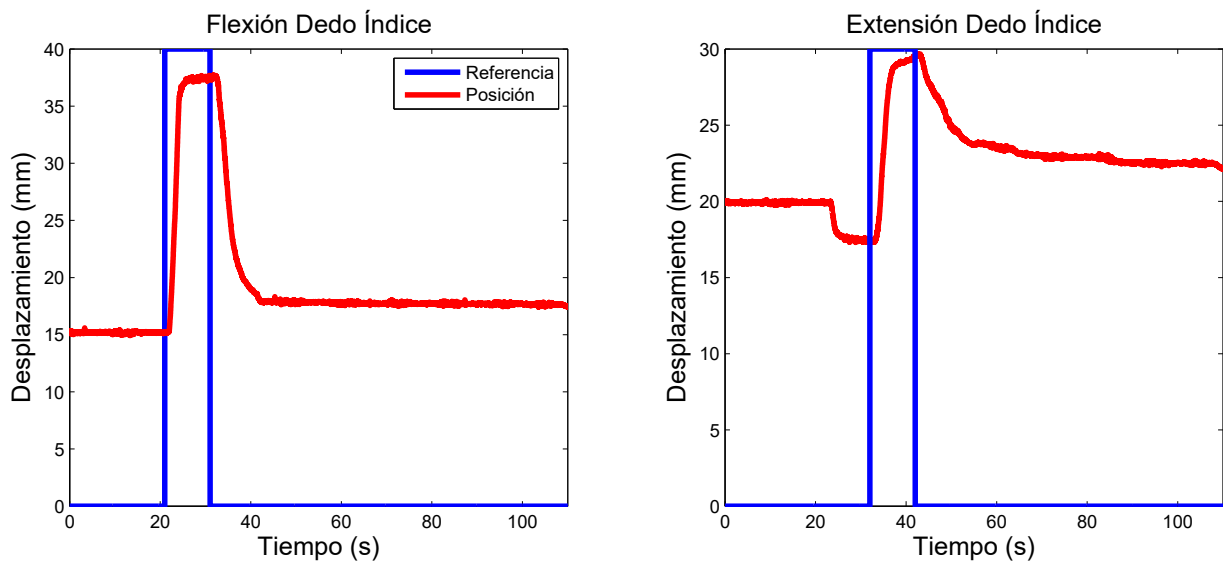


Figura 5.2: Referencia y posición de los actuadores de SMA durante la movilización del dedo índice.

A continuación, cuando el movimiento del pulgar ha finalizado se realiza primero la fle-

xión del dedo índice durante 10 segundos, posteriormente se vuelve a deshabilitar la actuación durante 1 segundo por el mismo motivo que en el caso del dedo pulgar, y, seguidamente se activa el actuador que realiza la extensión del índice. Se puede ver la distribución de tiempo en la Figura 5.2, en la cual se representa la referencia de entrada a los actuadores y la posición real de los actuadores del dedo índice.

En la Figura 5.2, se puede ver que en el caso del dedo índice la flexión comienza en 15 mm y la extensión en 20 mm. Un aspecto importante a comentar en este caso es el desplazamiento desde 20 mm hasta aproximadamente a 17 mm en el caso del sensor que mide la posición del actuador de extensión del índice, se puede apreciar que este movimiento corresponde en el tiempo con la activación del actuador que produce la flexión de este dedo, esto muestra que los actuadores se encuentran con la tensión adecuada para realizar un movimiento agonista como puede ser la flexión y posteriormente el movimiento antagonista que en este caso es la extensión del dedo. Debido a la generación de movimientos antagonistas, se puede ver que el actuador de flexión recupera su estado inicial después de su activación, de forma más rápida que el actuador extensor puesto que, cuando finaliza el movimiento de extensión no se vuelve a activar la flexión del índice, y el actuador recupera su forma inicial debido a que el dedo vuelve a su estado de reposo de forma natural y con ayuda de la gravedad, puesto que dicho dedo se encuentra en reposo en ese momento.

Siguiendo el orden de movilización de los dedos, cuando ha finalizado el movimiento del índice, comienza el movimiento del dedo corazón, durante 10 segundos realiza la flexión, a continuación, se realiza una parada de 1 segundo de la señal de control de los actuadores y posteriormente los siguientes 10 segundos se realiza la extensión del dicho dedo, este movimiento se muestra en la Figura 5.3.

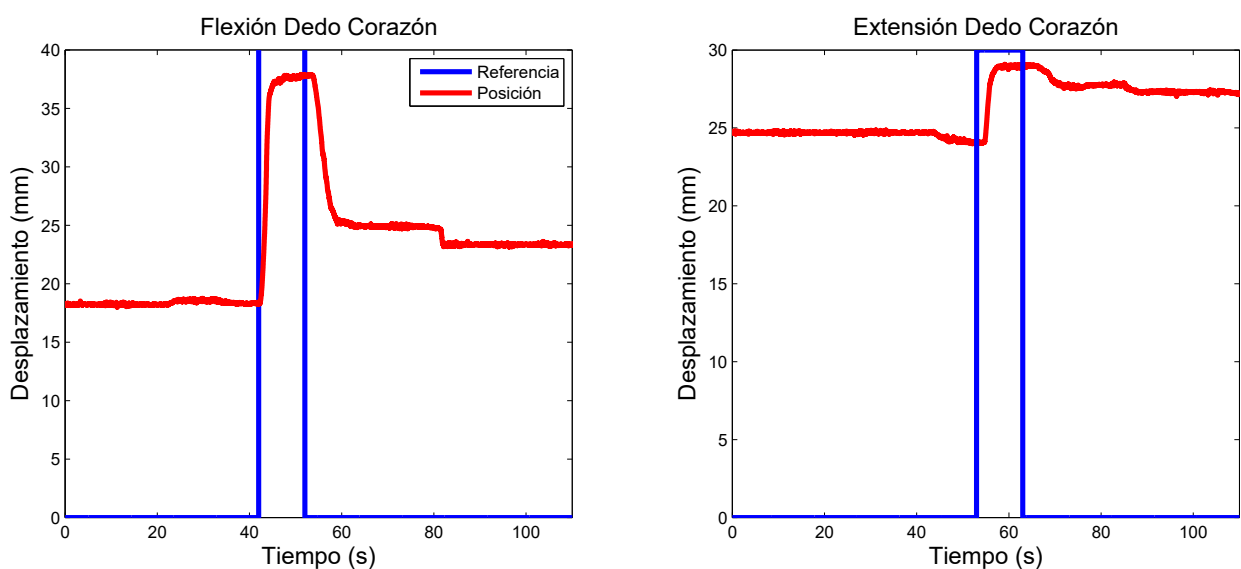


Figura 5.3: Referencia y posición de los actuadores de SMA durante la movilización del dedo corazón.

En este caso, el efecto que se quiere comentar es que el dedo corazón al encontrarse en una posición central en la mano, cuando se coloca el exo-guante existe una pequeña fricción entre la tela del guante que recubre el dedo corazón y la tela que recubre el dedo índice y el dedo anular, que son los dedos que se encuentran inmediatamente en los laterales de dicho dedo. Por este motivo se aprecia un pequeño salto alrededor de 80 segundos, esto coincide con el comienzo del movimiento de extensión del dedo anular que se va a comentar a continuación (Figura 5.4). Esto es un inconveniente o una ventaja que introducen los dispositivos "wearable", puesto que, al eliminar los elementos rígidos, los dedos pueden moverse libremente, pero es posible que se produzcan pequeños movimientos que no se han previsto en la terapia.

Seguidamente se actúa el dedo anular en flexión y extensión siguiendo la misma distribución de tiempo que para el resto de dedos, 10 segundos para la flexión, 1 segundo de parada y 10 segundos para la extensión, como se muestra en la Figura 5.4.

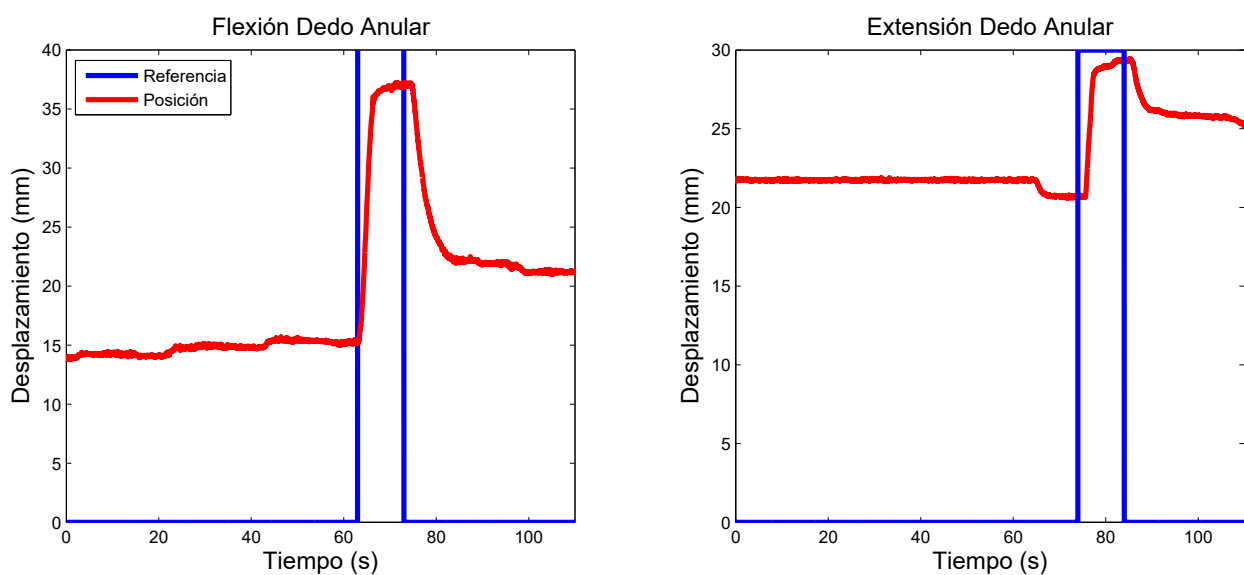


Figura 5.4: Referencia y posición de los actuadores de SMA durante la movilización del dedo anular.

Según se puede ver en la Figura 5.4 la dinámica del movimiento del dedo anular es similar al resto de dedos de la mano.

Finalmente, el último movimiento que se realiza es la flexión y la extensión del dedo meñique. Igual que anteriormente se destinan 10 segundos para la flexión del dedo y posteriormente 10 segundos para la extensión del dedo, con una parada de 1 segundo entre ambos movimientos.

La dinámica del movimiento del dedo meñique se muestra en la Figura 5.5. En este caso se puede observar que en el caso de la extensión se requiere un pequeño desplazamiento para completar el movimiento, esto es debido a que el dedo meñique es más corto y también para evitar mover el dedo hacia el dorso de la mano de manera excesiva, debido a que el dedo meñique no tiene limitado su movimiento hacia atrás, con la posibilidad de generar daño al paciente o usuario.

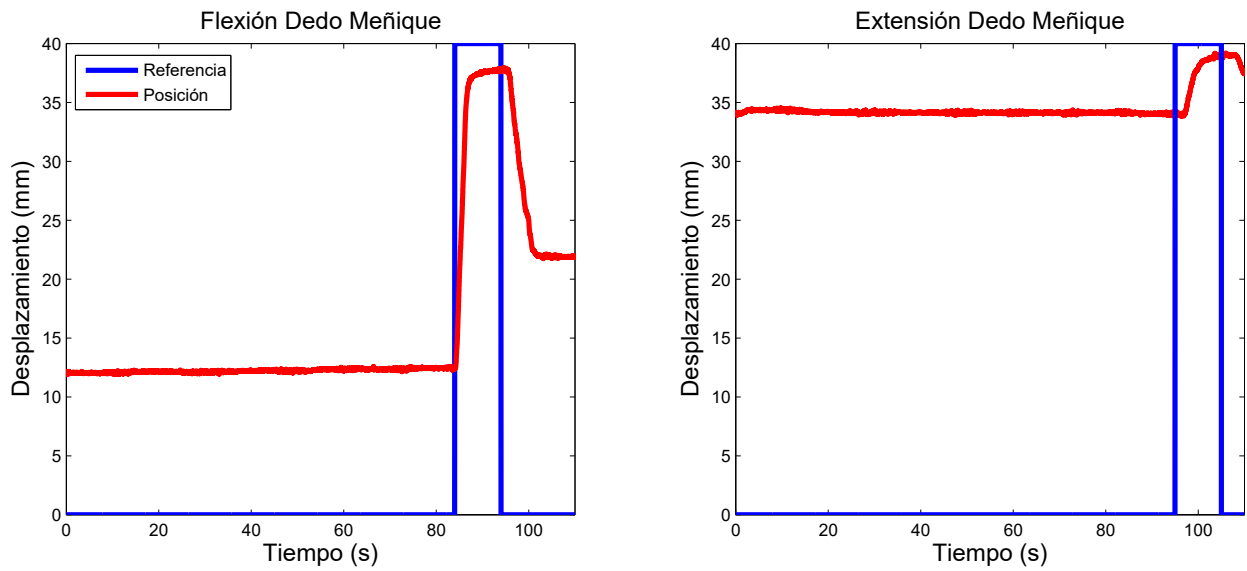


Figura 5.5: Referencia y posición de los actuadores de SMA durante la movilización del dedo meñique.

Una vez finalizada dicha fase de la terapia de rehabilitación, se puede pasar a terapias en las que se realizan determinados movimientos repetitivos para recuperar la movilidad de la mano e incluso la destreza de dicha extremidad.



## 5.2. Movimientos repetitivos de cerrar el puño y abrir la mano

Para continuar con la terapia de rehabilitación se establece que el exo-guante genere movimientos repetitivos de la mano para que se vuelvan a reconocer los movimientos típicos de dicha extremidad. Por esto se realizan movimientos de cierre y apertura de la mano (Figura 5.6) repetidos durante 5 ciclos. Esta prueba se realiza colocando el exo-guante sobre el usuario.

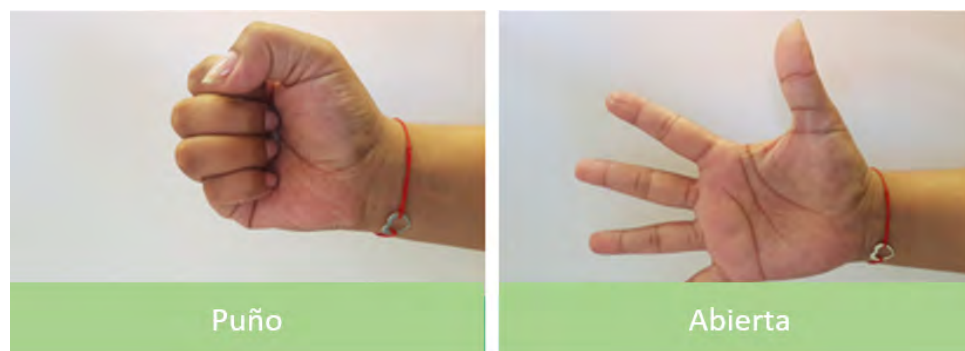


Figura 5.6: Movimientos de cerrar puño y abrir mano que se realizan en la terapia de rehabilitación.

En la Figura 5.7 y Figura 5.8 se muestra la referencia de cada uno de los actuadores y la posición real de desplazamiento de los mismos para un usuario sano, durante una prueba de validación de los movimientos repetitivos de puño y abrir la mano. Para realizar estos movimientos se genera una referencia para cada uno de los actuadores. El valor máximo de dicha referencia es el valor que produce el mayor desplazamiento de los tendones artificiales para generar el movimiento completo del cierre del puño en la flexión de los dedos, igual ocurre con las referencias generadas en la extensión.

La terapia de rehabilitación con movimientos repetitivos se distribuye en el tiempo de una forma similar a como se hacía en los ensayos dedo a dedo. Los primeros 10 segundos se utilizan para realizar la flexión de todos los dedos e incluso la oposición del pulgar (Figura 5.7), puesto que en el movimiento de puño se produce la flexión y la oposición del pulgar, a continuación, igual que ocurría en las transiciones entre flexión y extensión de los dedos independientes, se produce una parada de 1 segundo para evitar tensión entre los hilos de SMA agonistas y los antagonistas, permitiendo la disipación de una pequeña cantidad de calor, y así, el actuador antagonista ayuda a la recuperación de la forma inicial del actuador agonista. Finalmente, los siguientes 10 segundos, se activan los 5 actuadores de extensión para realizar el movimiento de apertura de la mano (Figura 5.8).

Un aspecto que es necesario comentar sobre la Figura 5.7, debido a que la frecuencia de los movimientos repetitivos es rápida (1 ciclo cada 13 segundos), los actuadores acumulan calor y por tanto se dificulta la recuperación a su forma inicial, este efecto se puede observar más significativamente en el movimiento de la oposición del pulgar, esto es debido al pequeño movi-

miento de extensión que se realiza para la apertura de la mano, por tanto el actuador antagonista no colabora en la recuperación de su forma inicial. Por este motivo se han elegido terapias de 5 movimientos repetitivos y posteriormente habría que realizar un descanso, en primer lugar para que los actuadores se enfríen y también dicho descanso es bueno para el paciente o usuario, evitando la fatiga muscular.

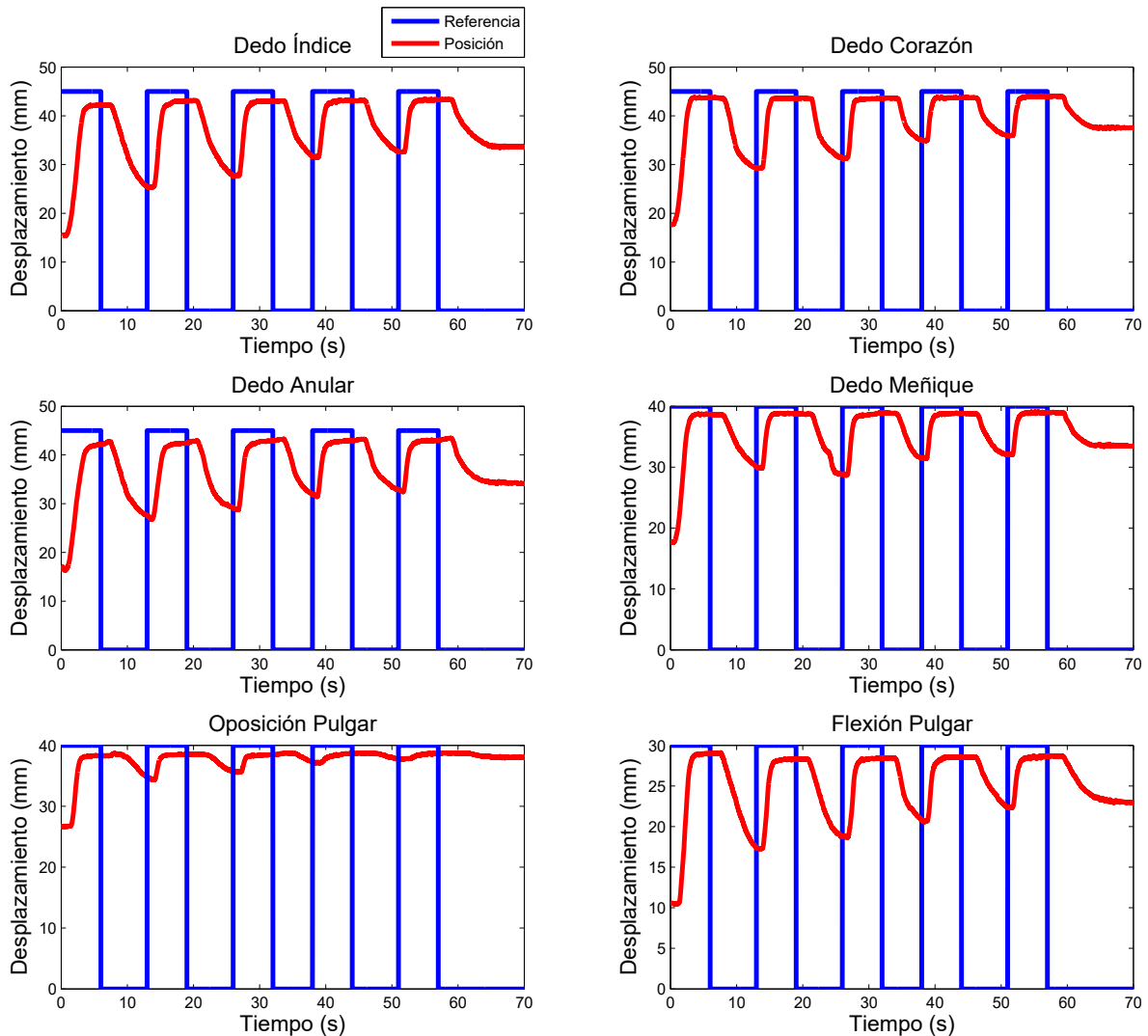


Figura 5.7: Referencia y posición de los actuadores de flexión en terapia de rehabilitación para cerrar el puño durante 5 ciclos.

En la Figura 5.8 se muestra el movimiento de los actuadores de extensión de los dedos de la mano. En este caso ocurre igual que en la flexión, se produce la acumulación de calor y esto provoca que los actuadores no recuperen rápidamente su forma inicial, este fenómeno se va incrementando a lo largo de la terapia por la acumulación de calor residual en cada uno de los ciclos. Como solución a este problema se utilizan los actuadores de extensión y los actuadores de flexión en modo antagonista para que, por ejemplo los de extensión ayuden a recuperar la posición inicial de los actuadores de flexión y viceversa.

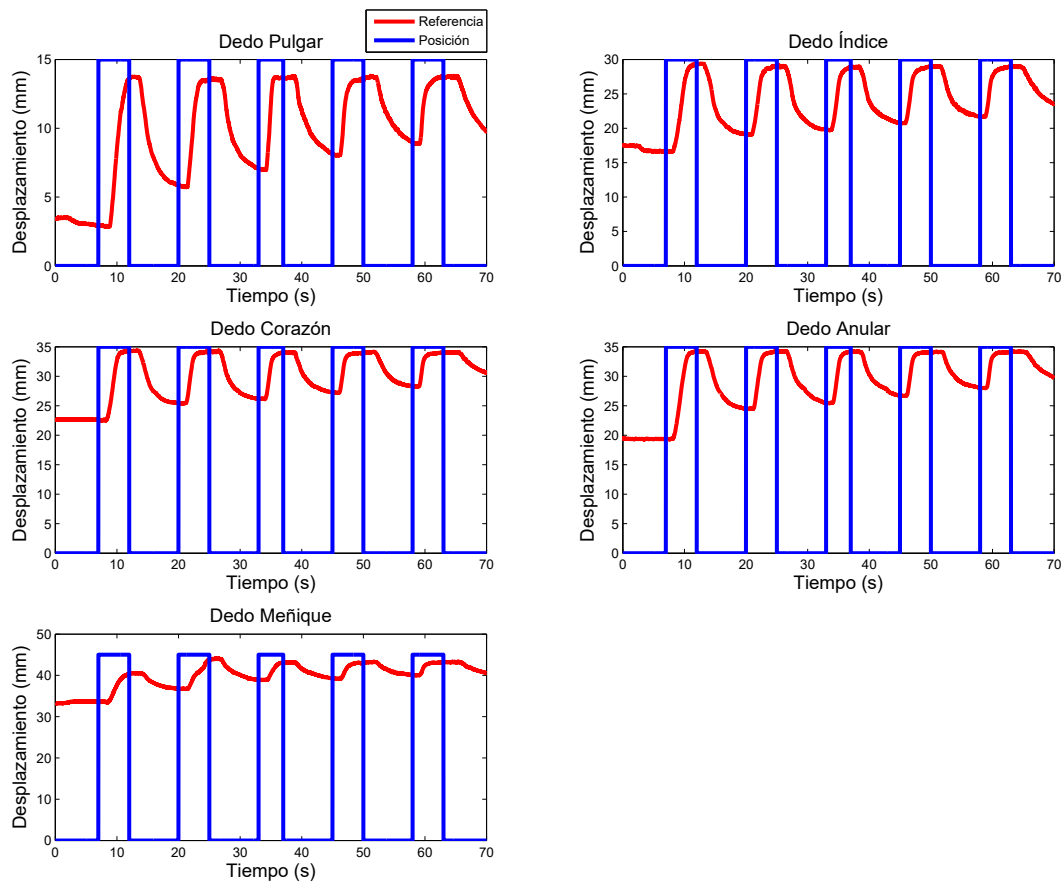


Figura 5.8: Referencia y posición de los actuadores de extensión en terapia de rehabilitación para abrir la mano durante 5 ciclos.

