

UNIVERSIDAD MIGUEL HERNÁNDEZ DE ELCHE
Programa de Doctorado en Tecnologías Industriales y de Telecomunicación



DISEÑO Y CONTROL DE EXOESQUELETO ROBÓTICO
PARA LA REHABILITACIÓN Y ASISTENCIA DE LOS
MOVIMIENTOS DE LA MANO

JORGE ANTONIO DÍEZ POMARES

Director: NICOLÁS MANUEL GARCÍA ARACIL

Elche, Marzo 2021

La presente Tesis Doctoral está sustentada por un compendio de trabajos previamente publicados en revistas de impacto, indexadas según JCR Science Edition. El cuerpo de dicha tesis queda constituido por los siguientes artículos, cuyas referencias bibliográficas completas se indican a continuación:

Díez, J. A.; Catalán, J. M.; Lledó, L. D.; Badesa, F. J. y Garcia-Aracil, N. (2016b), «Multimodal robotic system for upper-limb rehabilitation in physical environment», *Advances in Mechanical Engineering* **8**(9), pág. 168781401667028, DOI: [10.1177/1687814016670282](https://doi.org/10.1177/1687814016670282)

- Título de la revista: Adv. Mech. Eng. (ISSN: 1687-8132)
- Factor de impacto JCR-SCI (2019): 1,203
- Categoría: Mechanical Engineering, Cuartil Q4 (106/130).

Díez, J.; Catalán, J.; Blanco, A.; García-Perez, J.; Badesa, F. y Gacía-Aracil, N. (2018c), «Customizable Optical Force Sensor for Fast Prototyping and Cost-Effective Applications», *Sensors* **18**(2), pág. 493, DOI: [10.3390/s18020493](https://doi.org/10.3390/s18020493)

- Título de la revista: Sensors (ISSN: 1424-8220).
- Factor de impacto JCR-SCI (2019): 3,275
- Categoría: Instruments & Instrumentation, Cuartil Q1 (15/64).

Díez, J. A.; Blanco, A.; Catalán, J. M.; Badesa, F. J.; Lledó, L. D. y García-Aracil, N. (2018b), «Hand exoskeleton for rehabilitation therapies with integrated optical force sensor», *Advances in Mechanical Engineering* **10**(2), pág. 168781401775388, DOI: [10.1177/1687814017753881](https://doi.org/10.1177/1687814017753881)

- Título de la revista: Adv. Mech. Eng. (ISSN: 1687-8132)
- Factor de impacto JCR-SCI (2019): 1,203
- Category: Mechanical Engineering, Cuartil Q4 (106/130).

Diez, J. A.; Santamaria, V.; Khan, M. I.; Catalán, J. M.; Garcia-Aracil, N. y Agrawal, S. K. (2020), «Exploring New Potential Applications for Hand Exoskeletons: Power Grip to Assist Human Standing», *Sensors* **21**(1), pág. 30, DOI: [10.3390/s21010030](https://doi.org/10.3390/s21010030)

- Título de la revista: Sensors (ISSN: 1424-8220).
- Factor de impacto JCR-SCI (2019): 3,275
- Categoría: Instruments & Instrumentation, Cuartil Q1 (15/64).



AUTORIZACIÓN DE PRESENTACIÓN DE TESIS DOCTORAL POR COMPENDIO DE PUBLICACIONES

Director: Nicolás Manuel García Aracil

Título de la tesis: **Diseño y control de exoesqueleto robótico para la rehabilitación y asistencia de los movimientos de la mano**

Autor: Jorge Antonio Díez Pomares

Departamento de Ingeniería de Sistemas y Automática
Universidad Miguel Hernández de Elche

El director de la tesis reseñada certifica que ESTA TESIS DOCTORAL SE HA REALIZADO BAJO MI DIRECCIÓN por Jorge Antonio Díez Pomares en el departamento de Ingeniería de Sistemas y Automática, Universidad Miguel Hernández de Elche, y por tanto AUTORIZO SU PRESENTACIÓN.

Elche, Marzo 2021

Nicolás Manuel García Aracil



PROGRAMA DE DOCTORADO EN TECNOLOGÍAS INDUSTRIALES Y DE TELECOMUNICACIÓN

Dr. Óscar Reinoso García, Coordinador del Programa de Doctorado en Tecnologías Industriales y de Telecomunicación en la Universidad Miguel Hernández de Elche,

CERTIFICA

Que el trabajo realizado por D. Jorge Antonio Díez Pomares, titulado **Diseño y control de exoesqueleto robótico para la rehabilitación y asistencia de los movimientos de la mano**, ha sido dirigido por el Dr. Nicolás Manuel García Aracil, y se encuentra en condiciones de ser leído y defendido como Tesis Doctoral ante el correspondiente tribunal en Universidad Miguel Hernández de Elche.

Lo que firmo para los efectos oportunos.

Elche, Marzo 2021

Óscar Reinoso García

ABSTRACT

Hands are one of the main instruments used by humans for interacting with physical environment. Furthermore, hands play an important role in other aspects of daily living such as non-verbal communication or postural control assisted by external supports. Therefore, individuals that suffer some kind of hand impairment become dependent in many common situations, reducing their quality of life.

Developments in the field of robotics result in potential solutions to overcome their dependency. In particular, wearable devices such as exoskeletons can help to lessen the impact of the impairment by becoming a new tool for providing more intense and effective rehabilitation therapies, or by their potential applications to assist people during their activities of daily living in a domestic environment.

This Doctoral Thesis focuses on the development of a robotic exoskeleton that, due to its constructive features, can be applied to both rehabilitation and assistance environments. As an innovation, this exoskeleton has a new type of force sensor architecture, integrable in the device, favoring the lightness and portability of the equipment and offering a versatile force control interface in a multitude of environments. Along with the force interface, other types of interfaces based on biological and kinematic parameters are studied, in order to provide the system with the necessary versatility to adapt to different user profiles. In addition, two practical applications of the device are presented in complex rehabilitation settings and everyday situations not previously studied.

The results of this work are compiled in four publications in journals indexed in the *Journal Citation Reports* (JCR). The publication *Multimodal robotic system for upper-limb rehabilitation in physical environment* studies the integration of the hand exoskeleton in a system of robots and sensors that allow the implementation of manipulative therapies in real environments, using a human-machine interface based on electromyographic signals. As an alternative to electromyography for advanced stages of rehabilitation, new interfaces based on motion capture and force feedback are proposed, results are published in the paper *Hand exoskeleton for rehabilitation therapies with integrated optical force sensor*. A detailed description of the force sensor integrated in the exoskeleton can be found in the publication *Customizable optical force sensor for fast prototyping and cost-effective applications*. Finally, the publication *Exploring new potential applications for*

Hand Exoskeletons: Power grip to assist human standing studies the applicability of hand exoskeletons to improve postural control.

RESUMEN

La mano es uno de el principal instrumento de que dispone el ser humano para interactuar con el medio físico. Más allá de la manipulación, las manos juegan un papel importante en otros aspectos de la vida diaria como son la comunicación no verbal o el control postural mediante apoyos externos. Por ello, los individuos que sufren algún tipo de desorden o enfermedad que afecte a la movilidad de la mano ven mermada su calidad de vida y pueden desarrollar dependencia en multitud de situaciones.