En relación con la velocidad de los movimientos repetitivos, la frecuencia que se está utilizando es de  $f = \frac{1}{13s} = 0,076Hz$ , que se considera una frecuencia aceptable, en ningún caso se debería realizar la terapia por encima de dicho valor. Por un lado, esta velocidad está limitada por el tiempo necesario para realizar el movimiento completo de puño y apertura de la mano. Por otro lado, si se realiza rehabilitación con pacientes que han sufrido ictus, estos suelen padecer espasticidad [112], que es un fenómeno que tensiona, y pone los músculos rígidos, generando un movimiento contrario al que se está realizando, cuando la velocidad de los movimientos es elevada [113].

Una vez comentados los aspectos que influyen en este prueba, se realiza un estudio para poder evaluar como solucionar el problema de la acumulación de calor, afectando a la velocidad de la terapia. Es decir, una posible solución sería alargar el periodo de cada uno de los ciclos, realizando durante más tiempo la extensión, de esta forma se produce la recuperación de la forma inicial de los actuadores de flexión, por un lado gracias a la activación de los actuadores de extensión como antagonistas, y por otro lado, el tiempo de enfriamiento de los actuadores de flexión es mayor. Por tanto, para evaluar este efecto, se ha realizado una prueba con el exo-guante sobre un usuario sano y durante un único ciclo (puño-apertura), pero en este caso se ha alargado el tiempo de activación de la extensión de los dedos (apertura) para el análisis de la

solución propuesta.

En la Figura 5.9 se representa el desplazamiento de los actuadores de flexión de los dedos índice, corazón, anular y meñique. En dicha figura se puede observar que en un único ciclo y alargando el tiempo de extensión, los actuadores de flexión son capaces de recuperar en mayor medida su posición inicial

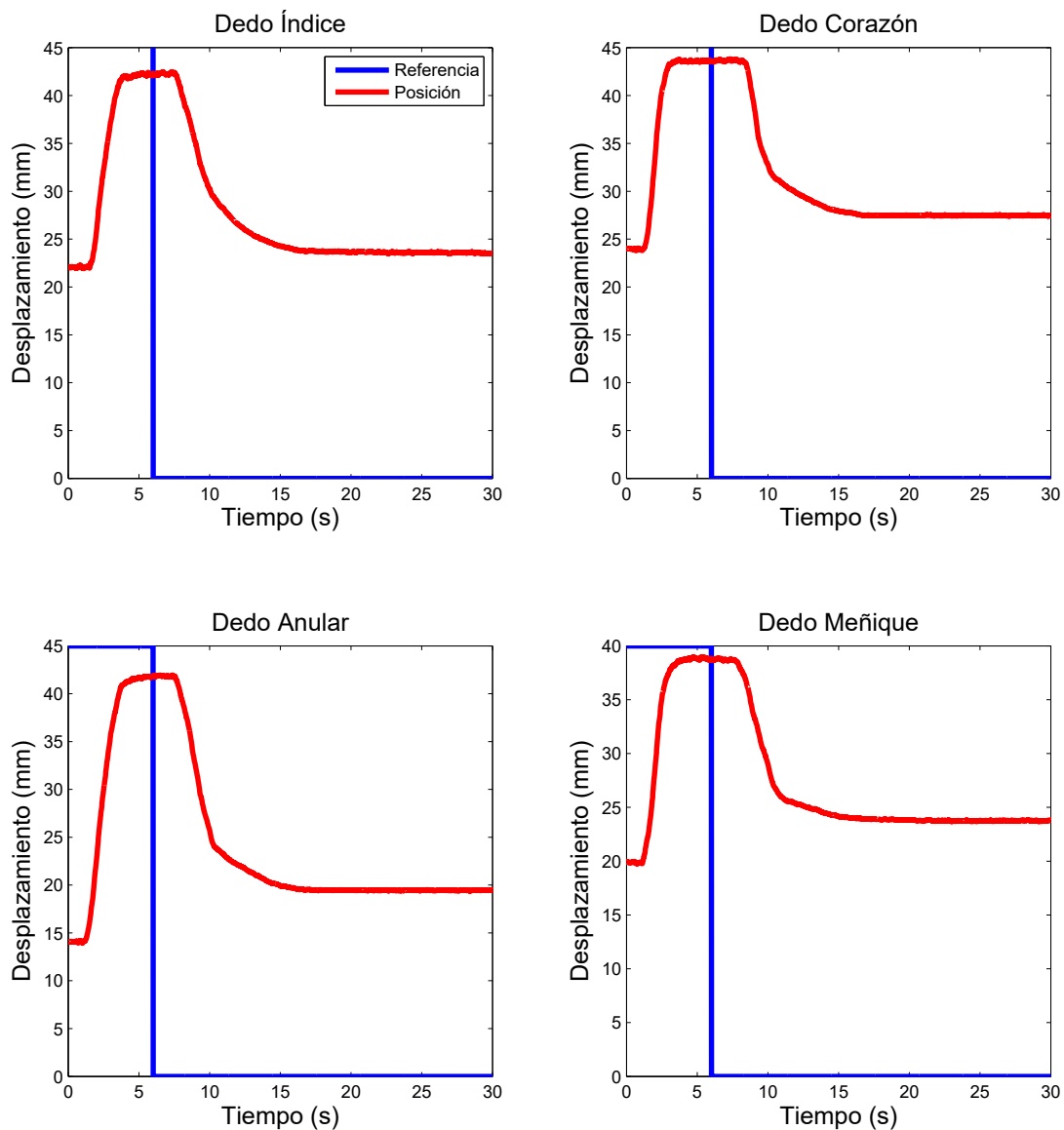


Figura 5.9: Referencia y posición de los actuadores de flexión durante un único ciclo.

En la Figura 5.10 se representa el desplazamiento de los actuadores de extensión, en este caso se ha incrementado su actuación en 4 segundos para conseguir una mayor recuperación de los actuadores de flexión, tanto, debido a su movimiento antagonista, como, al incremento de tiempo de enfriamiento de los actuadores de flexión. Si se compara la Figura 5.9 y la Figura 5.10, se puede observar que en el caso de la primera la recuperación de los actuadores de flexión

está actuada por los actuadores antagonistas de extensión, sin embargo en la extensión de los dedos, no existe posteriormente actuación antagonista y se comprueba que la recuperación es más lenta y limitada.

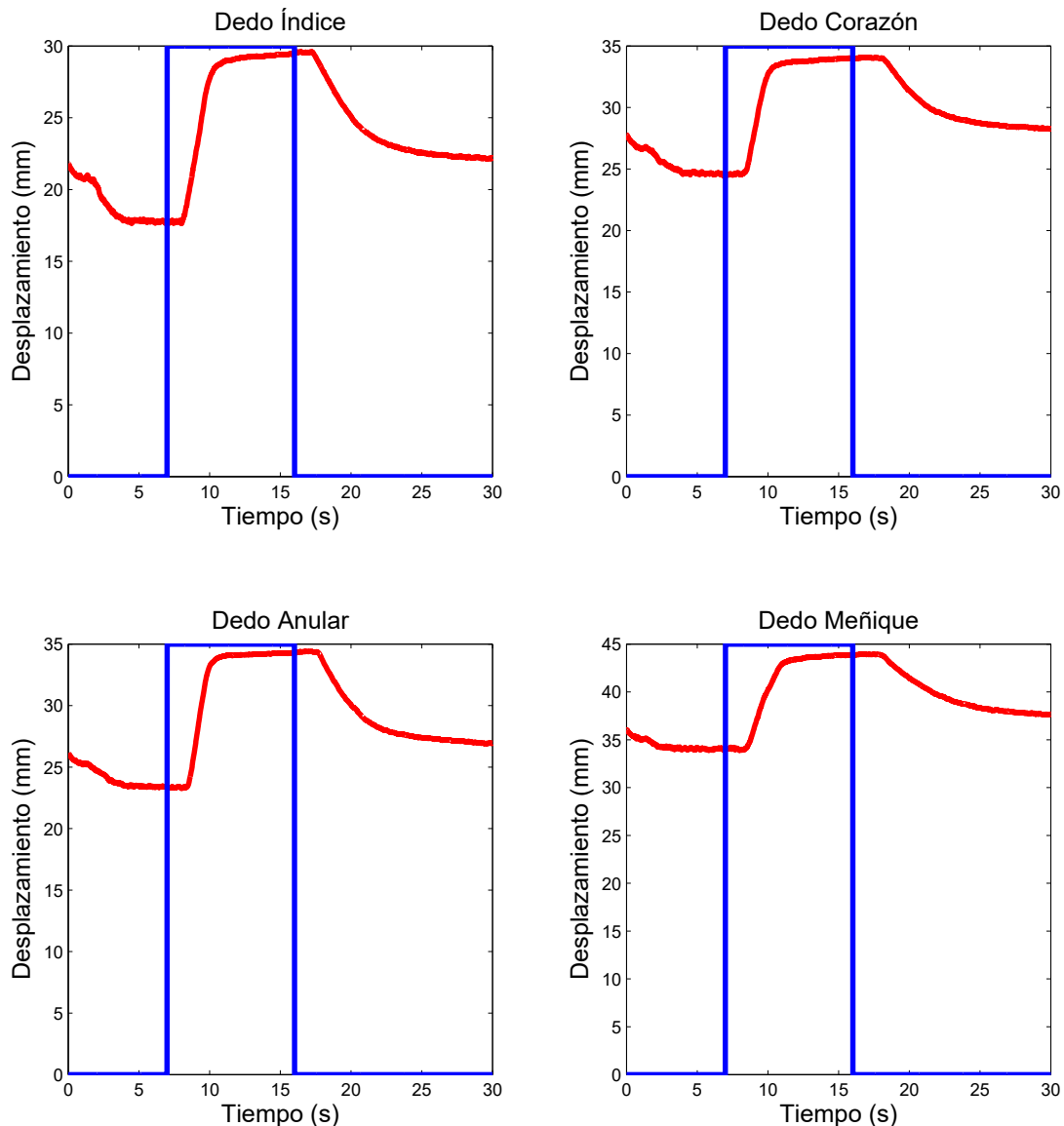


Figura 5.10: Referencia y posición de los actuadores de extensión durante un único ciclo.

### 5.3. Movimientos repetitivos de pinza y abrir la mano

El movimiento de la pinza es uno de los imprescindibles en la mayoría de ADLs. El movimiento consiste en juntar los extremos de los dedos índice y pulgar, generando un posicionamiento de la mano como sería una pinza, según se muestra en la Figura 5.11. Este test se realizó al igual que el anterior colocando el exo-guante sobre un usuario sano y en este apartado se muestran los resultados de un test de validación.

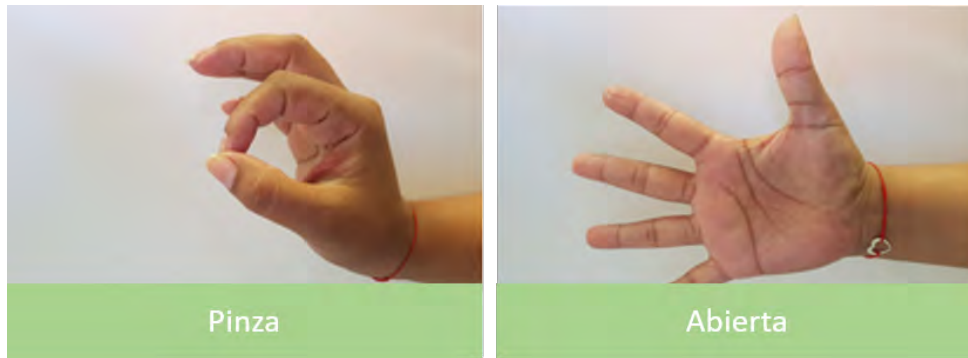


Figura 5.11: Movimientos de pinza y abrir mano que se realizan en la terapia de rehabilitación.

En esta fase de la terapia se realizan también 5 ciclos, realizando el movimiento de pinza, con la flexión del índice y pulgar, la oposición del pulgar, y la extensión de los dedos corazón, anular y meñique, y el movimiento de mano abierta con la extensión de los 5 dedos.

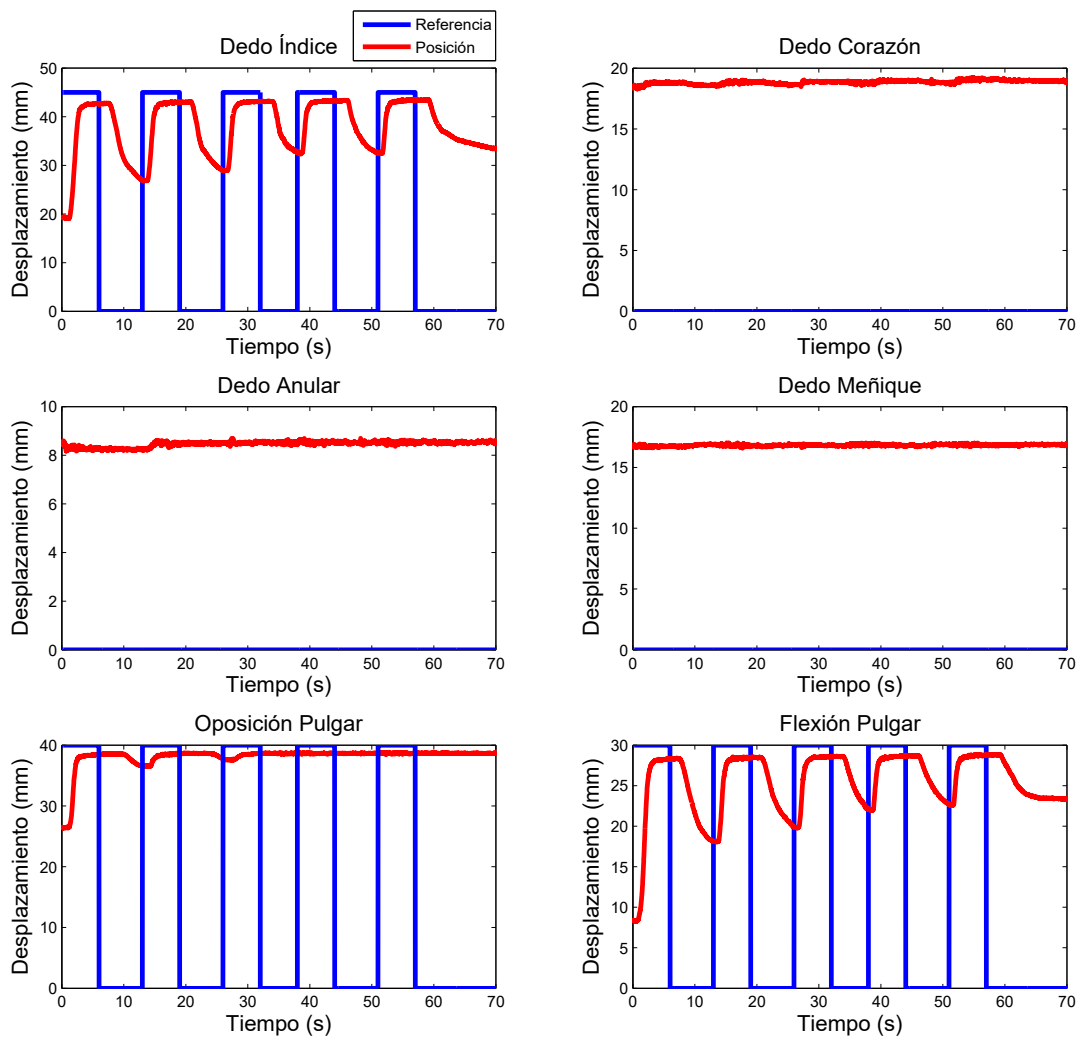


Figura 5.12: Referencia y posición de los actuadores de flexión en terapia de rehabilitación para la pinza durante 5 ciclos.

En la Figura 5.12, se muestra la flexión de todos los dedos y la oposición del pulgar, en este caso el dedo corazón, anular y meñique no realizan la flexión. En el caso de la oposición del pulgar la recuperación de su forma inicial es escasa, debida a la acumulación de calor del actuador.

En la Figura 5.13, se representa la posición de los actuadores cuando se realiza la extensión de los dedos. Para los dedos corazón, anular y meñique están en extensión durante casi toda la terapia de rehabilitación, excepto en el segundo que se produce el descanso entre el movimiento de la pinza y abrir la mano. De esta forma el dedo corazón, anular y meñique no se mantienen continuamente en tensión, evitando la actuación continua de los actuadores y permitiendo el reposo de la mano del paciente cuando se realiza la parada de los actuadores. Por tanto los dedos que tienen movimiento son solo el dedo pulgar y el dedo índice que son los que realizan el movimiento de la pinza.

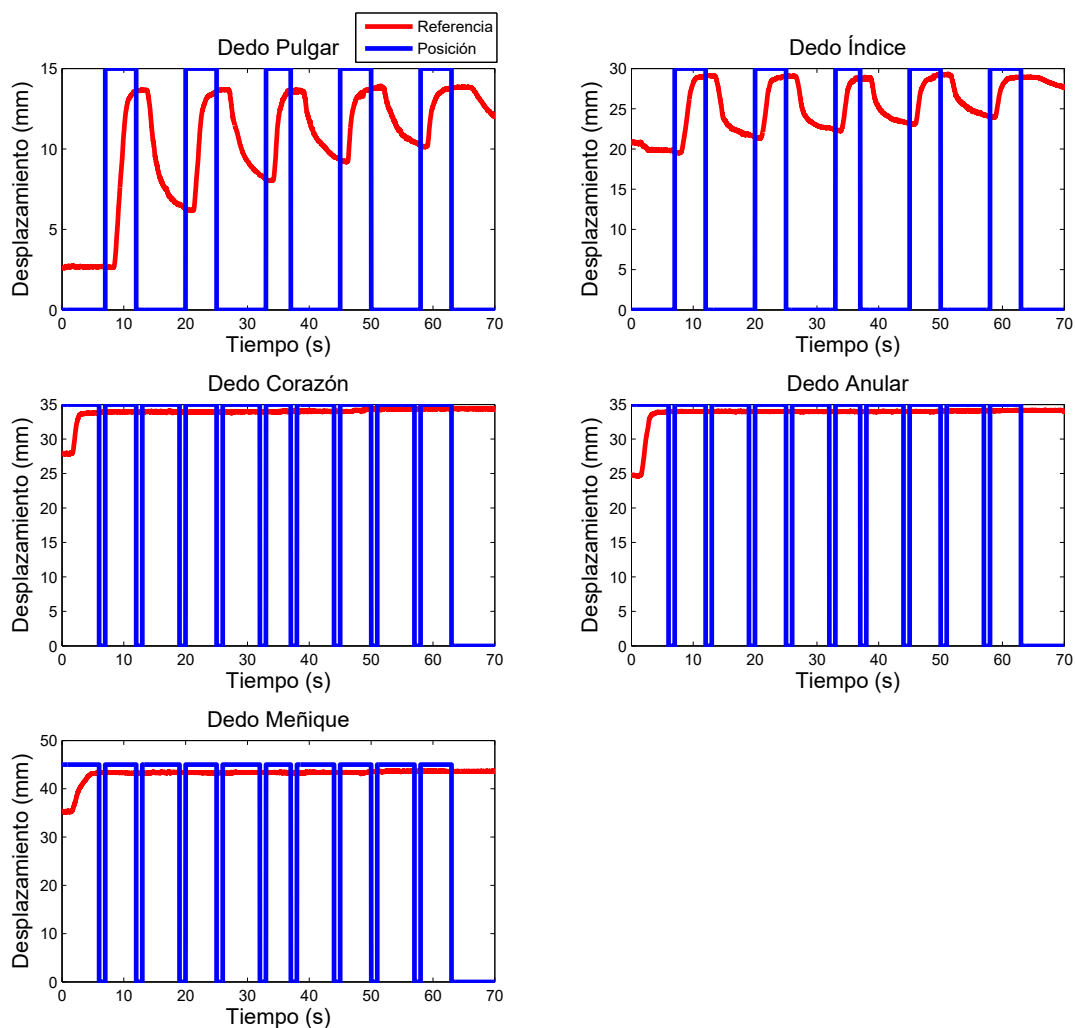


Figura 5.13: Referencia y posición de los actuadores de extensión en terapia de rehabilitación para abrir la mano después de la pinza durante 5 ciclos.

## 5.4. Movimientos repetitivos de abrir la mano y relax

Finalmente, se ha desarrollado una terapia de rehabilitación para ciertos casos, especialmente pacientes que han sufrido un ictus. Generalmente, las personas que han sufrido un ictus y han visto afectada la movilidad del miembro superior, debido a la espasticidad, tienen los músculos de la mano en tensión y la mano cerrada. Por tanto, requieren una terapia de rehabilitación que genere el movimiento de apertura de la mano y posteriormente relajar los músculos para el descanso de los mismos. Esta terapia ayuda a los pacientes a liberar la tensión de los músculos y de esta forma recuperar el movimiento de la mano.

Los movimientos realizados para dicha terapia son los mostrados en la Figura 5.14. En primer lugar, se activan los actuadores de extensión de todos los dedos de la mano para llevar a cabo la completa apertura de la mano y a continuación, después de 6 segundos, se produce la desactivación de todos los actuadores para generar la relajación de los músculos que mueven la mano.



Figura 5.14: Movimientos de abrir la mano y relax que se realizan en la terapia de rehabilitación.

Esta terapia tiene gran importancia para dichos pacientes puesto que, al poder abrir la mano y eliminar la tensión de los músculos que hacen que la mano esté cerrada, les permite recuperar la realización de gran variedad de actividades de la vida diaria. Pero esta terapia tiene cierto problema, ya que en estos casos debemos realizar una mayor fuerza con los actuadores, puesto que hay que vencer una fuerza de oposición al movimiento generada por los músculos del paciente. También es necesario poder controlar la fuerza que el paciente está realizando contra el dispositivo y a la vez la fuerza que están realizando los actuadores, de esta forma se evitan roturas de los actuadores y también se evita que podamos producir daño a los pacientes. Por este motivo esta terapia se ha desarrollado pero solo ha sido probada en usuarios sanos. Se propondrá como trabajo futuro, incluir sensores de fuerza al dispositivo para poder desarrollar el algoritmo de control introduciendo un factor adicional, como es la fuerza.

En la Figura 5.15, se muestra la posición de los actuadores de extensión de los dedos al realizar la apertura de la mano. En este caso no se muestra la posición de los actuadores que realizan la flexión puesto que no hay activación para dichos actuadores. La prueba representada se ha realizado con el exo-guante sobre un usuario sano.