Los desarrollos en el campo de la robótica ofrecen soluciones potenciales para la reducción de esta dependencia. En particular, los dispositivos vestibles como los exoesqueletos pueden ayudar a reducir este impacto, bien sea por su utilización para la consecución de terapias de rehabilitación más efectivas, o por las posibilidades que estos ofrecen como elemento de asistencia en entornos domésticos y actividades de la vida diaria.

La presente Tesis Doctoral se centra en el desarrollo de un exoesqueleto robótico que, por sus características constructivas, pueda ser aplicado a entornos tanto de rehabilitación como asistencia. Como innovación, este exoesqueleto cuenta con un nuevo tipo de arquitectura de sensor de fuerza, integrable en el dispositivo, favoreciendo la ligereza y portabilidad del equipo y ofreciendo una interfaz de control de fuerza versátil en multitud de entornos. Junto a la interfaz de fuerza, se estudian otro tipo de interfaces basadas en parámetros biológicos y cinemáticos, con el propósito de dotar al sistema de la versatilidad necesaria para adaptarse a diferentes perfiles de usuario. Además, se presentan dos aplicaciones prácticas del dispositivo en entornos de rehabilitación complejos y situaciones cotidianas no estudiadas previamente.

Los resultados de este trabajo se recopilan en cuatro publicaciones en revistas indexadas en el *Journal Citation Reports* (JCR). La publicación *Multimodal robotic system for upper-limb rehabilitation in physical environment* estudia la integración del exoesqueleto de mano en un sistema de robots y sensores que permiten implementar terapias manipulativas en entornos reales, utilizando una interfaz humano-máquina basado en señales electromiográficas. Como alternativa a la electromiografía en etapas avanzadas de rehabilitación se plantean nuevas interfaces de captura de movimiento y realimentación de fuerza, desarrolladas en el trabajo *Hand exoskeleton for rehabilitation therapies with integrated optical force sensor*. Una descripción detallada del sensor de fuerza integrado

en el exoesqueleto se puede encontrar en la publicación *Customizable optical force sensor for fast prototyping and cost-effective applications*. Por último, la publicación *Exploring new potential applications for Hand Exoskeletons: Power grip to assist human standing* estudia la aplicabilidad de los exoesqueletos de mano como apoyo al control postural.

A mis abuelos Juan José y Antonio.

A Carlos Picó y Toñi Molina.

A mis padres.

A mi familia.

AGRADECIMIENTOS

Quiero agradecer a Nicolás, mi director de tesis, haber apostado por mi para la realización de este trabajo y haber procurado que contase en todo momento con todos los recursos necesarios para realizar los cientos de pruebas y prototipos que hay detrás de estas páginas.

También quiero darle las gracias a mi primer mentor, Paco, por haberme ayudado a introducirme en el mundo de la universidad y la investigación, y sobre todo por haberme animado a trabajar con Nicolás.

Un agradecimiento especial requieren mis compañeros de laboratorio: Javi, Chema, Andrea, Çhemater", Roberto, Josevi, Irene, Luisda, Arturo y Santi; con los que he compartido éxitos y fracasos, y muchas noches de insomnio y trabajo tratando de hacer funcionar el AIDE.

I also want to thank professor Agrawal and his team for their hospitality during my stay in their laboratory in New York. I have fantastic memories of all of you.

También quiero agradecer a Loreto, a mis compañeros de equipo de gobierno y "mi gente" del Ayuntamiento de Santa Pola por empujarme a seguir escribiendo la tesis a pesar de todas las distracciones propias de los tiempos que nos ha tocado vivir.

Por su puesto, debo darle las gracias a mis padres y mi familia por todo el apoyo incondicional que me han brindado a lo largo de toda mi carrera académica, procurando que nunca me faltase de nada y compartiendo conmigo los logros y los fracasos.

Por último, y más importante, debo darle las gracias a Rebeca, mi compañera de viaje, que me ha acompañado desde el minuto cero en esta aventura; comprendiéndome y apoyándose en todo momento, sacrificándose para ayudarme en los peores momentos y siempre buscando la manera de procurar mi felicidad. Sin ella, este trabajo no sería posible. Gracias Rebeca. Mención especial merecen los padres de Rebeca, Carlos y Toñi que, aunque no podrán leer estas líneas, han inspirado muchísimas de las ideas que aquí se desarrollan y por ello merecen que sus nombres encabecen esta tesis.

Este trabajo ha sido financiado por el Fondo Social Europeo “El FSE Invierte en tu futuro” a través de la subvención para contratación de personal con código ACIF2016/216, concedida por la Conselleria d’Educació de la Generalitat Valenciana.



ÍNDICE GENERAL

1	INTRODUCCIÓN	1
1.1	Tecnologías y discapacidad física	1
1.2	Robótica como herramienta para la Rehabilitación y Asistencia	3
1.3	Biomecánica de la mano	3
1.3.1	Anatomía de la mano	5
1.3.2	Control neuromuscular de la mano	5
1.3.3	Patrones funcionales de la mano	7
1.4	Motivación del trabajo y objetivos	8
1.5	Principales contribuciones de esta tesis	9
1.6	Estructura de la tesis	10
1.7	Publicaciones	11
1.7.1	Revistas indexadas en JCR	11
1.7.2	Otras publicaciones	12
2	DISPOSITIVO ROBÓTICO DE TIPO EXOESQUELETO PARA LA REHABILITACIÓN Y ASISTENCIA DE LA MANO	13
2.1	Estado del Arte	13
2.2	Requisitos de diseño	14
2.2.1	Grados de libertad activos	15
2.2.2	Capacidad de agarre	17
2.2.3	Facilidad de instalación	17
2.2.4	Ergonomía	18
2.2.5	Portabilidad	20
2.2.6	Seguridad	20
2.3	Descripción del mecanismo propuesto	21
2.3.1	Dimensionamiento del mecanismo	23
2.3.2	Análisis cinemático	24
2.3.3	Análisis dinámico	28
2.3.4	Selección y dimensionamiento de actuadores	32
2.3.5	Aspectos ergonómicos: articulaciones pasivas	36
2.3.6	Prototipado y fases de diseño	37
2.4	Sistema de control y comunicación	40
2.5	Conclusiones del capítulo	41

3	SENSOR DE FUERZA ÓPTICO INTEGRADO EN ESTRUCTURA DE EXOESQUELETO	43
3.1	Estado del Arte	43
3.2	Descripción del hardware	44
3.2.1	Diseño óptico	45
3.2.2	Estructura deformable	49
3.2.3	Ejecución material	52
3.3	Acondicionamiento y adquisición de señales	54
3.4	Modelos de ajuste del comportamiento del sensor	55
3.4.1	Ajuste polinómico	56
3.4.2	Modelos Generalizados de Prandtl-Ishlinskii	56
3.4.3	Redes Neuronales Artificiales	58
3.5	Validación experimental	59
3.6	Resultados	61
3.6.1	Comportamiento real del sensor	61
3.6.2	Evaluación de los modelos ajustados	62
3.7	Conclusiones del capítulo	64
4	SISTEMA ROBÓTICO MULTIMODAL PARA REHABILITACIÓN DE EXTREMIDAD SUPERIOR EN ENTORNOS FÍSICOS	69
4.1	Introducción	69
4.2	Arquitectura Multimodal	70
4.2.1	Robot de rehabilitación de extremidad superior	71
4.2.2	Gaze tracking system	73
4.2.3	Sistema de seguimiento de objetos	74
4.2.4	Unidades de electromiografía	77
4.2.5	Controlador de alto nivel	77
4.3	Validación del sistema	80
4.3.1	Montaje experimental	80
4.3.2	Resultados	82
4.4	Conclusiones del capítulo	82
5	ESTRATEGIAS DE CONTROL DE EXOESQUELETO: CAPTURA DE MOVIMIENTOS Y CONTROL POR REALIMENTACIÓN DE FUERZA	85
5.1	Introducción	85
5.2	Interfaz basada en captura de movimiento	85
5.2.1	Descripción del sistema	86
5.2.2	Condiciones experimentales	86
5.2.3	Resultados	88

5.3	Interfaz de fuerza	89
5.3.1	Descripción del sistema	91
5.3.2	Condiciones experimentales	92
5.3.3	Resultados	94
5.4	Conclusiones del capítulo	96
6	EFFECTOS DEL USO DE EXOSQUELETO DE MANO Y EL AGARRE DE FUERZA EN EL CONTROL POSTURAL HUMANO	99
6.1	Introducción	99
6.2	Materiales y métodos	101
6.2.1	Sujetos	101
6.2.2	Montaje experimental	101
6.2.3	Exoesqueleto de mano	103
6.2.4	Robot de rehabilitación de tronco y pelvis actuado por cable: Stand-Trainer	103
6.2.5	Adquisición de datos	104
6.2.6	Reducción de datos	105
6.2.7	Análisis estadístico	106
6.3	Resultados	107
6.3.1	Evaluación funcional de los sujetos	107
6.3.2	Actividad muscular de la extremidad superior	108
6.3.3	Interacción entre exoesqueleto de mano y pasamanos	110
6.4	Discusión	111
6.5	Conclusiones del capítulo	113
7	CONCLUSIONES	115
7.1	Conclusión	115
7.2	Trabajos futuros	116
A	CONTRIBUCIONES PRINCIPALES	117
	 BIBLIOGRAFÍA	 179

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 2.1	Trayectoria seguida por el extremo del dedo para agarres de distintos objetos (tarjeta, CD y rotulador) según los resultados de Kamper et al. Los autores afirman que, para los distintos objetos, los sujetos tendían a realizar movimientos siguiendo distintas porciones de la misma trayectoria, en lugar de crear nuevas. Figura extraída de (Kamper et al., 2003)	16
Figura 2.2	Sistema de fijación a presión con anillos. Los anillos se encuentran partidos y presentan unas pestañas en forma de cuña, que provocan el cierre del anillo cuando se presiona contra el receptáculo para insertarlo. Una vez dentro del receptáculo las pestañas recuperan su forma original impidiendo que el anillo salga. La liberación del anillo se produce ejerciendo unas fuerzas lateral en el anillo de forma que las pestañas vuelvan a aproximarse, permitiendo la salida de estas por la abertura del receptáculo. .	19
Figura 2.3	Representación esquemática del mecanismo diseñado para controlar el movimiento de los dedos (<i>Módulo de dedo</i>).	22
Figura 2.4	Representación esquemática del mecanismo diseñado para controlar el movimiento del pulgar (<i>Módulo de pulgar</i>)	23
Figura 2.5	Representación gráfica del mecanismo del <i>Módulo de dedo</i> y dedo humano modelados en el software de simulación AnyBody. Se muestran los dos estados posicionales extremos: a la izquierda estado de máxima extensión del dedo, a la derecha cierre máximo de los dedos.	25

Figura 2.6 Resultados de la simulación de la cinemática del conjunto de módulo de dedo - dedo humano. En la gráfica superior los puntos muestran la relación entre los ángulos girados por cada articulación θ y el recorrido del actuador lineal s . Además se representa el ángulo de orientación resultante de la falange medial del dedo. Además de los puntos simulados se muestra rectas de ajuste de cada parámetro. La gráfica inferior muestra el error absoluto que se comete con el ajuste lineal respecto a la simulación, siendo este inferior a medio grado en prácticamente la totalidad de posiciones. 26

Figura 2.7 Nomenclatura utilizada en la obtención de la cinemática directa del pulgar mediante trigonometría. 27

Figura 2.8 Resultados del cálculo del ángulo del mecanismo del pulgar en función del recorrido del actuador lineal. Los marcadores circulares muestran los valores obtenidos mediante la ecuación trigonométrica. La línea sólida corresponde a un ajuste lineal de estos valores. En la gráfica inferior se muestra el error absoluto cometido en cada punto cuando se aplica la aproximación lineal. 28

Figura 2.9 Fuerza resultante en el actuador lineal calculada en la simulación estática del módulo de dedo para distintas posiciones del actuador e hipótesis de carga: fuerza unitaria paralela a la falange medial del dedo (Azul) y fuerza unitaria perpendicular a la falange medial del dedo (Naranja). Los marcadores circulares indican los puntos calculados por simulación y las líneas sólidas corresponden a la interpolación polinómica. En la gráfica inferior se muestra el error absoluto cometido en el ajuste polinómico. 30

Figura 2.10 Nomenclatura y convenio de signos empleado en el cálculo de fuerzas y momentos resultantes para el *Módulo de pulgar*. 31

Figura 2.11 Representación gráfica de f_{M_p} , que devuelve el momento resultante en la articulación del *Módulo de pulgar* ante una fuerza unitaria del actuador lineal. En el eje derecho de la gráfica superior se muestra además la fuerza equivalente a ese momento aplicado a una distancia del eje de la articulación de 60 mm. Las líneas sólidas corresponden a los ajustes polinómicos realizados, cuyo error absoluto se muestra en la gráfica inferior 33

Figura 2.12 Fuerza resultante en el actuador lineal (curvas de nivel) para distintos valores de $F_{dedo\perp}$ y posiciones s del actuador. Se muestran los resultados para tres valores de $F_{dedo\parallel}$. La zona verde es aquella comprendida en el rango de fuerzas que puede soportar el actuador lineal seleccionado sin alimentación (fuerza de *backdrive*), la zona amarilla se extiende entre la fuerza de *backdrive* y la fuerza máxima que puede ejercer el actuador lineal. En rojo se muestran los valores de fuerza que exceden las capacidades del actuador. 35

Figura 2.13 Fuerza máxima resultante en el actuador del *Módulo de pulgar* frente a la fuerza externa F_p . La gráfica lineal azul muestra la fuerza resultante en el motor, mientras que las líneas horizontales muestran los límites de fuerza F_{mot}^{back} y F_{mot}^{max} 36

Figura 2.14 Representación de las articulaciones pasivas con las que cuenta el *Módulo de dedo*. 37

Figura 2.15 **A** Versión inicial del exoesqueleto, utilizada en la experimentación descrita en el capítulo 4. **B** Segunda versión de exoesqueleto implementando mejoras de resistencia. **C** Tercera versión de exoesqueleto, utilizada en los estudios desarrollados en el capítulo 5. **D** Versión definitiva de exoesqueleto. 38

Figura 2.16 **A** Vistas de la representación CAD del diseño del *Módulo de dedo*. **B** Vistas de la representación CAD del *Módulo de pulgar*. **C** Representación CAD del diseño de exoesqueleto de mano con todos los módulos integrados. 39