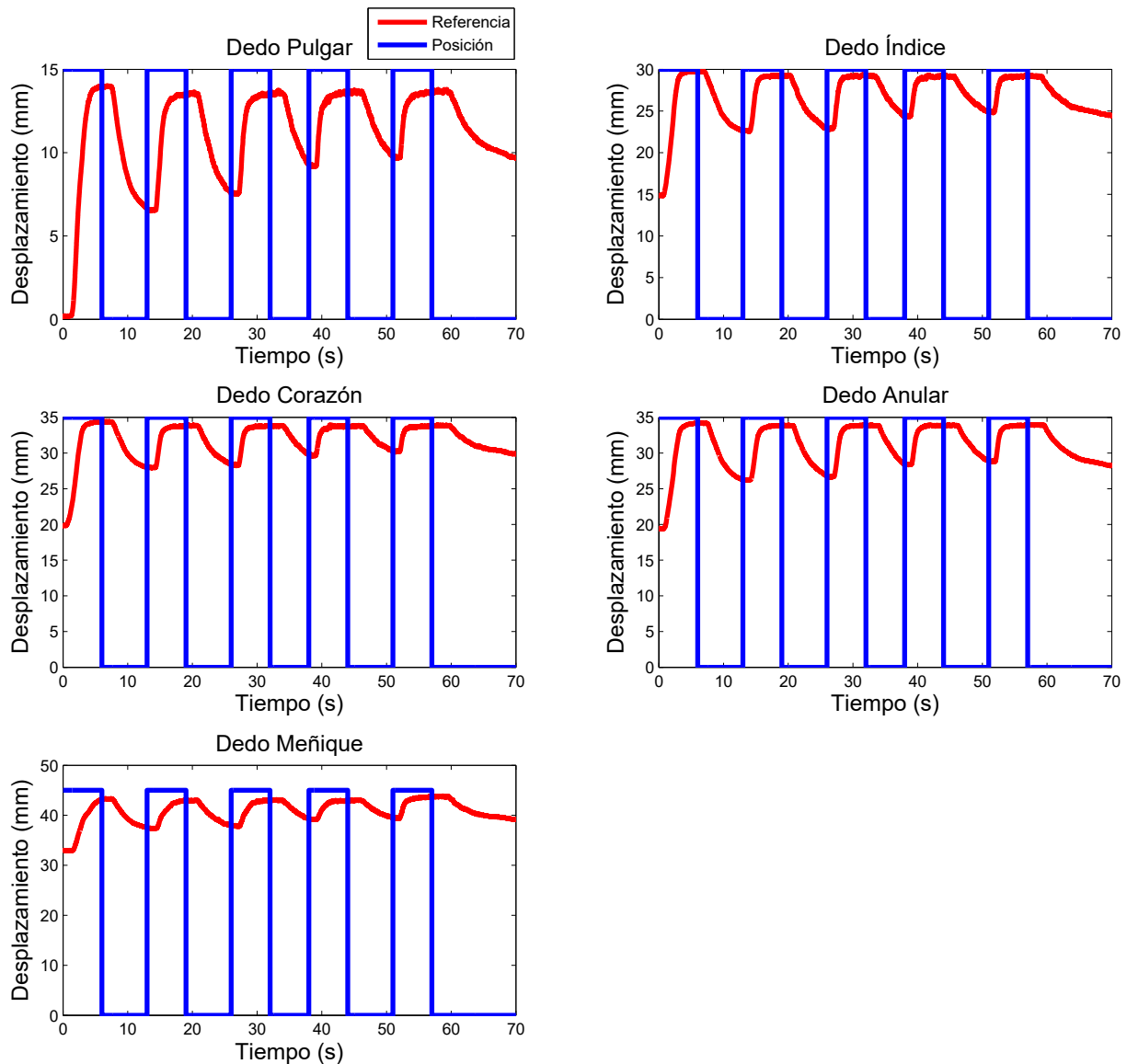


Figura 5.15: Referencia y posición de los actuadores de extensión en terapia de rehabilitación para abrir la mano durante 5 ciclos.

## 5.5. Movimientos para agarre de objetos

Para realizar ciertos tipos de terapia de rehabilitación también es necesario llevar a cabo movimientos de interacción con objetos del entorno cotidiano. También con el objetivo de analizar las limitaciones del exo-guante en diferentes movimientos, se realizó esta validación. Para ello, se desarrollan movimientos de agarre de ciertos objetos de la vida diaria como pueden ser cubiertos, herramientas, manillas de puertas, tiradores, etc. Existen estudios realizados para analizar los gestos de la mano humana para el agarre de determinados objetos del entorno diario [114]. En nuestro caso se han elegido los gestos de la Figura 5.16 para que el guante realice los distintos agarres, de esta forma el exo-guante moviliza la mano del paciente de una forma natural agarrando objetos de las actividades de la vida diaria.

## Hand Gestures

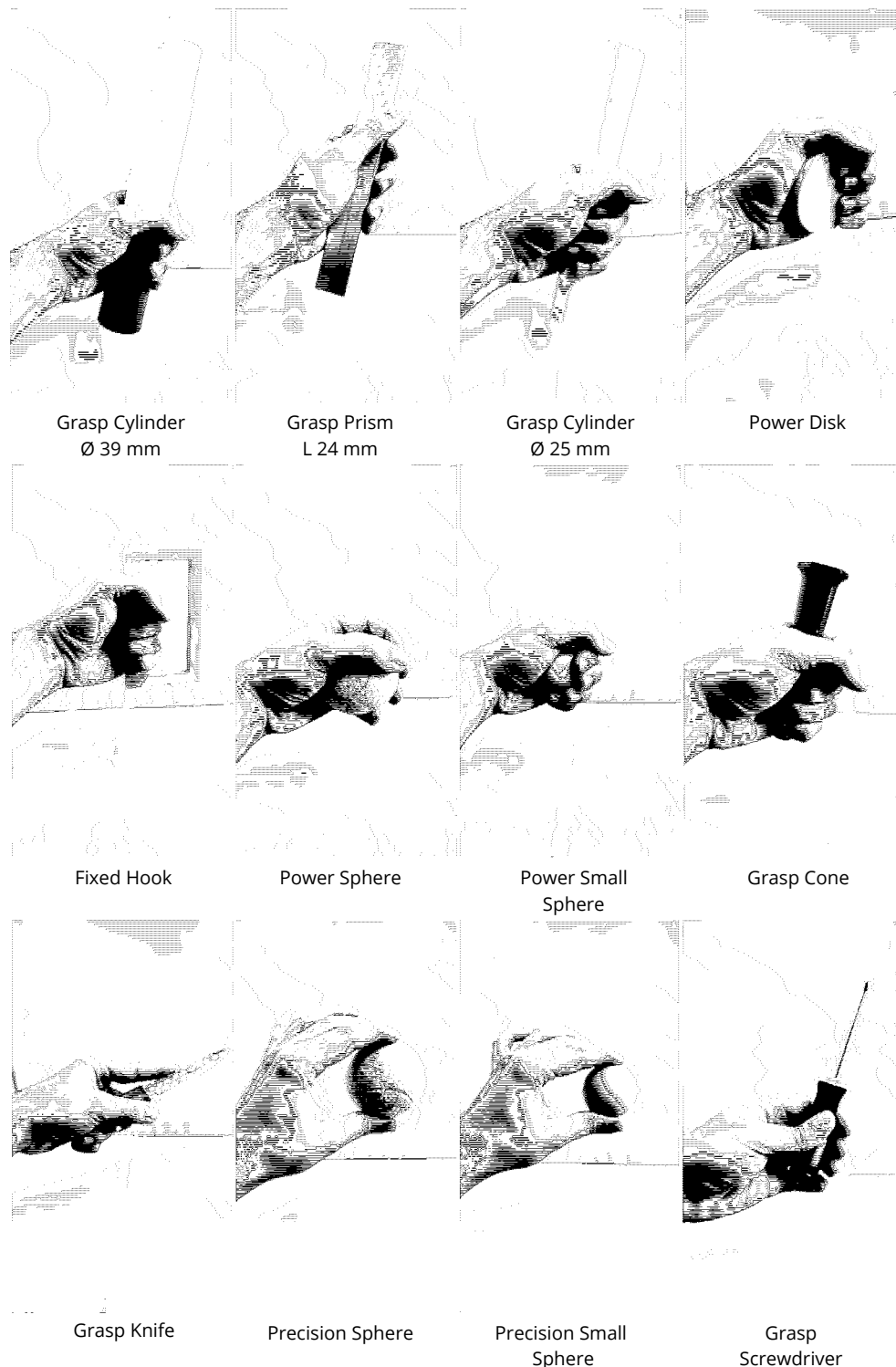


Figura 5.16: Gestos de la mano realizando agarres de objetos.

Los objetos para las pruebas de agarre del exo-guante han sido elegidos de forma simple. Se han seleccionado objetos que durante el agarre se asemejan a ciertos objetos del hogar, por ejemplo los cilindros se asemejan a determinadas botellas, por esto se han elegido cilindros de

diferentes diámetros para cubrir todos los tipos de objetos cilíndricos de la vida diaria. Además, se ha incluido un objeto con forma de cono, que podría asimilarse al agarre de un cucurucho de helado. Otro de los objetos que se ha utilizado es un cuchillo, por la complejidad que requiere agarrar un cuchillo para su utilización durante la tarea de comer. Un gesto importante es el denominado en la Figura 5.16, como *Fixed Hook*, el cuál es similar al agarre de una manilla de una puerta, el agarre de tiradores alargados de determinados elementos de mobiliario e incluso el agarre del tirador de la puerta del coche. Finalmente, es necesario comentar que se han realizado agarres de pelotas de distintos tamaños y también realizando gestos diferentes, en primer lugar son agarres más gruesos de toda la pelota, sin embargo los otros dos movimientos se realizan con precisión como si se fuese a coger un huevo, utilizando el movimiento prensil de la mano.

En el agarre de la mayoría de los objetos está involucrado el movimiento de oposición del pulgar, por este motivo se decidió la implementación de dicho movimiento, puesto que, es uno de los gestos que es más necesario en las actividades de la vida diaria.

A continuación, se van a mostrar las gráficas extraídas de la referencia de posición y la posición real de los actuadores, medida por los potenciómetros lineales, de determinados gestos llevados a cabo por el exo-guante realizando los agarres presentados en la Figura 5.16. Las pruebas se han realizado sobre el banco de pruebas, por tano los agarres se realizan con el exo-guante sobre la réplica de la mano.

### 5.5.1. Agarre de cilindro $\varnothing$ 39mm

En este apartado se muestran los resultados del agarre realizado por el exo-guante, de un cilindro de diámetro 39 mm que podría asimilarse a cualquier tipo de botella de un hogar. El gesto de la mano humana y el agarre del exo-guante se muestra en la Figura 5.17

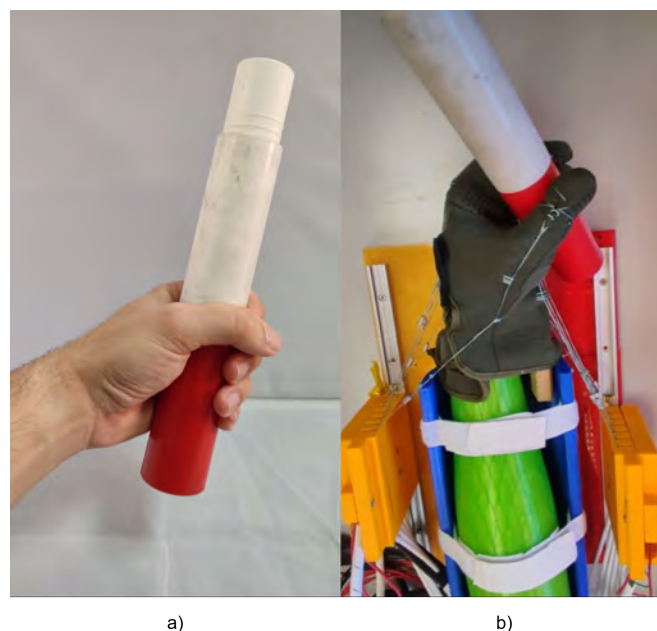


Figura 5.17: Agarre cilindro  $\varnothing$  39mm. a) Gesto de la mano humana. b) Gesto del exo-guante

El movimiento comienza con la actuación de los tendones que realizan la extensión de los dedos para facilitar posteriormente el agarre del objeto. La apertura de la mano se realiza durante los primeros 6 segundos y posteriormente durante los 9 segundos próximos se activan los actuadores para realizar la flexión de los dedos, proporcionando una referencia para el desplazamiento de los actuadores (Figura 5.18). Dicha referencia se obtiene en primer lugar realizando una estimación de la posición de los dedos para el correcto agarre y a continuación se hacen pruebas, en las cuales se testean diferentes referencias hasta que el objeto queda bien agarrado por la mano.

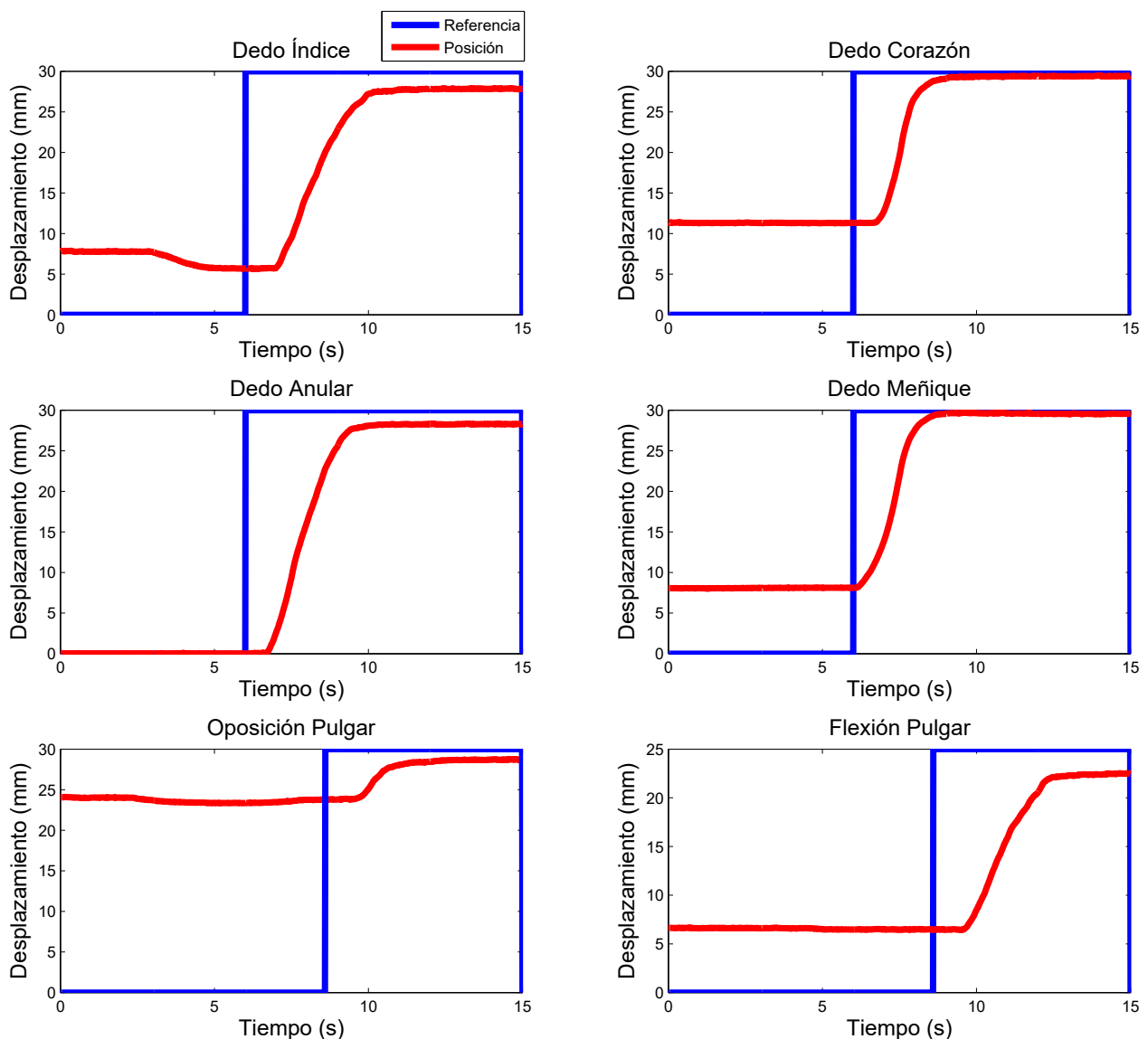


Figura 5.18: Referencia y posición real de los actuadores de flexión en el agarre de un cilindro de  $\varnothing$  39mm.

Un aspecto a comentar sobre la Figura 5.18, es que como se observa, la referencia de la oposición del pulgar y de la flexión del pulgar, comienza con retraso con respecto al resto de dedos. En este caso se ha programado para que la referencia del pulgar se aplique después que el resto de dedos hayan llegado a su referencia con un error de  $\pm 3$  mm. Esto se realiza con el objetivo de no producir choque entre el dedo pulgar y el resto de dedos, también para hacer el agarre burdo con el resto de dedos y aplicar precisión al movimiento a través de la flexión y oposición del pulgar.

### 5.5.2. Agarre de prisma de lado 24 mm

Otra prueba que se ha realizado ha sido con un prisma de lado 24 mm. El objetivo de dicha prueba ha sido testear el agarre de objetos con una forma más irregular, en comparación con el cilindro. En este caso el agarre principal se realiza con los dedos índice, corazón, anular y meñique, finalmente con la flexión del pulgar se aporta sujeción al objeto en el agarre. En este caso no se actúa la oposición del pulgar puesto que con la pequeña flexión generada se logra un agarre correcto del objeto. El movimiento que se realiza en esta prueba se muestra en la Figura 5.19.

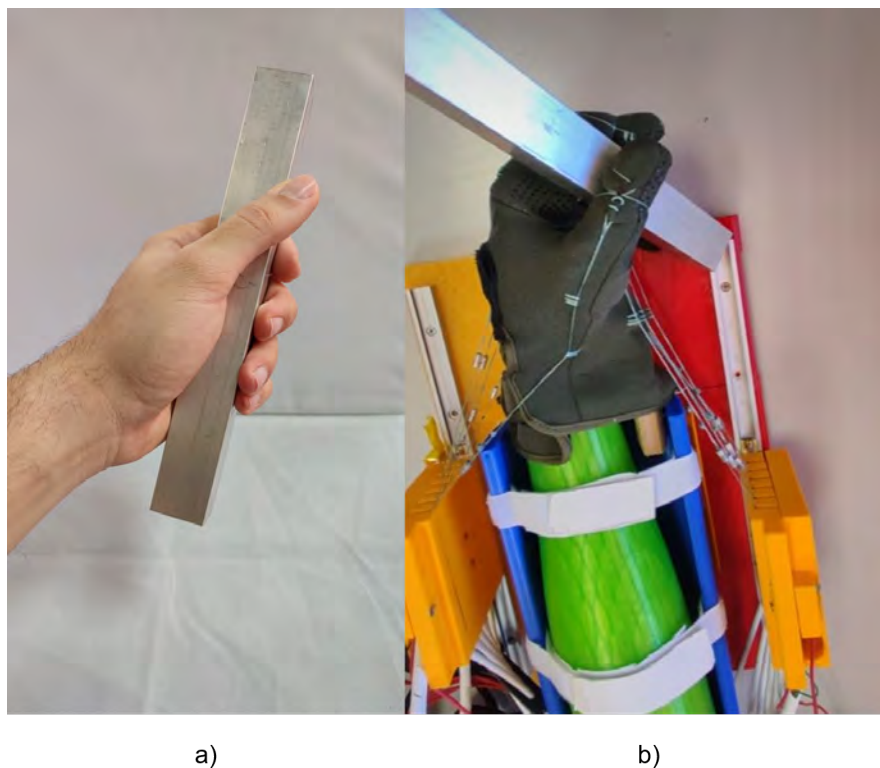


Figura 5.19: Agarre prisma de lado 24 mm. a) Gesto de la mano humana. b) Gesto del exo-guante

En la Figura 5.20 se representa la referencia y la posición real de los actuadores del exo-guante en el agarre del prisma de lado 24 mm. En este caso, al igual que ocurría en el agarre del cilindro, se realiza una extensión total de los dedos para la apertura de la mano durante los

primeros 6 segundos y a continuación, comienza el movimiento de flexión para el agarre del objeto. El tiempo empleado para todo el movimiento completo es de 15 segundos, 6 segundos son utilizados para la apertura de la mano y 9 segundos para la flexión de los dedos y el agarre del objeto. En comparación con el agarre del cilindro, el movimiento de los dedos índice, corazón, anular y meñique son muy similares. El único cambio existente en dicho agarre, es que no se actúa la oposición del pulgar, puesto que se le suministra una referencia pero debido a la posición de reposo de la mano, el pulgar ya se encuentra por encima de esa posición. Por tanto, en este caso no sería necesario generar referencia para dicho actuador.

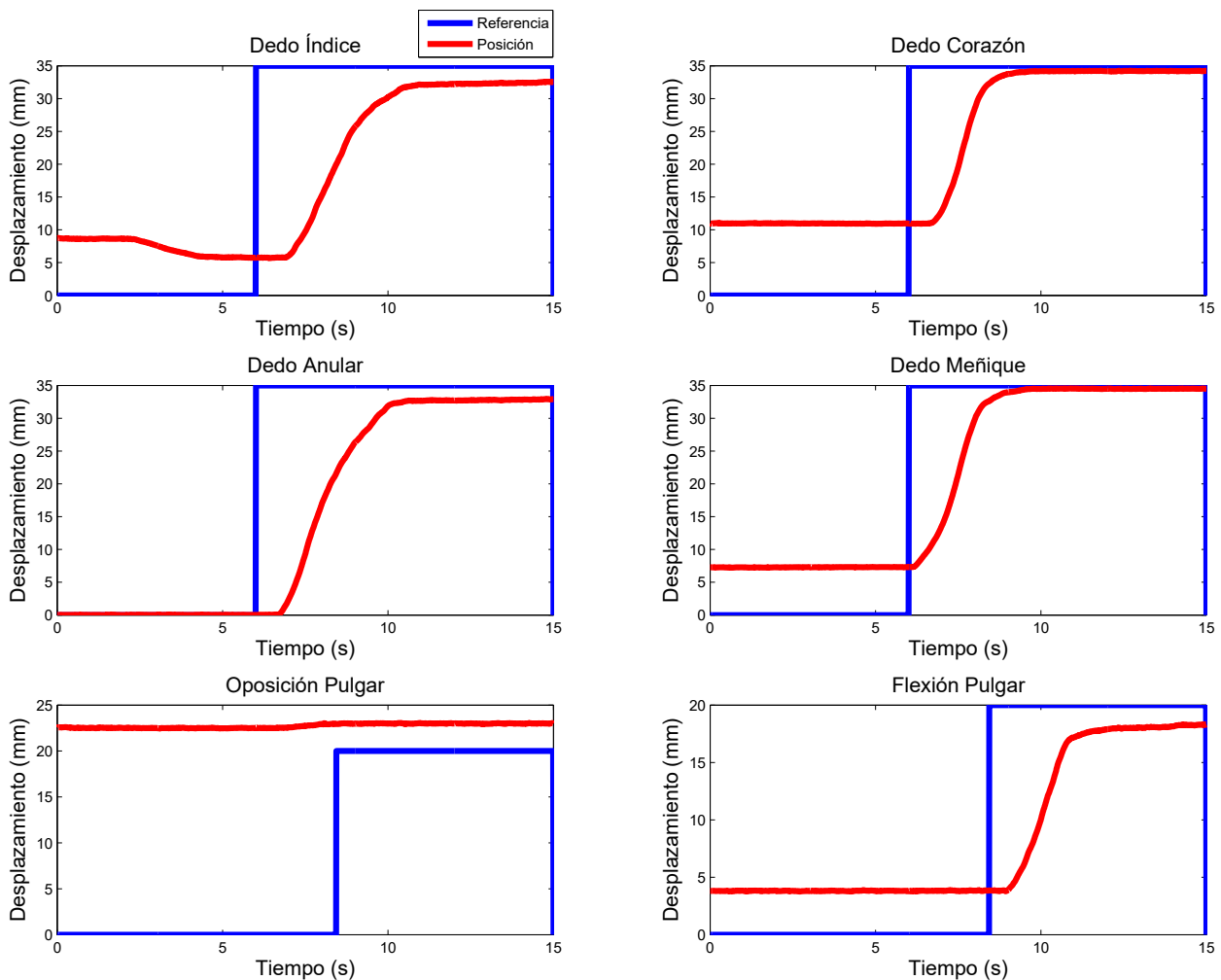


Figura 5.20: Referencia y posición real de los actuadores de flexión en el agarre de un prisma de lado 24 mm.

En el caso representado en la Figura 5.20, también se observa que los actuadores del dedo pulgar inician su actuación con retraso con respecto al resto de dedos, como ocurría en el agarre del cilindro, de esta forma se evitaban choques entre los dedos y provocaba la acomodación final del agarre con el movimiento del pulgar.

### 5.5.3. Agarre de cilindro de $\varnothing$ 25 mm

A continuación se presentan los resultados de la prueba de agarre de un cilindro de  $\varnothing$  25 mm, en este caso el movimiento es similar al cilindro de  $\varnothing$  39 mm, pero en este caso los actuadores van a recibir una referencia mayor para agarrar con precisión el cilindro de diámetro 25 mm. Se ha elegido dicho objeto por su semejanza a ciertos utensilios de la vida diaria como puede ser un cepillo de pelo. El gesto de la mano y el realizado por el exo-guante aparece en la Figura 5.21.