Figura 3.1 Estrategias para el diseño de sensores ópticos basados en fotorreceptores. **(A)** Un elemento móvil actúa como obstáculo de un haz de luz, reduciendo el flujo que recibe una superficie fotosensible. **(B)** Existe un desplazamiento relativo entre los ejes ópticos de la fuente de luz y una matriz de fotorreceptores, variando la respuesta individual de cada uno de ellos. 45

Figura 3.2 **(A)** Arquitectura óptica propuesta en posición de reposo (componentes alineados) con los parámetros geométricos que determinan la respuesta del sensor. **(B)** Distribución de luz resultante en la superficie fotosensible después de aplicar un desplazamiento pequeño en la lente a lo largo de la dirección y (dirección de la fuerza a medir). 46

Figura 3.3	Esquema que muestra la imagen enfocada por una lente en un fotorreceptor de 2×2 elementos, y el efecto que tiene la desalineación del tren óptico en la distribución de luz resultante.	50
Figura 3.4	(A) Arquitectura propuesta para relacionar el desplazamiento de la lente con la fuerza a medir. (B) Viga y sección transversal a resolver para estimar el comportamiento elástico del fleje. (C) Ambos flejes pueden ser simplificados a un montaje de muelles en paralelo. (D) Muelle equivalente a la viga mostrada en B.	51
Figura 3.5	Respuesta simulada de las dos implementaciones de sensor propuestas. Las señales presentan un ligero rizado debido a la naturaleza discreta de la simulación de trazado de rayos.	54
Figura 3.6	Diseño CAD del sensor óptico de fuerza implementado. Los componentes azules se encuentran fijados rígidamente entre ellos y sustentan el Diodo emisor de luz (LED) y el fotodetector. El componente rojo aloja la lente y puede desplazarse respecto a las piezas azules cuando se aplica una carga según la dirección indicada.	55
Figura 3.7	Circuito de acondicionamiento de señal implementado para cada fotodiodo de la matriz. Se muestra la expresión que relaciona el voltaje de salida (V_j^{pd}) y la corriente que circula por el fotodiodo.	56
Figura 3.8	Banco de pruebas para evaluación del comportamiento del sensor.	60
Figura 3.9	Fuerza medida en la célula de carga frente a la respuesta en tensión del sensor óptico, para las dos configuraciones estudiadas. En las gráficas se muestra el resultado de solapar las distintas curvas de carga-descarga aplicadas durante el proceso de calibración, revelando la forma del ciclo de histéresis de cada sensor.	61
Figura 3.10	Distribución de error para cada modelo evaluado en todas las señales de prueba. La línea roja indica la mediana del error, las cajas azules acotan los percentiles 27 y 75, mientras que los bigotes engloban el intervalo de la mediana $\pm 2,7$ Desviación estándar (SD).	63
Figura 3.11	Respuesta de todos los modelos ajustados para el sensor basado en PLA superpuestas a la señal de fuerza real (medida con la célula de carga) para una muestra de 40 segundos extraída de la prueba con Señal de Fuerza Aleatoria.	64

Figura 3.12	Respuesta de todos los modelos ajustados para el sensor basado en AISI 301 superpuestas a la señal de fuerza real (medida con la célula de carga) para una muestra de 40 segundos extraída de la prueba con Señal de Fuerza Aleatoria.	65
Figura 4.1	Arquitectura del sistema y protocolo de comunicación entre componentes.	71
Figura 4.2	Distancia entre el punto a posicionar (Mano) y el punto controlado mediante el dispositivo robótico de rehabilitación de extremidad superior (Muñeca).	72
Figura 4.3	Esquema del controlador de posición del efector final del dispositivo de rehabilitación de extremidad superior. Este esquema incluye un bucle adicional para ajustar de forma automática la posición del efector final de referencia según el ángulo del antebrazo. . .	72
Figura 4.4	Ejemplo de una tarea de control del exoesqueleto. Se establece una posición de referencia para la posición de agarre a una altura constante respecto del suelo (Eje Z en el sistema de referencia global). La gráfica superior muestra la evolución de las señales de referencia y posiciones reales, mientras que la gráfica inferior muestra el ángulo del antebrazo respecto al eje X del efector final.	73
Figura 4.5	Algoritmo para identificación de objetos	74
Figura 4.6	Izquierda: Imagen obtenida por las gafas Tobii Glasses en la que se identifica la región de interés alrededor de la posición de la mirada (cuadrado azul). Derecha: Máscaras de color aplicada a la región de interés.	75
Figura 4.7	Error de calibración en cada coordenada del sistema de referencia global (robot de rehabilitación de extremidad superior).	76
Figura 4.8	Arquitectura de software del sistema de seguimiento y detección de objetos.	78
Figura 4.9	Electrodos y unidad Electromiografía superficial (sEMG). Izquierda: Electrodo situado sobre los músculos extensores de los dedos. Derecha: Electrodo situado sobre los músculos flexores superficiales de los dedos.	79
Figura 4.10	Máquina de estados implementada en el Controlador de alto nivel (HLC).	79
Figura 4.11	Relación de dispositivos que intervienen en el montaje experimental.	81
Figura 4.12	Resultados obtenidos en un ciclo de agarre y liberación representativo.	83

Figura 5.1	Montaje experimental de la terapia con Sistema de captura de movimiento (Mocap): A) Guante de capturar de movimiento 5DT Data Glove en la mano derecha; B) Exoesqueleto de mano en la mano izquierda; C) Entorno Realidad virtual (VR).	87
Figura 5.2	Esquema del sistema de control de posición comandado por el guante de captura de movimientos 5DT Data Glove.	87
Figura 5.3	Error cuadrático medio (RMSE) de las trayectorias de todos los usuarios en términos de recorrido del actuador. Existen tres distribuciones de error diferencias según la velocidad de variación de la posición de referencia. La línea roja indica la mediana de la distribución, las cajas azules contienen todas las muestras entre el primer y tercer cuartil, y los bigotes abarcan la desviación típica de $\sigma \pm 2.7$	90
Figura 5.4	Referencia y posición real de un dedo. Muestra extraída de una de las sesiones del sujeto 4. Este ejemplo ilustra las diferencias en el error de seguimiento cuando el usuario mueve su mano no afectada a velocidades diferentes. La primera sección de la gráfica, correspondiente a la apertura de la mano, se realiza a una velocidad adecuada con un error de seguimiento reducido. La segunda parte del movimiento, correspondiente al cierre de la mano, se realiza a velocidad excesiva por lo que el error de seguimiento se incrementa debido a la limitación en la velocidad de movimiento del exoesqueleto de mano.	90
Figura 5.5	Control schemes for both studied control strategies. Top: State machine for implement the control by means of a force trigger. Bottom: Block diagram that shows a zero force control.	92
Figura 5.6	Superior: Comparación entre el eslabón distal original del <i>Módulo de dedo</i> y el módulo modificado con el sensor óptico de fuerza integrado. Inferior: Sección del eslabón distal modificado, que muestra la implementación del sensor de fuerza propuesto en el capítulo 3.	93
Figura 5.7	Montaje para la evaluación de las estrategias de control de fuerza.	94
Figura 5.8	Estadística del error estacionario en la condición CC para todos los usuarios según la posición objetivo.	96

Figura 6.1 Perspectiva general del montaje experimental (A) Vista frontal del montaje, con el sujeto en la condición HR, mostrando la postura de agarre del pasamanos. El marco azul muestra una vista de detalle de la misma parte en la condición HR+E. (B) Vista trasera del montaje que muestra la ubicación de los marcadores infrarrojos de posición del efector final (cinturón) del robot actuado por cable.(C) Vista lateral que muestra la posición de los marcadores para la estimación del ángulo del codo. A lo largo de las distintas imágenes se muestra la ubicación de los electrodos sEMG utilizados para estimar la activación muscular. 102

Figura 6.2 (A) Prototipo de exoesqueleto de mano utilizado en la experimentación y vista de detalle de la ubicación de los sensores de fuerza ópticos que medirán la fuerza de interacción con el pasamanos(B) Vista de detalle del sujeto utilizando el exoesqueleto de mano para agarrar el pasamanos en la condición HR+E. 104

Figura 6.3 Media del desplazamiento máximo del Centro de presiones (COP) calculado para cada usuario a lo largo de las tres condiciones: Sin soporte (US), soporte con pasamanos (HR), y soporte con pasamanos y exoesqueleto de mano (HR+E). Existe una reducción significativa en el desplazamiento cuando se utiliza el soporte externo, pero no existe diferencia significativa entre el uso o no del exoesqueleto. 108

Figura 6.4 Representación gráfica de los resultados sEMG. (A) Evolución del valor medio sEMG para cada condición. Las áreas sombreadas contienen todos los valores medios de todos los participantes. El asterisco indica diferencias significativas entre las dos condiciones en esa época. (B) Comparación de la integral de la señal sEMG entre ambas condiciones para cada músculo.(C) Comparación del máximo valor de la señal sEMG entre ambas condiciones para cada músculo.D) Comparación del tiempo hasta el máximo valor de la señal sEMG entre ambas condiciones para cada músculo. 109

Figura 6.5 Evolución de la fuerza resultante en el pasamanos, analizada en épocas de 200 ms. Las áreas sombreadas contienen todos los valores medios para todos los participantes en cada condición. 110

Figura 6.6 Resultados de la variación de las fuerzas de interacción medidas por el exoesqueleto. (A) Gráfica de cajas de la fuerza de interacción en el exoesqueleto para todos los sujetos en cada condición. (B) Evolución de la fuerza de interacción en el dedo índice, analizada en épocas de 200 ms. (C) Evolución de la fuerza de interacción en el dedo corazón, analizada en épocas de 200 ms. (D) Evolución de la fuerza de interacción en los dedos anular y meñique, analizada en épocas de 200 ms. Las áreas sombreadas contienen los valores medios de todos los participantes. Los asteriscos indican una diferencia significativa respecto a la fuerza de interacción de referencia en cada época. En todas las gráficas, los valores positivos indican una fuerza que intenta abrir el exoesqueleto de mano. Los valores negativos indican una fuerza que intenta cerrar el exoesqueleto de mano. 111

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1.1	Resumen de las limitaciones que se encuentran los terapeutas y de las posibles aplicaciones de la Robótica de Rehabilitación . . .	4
Tabla 2.1	Especificaciones técnicas del actuador lineal Actuonix PQ12-100-12-P	34
Tabla 3.1	Información estadística de los resultados de la validación experimental. Se muestran: Error absoluto medio (MAE), Mediana del error absoluto, Desviación estándar (SD), Coeficiente de correlación cruzada (XCOR), Porcentaje de Outliers (Muestras que quedan fuera del intervalo Mediana \pm 2Desviación estándar (SD)) y Tiempo de cálculo relativo (TCR) al necesario para evaluar un valor con la aproximación polinómica.	66
Tabla 3.2	Tabla resumen de las ventajas y desventajas de cada familia de modelos utilizada.	67
Tabla 5.1	Demographic and clinical characteristics of participants	88

Tabla 5.2	Resultados de la experimentación Terapia Espejo (TE). Los datos muestran las estadísticas del error de posición de los módulos de dedo para todas las repeticiones de cada usuario. Los datos se han dividido en tres condiciones según la velocidad de variación de la señal de referencia (v_{ref}). El porcentaje de trayectoria indica la fracción de tiempo en el que el movimiento se ha realizado bajo cada condición.	89
Tabla 5.3	Resultados experimentales en la condición CDU	95
Tabla 5.4	Resultados experimentales en la condición CC	95

ACRONYMS

ANN	Red neuronal artificial
ACV	Accidente cerebro vascular
ADC	Conversor analógico-digital
AVD	Actividades de la vida diaria
BCI	Interfaz cerebro-computador
CAD	Dibujo asistido por computador
CMC	Articulación Carpometacarpal
COP	Centro de presiones
DCA	Daño cerebral adquirido
DIP	Articulación interfalángica distal
ECG	Electrocardiografía
EEG	Electroencefalografía
EMG	Electromiografía
EOG	Electrooculografía
FE	Flexión/Extensión
FSR	Sensor de fuerza resistivo
GDL	Grado de libertad

GPI	Modelo generalizado de Prandtl-Ishlinskii
GSR	Respuesta galvánica de la piel
HLC	Controlador de alto nivel
HMI	Interfaz hombre-máquina
LED	Diodo emisor de luz
LM	Lesión Medular
MAE	Error absoluto medio
MCP	Articulación metacarpofalángica
Mocap	Sistema de captura de movimiento
P ₃ C	Perceptrón de 3 Capas
P ₅ C	Perceptrón de 5 Capas
PC	Parálisis cerebral
PID	ProporcionalIntegral-Derivativo
PIP	Articulación interfalángica proximal
PLA	Ácido poliláctico
PMMA	Polimetilmetacrilato
PWM	Modulación por ancho de pulsos
RMS	Media cuadrática
RMSE	Error cuadrático medio
sEMG	Electromiografía superficial
SD	Desviación estándar
SNR	Relación señal-ruido
TCR	Tiempo de cálculo relativo
TE	Terapia Espejo
USB	Bus serie universal
VR	Realidad virtual
XCOR	Coeficiente de correlación cruzada

INTRODUCCIÓN

1.1 TECNOLOGÍAS Y DISCAPACIDAD FÍSICA

Existen múltiples causas por las que un individuo puede presentar o desarrollar una discapacidad física, que limite sus capacidades de interacción con el entorno. Entre las causas más comunes, podemos citar:

- **Daño cerebral adquirido (DCA):** Este concepto está asociado a un daño cerebral repentino que sufre un cerebro que ha tenido un desarrollo normal (Marrón et al., 2017). Como consecuencia de este daño se pueden ver afectadas diferentes funciones motoras, sensoriales, orgánicas, cognitivas, etc. Las causas de los DCA son heterogéneas: Accidentes cerebro vasculares (ACVs), Traumatismos Craneoencefálicos, Tumores Cerebrales, etc. Por lo que la gravedad y extensión de las secuelas, además de las funciones afectadas, difieren en gran manera según las condiciones particulares de cada individuo.
- **Parálisis cerebral (PC):** Este término, aunque engloba numerosas secuelas neurológicas, se refiere a una serie de trastornos neurológicos durante las primeras etapas de desarrollo del cerebro que derivan en alteraciones motoras, que pueden ir acompañadas de otras cognitivas, de sensibilidad, comunicación, etc (Camacho-Salas et al., 2007).
- **Lesión Medular (LM):** A diferencia de los anteriores casos, la lesión que provoca la pérdida de movilidad y sensibilidad en el individuo afectado no se encuentra en el cerebro, sino en la médula espinal. Las extremidades y partes que ven afectada sus funciones están relacionadas con la altura a la que se encuentra la alteración en la médula. Existen múltiples grados de lesión, y por tanto la previsión de recuperación varía en función de la naturaleza y gravedad de la lesión (Henao-Lema y Pérez-Parra, 2010).
- **Enfermedades neuromusculares:** Además de las citadas anteriormente, existe un gran número de enfermedades que afectan al sistema nervioso limitando las

funciones motoras (entre otras) de quien la sufre tales como la Esclerosis Múltiple (Goldenberg, 2012) o la Esclerosis Lateral Amiotrófica (Rowland y Shneider, 2001).