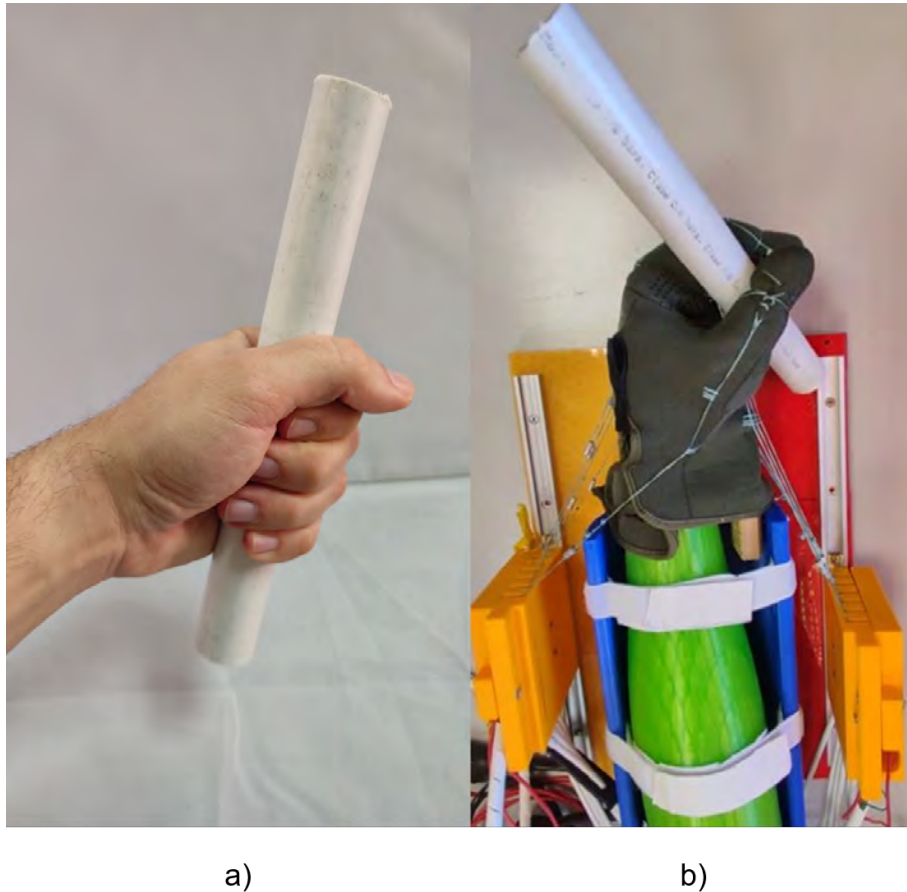


Figura 5.21: Agarre de cilindro de  $\varnothing$  25 mm. a) Gesto de la mano humana. b) Gesto del exo-guante

Durante esta prueba la distribución de tiempo para el movimiento es similar al resto de agarres ya comentados, se utilizan los primeros 6 segundos para la apertura de la mano y facilitar el posterior agarre. A continuación, los 9 segundos próximos hasta 15 segundos que es el final de la prueba, se activan los actuadores de flexión de todos los dedos y el de oposición del pulgar para realizar el agarre del cilindro de diámetro 25 mm. En este tipo de agarre si es útil la oposición del pulgar, igual que ocurría para el cilindro más grueso anteriormente explicado, por tanto se genera una referencia para provocar la activación de dicho actuador.

Al igual que se ha comentado en los otros agarres explicados hasta ahora, los actuadores para los movimientos del actuador del dedo pulgar se activan cuando el resto de dedos ya han alcanzado aproximadamente la referencia (Figura 5.22).

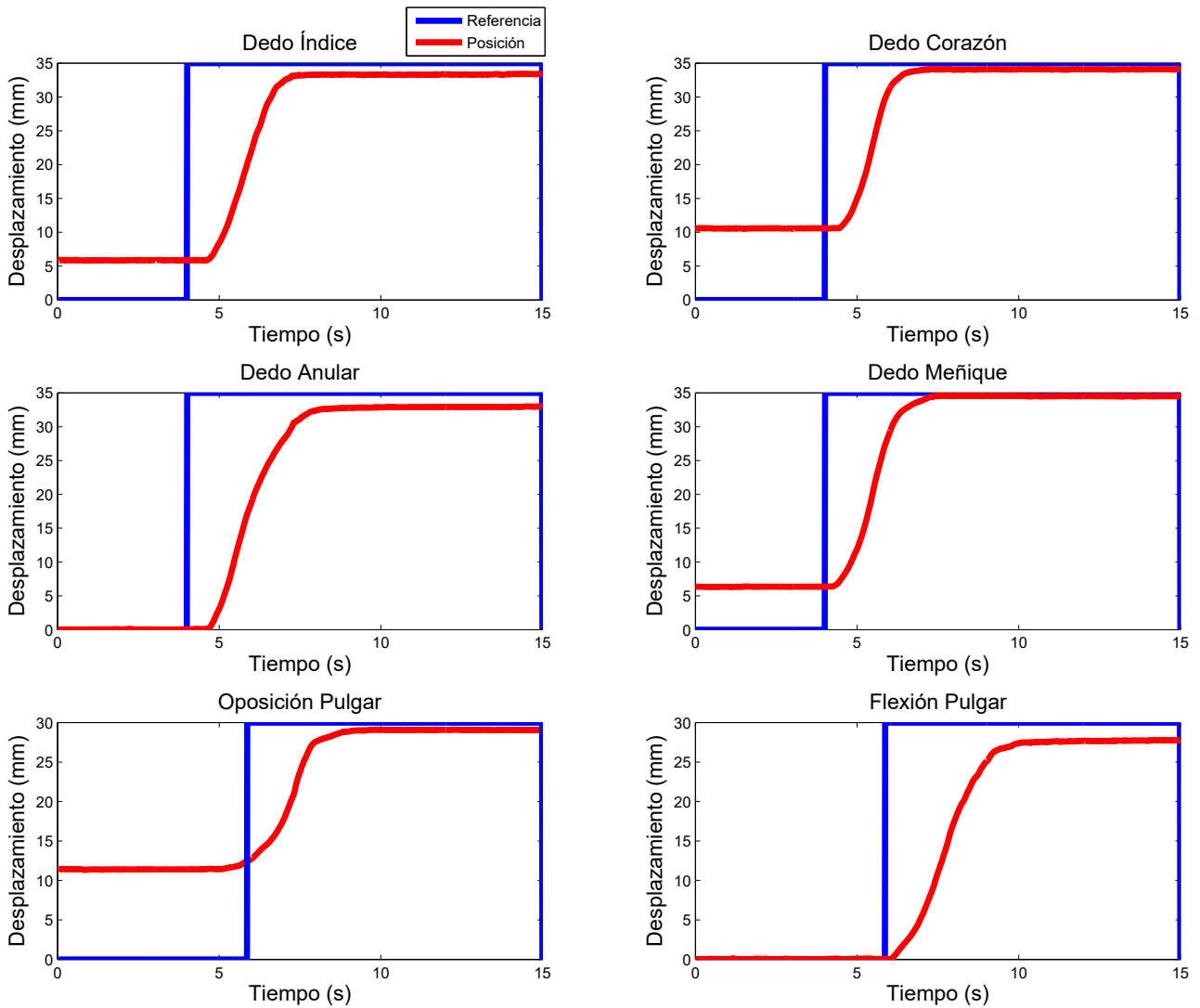


Figura 5.22: Referencia y posición real de los actuadores de flexión en el agarre de un cilindro de  $\varnothing$  25 mm.

En la Figura 5.22 se observa que las referencias de los dedos índice, corazón, anular y pulgar son mayores que para el cilindro de diámetro 39 mm, debido a que la mano debe quedar más cerrada para sujetar correctamente el cilindro de diámetro 25 mm. La referencia máxima para estos dedos en este agarre es de 35 mm medidos en el potenciómetro lineal de la caja sensorizada.



#### 5.5.4. Agarre tirador cuadrado

El caso de estudio actual tiene gran importancia puesto que es el agarre de un tirador cuadrado que puede asimilarse a una manilla de una puerta, el tirador de cualquier mueble, incluso el tirador de apertura de la puerta del coche. En este caso el agarre es similar al del prisma de lado 24 mm, pero en este caso el prisma tiene un lado de 10 mm. El gesto realizado por la mano humana para el agarre de dicho tirador y el movimiento replicado por el exo-guante se muestra en la Figura 5.23.

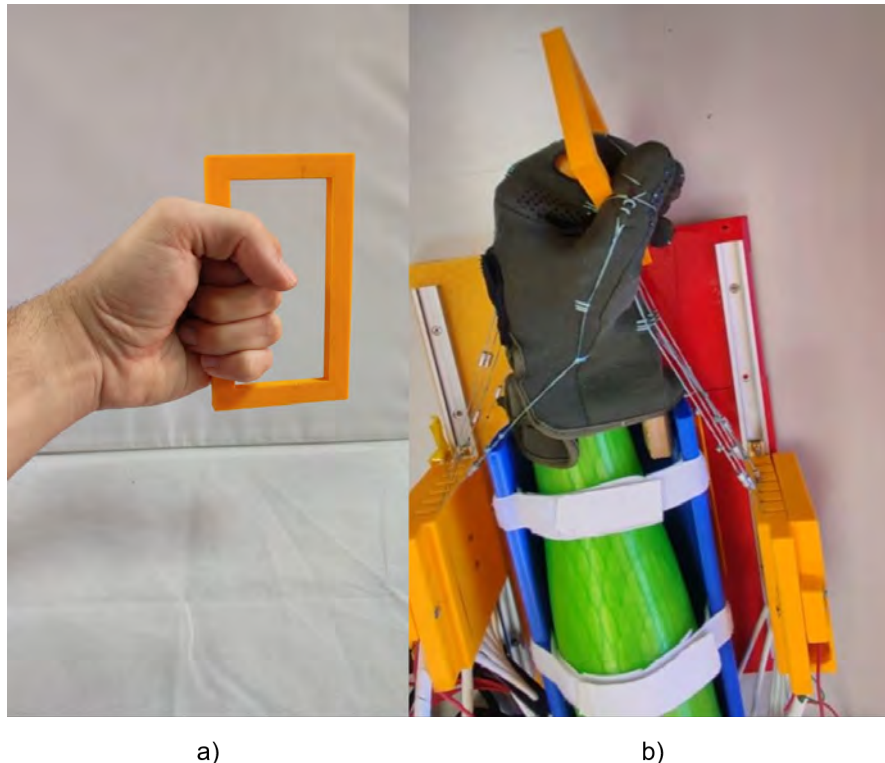


Figura 5.23: Agarre de tirador cuadrado. a) Gesto de la mano humana. b) Gesto del exo-guante

El movimiento, también, comienza con la apertura de la mano a través de la extensión de los 5 dedos de la mano durante los 6 primeros segundos, posteriormente se procede a la flexión de los dedos índice, corazón, anular y meñique. En este caso no se activa la oposición del pulgar puesto que el estado de reposo de la mano ya posiciona el dedo pulgar en la posición necesaria para realizar el agarre. Sin embargo, si se realiza una pequeña flexión del dedo pulgar para acomodar el agarre del tirador, según se muestra en la Figura 5.24.

Comparando esta prueba (Figura 5.24) con la realizada para el prisma de lado 24 mm (Figura 5.20), se observa que los movimientos de los dedos en flexión son similares, con la única diferencia de que en el caso del tirador se debe suministrar una referencia mayor a los dedos índice, corazón, anular y meñique, para posibilitar una mayor sujeción del objeto. Esta referencia se fija en 45 mm para dedo índice, corazón y anular, y en 35 mm en el meñique, este último dedo tiene menor movimiento puesto que el resto de dedos ya tienen agarrado el tirador, por tanto el meñique solo aporta cierta colocación de la mano.

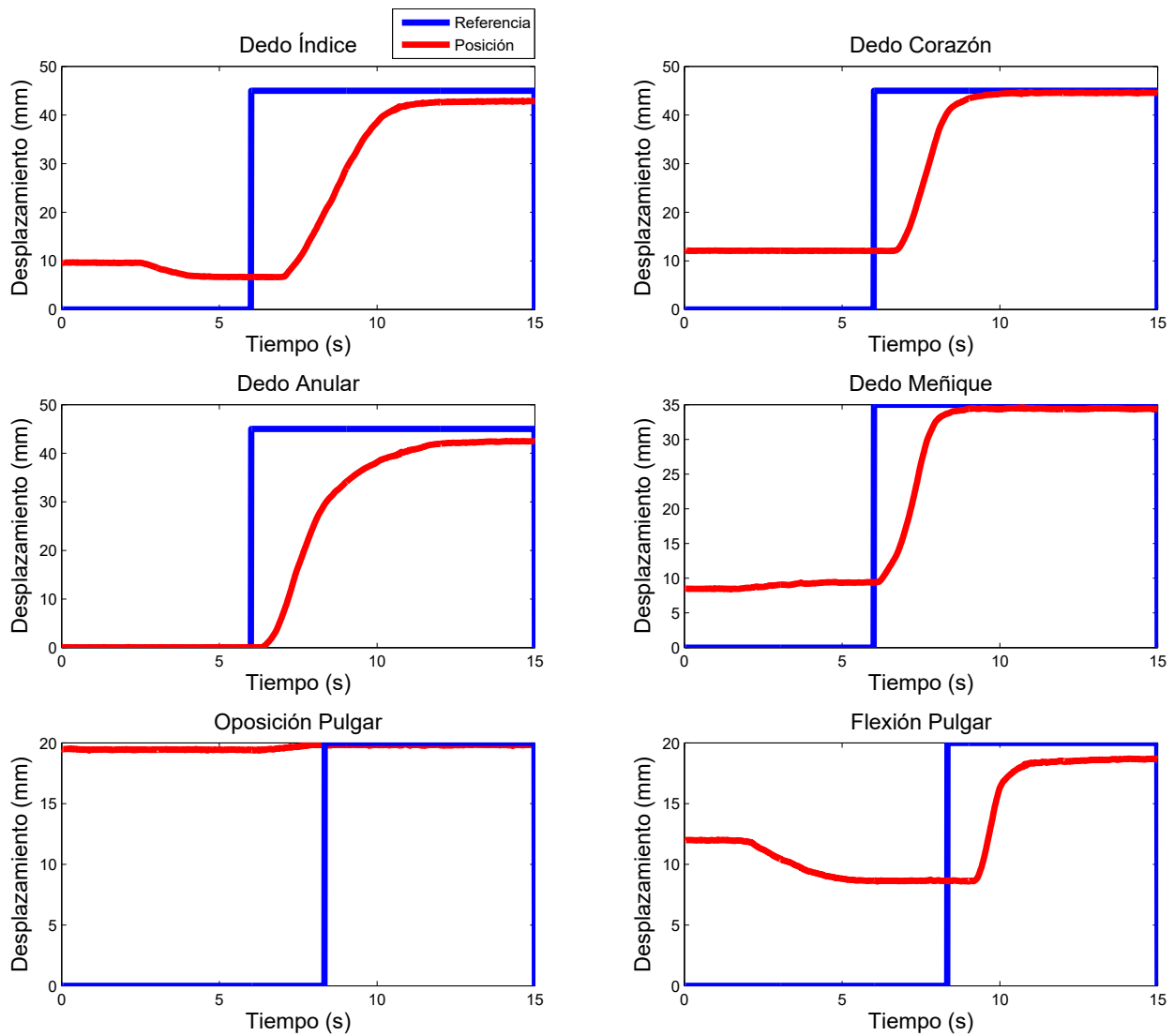


Figura 5.24: Referencia y posición real de los actuadores de flexión en el agarre de un tirador cuadrado.

También en este caso se vuelven a activar los actuadores tanto de flexión del pulgar y la oposición del mismo, con retardo, cuando la posición real del resto de dedos alcanza aproximadamente el valor de 30 mm. La oposición del pulgar no llega a activarse puesto que la mano en posición de reposo ya garantiza el agarre del objeto.

### 5.5.5. Agarre de pelota de tenis

Este apartado se dedica al análisis del movimiento que realiza el agarre de la pelota de tenis. Este objeto es grande con respecto a las dimensiones de la palma de la mano, pero en este caso tienen gran importancia los movimientos del pulgar, tanto la flexión como la oposición del pulgar. El objetivo de realizar el movimiento de agarre de la pelota de tenis también tiene un sentido, al asimilarse al agarre de una pieza de fruta, como puede ser una manzana o una naranja, que es una tarea que se realiza durante la vida diaria. En la Figura 5.25 se muestra el gesto realizado por la mano humana y también, el agarre de la pelota de tenis realizada por el exo-guante sobre el banco de pruebas.

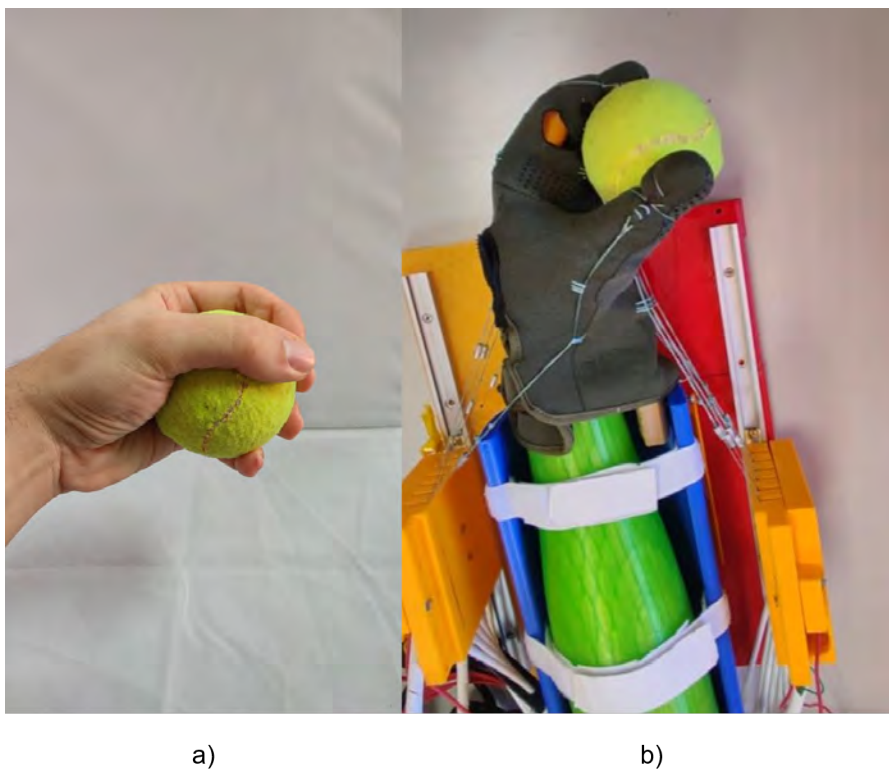


Figura 5.25: Agarre de pelota de tenis. a) Gesto de la mano humana. b) Gesto del exo-guante

En la Figura 5.26 se muestra la referencia generada para cada uno de los actuadores que realizan la flexión de los dedos y la oposición del pulgar, junto con la posición real de los actuadores, medida por los potenciómetros lineales de la caja sensorizada. En este caso, igual que se realiza en los anteriores, se produce la apertura de la mano durante los primeros 6 segundos. Para esta prueba la apertura de la mano es de gran importancia puesto que el objeto es grande y debe ser abarcado bien por los dedos de la mano. Una vez realizada la apertura se acerca la pelota de tenis a la palma de la mano y a continuación, se activan los actuadores de la flexión de la mano para realizar el agarre durante 9 segundos. Por tanto, la duración de la prueba es de 15 segundos igual que en los agarres del resto de objetos.

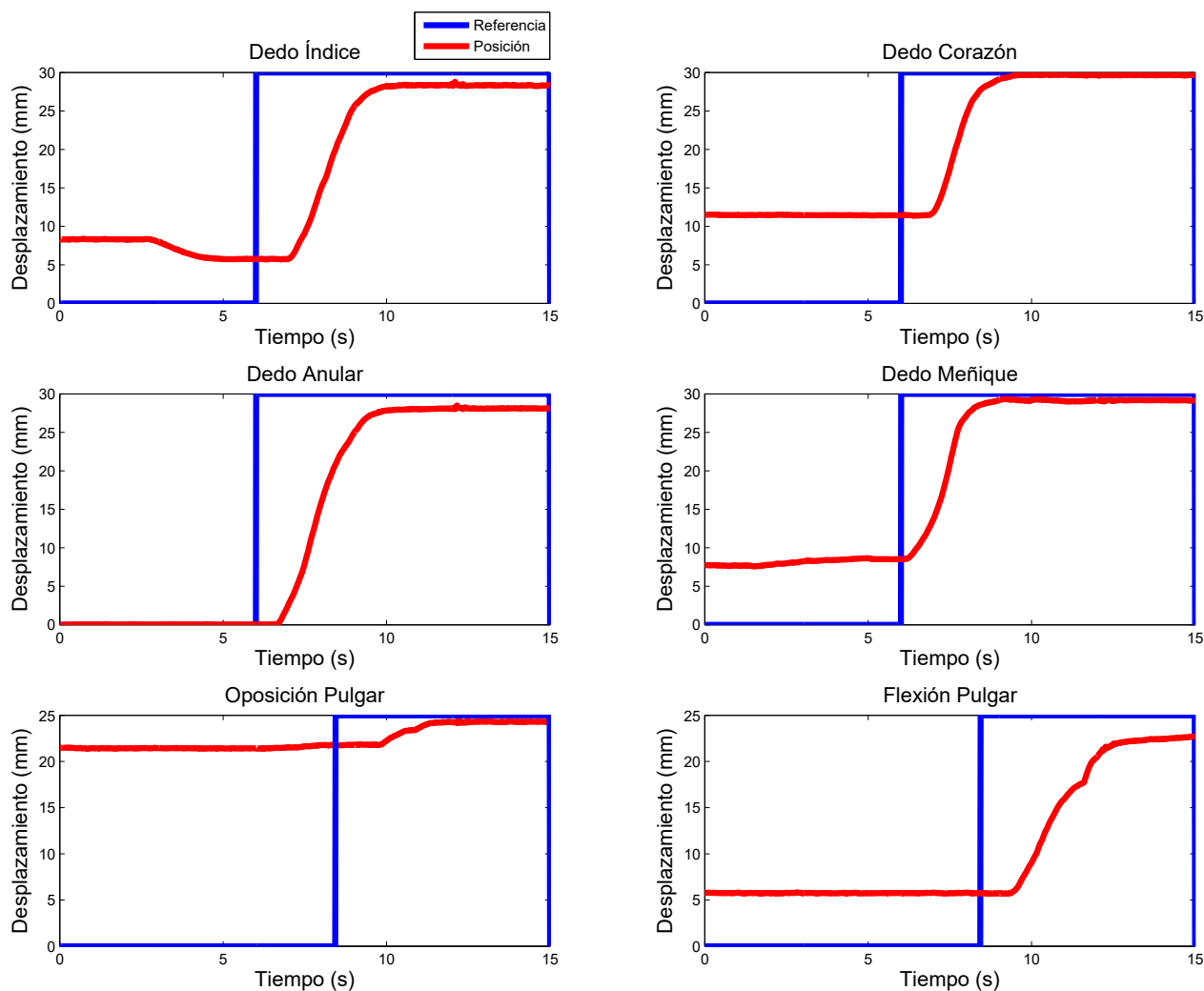


Figura 5.26: Referencia y posición real de los actuadores de flexión en el agarre de una pelota de tenis.

En este caso se puede observar que la posición real de los actuadores alcanza la referencia perfectamente, lo que es posible debido al ajuste de la referencia para el objeto en cuestión. Para la pelota de tenis las referencias deben ser bajas puesto que, al ser un objeto de grandes dimensiones, los dedos tienen un recorrido pequeño. Tampoco pueden ser referencias muy grandes porque en este caso se produciría una tensión elevada en los actuadores, puesto que no podrían llegar a la referencia debido a la interposición del objeto, y se produciría un excesivo error entre la referencia y la posición real de los actuadores.

### 5.5.6. Agarre de cuchillo

Finalmente, uno de los agarres con mayor sentido en la vida diaria, es movimiento de agarre de un cuchillo. Este objeto es uno de los que permite aportar independencia a una persona para la tarea de comer, puesto que una cuchara y un tenedor se pueden agarrar por el mango, cerrando el puño y sin necesidad de destreza. Sin embargo el agarre del cuchillo requiere fuerza y destreza para poder realizar cortes en los alimentos. De esta forma queda justificada la realización de dicha prueba con el exo-guante. En la Figura 5.27 se muestra el gesto de agarre de un cuchillo por la mano humana y el mismo movimiento realizado por el exo-guante sobre el banco de pruebas. Se puede observar que el movimiento de agarre del cuchillo es replicado de forma similar a como lo hace la mano humana.