Estas enfermedades conllevan la pérdida parcial o total de la movilidad de las personas que las padecen, dificultando o impidiendo el andar cuando afectan a las extremidades inferiores y la capacidad de manipular y gesticular cuando afectan a las extremidades superiores.

Las terapias de rehabilitación surgen para intentar contrarrestar los efectos de estas enfermedades incapacitantes y mejorar la independencia y calidad de vida de los pacientes. Así, las terapias de neurorehabilitación buscan estimular al paciente de forma que su sistema nervioso central genere cambios estructurales y funcionales que minimicen el efecto de las lesiones sufridas (Albert y Kesselring, 2012). La plasticidad neuronal (Wieloch y Nikolich, 2006) juega un papel fundamental en este tipo de terapias, aunque este efecto es menor en adultos que en niños. Esta estimulación se aborda tanto desde el punto de vista fisioterapéutico, centrándose en la recuperación de la movilidad de los miembros, como desde la terapia ocupacional, enfocada al aprendizaje de nuevas estrategias compensatorias que permitan al paciente compensar sus limitaciones y recuperar independencia en su vida diaria. En muchos casos, sin embargo, dada la gravedad o naturaleza de la enfermedad, las terapias de rehabilitación no logran la recuperación de la movilidad, y el paciente requerirá de ayuda para la realización de muchas AVD.

Los avances tecnológicos permiten desarrollar herramientas que facilitan la labor de los terapeutas y permiten implementar terapias mucho más intensivas y eficientes, permitiendo una mejor adaptación de la terapia al paciente y un seguimiento más preciso de su evolución. Entre estas tecnologías cabe destacar las siguientes:

- **VR:** El uso de esta tecnología permite presentar al paciente una multitud de entornos generados por ordenador que aporten un valor añadido a la terapia bien sea por simular entornos similares a los de las situaciones cotidianas o por enfocar las tareas a modo de videojuegos que deriven en terapias más amenas y desafiantes (Gourlay et al., 2000; Sveistrup, 2004; Lledó et al., 2016).
- **Mocaps:** Estos sistemas permiten grabar los movimientos de los pacientes y su entorno de forma que estos puedan tanto realimentar sistemas de VR como ofrecer medidas cuantitativas y objetivas de la evolución del paciente. (Huang, 2011; Kong et al., 2013; Eichler et al., 2018)

- **Bioseñales:** La medición de señales biológicas tiene una gran variedad de aplicaciones en las terapias de rehabilitación. Por ejemplo, la Electromiografía (EMG) permite medir potenciales eléctricos debidos a la activación de los músculos, por lo que puede utilizarse para evaluar patrones de activación (Shao et al., 2009) y detectar intención de movimiento (Husseín y Granat, 2002). La Electroencefalografía (EEG) también puede ser utilizada para detectar intención de movimiento en entornos controlados (Fok et al., 2011; Ang y Guan, 2017), en general es menos robusta que las señales EMG y su interpretación es más compleja y propensa al ruido y los artefactos, pero puede ser la única estrategia viable para pacientes que no presenten una activación muscular clara. Ostras señales como el Electrocardiograma ECG o la Respuesta galvánica de la piel (GSR) han demostrado ser útiles para intentar inferir el estado anímico y de excitación de los pacientes con el fin de adaptar la dificultad o intensidad de la terapia y optimizar el rendimiento del paciente (Badesa et al., 2014).

Las tecnologías presentadas anteriormente se centran en la adquisición de datos y en la representación de la información pero no en la movilización de los pacientes. Por ello, se han desarrollado múltiples dispositivos robóticos destinados a interactuar con los pacientes y asistirles en la realización de movimientos. En caso de incapacidad permanente, además la robótica puede suponer una alternativa para el desarrollo de dispositivos que asistan a la persona en su vida diaria, aumentando su independencia.

1.2 ROBÓTICA COMO HERRAMIENTA PARA LA REHABILITACIÓN Y ASISTENCIA

La Robótica de Rehabilitación es un área de investigación multidisciplinar que trata de abordar, mediante la tecnología robótica, las crecientes necesidades de desarrollar terapias de rehabilitación más eficientes y efectivas, debido al esperado incremento en la demanda de este tipo de servicio por el envejecimiento poblacional (Krebs et al., 1998). El objetivo de este campo es intentar suplir los principales problemas a los que se enfrenta la rehabilitación convencional (Pignolo, 2009). La Tabla 1.1 resume los potenciales beneficios de la Robótica de Rehabilitación.

1.3 BIOMECÁNICA DE LA MANO

En el desarrollo de actividades de la vida diaria, las manos juegan un papel fundamental, puesto que son uno de los principales instrumentos de que dispone

Tabla 1.1: Resumen de las limitaciones que se encuentran los terapeutas y de las posibles aplicaciones de la Robótica de Rehabilitación

Aspecto	Terapia convencional: Retos	Robótica de Rehabilitación: Posibilidades
Desarrollo de movimientos	Poca repetibilidad, dificultad para definir los límites de los movimientos.	Control automático de posición con parámetros ajustables al progreso y capacidades residuales del paciente.
Esfuerzo requerido	Condicionado por numerosos factores humanos, tales como el cansancio, motivación, salud, etc. Lo que reduce la repetibilidad de la terapia entre sesiones.	Controladores pueden aplicar patrones de fuerza con una alta repetibilidad sin ver degradado su rendimiento. Además, las fuerzas son cuantificables y adaptables a las necesidades particulares del paciente.
Valoración del estado del paciente y su evolución	Escalas semicuantitativas que muchas veces dependen del criterio del terapeuta, dificultando la comparación entre medidas tomadas por diferentes terapeutas. (Hidler et al., 2005).	Medición constante de parámetros cinemáticos, dinámicos y biológicos de forma que pueden establecerse escalas cuantitativas y comparables entre pacientes y sesiones.
Motivación del paciente	Debido a la lentitud de la evolución, los pacientes pueden no percibir mejora a corto plazo y por tanto realizar todos los ejercicios que deben (Shaughnessy et al., 2006).	Planteamiento de terapia como juegos con recompensas a corto plazo y puntuaciones comparables, que pueden implicar al paciente más en la terapia y en su recuperación (Shah et al., 2014).
Recreación de entornos	Entornos de trabajo limitados a medios materiales disponibles.	Implementación de entornos de realidad virtual que pueden recrear variedad de escenarios, desde juegos en entornos ficticios a simulación de actividades de la vida diaria (Lledó et al., 2016).
Relación coste-efectividad	Las terapias deben ser intensivas y prolongarse en el tiempo para lograr efectos significativos en los pacientes (Page, 2003), lo cual supone un esfuerzo económico importante para los sistemas sanitarios. En general, un terapeuta sólo puede atender a un paciente a la vez por lo que, para poder abastecer a la demanda, las sesiones y terapias no son lo prolongadas que deberían.	Los "gimnasios robóticos" permiten optimizar el tiempo y los recursos humanos, puesto que un terapeuta podría supervisar a varios pacientes utilizando varios dispositivos robóticos, de esta forma, las sesiones pueden ser más prolongadas sin generar largas colas de espera (Krebs et al., 2005).

el ser humano para interactuar con su entorno. Por un lado permiten conocer el entorno: tacto, sensación de calor... Y por otro lado permiten interactuar con éste, pues suponen la principal herramienta del ser humano, con la que se operan el resto de inventos de este. Es necesario destacar también el papel que juegan en la relación entre individuos, suponiendo el principal método de comunicación no verbal.

Por esto, para que una terapia de rehabilitación de extremidad superior sea eficaz para recuperar la calidad de vida de los pacientes, es necesaria la recuperación de la movilidad de la mano, necesaria para Actividades de la vida diaria (AVD) como lavarse los dientes, vestirse, cocinar, etc.

La versatilidad de las manos como instrumento de relación con el entorno está asociada a una gran complejidad anatómica, fisiológica y neurológica; compuesta por 27 huesos, más de 20 articulaciones y 30 músculos, abarcando neurológicamente una proporción considerable del cerebro humano (Nordin y Frankel, 2012).

1.3.1 *Anatomía de la mano*

La mano se puede dividir en los huesos carpianos, que componen la muñeca, sobre los que se articulan 5 rayos digitales (dedos). Cada dedo está compuesto por el hueso metacarpiano, unido al carpo por la Articulación Carpometacarpal (CMC), la falange proximal que se mueve respecto del metacarpo a través de la Articulación metacarpofalángica (MCP) siguen la falange medial y distal unidas entre sí por las articulaciones interfalángicas (Articulación interfalángica proximal (PIP) y Articulación interfalángica distal (DIP)). En el caso del pulgar no existe falange medial, por lo que solo hay una articulación interfalángica.

1.3.2 *Control neuromuscular de la mano*

El control del conjunto de la mano se realiza mediante la coordinación de la musculatura extrínseca (que se encuentra en el antebrazo) y la intrínseca (en la propia mano). Esta musculatura se encuentra asistida por mecanismos pasivos para lograr la movilidad y estabilidad requerida para el correcto desempeño de las distintas actividades funcionales de la mano.

Entre los mecanismos pasivos cabe destacar:

- La forma de los distintos huesos: Aportan restricciones a los movimientos relativos entre ellos y ayudan a la transmisión de fuerzas.

- **Ligamentos de la muñeca:** Mantienen la posición relativa de los distintos elementos carpianos.
- **Ligamentos de la mano:** Cada falange cuenta con una intrincada estructura de ligamentos, imprescindible para la extensión y flexión de los dedos. A parte de mantener la unión en las articulaciones interfalángicas, los ligamentos forman un sistema de poleas que permiten la transmisión de esfuerzos desde los músculos extrínsecos hasta las articulaciones mediante cables, los tendones.
- **Sistema tendinoso:** Está formado por un sistema de cables llamados tendones, unidos a las falanges en ciertos puntos mediante la estructura de ligamentos. Los músculos extrínsecos del antebrazo permiten tirar de sus respectivos tendones, transmitiendo el movimiento de flexión o extensión del dedo. A lo largo de la cara palmar de la mano discurre el sistema de tendones encargados de la flexión de los dedos, mientras que la extensión de esta se produce mediante el sistema tendinoso ubicado en la zona dorsal.

En cuanto a los mecanismos activos, se distinguen dos grandes grupos motores:

- **Musculatura intrínseca:** Se encuentra ubicada alrededor de la muñeca y controlan la flexión, extensión, abducción y aducción de ésta. También existen músculos intrínsecos que controlan la abducción, aducción de las falanges proximales así como el movimiento de oposición del pulgar.
- **Musculatura extrínseca:** Se encuentra en el antebrazo y es la responsable de generar la fuerza de agarre y extensión a la mano, a través de los tendones.

Los músculos intrínsecos permiten el posicionamiento preciso de los dedos mientras que los extrínsecos se encargan de proporcionar la fuerza de agarre. La coordinación de ambos grupos motores es clave para efectuar los complejos movimientos que realizan las manos: escribir, teclear, utilizar una raqueta de pádel, etc.

Excluyendo al pulgar, cada dedo cuenta con 3 articulaciones principales: **MCP**, **PIP** y **DIP**; considerándose la **CMC** como fija. En la articulación **MCP** se pueden considerar 2 grados de libertad: Flexión/extensión y abducción/aducción, mientras que en las interfalángicas (**PIP** y **DIP**) se considera un único grado de libertad correspondiente a flexión/extensión. La flexión todas las falanges alrededor de sus respectivas articulaciones conduce al cierre completo de la mano.

El pulgar requiere un estudio independiente, puesto que presenta una estructura muy diferenciada al resto de dedos. La articulación **CMC** en este caso es móvil con 2

grados de libertad, lo que otorga al pulgar la capacidad de realizar el movimiento de oposición, que supone la base de los movimientos de prensión. La articulación MCP presenta otros 2 grados de libertad y la interfalángica uno, al igual que el resto de dedos.

1.3.3 *Patrones funcionales de la mano*

La mano humana puede adquirir gran cantidad de configuraciones para efectuar multitud de tareas. Estas abarcan desde funciones prensiles como agarrar objetos para transportarlos, sujeción para manipulación bimanual, tareas distintas a la manipulación como es la asistencia en el control postural, hasta complejas funciones no prensiles como señalar, teclear, escribir, etc.

Una de las clasificaciones de las funciones prensiles más simples (Napier, 1956), identifica dos patrones prensiles básicos:

- El agarre de fuerza está orientado a la sujeción de objetos de forma firme y estable. Para ello los dedos se encuentran flexionados respecto de sus tres articulaciones, creando una pinza que atrapa el objeto entre los dedos y la palma, mientras que el pulgar se encuentra en oposición al resto de dedos presionando el objeto contra la palma, de forma que este quede asegurado.
- La manipulación de precisión está enfocada a la sujeción de objetos con un control fino de la posición en que éste se encuentra respecto de la mano. En este caso los dedos suelen encontrarse semiflexionados, y el pulgar en una situación de oposición intermedia. La musculatura intrínseca juega un papel relevante en este tipo de agarres, posicionando correctamente los dedos.

Muchas tareas cotidianas combinan ambos tipos de agarre, como es el caso de desenroscar la tapa de un tarro: una mano ejerce un agarre de fuerza sobre el cuerpo del tarro para sostenerle, mientras que la otra adopta en primer lugar una configuración de fuerza para poder aplicar el par inicial necesario sobre la tapa, para luego adoptar un agarre de precisión para desenroscar ágilmente la tapadera.

Otra clasificación más refinada (Landsmeer, 1962), identifica patrones concretos de manipulación de precisión, como la pinza con las puntas de los dedos, pinza palmar (en la que interviene la palma como parte del apoyo del objeto), pinza lateral (agarrar una llave), trípode dinámico (agarre de un bolígrafo para escribir), etc.