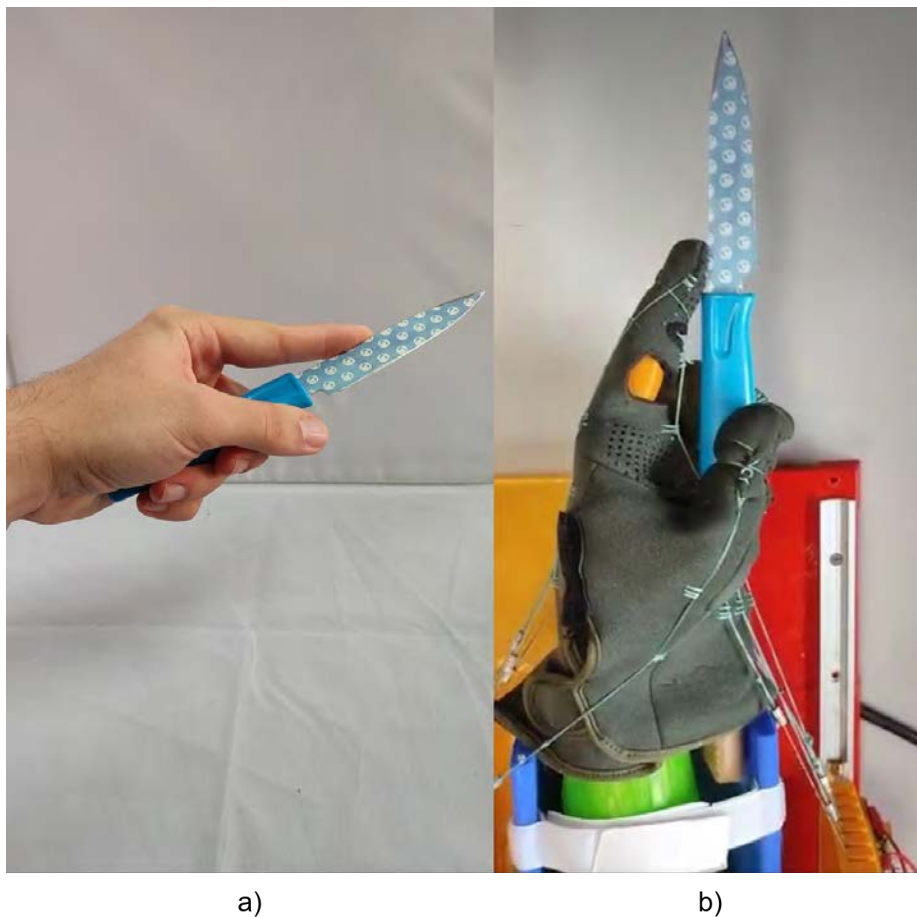


Figura 5.27: Agarre de cuchillo. a) Gesto de la mano humana. b) Gesto del exo-guante

La peculiaridad del agarre del cuchillo es que no necesita la activación del dedo índice puesto que en este movimiento el dedo índice en reposo se apoya sobre la hoja del cuchillo. Por eso en este caso no se genera referencia para la flexión del dedo índice (Figura 5.28). Para el resto de dedos de la mano se proporciona la máxima referencia para flexión. Los dedos importantes en este agarre son el índice que ya se ha comentado anteriormente, el dedo corazón y el dedo pulgar. Estos dos últimos son los que realizan el agarre del mango del cuchillo, realizando una pinza entre el dedo pulgar y el lateral del dedo corazón.

Una diferencia a comentar respecto al resto de casos es que en este caso se actúan tanto la flexión y la oposición del pulgar sin retraso (Figura 5.28). Esto ocurre puesto que en este caso el principal movimiento de agarre lo realiza el dedo pulgar junto con el dedo corazón, y además no hay posibilidad de choque entre el dedo pulgar y el dedo índice, puesto que este último no se mueve y queda en reposo.

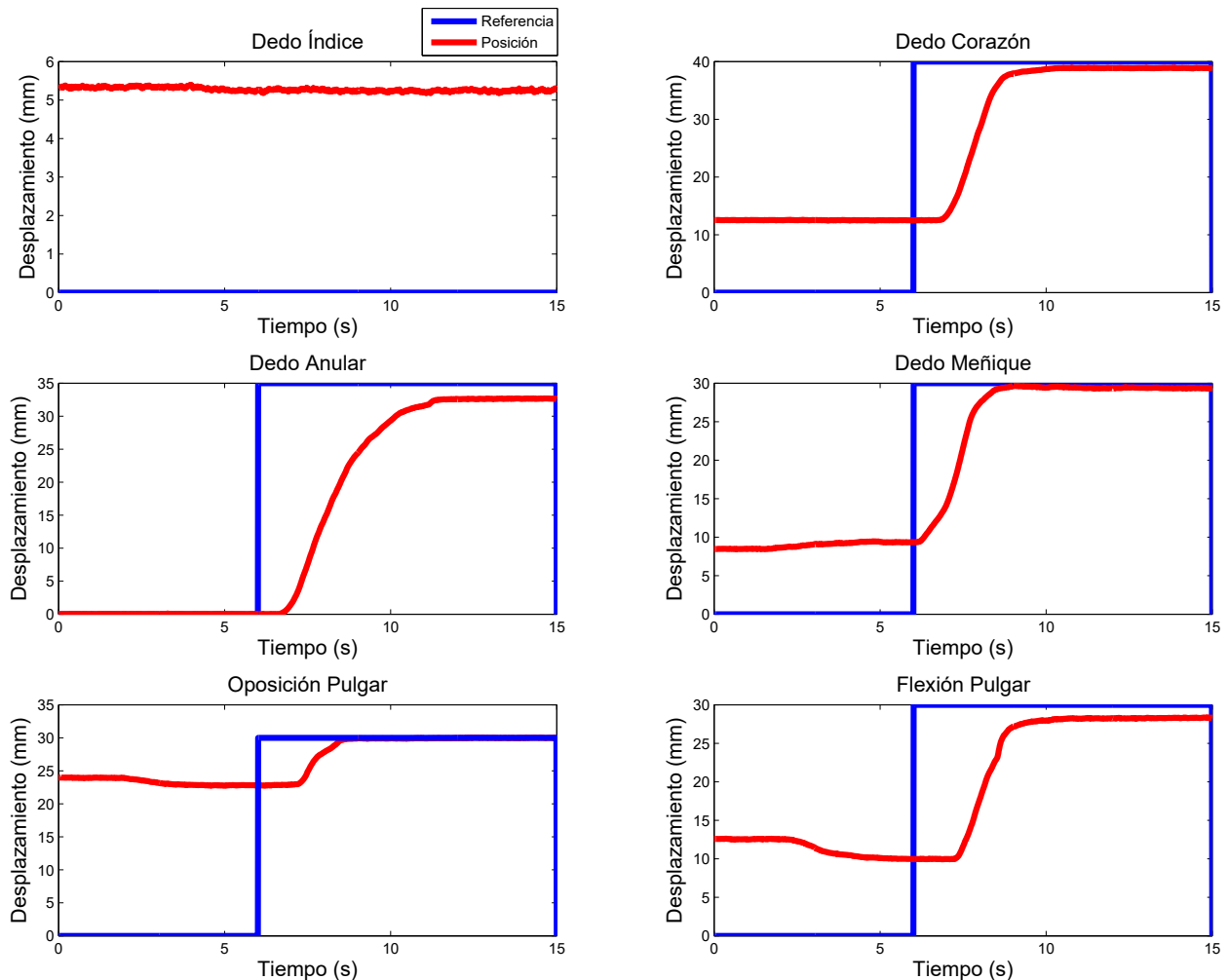


Figura 5.28: Referencia y posición real de los actuadores de flexión en el agarre de un cuchillo.

En la Figura 5.28, se observa que en la posición real de los actuadores apenas existe error con respecto a las referencias generadas para dicho movimiento, por tanto el algoritmo de control de los actuadores está funcionando correctamente y esto permite realizar los movimientos de agarre de forma más precisa.

### 5.5.7. Análisis del error en los movimientos de agarre

Finalmente, se ha realizado un estudio del error de posición de los actuadores que actúan la flexión de los dedos de la mano para todos los movimientos de agarre que aparecen en la Figura 5.16. De todos estos agarres se han elegido los resultados de los agarres de mayor interés y se han explicado en los apartados anteriores. El resto de movimientos, tienen unos resultados similares. Sin embargo, en este apartado se analiza el error que es uno de los parámetros más importantes para validar el funcionamiento del dispositivo. Para evaluar el error se ha decidido implementar un gráfico de “Caja y Bigotes”, ya que nos muestra la distribución del error de todos los actuadores de flexión para cada uno de los movimientos.

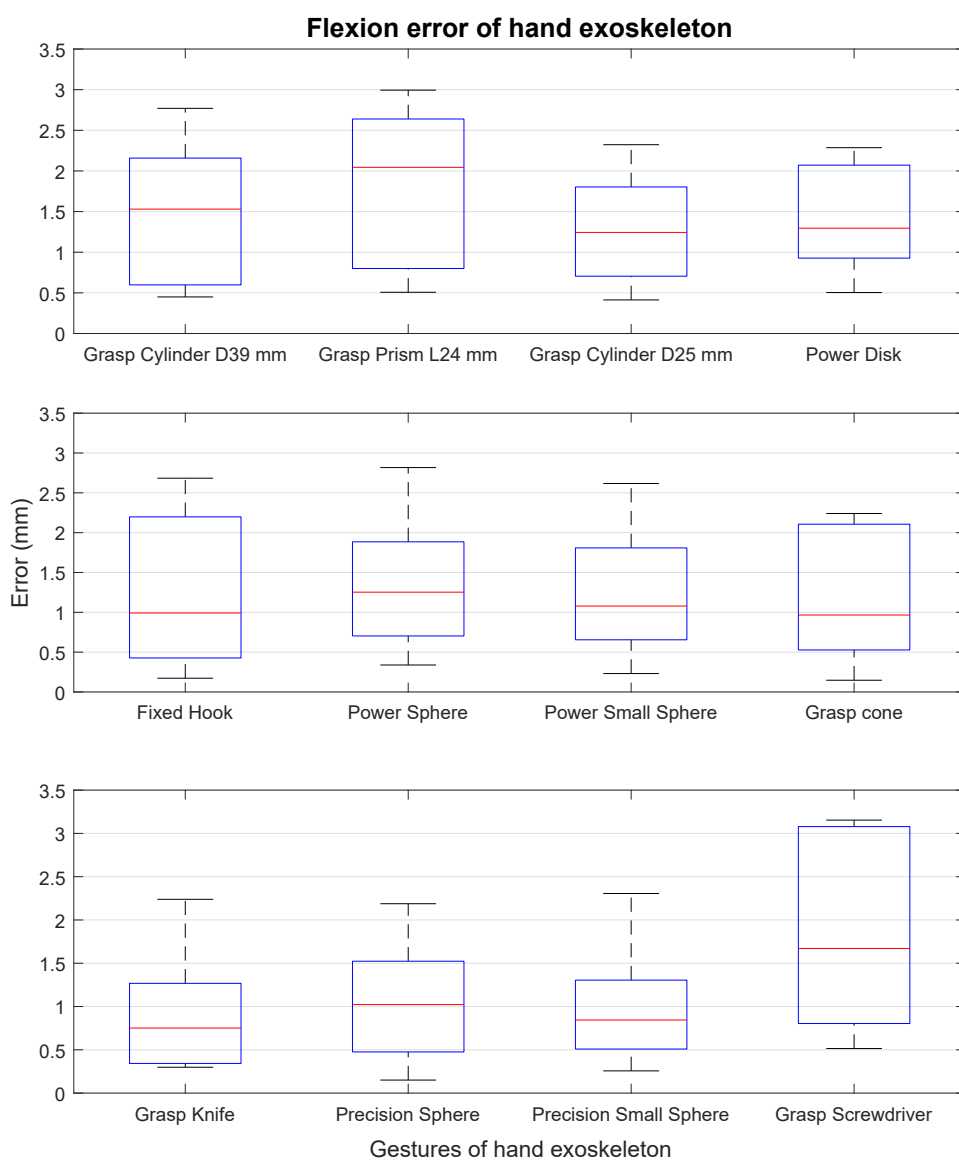


Figura 5.29: Representación de la distribución del error de todos los actuadores involucrados en cada movimiento.

En la Figura 5.29 se muestran las gráficas del error para todos los movimientos, se representa en rojo la mediana de la distribución de errores para cada uno de los actuadores. Los límites de la caja azul representan el primer cuartil y el tercer cuartil, y por último "los bigotes" se representan en negro y coinciden con los valores extremos de la distribución del error.

El máximo error que se obtiene para todos los movimientos se encuentra alrededor de 3 mm. Este valor es únicamente sobrepasado escasamente en el caso del movimiento de agarre de un destornillador, esto puede haber ocurrido por un fallo en el ajuste de la referencia que era necesaria proporcionar para completar dicho agarre.

En el caso del valor de la mediana de las distribuciones del error, solo en la prueba del agarre del prisma de lado 24 mm, alcanza el valor de 2 mm. En el resto de casos, la mediana de los errores se sitúa entre 0,75 mm (agarre del cuchillo) y 1,5 mm (agarre cilindro  $\varnothing$  39 mm).

Por último, como evaluación general de la precisión del dispositivo, se puede decir que el error máximo de 3 mm es aceptable, puesto que el dispositivo completa todos los agarres de forma correcta, sujetando perfectamente los objetos durante el tiempo que se han realizado las pruebas.

## **5.6. Pruebas funcionales con pacientes**

Finalmente, para validar el funcionamiento del dispositivo, se han desarrollado pruebas con pacientes reales en el Hospital San Vicente de Madrid. El objetivo de dichos tests es analizar los posibles problemas del exo-guante durante terapias de rehabilitación. La validación se ha realizado con 12 pacientes, todos afectados por ictus, con hemiparesia izquierda en diferentes grados. La media de edad de los pacientes ha sido de 58 años, variando la edad desde los 42 años hasta los 75 años. Todos los pacientes firmaron el consentimiento informado y todas las pruebas se realizaron bajo la supervisión de un fisioterapeuta en todo momento.

Las pruebas de validación consisten en el ajuste del exo-guante sobre el paciente y posteriormente se ha desarrollado un programa similar al realizado cuando se lleva a cabo una terapia de rehabilitación.

### **5.6.1. Análisis de facilidad de colocación**

En la evaluación del ajuste del guante, se ha podido observar que con respecto a las anteriores versiones de exo-guante, en las que el guante no tenía ninguna abertura, la nueva versión al tener aberturas en los dedos facilita la colocación del exo-guante en pacientes que no tienen movilidad en la mano o tienen cierta rigidez o espasticidad en la mano. El diseño abierto del guante facilita ajustar los puntos guía de los tendones artificiales en el lugar adecuado para poder completar los movimientos correctamente. Uno de los problemas observados, es que, aunque el guante es ajustable, es necesario elaborar varios guantes de diferentes tallas y dimensiones, en los que se dispongan los tendones artificiales, de esta forma se asegura la colocación adecuada



sobre las manos de todos los pacientes, puesto que cada persona tiene una dimensión determinada de la mano. En la Figura 5.30 se puede ver la disposición del exo-guante sobre alguno de los pacientes.



Figura 5.30: Pruebas de validación con pacientes

### **5.6.2. Descripción de las pruebas**

Durante la validación las pruebas consistieron en, primero, una terapia en la que se movilizaban los dedos de la mano de forma independiente, comenzando por el dedo pulgar, haciendo flexión y extensión del mismo, y así sucesivamente hasta el dedo meñique. A continuación, se espera un pequeño periodo de 3 minutos para que dé tiempo al enfriamiento de los hilos. Posteriormente, se desarrolla una terapia de recuperación de la movilidad basado en el movimiento de la mano realizando puño y apertura de la mano durante 5 ciclos, y después, se realiza una misma terapia de 5 ciclos pero en este caso se realizan los movimientos básicos de pinza y apertura.

### **5.6.3. Resultados de las pruebas en pacientes**

En primer lugar, la terapia que moviliza los dedos de forma independiente se ha realizado generando referencias escalón para cada uno de los actuadores de cada uno de los movimientos de cada dedo de forma sincronizada y escalonada en el tiempo. La prueba realizada con uno de los pacientes se muestra en la Figura 5.31.

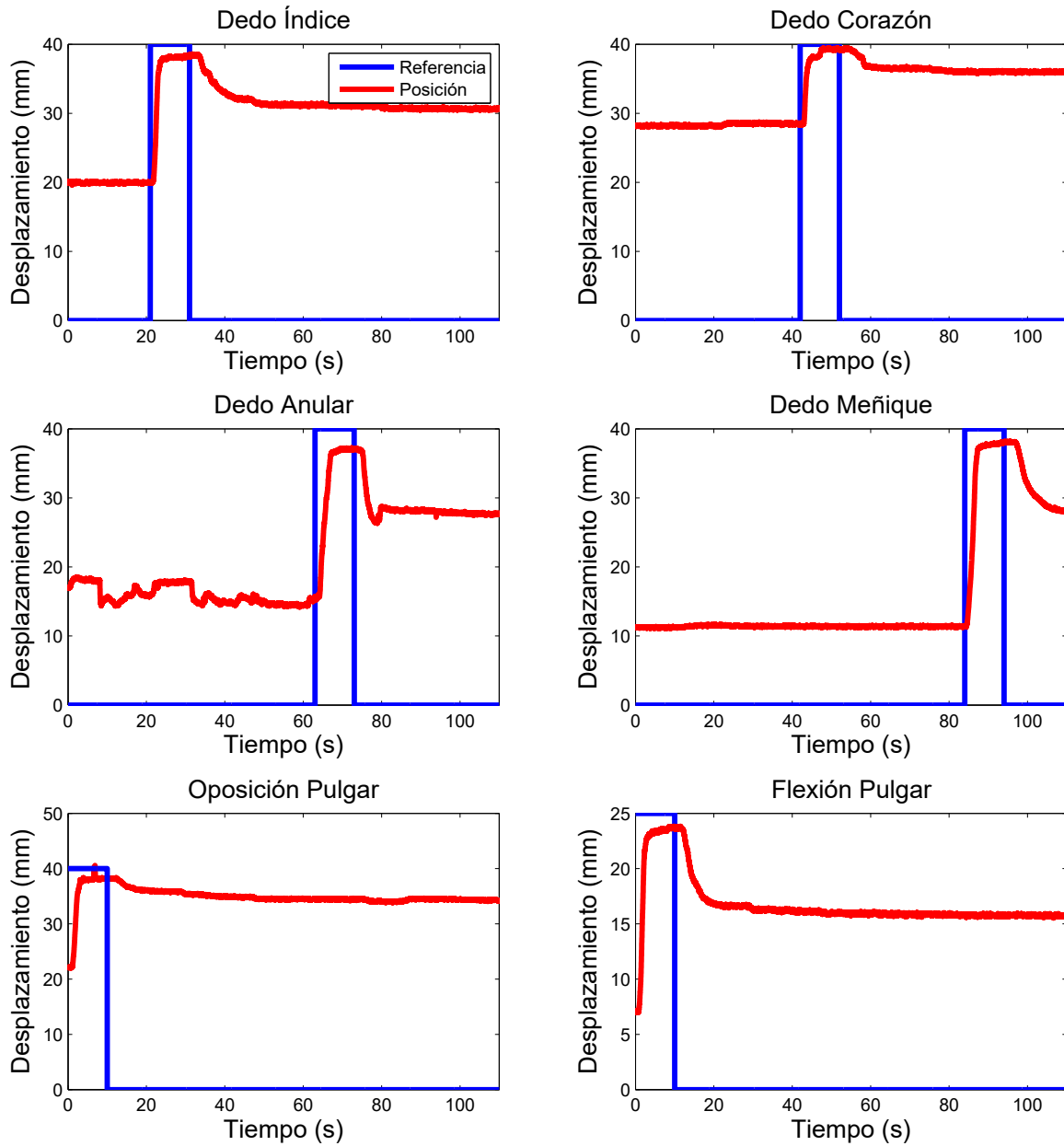


Figura 5.31: Representación del desplazamiento de los actuadores durante la flexión dedo a dedo con un paciente.

Como se puede observar los resultados son similares a cuando se ha realizado la prueba con usuarios sanos. Se muestra la sincronización de los movimientos para evitar la rotura de los actuadores. También como se puede ver, por ejemplo en la flexión del dedo anular, existe movimiento del actuador, antes de que comience su activación, esto es causa de que el paciente tiene movilidad en la mano y ha realizado algún movimiento antes de la actuación del exo-guante.

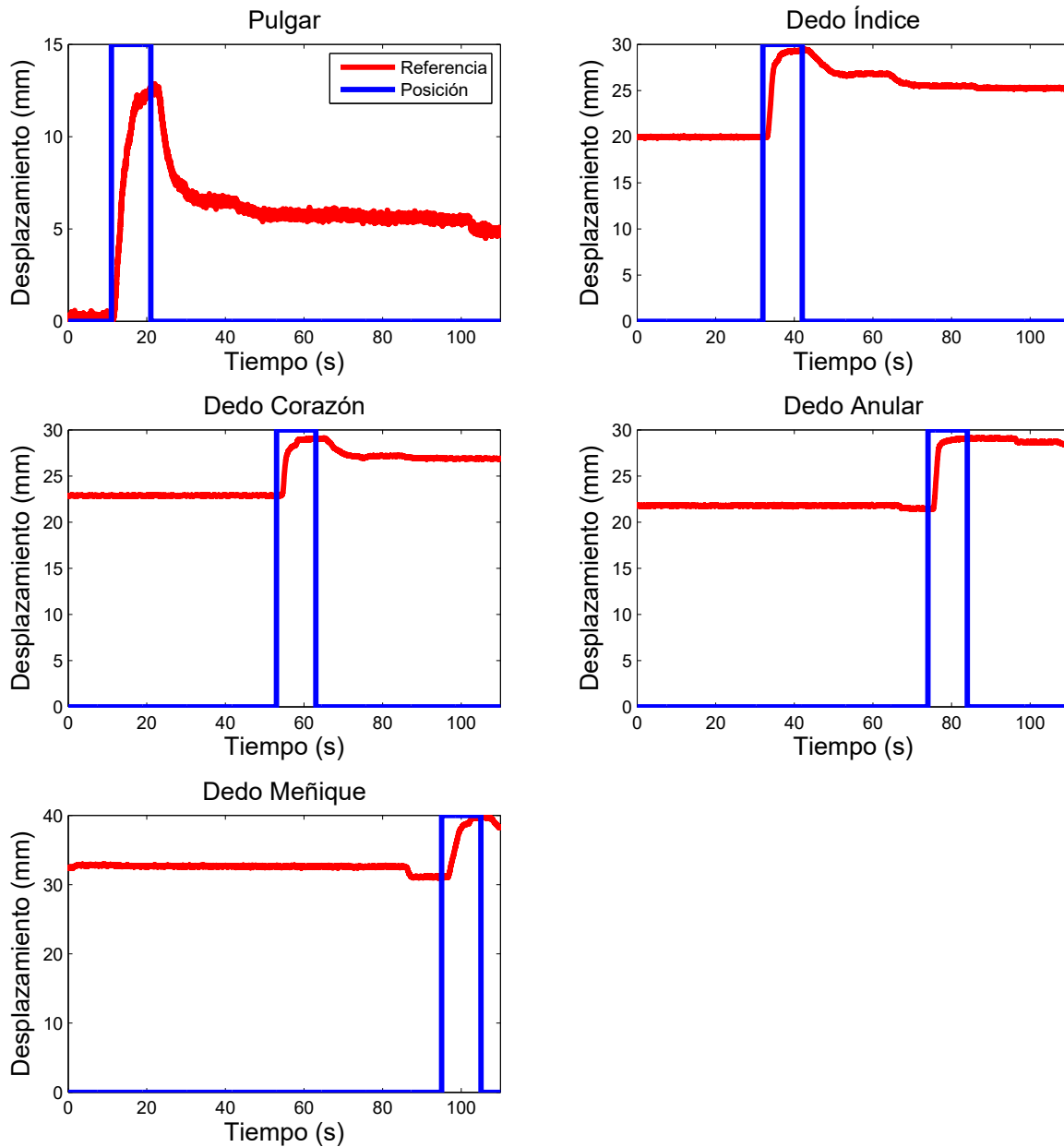


Figura 5.32: Representación del desplazamiento de los actuadores durante la extensión dedo a dedo con un paciente.

En el caso de la Figura 5.32 se muestra el desplazamiento de los actuadores durante la extensión dedo a dedo, de forma independiente, con un paciente. Los resultados son similares a los obtenidos con usuarios sanos, sin lesión. La característica importante en este caso es la correcta sincronización en la activación de los actuadores, para evitar su rotura. También, en estos resultados, podría evaluarse la rigidez o espasticidad que tuviese el paciente, puesto que se podría ver una limitación en el movimiento, sin llegar la posición real de los actuadores a la referencia demandada. En este caso los pacientes no tenían espasticidad y por tanto en estas gráficas no se observa limitación del movimiento.

Las siguientes pruebas realizadas según el programa para la terapia de rehabilitación, fueron 5 ciclos seguidos de cierre de puño y apertura de la mano, y posteriormente la pinza y la apertura de la mano. En la Figura 5.33 se muestran los resultados de la terapia de rehabilitación de 5 ciclos de puño y apertura de la mano.

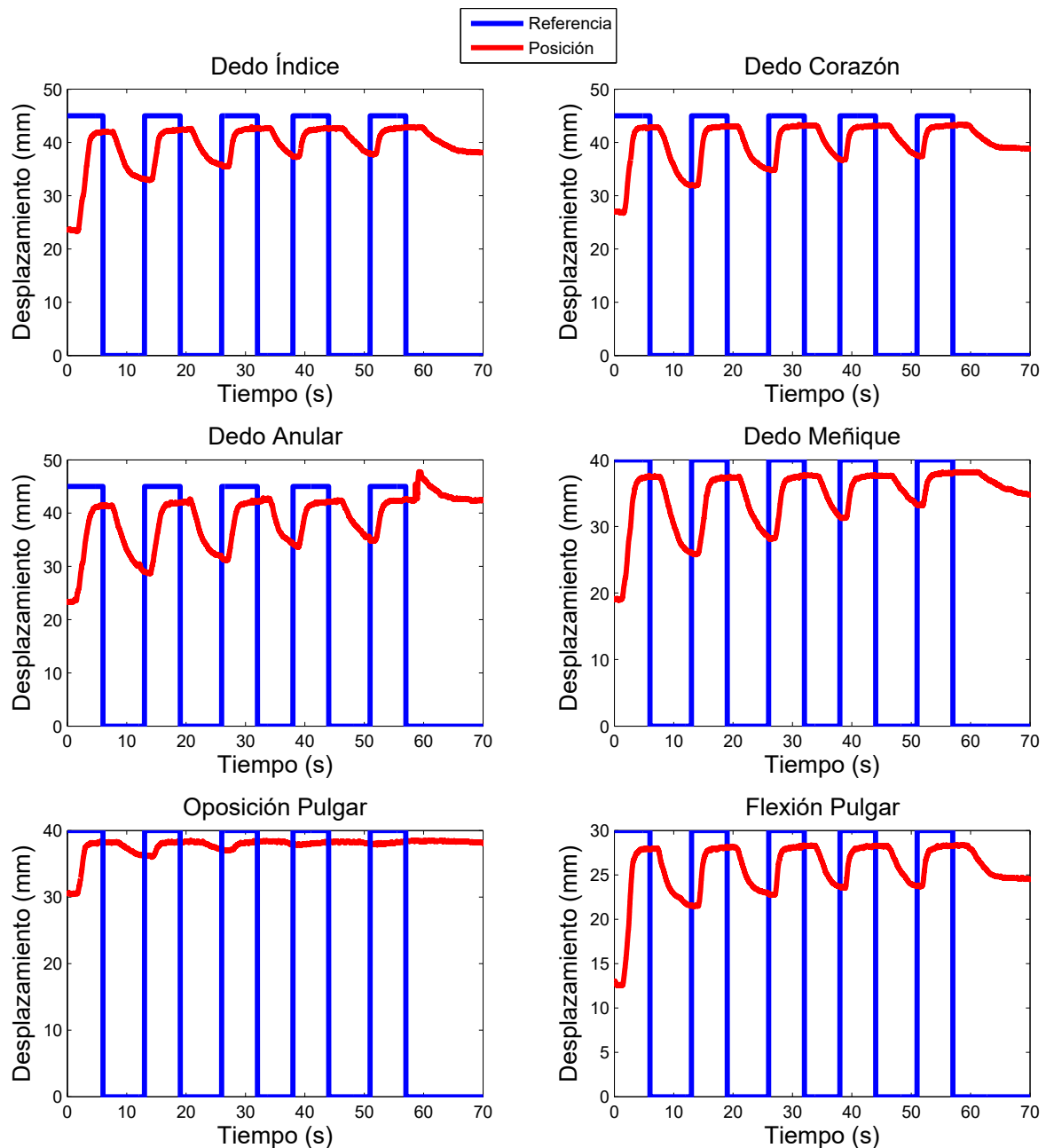


Figura 5.33: Representación del desplazamiento de los actuadores durante la flexión para cerrar el puño con un paciente.

En estos resultados se muestra el problema que se había mencionado durante las pruebas con usuarios sanos, que aparecía la acumulación de calor de los actuadores y la dificultad en la recuperación de su forma inicial, limitando la terapia a 5 ciclos ya que, no es posible llevar a cabo mayor número de ciclos, puesto que no existe recuperación de los actuadores.

En la Figura 5.34 se muestra la activación de los actuadores de extensión de la mano que realizan la apertura durante 5 ciclos, ayudando así a la recuperación de la forma inicial de los actuadores de flexión, y además, realizando terapia de rehabilitación de la apertura de la mano.

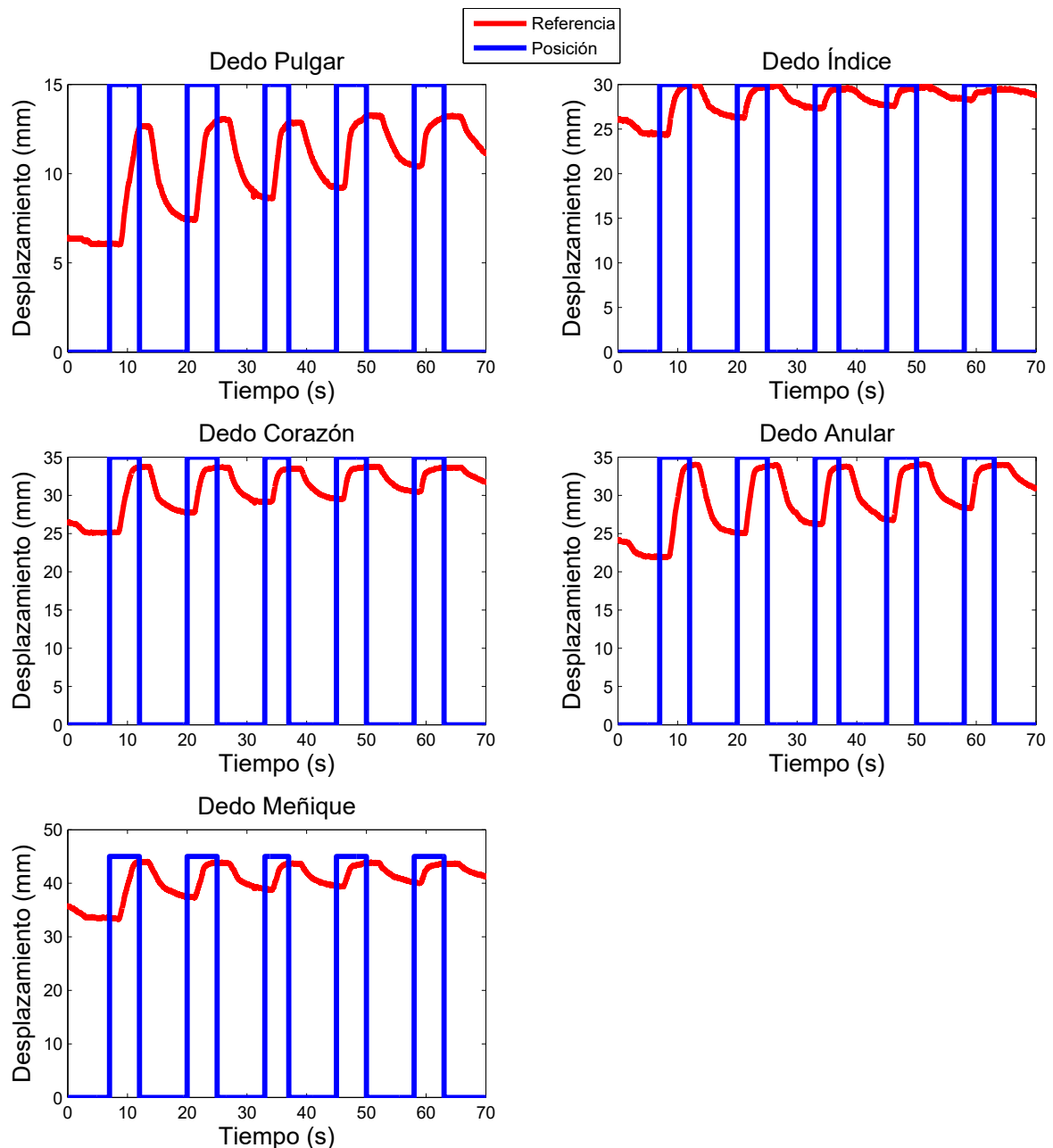


Figura 5.34: Representación del desplazamiento de los actuadores durante la extensión para apertura de la mano con un paciente.

Igual que ocurre con la flexión, se puede observar que, durante la extensión de la mano, los actuadores acumulan calor dificultando la recuperación de la posición inicial de los actuadores de SMA.

Finalmente, se realizó una terapia de rehabilitación que realiza el movimiento de la pinza durante 5 ciclos. En la Figura 5.35 se muestra la activación de los actuadores de flexión de todos

los dedos y oposición del pulgar, para el movimiento de la pinza.

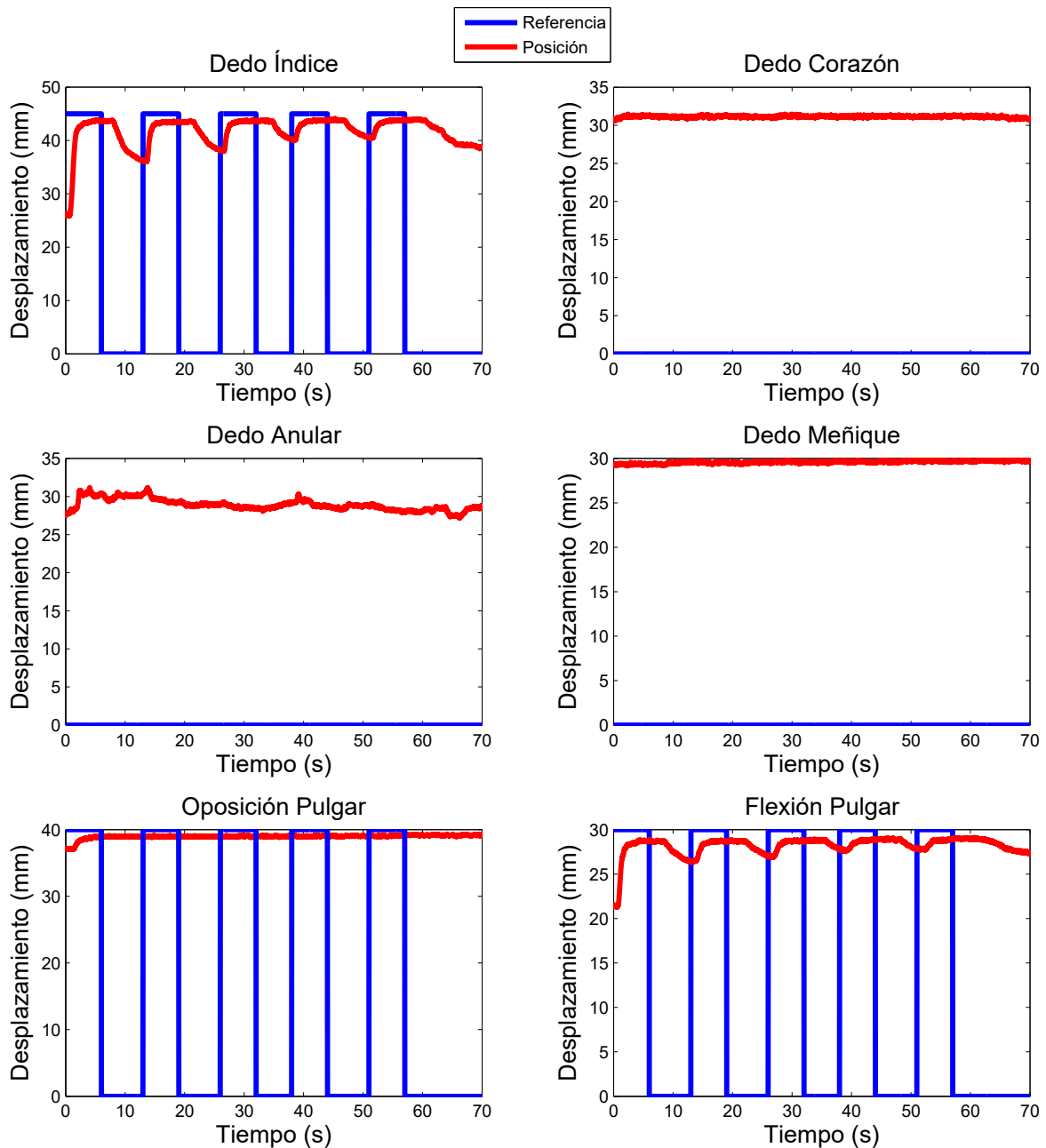


Figura 5.35: Representación del desplazamiento de los actuadores durante la flexión para el movimiento de la pinza con un paciente.

En este caso, el problema de la acumulación de calor es más acusado que en la terapia de 5 ciclos de cerrar puño y abrir mano. Esto ocurre debido a que la terapia de la pinza se realiza a continuación de la terapia de rehabilitación de 5 ciclos del puño, aunque se ha establecido un tiempo de descanso de la terapia y de enfriamiento de los actuadores, este tiempo no es suficiente, puesto que en la Figura 5.35 se puede ver como debido a la acumulación de calor de los actuadores, estos recuperan escasamente su forma inicial, aun activando los actuadores antagonistas de extensión. Por tanto, después de estas pruebas funcionales se ha determinado

que se aumente el tiempo de descanso y enfriamiento entre una terapia de rehabilitación y la otra.

#### **5.6.4. Valoración del dispositivo**

Después de realizar las pruebas con cada uno de los pacientes, se les pidió que rellenaran un cuestionario para la valoración del dispositivo. El formulario está basado en el *Quebec user evaluation of satisfaction with assistive technology (QUEST)* [115]. Este formulario pudo ser rellenado por 11 de los 12 pacientes, ya que uno de ellos por su nivel de afectación post-ictus no pudo rellenar dicho cuestionario. En dicho formulario se evalúan las siguientes características del dispositivo:

- Dimensiones
- Peso
- Facilidad de ajuste
- Seguridad
- Durabilidad
- Facilidad de utilización
- Comodidad
- Eficacia

Estas características son evaluadas de 1 a 5 por el paciente. En el caso de las pruebas del exo-guante la media de los resultados de la evaluación de cada característica fue:

- Dimensiones = 4,72
- Peso = 4,72
- Facilidad de ajuste = 4
- Seguridad = 4,9
- Durabilidad = 4,63
- Facilidad de utilización = 4,81
- Comodidad = 4,63
- Eficacia = 4,72





- Seguridad
- Durabilidad
- Fácil de usar
- Confort
- Eficacia

En este apartado las características consideradas más importantes por los pacientes son, la eficacia, elegida por 9 de los 11 pacientes que rellenaron el formulario de evaluación, la seguridad, elegida por 7 de los 11 pacientes y la facilidad de uso junto con el confort, que ha sido elegida por 4 de los 11 pacientes. Por tanto, estas características son las que hay que valorar y tener en cuenta para las futuras posibles modificaciones del prototipo de exo-guante.

## Conclusiones

En este apartado se han comentado de forma secuencial las etapas que podría tener la terapia de rehabilitación de pacientes que tengan afectada la movilidad de la mano. Se comienza con la movilización independiente de cada uno de los dedos, tanto en flexión como en extensión, con el objetivo de evaluar los rangos de movimiento de los dedos de cada paciente para posteriormente analizar la eficacia de la terapia de rehabilitación a lo largo del tiempo. A continuación, se establecen movimientos repetitivos de la mano en determinadas configuraciones, puño, mano abierta y pinza. En este caso se repite cada uno de los movimientos durante 5 ciclos. Por último, se han implementado una serie de referencias que aplicadas a los actuadores de la flexión de los dedos y oposición del pulgar, permite realizar gestos de la mano que posibilitan el agarre de ciertos objetos utilizados en las actividades de la vida diaria. La precisión en la realización de los gestos es aceptable, puesto que el error máximo en el desplazamiento de los actuadores es de 3 mm, pero el exo-guante lleva a cabo los agarres de los objetos correctamente y de forma natural, asemejándose a los realizados por la mano humana. Finalmente, se muestran los resultados de las primeras pruebas de validación del dispositivo sobre 12 pacientes post-ictus. Las pruebas han consistido en terapia de movilización dedo a dedo, movimientos repetitivos de puño y apertura, y, pinza y apertura. Por último se muestra la valoración del dispositivo por parte de los pacientes al rellenar el formulario QUEST.



## CONCLUSIONES Y TRABAJOS FUTUROS

En este apartado se van a recoger los principales resultados obtenidos a lo largo de este trabajo y también, se van a proponer trabajos futuros para continuar con dicha investigación, mejorando los resultados obtenidos a partir de este trabajo.

### 6.1. Conclusiones

Los dispositivos robóticos para terapias de rehabilitación es una de las técnicas que están siendo investigadas con el objetivo de mejorar el bienestar de los pacientes y la eficacia de dichas terapias. Como ya se ha comentado ampliamente la tendencia actual en los dispositivos robóticos de rehabilitación, es el desarrollo de dispositivos "vestibles", puesto que son dispositivos más seguros y confortables. Por esto en este trabajo, se ha desarrollado un exo-guante, compuesto por un guante activado por medio de actuadores basados en aleaciones de memoria de forma.

El exo-guante está formado por un conjunto de tendones artificiales, para los cuales se ha estudiado detalladamente la posición de dichos tendones sobre el guante, con el propósito de que el dispositivo complete los movimientos correctamente, y además dicho movimiento replique de forma fidedigna el movimiento que lleva a cabo la mano humana. Por tanto, se han dispuesto los tendones artificiales de tal forma que los movimientos realizados sean bioinspirados. El número de tendones artificiales implementados en el exo-guante, se establece en 5 tendones dispuestos en el dorso de la mano, cada uno de ellos para realizar la extensión de cada uno de los dedos (pulgar, índice, corazón, anular y meñique). En la palma de la mano se disponen 6 tendones artificiales, uno se destina a la oposición del pulgar y el resto de ellos están destinados a la flexión de cada uno de los dedos.

Para la movilización de los tendones artificiales del guante se utilizan los actuadores basados en SMA, que producen el movimiento puesto que cuando se les suministra calor por efecto

Joule, estos se contraen un 4 % de su longitud total. Esta contracción se utiliza para provocar el desplazamiento de los tendones del guante. El número de actuadores coincide con el número de tendones artificiales del guante, 5 para extensión de todos los dedos, 5 para flexión y 1 para la oposición del pulgar. El problema que ha surgido en el dimensionado de los actuadores es que, para poder generar el desplazamiento necesario para realizar los movimientos de la mano, se requería una longitud de actuador de 220 cm, por este motivo se ha diseñado un mecanismo multiplicador del desplazamiento para cada actuador, basado en una polea fija. De esta forma se reduce la longitud del actuador a 110 cm, duplicando su desplazamiento.

Los multiplicadores de desplazamiento se han dispuesto entre los actuadores basados en SMA y los tendones artificiales del guante. Se ha diseñado una caja sensorizada, que realiza la conexión entre los actuadores SMA y los tendones artificiales mediante los multiplicadores de desplazamiento, y además como su nombre indica, en dicha caja se han colocado los sensores de posición (potenciómetros lineales), que miden el desplazamiento de los actuadores. Se han fabricado 2 cajas sensorizadas, cada una de ellas dispone de 6 actuadores, conectando una de ellas los 5 actuadores utilizados para la extensión de los dedos, con sus correspondientes tendones artificiales del dorso del guante, quedando uno de los actuadores de la caja sensorizada de reserva, y la otra, conecta los 5 actuadores destinados a la flexión de todos los dedos y el actuador utilizado para la oposición del pulgar, con los correspondientes tendones artificiales de la palma del guante. Las 2 cajas sensorizadas son iguales para facilitar su fabricación y permitir la simetría del dispositivo. Finalmente, con el objetivo de proteger las cajas sensorizadas y evitar cualquier contacto directo con la alimentación de los actuadores y con la conexión de los sensores, se han diseñado unas carcasas impresas en 3D que recubren cada una de las cajas sensorizadas.

El conjunto de las cajas sensorizadas y el guante son fácilmente colocados sobre el paciente. El exo-guante se coloca en la mano del paciente y las cajas sensorizadas se disponen sobre el antebrazo con ayuda de una codera con tiras de velcro que facilitan la sujeción de las cajas sensorizadas al antebrazo. A todo el dispositivo se añade la colocación de una muñequera ortopédica para limitar el movimiento de la muñeca y evitar pérdidas de rango de movimiento y también evitar movimientos indeseados de la mano durante la activación de los actuadores.

Para el control y activación de los actuadores se utiliza el microcontrolador STM32F407VG, que recibe la señal de los sensores de posición a través de sus puertos analógicos y proporciona la señal de control mediante la generación de PWM. Dicha señal de control es utilizada para excitar unos transistores que funcionan como interruptores y controlan la cantidad de intensidad que se suministra a los actuadores de SMA, de esta forma se controla el desplazamiento producido en estos.

El algoritmo de control que genera la señal de PWM en función de las referencias marcadas para cada actuador y la posición de los actuadores medida por los sensores de posición se ha diseñado a través del software *Matlab-Simulink*.

Finalmente, el conjunto del dispositivo adquiere un peso total de 2,7 kg, además la electró-

nica del dispositivo pesa 0,8 kg. Es un peso asumible, puesto que es un exo-guante para terapias de rehabilitación, en las que el paciente se colocará en una mesa, sobre la que dispondrá la mano. De esta forma los actuadores, la electrónica y la fuente de alimentación se colocará sobre la mesa, por lo que dicho peso no es un problema para el paciente puesto que no lo soporta su cuerpo. Sobre el paciente solo se dispone el guante y las cajas sensorizadas que tienen un peso final de aproximadamente 1 kg.

Para la validación del exo-guante desarrollado en este trabajo, se ha diseñado un banco de pruebas sobre el que se coloca el dispositivo y se realizan los tests necesarios. Para dicho banco de pruebas se ha fabricado una réplica del antebrazo y mano de un usuario para que las pruebas se asemejen al funcionamiento que el dispositivo tiene sobre los usuarios reales.

La validación del dispositivo se ha realizado desde dos vertientes. Una de ellas ha sido incluyendo sensores de EMG en el algoritmo de control, con el objetivo de probar el funcionamiento del dispositivo en terapias de rehabilitación activa, en las que el paciente está involucrado. Es decir, el paciente debe intentar el movimiento que quiere realizar con la mano, los sensores de EMG captan las señales de los músculos del paciente, seguidamente dichas señales son acondicionadas y preprocesadas para facilitar la extracción de características y finalmente favorecer la mejor clasificación del movimiento deseado dentro de su clase, para que el exo-guante pueda ayudar al paciente a completar el movimiento que desea realizar. Se han probado dos algoritmos de clasificación, uno basado en una red neuronal y otro basado en un clasificador KNN. Para el primero de ellos, los movimientos que se clasifican son el puño, la apertura de la mano y la pinza. Para el otro, se identifican 6 gestos: relax, puño, apertura de la mano, pinza, agarre y pulgar arriba. Se han utilizado dos dispositivos distintos para la adquisición de señales EMG, utilizando el dispositivo *Quattro* y *Myo Armband*, que se han probado con los algoritmos basados en redes neuronales y con el clasificador KNN respectivamente.

Los resultados que se han mostrado con la utilización de señales EMG para el control del exo-guante, es que el guante realiza correctamente el movimiento que el clasificador ha detectado, pero los tres grandes problemas que se han detectado son:

- La confusión del clasificador entre los movimientos que comparten el mismo grupo muscular, debido a la imprecisión de los electrodos superficiales. Aun realizando el entrenamiento para cada usuario o paciente, existe confusión entre ciertos movimientos como por ejemplo puño y agarre.
- El tiempo de retraso entre la identificación del gesto por el clasificador y la activación del exo-guante. Aunque se han diseñado dichos algoritmos para la detección en tiempo real, finalmente se producen retrasos por la ejecución de ciertos programas, como ocurre con el algoritmo del dispositivo *Quattro*, ya que este identifica el gesto y posteriormente debe lanzar el programa de *Simulink* que realiza los movimientos del exo-guante. En el caso de *Myo Armband*, el tiempo de retardo es más reducido, pero también requiere un tiempo mínimo de procesamiento. El algoritmo que utiliza el dispositivo *Quattro* emplea un

tiempo medio de 2,23s entre la realización de la intención de movimiento del paciente y el comienzo del movimiento del exo-guante. Sin embargo, el algoritmo que utiliza el dispositivo *Myo Armband*, emplea un tiempo inferior a 1s entre la intención de movimiento y el inicio del movimiento del exo-guante.

- La última gran dificultad de las pruebas de validación del exo-guante con las señales de EMG, se corresponde con la disposición de los electrodos para la adquisición de señales EMG, puesto que coincide el posicionamiento de los electrodos con el de las cajas sensorizadas lo que produce errores en las medidas de EMG, ya que los electrodos están presionados con las cajas. Por esto las pruebas se han realizado sobre el banco de pruebas, sin probar sobre el brazo de un usuario o paciente.

A pesar de los problemas y dificultades encontrados durante la validación del exo-guante, las pruebas mostraron resultados prometedores e incluso con el dispositivo *Myo Armband*, se ha logrado reconocer 6 gestos de la mano con una baja confusión, llegando a conseguir una precisión del 94,8 % en una prueba con un usuario sano. También existe un pequeño retraso entre la detección del movimiento y la activación del exo-guante. Para la validación de los algoritmos de clasificación el exo-guante se ha colocado sobre el banco de pruebas.

La otra vertiente de pruebas de validación se corresponden con el funcionamiento del dispositivo en terapias de rehabilitación pasiva. Primero realizando una terapia que mueve independientemente los dedos. Se mueven los dedos en orden desde el pulgar hasta el meñique, en primer lugar, se realiza la flexión del dedo pulgar, posteriormente su extensión, a continuación la flexión del índice, seguidamente su extensión, y así sucesivamente hasta llegar al dedo meñique. Con esta terapia se comienza la rehabilitación de la mano para conocer los rangos articulares del paciente y también sirve de comienzo a la recuperación de movilidad de los dedos de la mano. En este tipo de terapia se ha podido observar que existe un error entre la referencia demandada al actuador y la posición real de dicho actuador, en este tipo de terapia dicho error es asumible puesto que como ya se ha comentado solo se quiere empezar a recuperar la movilidad de la mano sin necesidad de llegar a alcanzar los movimientos con precisión.

En las fases posteriores de la terapia de rehabilitación se requiere mayor precisión en los movimientos, puesto que se busca la recuperación de la destreza de la mano. La destreza de la mano, junto con movimientos más precisos del conjunto de la mano, se recuperan mediante terapias de rehabilitación pasiva, en las que se realizan movimientos repetitivos de dicha extremidad. En primer lugar, se realiza una terapia que realiza el movimiento del puño y la posterior apertura de la mano, dicha terapia se lleva a cabo durante 5 veces, con una parada de un segundo entre el movimiento del puño y la apertura de la mano para evitar la tensión entre los actuadores y la posible rotura de estos. Posteriormente a esta terapia se ha desarrollado una rehabilitación específica para el movimiento de la pinza, ya que es uno de los movimientos imprescindibles en la mayoría de actividades de la vida diaria. El dispositivo diseñado en este trabajo puede realizar dicho movimiento de una forma bioinspirada, debido a la incorporación de un actuador

que realiza la oposición del pulgar. Igual que en la estrategia anterior para la rehabilitación del puño, se realiza el movimiento de la pinza durante 5 ciclos, realizando la pinza y seguidamente la apertura de la mano, con un descanso de un segundo entre movimientos. Finalmente, se ha desarrollado una terapia también consistente en 5 ciclos, pero en este caso se parte del reposo de la mano y se realiza la apertura de la mano, para volver posteriormente al reposo. Este tipo de terapia se ha implementado puesto que en pacientes que han sufrido ictus, debido a la espasticidad, suelen tener la mano cerrada, por tanto para comenzar con su recuperación requieren la recuperación de la apertura de la mano para adquirir cierta movilidad en la mano.

En las terapias de movimientos repetitivos el principal problema detectado es la acumulación de calor de los actuadores basados en SMA, provocando la disminución considerable del rango de movimiento, si realizamos más de 5 ciclos, a la velocidad que se ha propuesto en este trabajo.

Dentro de la rehabilitación pasiva también se han desarrollado unos tests para validar el funcionamiento del exo-guante, con el objetivo de recuperar los movimientos humanos de la mano en las actividades de la vida diaria. En este caso se han realizado pruebas con distintos objetos del entorno cotidiano como son pelotas, herramientas, cuchillo, etc. Se ha podido observar que el exo-guante realiza los movimientos de una forma fiel a los movimientos naturales que realiza la mano humana de un paciente sano. Esto se ha podido observar principalmente en el agarre del cuchillo. Para algunos de estos agarres también es importante la oposición del pulgar que el exo-guante desarrollado en este trabajo, puede activar mediante un actuador. Para todos estos movimientos se ha realizado una evaluación del error de todos los actuadores involucrados en cada uno de los movimientos, obteniendo que el error máximo entre la referencia de los actuadores y la posición real de los actuadores alcanza un valor de 3 mm, siendo esto un valor aceptable que asegura una alta precisión en el agarre de los objetos que se han propuesto para las pruebas.

Finalmente, se han desarrollado pruebas de validación funcional del dispositivo sobre 12 pacientes afectados por ictus, con hemiparesia izquierda y con diferentes grados de afectación. Sobre estos pacientes se han realizado las mismas pruebas que sobre usuarios sanos, excepto los agarres de los objetos. Se ha realizado la movilización de dedos de forma independiente, movimientos repetitivos de puño y apertura, y, pinza y apertura. Por último, los pacientes respondieron el formulario QUEST para la valoración del dispositivo. Para todas las características evaluadas en el formulario de un máximo de 5, se obtuvo en todas ellas una nota superior a 4.

Para concluir, se van a comentar las aportaciones más importantes de este trabajo. Se ha desarrollado un dispositivo de rehabilitación de la mano basado en un exo-guante vestible, que realiza la flexión y extensión de los 5 dedos de la mano, y además actúa la oposición del pulgar, siendo esto una característica diferenciadora del resto de dispositivos similares que existen. En este trabajo se han implementado una serie de tendones artificiales sobre el guante para lograr la movilización de todos los dedos de la mano en flexión y extensión, así como la oposición del pulgar. El movimiento del guante puede ser realizando los movimientos independientes de los

dedos o generando una combinación de referencias para los actuadores del guante, que producen movimientos básicos de la mano (apertura, puño y pinza), pero también se pueden suministrar combinaciones de referencias de los actuadores para realizar los agarres de determinados objetos de la vida cotidiana. El aporte de este trabajo es importante, puesto que la mayoría de dispositivos que existen no movilizan todos los dedos, incluso algunos no actúan la oposición del pulgar. Siendo este último un movimiento importante para el agarre de determinados objetos como por ejemplo un cuchillo.

Otra gran aportación es que el diseño del exo-guante hace posible su adaptación a cada paciente, mediante el desarrollo de guantes de varios tamaños que son fácilmente conectados con el mecanismo de actuación, incluso se pueden desarrollar guantes de ambas manos (derecha e izquierda), y debido al diseño simétrico de las cajas sensorizadas, podría utilizarse tanto para una mano como para la otra, en función de la parte afectada del paciente. La gran novedad del diseño del guante, es su facilidad de ajuste, siendo un guante abierto que facilita su colocación sobre la mano de pacientes que al no disponer de movilidad en la mano, se dificulta el posicionamiento del guante. Por este motivo los dedos del guante por la parte de la palma están abiertos y de esta forma, se puede acceder a los dedos del paciente fácilmente para colocar cada dedo en el dedo correspondiente del guante. La facilidad de ajuste es una característica importante en estos dispositivos, puesto que es necesario colocar correctamente el dispositivo para que los movimientos se completen correctamente.

El dispositivo de rehabilitación desarrollado en este trabajo permite la realización tanto de terapias de rehabilitación pasiva como activa. En el caso de la terapia de rehabilitación pasiva, el exo-guante es capaz de realizar distintas terapias como las ya comentadas, movimiento independiente de los dedos, movimientos repetitivos de la mano para gestos básicos (apertura, puño y pinza) y también es capaz de desarrollar movimientos de agarre de objetos de la vida diaria. Por otro lado, en las terapias de rehabilitación activa, el algoritmo desarrollado puede detectar hasta 6 gestos diferentes a través del dispositivo *Myo Armband* y el clasificador tipo KNN, de esta forma, el exo-guante colabora en el movimiento que el paciente quiere realizar. Por tanto el exo-guante desarrollado es un dispositivo funcional versátil que puede utilizarse tanto en terapias de rehabilitación activa como pasiva.

Los movimientos de la mano establecidos para terapias de rehabilitación se completan con un error en el desplazamiento de los actuadores de SMA menor de 3 mm. Pero el mayor problema que se presenta en este trabajo es la acumulación de calor de los actuadores, por tanto se aumenta el tiempo de enfriamiento, lo que provoca la reducción de la velocidad de la terapia.

Finalmente, con el objetivo de solucionar los problemas presentados en estas conclusiones y en el desarrollo del trabajo, también, para mejorar el diseño del dispositivo y finalmente para seguir avanzando en esta línea de investigación se proponen los trabajos futuros del siguiente apartado.



## 6.2. Trabajos futuros

En esta sección se van a proponer los trabajos futuros para mejorar la solución que se ha propuesto en este trabajo, a partir de los problemas que han surgido y a partir de ideas que han surgido durante las pruebas de validación del exo-guante. Se proponen los siguientes trabajos futuros:

- **Validación funcional con mayor número de pacientes:** Para la correcta validación del exo-guante se propone realizar pruebas funcionales con un mayor número de pacientes reales. También se debería considerar la realización de pruebas con pacientes con diferentes patologías, incluso en pacientes post-ictus, se propone probar el dispositivo en aquellos que tengan hemiparesia derecha.
- **Reducción longitud actuadores:** Como ya se ha comentado en este trabajo, se han reducido a la mitad las longitudes de los actuadores necesarios para realizar los movimientos completos de la mano, a través de un multiplicador de desplazamiento basado en una polea fija. Se propone seguir reduciendo el tamaño de los actuadores, puesto que actualmente sigue siendo una longitud excesiva. Se deben realizar investigaciones con otras configuraciones de actuadores basados en SMA para poder reducir la longitud total de todos los actuadores. Reduciendo la longitud, se reduce también el consumo energético de cada actuador.
- **Diseño de un sistema de tensión:** Se propone el desarrollo de un sistema que genere rápidamente la tensión necesaria en los actuadores para evitar las pérdidas de movimiento, cuando se cambia el dispositivo de un paciente a otro, puesto que varía la longitud de los segmentos de la mano.
- **Rediseño de la colocación de cajas sensorizadas:** Uno de los principales problemas que se han encontrado al realizar las pruebas de validación de las terapias de rehabilitación activas, es que los electrodos que adquieren la señal de EMG deben ser colocados sobre los grupos musculares que se encuentran en el antebrazo, puesto que son los que provocan el movimiento de los dedos de la mano. En esta posición coinciden también las cajas sensorizadas, lo que provoca errores en las medidas y la generación de ruido en la señal EMG. Por tanto, se propone realizar una modificación en el diseño actual, desplazando las cajas sensorizadas sobre el biceps del paciente o incluso sobre la espalda, y guiar los tendones artificiales que salen de la caja sensorizada a través de cables bowden fijados a una manga que se colocará sobre el codo y el antebrazo del usuario.
- **Mejora del algoritmo de detección de movimientos:** En las pruebas realizadas para la adquisición de señales EMG para identificar gestos de la mano, el principal problema es la confusión entre ciertos movimientos, y también el retardo de tiempo que se produce entre la detección del movimiento y la réplica del mismo por el exo-guante. Para el caso de la

confusión de movimientos, será necesario mejorar el algoritmo de clasificación, y también se propone la realización de una base de datos con señales EMG de una gran cantidad de pacientes y con diversas lesiones, para que el entrenamiento del algoritmo sea más efectivo y pueda servir para cualquier tipo de paciente. En el caso del tiempo es necesario reducir los tiempos de procesamiento, y para el caso de la detección de movimientos con el dispositivo *Quattro* se propone realizar todo el algoritmo en el software *Matlab* y evitar la activación del control del exo-guante a través de *Simulink*, puesto que dicha conexión producía el mayor retraso de tiempo entre el inicio del movimiento por el paciente y el inicio de movimiento del exo-guante.

- **Mejorar frecuencia de actuación:** En las pruebas realizadas con movimientos repetitivos de la mano, se mostraba una limitación producida por la acumulación de calor de los actuadores basados en SMA. Esta acumulación se produce puesto que los actuadores se encuentran aislados para evitar cualquier contacto con el paciente o usuario, pero esto no favorece su enfriamiento y por tanto la recuperación de su forma inicial. Esto se traduce con la pérdida de rango de movimiento, obligando a la parada de la terapia durante un tiempo para el enfriamiento de los actuadores y proseguir con la rehabilitación. En este caso si se reduce la longitud de los actuadores como ya se ha propuesto en el segundo punto de los trabajos futuros, se mejora el enfriamiento y se evita la gran acumulación de calor. Otra propuesta puede ser el empleo de algún dispositivo de ventilación que permita evacuar el calor recogido por los actuadores.
- **Incluir sensores de fuerza en los actuadores:** La implementación de un algoritmo que evalúe la fuerza de los actuadores es interesante en este trabajo, puesto que, se puede detectar la fuerza que están realizando los actuadores sobre el paciente y esto nos aporta información de si el paciente tiene rigidez (generalmente, debido a espasticidad), también se puede mostrar si el paciente está movilizand su mano ya que entonces los actuadores deben realizar una fuerza menor. Además se pueden utilizar los sensores de fuerza para evaluar la fuerza que el paciente está realizando contra el dispositivo y de esta manera, establecer una terapia de recuperación de fuerza.

# Bibliografía

- [1] J.-E. Martínez-Pérez, F.-I. Sánchez-Martínez y J.-M. Abellán, “Impacto de la Ley de Dependencia sobre el gasto autonómico en servicios sociales,” *Gaceta Sanitaria*, vol. 34, págs. 21-25, 2020.
- [2] M.-V. Sánchez-Rebull, A. Terceño Gómez y Á. Travé Bautista, “Costes de las terapias de las enfermedades neurodegenerativas: aplicación de un sistema de costes basado en las actividades,” *Gaceta Sanitaria*, vol. 27, n.º 5, págs. 406-410, 2013.
- [3] Á. Soto, F. Guillén-Grima, G. Morales, S. Muñoz, I. Aguinaga-Ontoso y R. Fuentes-Aspe, “Prevalencia e incidencia de ictus en Europa: revisión sistemática y metaanálisis,” en *Anales del Sistema Sanitario de Navarra*, SciELO España, vol. 45, 2022.
- [4] N. M. Salas Martínez, I. E. Lam Mosquera, K. M. Sornoza Moreira y K. K. Cifuentes Casquete, “Evento Cerebrovascular Isquémico vs Hemorrágico,” *RECIMUNDO*, vol. 3, n.º 4, págs. 177-193, 2019. doi: [10.26820/recimundo/3.\(4\).diciembre.2019.177-193](https://doi.org/10.26820/recimundo/3.(4).diciembre.2019.177-193).
- [5] J. L. Pons, *Wearable robots: biomechatronic exoskeletons*. John Wiley & Sons, 2008.
- [6] W. S. Harwin, A. Murgia y E. K. Stokes, “Assessing the effectiveness of robot facilitated neurorehabilitation for relearning motor skills following a stroke,” *Medical & biological engineering & computing*, vol. 49, n.º 10, págs. 1093-1102, 2011.
- [7] D. Copaci, A. Flores, F. Rueda, I. Alguacil, D. Blanco y L. Moreno, “Wearable Elbow Exoskeleton Actuated with Shape Memory Alloy,” en *Converging Clinical and Engineering Research on Neurorehabilitation II*, J. Ibáñez, J. González-Vargas, J. M. Azorín, M. Akay y J. L. Pons, eds., Cham: Springer International Publishing, 2017, págs. 477-481.

- [8] D. Serrano, D.-S. Copaci, L. Moreno y D. Blanco, “SMA based wrist exoskeleton for rehabilitation therapy,” en *2018 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, 2018, págs. 2318-2323. doi: [10.1109/IROS.2018.8593987](https://doi.org/10.1109/IROS.2018.8593987).
- [9] A. Villoslada, A. Flores, D. Copaci, D. Blanco y L. Moreno, “High-displacement flexible Shape Memory Alloy actuator for soft wearable robots,” *Robotics and Autonomous Systems*, vol. 73, págs. 91-101, 2015, Wearable Robotics. doi: <https://doi.org/10.1016/j.robot.2014.09.026>.
- [10] U. Martinez-Hernandez, B. Metcalfe, T. Assaf, L. Jabban, J. Male y D. Zhang, “Wearable Assistive Robotics: A Perspective on Current Challenges and Future Trends,” *Sensors*, vol. 21, n.º 20, pág. 6751, oct. de 2021. doi: [10.3390/s21206751](https://doi.org/10.3390/s21206751).
- [11] L. Gerez y M. Liarokapis, “An Underactuated, Tendon-Driven, Wearable Exo-Glove With a Four-Output Differential Mechanism,” en *2019 41st Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, 2019, págs. 6224-6228. doi: [10.1109/EMBC.2019.8856517](https://doi.org/10.1109/EMBC.2019.8856517).
- [12] J. Yi, X. Chen y Z. Wang, “A Three-Dimensional-Printed Soft Robotic Glove With Enhanced Ergonomics and Force Capability,” *IEEE Robotics and Automation Letters*, vol. 3, n.º 1, págs. 242-248, 2018. doi: [10.1109/LRA.2017.2737481](https://doi.org/10.1109/LRA.2017.2737481).
- [13] P. Polygerinos, Z. Wang, K. C. Galloway, R. J. Wood y C. J. Walsh, “Soft robotic glove for combined assistance and at-home rehabilitation,” *Robotics and Autonomous Systems*, vol. 73, págs. 135-143, nov. de 2015. doi: [10.1016/j.robot.2014.08.014](https://doi.org/10.1016/j.robot.2014.08.014). dirección: <https://doi.org/10.1016/j.robot.2014.08.014>.
- [14] Z. Ma, P. Ben-Tzvi y J. Danoff, “Hand Rehabilitation Learning System With an Exoskeleton Robotic Glove,” *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 24, n.º 12, págs. 1323-1332, dic. de 2016. doi: [10.1109/tnsre.2015.2501748](https://doi.org/10.1109/tnsre.2015.2501748).
- [15] D. Popov, I. Gaponov y J.-H. Ryu, “Portable Exoskeleton Glove With Soft Structure for Hand Assistance in Activities of Daily Living,” *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, vol. 22, n.º 2, págs. 865-875, 2017. doi: [10.1109/TMECH.2016.2641932](https://doi.org/10.1109/TMECH.2016.2641932).
- [16] M. Cempini, M. Cortese y N. Vitiello, “A Powered Finger–Thumb Wearable Hand Exoskeleton With Self-Aligning Joint Axes,” *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, vol. 20, n.º 2, págs. 705-716, 2015. doi: [10.1109/TMECH.2014.2315528](https://doi.org/10.1109/TMECH.2014.2315528).

- [17] P. Tran, S. Jeong, S. L. Wolf y J. P. Desai, “Patient-Specific, Voice-Controlled, Robotic FLEXotendon Glove-II System for Spinal Cord Injury,” *IEEE Robotics and Automation Letters*, vol. 5, n.º 2, págs. 898-905, 2020. doi: [10.1109/LRA.2020.2965900](https://doi.org/10.1109/LRA.2020.2965900).
- [18] X. Chen et al., “A Wearable Hand Rehabilitation System With Soft Gloves,” *IEEE Transactions on Industrial Informatics*, vol. 17, n.º 2, págs. 943-952, 2021. doi: [10.1109/TII.2020.3010369](https://doi.org/10.1109/TII.2020.3010369).
- [19] B. B. Kang et al., “Learning-Based Fingertip Force Estimation for Soft Wearable Hand Robot With Tendon-Sheath Mechanism,” *IEEE Robotics and Automation Letters*, vol. 5, n.º 2, págs. 946-953, 2020. doi: [10.1109/LRA.2020.2966391](https://doi.org/10.1109/LRA.2020.2966391).
- [20] Á. Villoslada, C. Rivera, N. Escudero, F. Martín, D. Blanco y L. Moreno, “Hand Exo-Muscular System for Assisting Astronauts During Extravehicular Activities,” *Soft Robotics*, vol. 6, n.º 1, págs. 21-37, 2019, PMID: 30457930. doi: [10.1089/soro.2018.0020](https://doi.org/10.1089/soro.2018.0020).
- [21] Y. Chen, X. Tan, D. Yan, Z. Zhang e Y. Gong, “A Composite Fabric-Based Soft Rehabilitation Glove With Soft Joint for Dementia in Parkinson’s Disease,” *IEEE Journal of Translational Engineering in Health and Medicine*, vol. 8, págs. 1-10, 2020. doi: [10.1109/JTEHM.2020.2981926](https://doi.org/10.1109/JTEHM.2020.2981926).
- [22] S. M. C. Health., *Anatomy of the hand. Disponible online: Último acceso: 8 February 2023, 2022.* dirección: <https://www.stanfordchildrens.org/es/topic/default?id=anatomyofthehand-85-P04195>.
- [23] T. S. Company., *Health Library. Dolor y Problemas de la mano. Disponible online: Último acceso: 8 February 2023, 2022.* dirección: <https://demo.staywellhealthlibrary.com/content/adult-diseases-and-conditions-v0/dolores-y-problemas-de-la-mano/>.
- [24] L. Ombregt, “Applied anatomy of the wrist, thumb and hand,” en *Orthopaedics*, 2013.
- [25] J. H. Life, *Movimientos básicos del cuerpo humano. Disponible online: Último acceso: 8 February 2023, 2022.* dirección: <https://jctraining.webnode.es/anatomia-fisiologia/a1-movimientos-del-cuerpo/>.
- [26] M. Nordin, V. Frankel y D. Leger, *Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System*. Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams & Wilkins, 2012. dirección: <https://books.google.es/books?id=d-5SYgEACAAJ>.

- [27] N. Palastang, D. Field y R. Soames, *Anatomía y movimiento Humano. Estructura y funcionamiento*. Editorial Paidotribo, 2000. dirección: <https://books.google.co.ve/books?id=a5iSQyjVBPkC&printsec=frontcover#v=onepage&q&f=false>.
- [28] J. Daniels, E. Zook y J. Lynch, “Hand and Wrist Injuries: Part I. Nonemergent Evaluation,” *American family physician*, vol. 69, págs. 1941-8, mayo de 2004.
- [29] E. Taylor, J. Hanna y H. Belcher, “Splinting of the hand and wrist,” *Current Orthopaedics*, vol. 17, n.º 6, págs. 465-474, 2003. doi: <https://doi.org/10.1016/j.cuor.2003.09.001>.
- [30] J. Bach, B. Draslov y B. Jørgensen, “Positioning, Splinting and Pressure Management of the Burned Hand: A Method,” *Scandinavian Journal of Plastic and Reconstructive Surgery*, vol. 18, n.º 1, págs. 145-147, 1984, PMID: 6740257. doi: [10.3109/02844318409057417](https://doi.org/10.3109/02844318409057417).
- [31] K. O. Taams, G. J. Ash y S. Johannes, “Maintaining the Safe Position in a Palmar Splint: The “double-T&” plaster splint,” *Journal of Hand Surgery*, vol. 21, n.º 3, págs. 396-399, 1996. doi: [10.1016/S0266-7681\(05\)80214-1](https://doi.org/10.1016/S0266-7681(05)80214-1).
- [32] L. Dovat et al., “HandCARE: A Cable-Actuated Rehabilitation System to Train Hand Function After Stroke,” *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 16, n.º 6, págs. 582-591, dic. de 2008. doi: [10.1109/tnsre.2008.2010347](https://doi.org/10.1109/tnsre.2008.2010347).
- [33] Tyromotion, *Tyromotion. Amadeo®*. Disponible online: Último acceso: 24 Noviembre 2022, 2022. dirección: <https://tyromotion.com/en/products/amadeo/>.
- [34] P.-A. Serrano-Lopez-Terradas y R. Seco-Rubio, “Effectiveness of robotic therapy in the proximal and distal rehabilitation of the upper limb in patients after stroke using the Amadeo® and Armeo® devices: a systematic review of randomized clinical trials (Efectividad de la terapia robótica en la rehabilitación proximal y distal del miembro superior en personas tras un ictus con los dispositivos Amadeo® y Armeo®: una revisión sistemática de ensayos clínicos aleatorizados),” *Studies in Psychology*, vol. 43, n.º 1, págs. 132-178, ene. de 2022. doi: [10.1080/02109395.2021.2009677](https://doi.org/10.1080/02109395.2021.2009677).
- [35] A. Mohammadi, J. Lavranos, P. Choong y D. Oetomo, “Flexo-glove: A 3D Printed Soft Exoskeleton Robotic Glove for Impaired Hand Rehabilitation and Assistance,” en *2018 40th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, IEEE, jul. de 2018. doi: [10.1109/embc.2018.8512617](https://doi.org/10.1109/embc.2018.8512617).

- [36] C. G. Rose y M. K. O'Malley, "Hybrid Rigid-Soft Hand Exoskeleton to Assist Functional Dexterity," *IEEE Robotics and Automation Letters*, vol. 4, n.º 1, págs. 73-80, 2019. doi: [10.1109/LRA.2018.2878931](https://doi.org/10.1109/LRA.2018.2878931).
- [37] C. J. Nycz, T. Bützer, O. Lambercy, J. Arata, G. S. Fischer y R. Gassert, "Design and Characterization of a Lightweight and Fully Portable Remote Actuation System for Use With a Hand Exoskeleton," *IEEE Robotics and Automation Letters*, vol. 1, n.º 2, págs. 976-983, 2016. doi: [10.1109/LRA.2016.2528296](https://doi.org/10.1109/LRA.2016.2528296).
- [38] J. Arata, K. Ohmoto, R. Gassert, O. Lambercy, H. Fujimoto e I. Wada, "A new hand exoskeleton device for rehabilitation using a three-layered sliding spring mechanism," en *2013 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 2013, págs. 3902-3907. doi: [10.1109/ICRA.2013.6631126](https://doi.org/10.1109/ICRA.2013.6631126).
- [39] H. In, B. B. Kang, M. Sin y K.-J. Cho, "Exo-Glove: A Wearable Robot for the Hand with a Soft Tendon Routing System," *IEEE Robotics & Automation Magazine*, vol. 22, n.º 1, págs. 97-105, 2015. doi: [10.1109/MRA.2014.2362863](https://doi.org/10.1109/MRA.2014.2362863).
- [40] B. B. Kang, H. Choi, H. Lee y K.-J. Cho, "Exo-Glove Poly II: A Polymer-Based Soft Wearable Robot for the Hand with a Tendon-Driven Actuation System," *Soft Robotics*, vol. 6, n.º 2, págs. 214-227, 2019. doi: [10.1089/soro.2018.0006](https://doi.org/10.1089/soro.2018.0006).
- [41] A. Borboni, M. Mor y R. Faglia, "Gloreha—Hand Robotic Rehabilitation: Design, Mechanical Model, and Experiments," *Journal of Dynamic Systems, Measurement, and Control*, vol. 138, n.º 11, jul. de 2016, 111003. doi: [10.1115/1.4033831](https://doi.org/10.1115/1.4033831).
- [42] *Gloreha*. Disponible online: Último acceso: 15 Febrero 2023, 2023. dirección: <https://www.gloreha.com/>.
- [43] F. Bressi et al., "Robotic-Assisted Hand Therapy with Gloreha Sinfonia for the Improvement of Hand Function after Pediatric Stroke: A Case Report," *Applied Sciences*, vol. 12, n.º 9, 2022. doi: [10.3390/app12094206](https://doi.org/10.3390/app12094206).
- [44] H.-T. Jung, H. Kim, J. Jeong, B. Jeon, T. Ryu e Y. Kim, "Feasibility of using the RA-PAEL Smart Glove in upper limb physical therapy for patients after stroke: A randomized controlled trial," en *2017 39th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, 2017, págs. 3856-3859. doi: [10.1109/EMBC.2017.8037698](https://doi.org/10.1109/EMBC.2017.8037698).

- [45] *Samcom Biomedical Equipment*. Disponible online: Último acceso: 15 Febrero 2023, 2023. dirección: <https://samcon.be/Rehabilitation/Hand-and-upper-limb/Rapael-Smart-Glove>.
- [46] *SIFREHAB. Rehabilitation Robotic Devices*. Disponible online: Último acceso: 15 February 2023, 2023. dirección: <https://rehabgloves.com/product/robotic-rehabilitation-gloves-sifrehab-1-1/>.
- [47] *Decathlon*. Disponible online: Último acceso: 22 Febrero 2023, 2023. dirección: [https://www.decathlon.es/es/p/guantes-de-buceo-con-botella-scd-neopreno-2-mm/\\_/R-p-6082?mc=8301094&c=NEGRO](https://www.decathlon.es/es/p/guantes-de-buceo-con-botella-scd-neopreno-2-mm/_/R-p-6082?mc=8301094&c=NEGRO).
- [48] J. Plantin et al., “Quantitative Assessment of Hand Spasticity After Stroke: Imaging Correlates and Impact on Motor Recovery,” *Frontiers in Neurology*, vol. 10, 2019. doi: [10.3389/fneur.2019.00836](https://doi.org/10.3389/fneur.2019.00836).
- [49] *Decathlon*. Disponible online: Último acceso: 22 Febrero 2023, 2023. dirección: [https://www.decathlon.es/es/p/guantes-caza-solognac-siberneo-calidos-neopreno-verde/\\_/R-p-10202?mc=8222676&c=VERDE\\_CAQUI](https://www.decathlon.es/es/p/guantes-caza-solognac-siberneo-calidos-neopreno-verde/_/R-p-10202?mc=8222676&c=VERDE_CAQUI).
- [50] Á. Villoslada et al., “Position control of a shape memory alloy actuator using a four-term bilinear PID controller,” *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 236, págs. 257-272, 2015. doi: <https://doi.org/10.1016/j.sna.2015.10.006>.
- [51] A. Ölander, “An electrochemical investigation of solid Cadmium-Gold Alloys,” *Journal of the American Chemical Society*, vol. 54, n.º 10, págs. 3819-3833, 1932. doi: [10.1021/ja01349a004](https://doi.org/10.1021/ja01349a004).
- [52] G. Kurdjumov y L. Khandros, “On the "Thermoelastic equilibrium on martensitic transformations,” *Doklady Akademii Nauk SSSR*, vol. 66, n.º 2, págs. 211-213, 1949.
- [53] W. J. Buehler, J. V. Gilfrich y R. C. Wiley, “Effect of Low-Temperature Phase Changes on the Mechanical Properties of Alloys near Composition TiNi,” *Journal of Applied Physics*, vol. 34, n.º 5, págs. 1475-1477, mayo de 1963. doi: [10.1063/1.1729603](https://doi.org/10.1063/1.1729603).
- [54] G. Mantilla Quijano, “La ley de Joule,” *Servicio Nacional de Aprendizaje (SENA)*, 1985.



- [55] B. Mas, A. Cladera y C. Ribas, “Fundamentos y aplicaciones piloto de las aleaciones con memoria de forma para su utilización en ingeniería estructural,” *Hormigón y Acero*, vol. 67, n.º 280, págs. 309-323, sep. de 2016. doi: [10.1016/j.hya.2016.02.007](https://doi.org/10.1016/j.hya.2016.02.007).
- [56] L. Moreno, M. Muñoz, S. Garrido y D. Blanco, “Materiales inteligentes: aleaciones con memoria de forma (SMA),” *Revista de la Real Academia de Ciencias Exactas, Físicas y Naturales - Serie A: Matemáticas*, sep. de 2009.
- [57] *Dynalloy*. *Disponible online*: Último acceso: 06 Marzo 2023, 2023. dirección: [https://www.dynalloy.com/tech\\_data\\_wire.php](https://www.dynalloy.com/tech_data_wire.php).
- [58] D.-S. Copaci, D. Blanco, A. Martin-Clemente y L. Moreno, “Flexible shape memory alloy actuators for soft robotics: Modelling and control,” *International Journal of Advanced Robotic Systems*, vol. 17, n.º 1, pág. 1 729 881 419 886 747, 2020. doi: [10.1177/1729881419886747](https://doi.org/10.1177/1729881419886747).
- [59] S. Edsfeldt, D. Rempel, K. Kursá, E. Diao y L. Lattanza, “In vivo flexor tendon forces generated during different rehabilitation exercises,” *The Journal of hand surgery, European volume*, vol. 40, jun. de 2015. doi: [10.1177/1753193415591491](https://doi.org/10.1177/1753193415591491).
- [60] *STM32F407VG*. *Disponible online*: Último acceso: 14 Marzo 2023, 2023. dirección: <https://www.st.com/en/microcontrollers-microprocessors/stm32f407vg.html>.
- [61] *Digikey*. *Disponible online*: Último acceso: 14 Marzo 2023, 2023. dirección: <https://www.digikey.es/es/products/detail/stmicroelectronics/STM32F407G-DISC1/5824404>.
- [62] A. Flores Caballero, “Sistema avanzado de prototipado rápido para control en exoesqueletos y dispositivos mecatrónicos.” Programa Oficial de Doctorado en Ingeniería Eléctrica, Electrónica y Automática, Departamento de Ingeniería de Sistema y Automática. Universidad Carlos III De Madrid, dic. de 2014.
- [63] S. Martineau, K. Burnham, J. Minihan, S. Marcroft, G. Andrews y A. Heeley, “Application of a bilinear PID compensator to an industrial furnace,” *IFAC Proceedings Volumes*, vol. 35, n.º 1, págs. 25-30, 2002.
- [64] J. A. Diego-Mas, *Análisis biomecánico estático coplanar*, Último acceso: 16 Marzo 2023, 2017. dirección: <https://www.ergonautas.upv.es/metodos/biomecanica/biomecanica-ayuda.php>.

- [65] Gyrobot, *Flexy-Hand 2*, Último acceso: 16 Abril 2023, 2014. dirección: <https://www.thingiverse.com/thing:380665>.
- [66] A. Kotov-Smolenskiy, A. Khizhnikova, A. Klochkov, N. Suponeva y M. Piradov, “Surface EMG: applicability in the motion analysis and opportunities for practical rehabilitation,” *Human Physiology*, vol. 47, n.º 2, págs. 237-247, 2021.
- [67] *Tipos de tejidos musculares*, *Deusto Salud*, Último acceso: 27 Marzo 2023, 2019. dirección: <https://www.deustosalud.com/blog/vida-saludable/tipos-musculos-cuerpo-humano>.
- [68] S. Wakim y M. Grewal, *15.4. Muscle Contraction*. Último acceso: 27 Marzo 2023, 2022. dirección: [https://bio.libretexts.org/Bookshelves/Human\\_Biology/Book%5C%3A\\_Human\\_Biology\\_\(Wakim\\_and\\_Grewal\)/15%5C%3A\\_Muscular\\_System/15.4%5C%3A\\_Muscle\\_Contraction](https://bio.libretexts.org/Bookshelves/Human_Biology/Book%5C%3A_Human_Biology_(Wakim_and_Grewal)/15%5C%3A_Muscular_System/15.4%5C%3A_Muscle_Contraction).
- [69] J. S. Hurtado, *Placa Motora*, Último acceso: 27 Marzo 2023, 2020. dirección: <https://paradigmia.com/curso/locomotor/modulos/generalidades-de-los-musculos/temas/placa-motora/>.
- [70] *Organización del músculo esquelético: las fibras*, *Elsevier Connect*, Último acceso: 27 Marzo 2023, 2019. dirección: <https://www.elsevier.com/es-es/connect/medicina/educacion/organizacion-del-musculo-esqueletico-las-fibras>.
- [71] *Tipos de fibras musculares y sus características*, Último acceso: 27 Marzo 2023, 2022. dirección: <https://aptavs.com/articulos/fibras-musculares>.
- [72] A. Villoslada, “Design and implementation of a myoelectric control system for a printable robotic hand. Trabajo Fin de Máster,” ene. de 2012.
- [73] C. J. D. Luca, “The Use of Surface Electromyography in Biomechanics,” *Journal of Applied Biomechanics*, vol. 13, n.º 2, págs. 135-163, 1997. doi: [10.1123/jab.13.2.135](https://doi.org/10.1123/jab.13.2.135).
- [74] M. Boyer, L. Bouyer, J.-S. Roy y A. Campeau-Lecours, “Reducing Noise, Artifacts and Interference in Single-Channel EMG Signals: A Review,” *Sensors*, vol. 23, n.º 6, 2023. doi: [10.3390/s23062927](https://doi.org/10.3390/s23062927).

- [75] J. G. Webster, “Reducing Motion Artifacts and Interference in Biopotential Recording,” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. BME-31, n.º 12, págs. 823-826, 1984. DOI: [10.1109/TBME.1984.325244](https://doi.org/10.1109/TBME.1984.325244).
- [76] H. De Talhouet y J. Webser, “The origin of skin-stretch-caused motion artifacts under electrodes.,” *Physiological measurement*, vol. 17 2, págs. 81-93, 1996.
- [77] M. Asghari Oskoei y H. Hu, “Myoelectric control systems—A survey,” *Biomedical Signal Processing and Control*, vol. 2, n.º 4, págs. 275-294, 2007. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.bspc.2007.07.009>.
- [78] K. Englehart, B. Hudgin y P. Parker, “A wavelet-based continuous classification scheme for multifunction myoelectric control,” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 48, n.º 3, págs. 302-311, 2001. DOI: [10.1109/10.914793](https://doi.org/10.1109/10.914793).
- [79] H. Westerblad y D. G. Allen, “Cellular Mechanisms of Skeletal Muscle Fatigue,” en *Molecular and Cellular Aspects of Muscle Contraction*, H. Sugi, ed., Boston, MA: Springer US, 2003, págs. 563-571.
- [80] P. Konrad, “The abc of emg,” *A practical introduction to kinesiological electromyography*, vol. 1, ene. de 2005.
- [81] O. Bioelettronica, *Dispositivo Quattro*, Último acceso: 27 Marzo 2023, 2018. dirección: <https://www.otbioelettronica.it/en/products/legacy-device/item/105-quattro-en>.
- [82] *Thalamic labs. Medium. Available online*: Último acceso: 9 Febrero 2021, 2021. dirección: <https://medium.com/thalamic/unveiling-the-final-design-of-the-myo-armband-10576c0ae95b>.
- [83] G. De Luca, *Fundamental concepts in EMG signal acquisition*, Último acceso: 6 Mayo 2023, 2003. dirección: <https://www.delsys.com/downloads/TUTORIAL/fundamental-concepts-in-emg-signal-acquisition.pdf>.
- [84] D. A. Winter, *Biomechanics and motor control of human movement*. John Wiley & Sons, 2009.
- [85] S. Osuna, J. González y A. Ilzarbe, “Procesado de señales EMG en Trastornos Neuromusculares,” *Universitat de Barcelona, Barcelona*, 2013.

- [86] G. D. Eisenberg, K. G. Fyvie y A.-K. Mohamed, “Real-Time Segmentation and Feature Extraction of Electromyography: Towards Control of a Prosthetic Hand,” *IFAC-PapersOnLine*, vol. 50, n.º 2, págs. 151-156, 2017, Control Conference Africa CCA 2017. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.ifacol.2017.12.028>.
- [87] T. Triwiyanto, O. Wahyunggoro, H. A. Nugroho y H. Herianto, “Effect of window length on performance of the elbow-joint angle prediction based on electromyography,” *Journal of Physics: Conference Series*, vol. 853, pág. 012 014, mayo de 2017. DOI: [10.1088/1742-6596/853/1/012014](https://doi.org/10.1088/1742-6596/853/1/012014).
- [88] M. Hakonen, H. Piitulainen y A. Visala, “Current state of digital signal processing in myoelectric interfaces and related applications,” *Biomedical Signal Processing and Control*, vol. 18, págs. 334-359, 2015. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.bspc.2015.02.009>.
- [89] D. Farina y R. Merletti, “Comparison of algorithms for estimation of EMG variables during voluntary isometric contractions,” *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 10, n.º 5, págs. 337-349, 2000. DOI: [https://doi.org/10.1016/S1050-6411\(00\)00025-0](https://doi.org/10.1016/S1050-6411(00)00025-0).
- [90] K. Englehart y B. Hudgins, “A robust, real-time control scheme for multifunction myoelectric control,” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 50, n.º 7, págs. 848-854, 2003. DOI: [10.1109/TBME.2003.813539](https://doi.org/10.1109/TBME.2003.813539).
- [91] E. J. Rechy-Ramirez y H. Hu, “CES-513 stages for developing control systems using EMG and EEG signals: A survey,” 2011.
- [92] M. Zecca, S. Micera, M. C. Carrozza y P. Dario, “Control of multifunctional prosthetic hands by processing the electromyographic signal,” *Critical Reviews™ in Biomedical Engineering*, vol. 30, n.º 4-6, 2002.
- [93] A. Phinyomark, E. Campbell y E. Scheme, “Surface electromyography (EMG) signal processing, classification, and practical considerations,” *Biomedical Signal Processing: Advances in Theory, Algorithms and Applications*, págs. 3-29, 2020.
- [94] E. Lashgari y U. Maoz, “Dimensionality reduction for classification of object weight from electromyography,” *PLOS ONE*, vol. 16, n.º 8, págs. 1-20, ago. de 2021. DOI: [10.1371/journal.pone.0255926](https://doi.org/10.1371/journal.pone.0255926). dirección: <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0255926>.

- [95] H. Yu y J. Yang, “A direct LDA algorithm for high-dimensional data—with application to face recognition,” *Pattern recognition*, vol. 34, n.º 10, págs. 2067-2070, 2001.
- [96] S. Wold, K. Esbensen y P. Geladi, “Principal component analysis,” *Chemometrics and Intelligent Laboratory Systems*, vol. 2, n.º 1, págs. 37-52, 1987, Proceedings of the Multivariate Statistical Workshop for Geologists and Geochemists. doi: [https://doi.org/10.1016/0169-7439\(87\)80084-9](https://doi.org/10.1016/0169-7439(87)80084-9).
- [97] A. Tharwat, T. Gaber, A. Ibrahim y A. E. Hassanien, “Linear discriminant analysis: A detailed tutorial,” *AI communications*, vol. 30, n.º 2, págs. 169-190, 2017.
- [98] H. Basak, A. Roy, J. B. Lahiri, S. Bose y S. Patra, “SVM and ANN based Classification of EMG signals by using PCA and LDA,” *arXiv preprint arXiv:2110.15279*, 2021.
- [99] D. Zhang, X. Zhao, J. Han e Y. Zhao, “A comparative study on PCA and LDA based EMG pattern recognition for anthropomorphic robotic hand,” en *2014 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, IEEE, 2014, págs. 4850-4855.
- [100] N. Nazmi, M. A. Abdul Rahman, S.-I. Yamamoto, S. A. Ahmad, H. Zamzuri y S. A. Mazlan, “A review of classification techniques of EMG signals during isotonic and isometric contractions,” *Sensors*, vol. 16, n.º 8, págs. 1304, 2016.
- [101] M. E. Benalcázar, J. González, A. Jaramillo-Yáñez, C. E. Anchundia, P. Zambrano y M. Segura, “A Model for Real-Time Hand Gesture Recognition Using Electromyography (EMG), Covariances and Feed-Forward Artificial Neural Networks,” en *2020 IEEE ANDESCON*, 2020, págs. 1-6. doi: [10.1109/ANDESCON50619.2020.9271979](https://doi.org/10.1109/ANDESCON50619.2020.9271979).
- [102] A. Turnip, D. E. Kusumandari, G. W. G. Arson y D. Setiadikarunia, “Electric Wheelchair Controlled-Based EMG with Backpropagation Neural Network Classifier,” en *Cyber Physical, Computer and Automation System: A Study of New Technologies*, E. Joelianto, A. Turnip y A. Widyotriatmo, eds. Singapore: Springer Singapore, 2021, págs. 149-155. doi: [10.1007/978-981-33-4062-6\\_13](https://doi.org/10.1007/978-981-33-4062-6_13).
- [103] M. Simão, P. Neto y O. Gibaru, “EMG-based online classification of gestures with recurrent neural networks,” *Pattern Recognition Letters*, vol. 128, págs. 45-51, 2019. doi: <https://doi.org/10.1016/j.patrec.2019.07.021>.

- [104] N. Bu, M. Okamoto y T. Tsuji, “A hybrid motion classification approach for EMG-based human–robot interfaces using bayesian and neural networks,” *IEEE Transactions on Robotics*, vol. 25, n.º 3, págs. 502-511, 2009.
- [105] O. ULKIR, G. Gokmen y E. KAPLANOGLU, “EMG signal classification using fuzzy logic,” *Balkan Journal of Electrical and Computer Engineering*, vol. 5, n.º 2, págs. 97-101, 2017.
- [106] D. C. Toledo-Pérez, J. Rodríguez-Reséndiz, R. A. Gómez-Loenzo y J. C. Jauregui-Correa, “Support Vector Machine-Based EMG Signal Classification Techniques: A Review,” *Applied Sciences*, vol. 9, n.º 20, 2019. dirección: <https://www.mdpi.com/2076-3417/9/20/4402>.
- [107] R. Viana, *NER, Métodos supervisados II: máquina de soporte vectorial y campos aleatorios condicionales*, Último acceso: 05 Abril 2023, 2021. dirección: <https://medium.com/soldai/ner-m%C3%A9todos-supervisados-ii-m%C3%A9quina-de-soporte-vectorial-y-campos-aleatorios-condicionales-1ccf56625ec6>.
- [108] M. Baygin et al., “A hand-modeled feature extraction-based learning network to detect grasps using sEMG signal,” *Sensors*, vol. 22, n.º 5, pág. 2007, 2022.
- [109] E. B. Carpio Carrión, “Adquisición y procesamiento de señales EMG para la detección de intención de movimientos de la mano. Trabajo Fin de Grado,” jun. de 2022.
- [110] S. Visa, B. Ramsay, A. L. Ralescu y E. Van Der Knaap, “Confusion matrix-based feature selection,” *Maics*, vol. 710, n.º 1, págs. 120-127, 2011.
- [111] T. Worsnopp, M. Peshkin, J. Colgate y D. Kamper, “An Actuated Finger Exoskeleton for Hand Rehabilitation Following Stroke,” en *2007 IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics*, 2007, págs. 896-901. doi: [10.1109/ICORR.2007.4428530](https://doi.org/10.1109/ICORR.2007.4428530).
- [112] S. Li, G. E. Francisco y W. Z. Rymer, “A new definition of poststroke spasticity and the interference of spasticity with motor recovery from acute to chronic stages,” *Neuro-rehabilitation and Neural Repair*, vol. 35, n.º 7, págs. 601-610, 2021.
- [113] T. A. Rodrigues, D. G. Goroso, P. M. Westgate, C. Carrico, L. R. Batistella y L. Sawaki, “Slow versus fast robot-assisted locomotor training after severe stroke: a randomized controlled trial,” *American journal of physical medicine & rehabilitation*, vol. 96, n.º 10, S165-S170, 2017.

- [114] A. Saudabayev, Z. Rysbek, R. Khassenova y H. A. Varol, “Human grasping database for activities of daily living with depth, color and kinematic data streams,” *Scientific data*, vol. 5, n.º 1, págs. 1-13, 2018.
- [115] L. Demers, R. D. Wessels, R. Weiss-Lambrou, B. Ska y L. P. De Witte, “An international content validation of the Quebec User Evaluation of Satisfaction with assistive Technology (QUEST),” *Occupational Therapy International*, vol. 6, n.º 3, págs. 159-175, 1999.