1.4 MOTIVACIÓN DEL TRABAJO Y OBJETIVOS

El déficit de movilidad en las extremidades superiores supone un grave problema para la independencia de una persona, puesto que la mayor parte de las **AVD** requieren del uso y coordinación de manos y brazos, tanto de forma precisa (escritura, higiene dental, cocina, etc.) como con fuerza (transporte de cargas, uso de herramientas, apertura de envases, etc.)([Dollar, 2014](#)). Por lo que perder estas capacidades implica que la persona se vuelva dependiente de otros para realizar estas tareas básicas, con el consecuente perjuicio para su calidad de vida ([Edwards et al., 2006](#)).

Una de las consecuencias más comunes de los **ACV** es la debilidad o pérdida de movilidad en las extremidades correspondientes al lado contralateral del hemisferio cerebral afectado ([Kelly-Hayes et al., 1998](#)). Se estima que el 60% de los supervivientes no consigue recuperar completamente la movilidad de la mano tras la rehabilitación ([Nowak, 2008](#)), lo que implica que estos usuarios son propensos a desarrollar algún tipo de dependencia.

A la vista de los resultados prometedores que arroja la investigación en robótica de rehabilitación y asistencial, se plantean los siguientes objetivos:

- Desarrollar un dispositivo vestibular personal e individualizado, que acompañe al paciente de **DCA** a lo largo del periodo de rehabilitación: desde la fase aguda de la enfermedad, a lo largo de fases más avanzadas; y sirva como apoyo continuo fuera del entorno clínico en el desarrollo de las **AVD** que requieran del uso de la mano afectada.
- Además, en caso de no lograrse una completa recuperación, el dispositivo debe permitir al usuario implicar de forma activa su mano dañada en su día a día, para evitar un deterioro de las capacidades recuperadas en la rehabilitación.
- Con el fin de adaptar el uso del dispositivo a las distintas capacidades residuales de los usuarios, se estudiará la implementación de varias Interfaces hombre-máquina (**HMIs**) utilizando distintas tecnologías de medición de parámetros cinemáticos, dinámicos y biológicos.
- Desarrollar tecnologías específicas aplicables a dispositivos vestibulares, con el fin de mejorar sus características de portabilidad, autonomía, miniaturización y economía.

- Validar el dispositivo robótico desarrollado con usuarios sanos y pacientes, así como evaluar cómo varía la respuesta neuromuscular de los usuarios durante el uso del dispositivo.

1.5 PRINCIPALES CONTRIBUCIONES DE ESTA TESIS

A modo de resumen, las contribuciones originales de este trabajo en el campo de la robótica de rehabilitación y asistencia, y en particular en el diseño de exoesqueletos aplicados a la mano son:

- Diseño mecánico de una arquitectura de exoesqueleto de mano original, cuyas principales características diferenciadoras son la posibilidad de crear diferentes configuraciones de mecanismos para adaptarlos a manos con formas atípicas (modularidad), el uso de un sistema de anillos elásticos *snap-in* como método sencillo y seguro de fijación de las falanges a la mano, y la integración del actuador en paralelo al mecanismo para permitir el ajuste pasivo de la abducción de los dedos.
- Desarrollo de una arquitectura nueva de sensor de fuerza, basado en elementos ópticos que puede integrarse dentro de la estructura del exoesqueleto, y cuyas prestaciones pueden modificarse de forma sencilla y no destructiva mediante la modificación de unos elementos elásticos desmontables.
- Integración de un exoesqueleto de mano junto a un robot de rehabilitación de extremidad superior para la realización de terapias de rehabilitación con manipulación de objetos reales y en entornos dinámicos, gracias a la utilización de sistemas ópticos de captura de movimiento, seguimiento de mirada y medición de señales [EMG](#).
- Planteamiento integral de una serie de interfaces humano-máquina que permitan abarcar las necesidades de asistencia durante la rehabilitación de mano a lo largo de todas las fases: desde la fase aguda utilizando un guante de captura de movimientos en la mano no afectada, hasta fases avanzadas y crónicas mediante el uso de sensores de fuerza que detectan la intención en la mano dañada.
- Exploración de nuevas aplicaciones para los exoesqueletos de mano en el ámbito de la asistencia en actividades de la vida diaria. En particular, se explora el potencial de este dispositivo para la mejora del control postural y el equilibrio cuando se utiliza un elemento externo de apoyo: pasamanos, bastón, etc.

- Desarrollo de un dispositivo generalista, con características apropiadas a la rehabilitación (fuerza, rango de movimiento, reversibilidad mediante medición de fuerza) y a la asistencia (ligereza, bajo consumo, fiabilidad y facilidad de instalación).

1.6 ESTRUCTURA DE LA TESIS

Esta tesis se encuentra enmarcada en los campos de la robótica de rehabilitación y asistencia en actividades de la vida diaria. En ella se persiguen dos objetivos: desarrollar un dispositivo robótico vestible que se acople a la mano de un usuario y le asista en la realización de movimientos tanto en entornos clínicos de rehabilitación, como en entornos cotidianos; y el diseño de sistemas de control y **HMI**s adecuados a estos entornos.

Los principales resultados de esta tesis se han publicado en cuatro artículos en revistas incluidas en revistas incluidas en el *Journal Citation Reports* (JCR).

Este documento se estructura en ocho capítulos, que desarrollan el contenido de estos cuatro artículos principales, y lo complementan con un capítulo que resume el diseño del exoesqueleto, integrando la información publicada en multitud de artículos, mucho de ellos de impacto menor. Además, se incluye un capítulo introductorio y de estado del arte, así como un capítulo de conclusión que resume las principales contribuciones de este trabajo de investigación. Los capítulos se relacionan a continuación:

- **CAPÍTULO 1:** Capítulo que aporta los aspectos introductorios, la motivación de esta Tesis Doctoral, así como las contribuciones principales de esta.
- **CAPÍTULO 2:** Resumen de las características constructivas del dispositivo diseñado, así como el modelado matemático y elementos básicos de control.
- **CAPÍTULO 3:** Diseño de una nueva arquitectura para sensores de fuerza ópticos, orientada a la miniaturización e integrabilidad en dispositivos robóticos de tipo exoesqueleto.
- **CAPÍTULO 4:** Se presenta un sistema multimodal de rehabilitación de extremidad superior que combina la acción de un dispositivo de rehabilitación de brazo con el exoesqueleto desarrollado.
- **CAPÍTULO 5:** Evaluación de interfaces de control para el exoesqueleto desarrollado: captura de movimiento y estrategias de control con realimentación de fuerza.

- **CAPÍTULO 6:** Aplicación del dispositivo en entornos de asistencia: uso del exoesqueleto para la asistencia en el agarre de un soporte externo con el fin de mejorar el equilibrio del usuario ante perturbaciones de este.
- **CAPÍTULO 7:** Conclusión general de la Tesis Doctoral y trabajos futuros.

1.7 PUBLICACIONES

El trabajo realizado durante la tesis doctoral ha dado como resultado las siguientes publicaciones

1.7.1 Revistas indexadas en JCR

- Díez, J. A.; Badesa, F. J.; Lledó, L. D.; Sabater, J. M.; García-Aracil, N.; Beltrán, I. y Bernabeu, Á. (2016a), «Design and Development of a Pneumatic Robot for Neurorehabilitation Therapies», en: *Advances in Intelligent Systems and Computing*, vol. 418, págs. 315-326, ISBN: 9783319271484, DOI: [10.1007/978-3-319-27149-1_25](https://doi.org/10.1007/978-3-319-27149-1_25)
- Díez, J. A.; Blanco, A.; Catalán, J. M.; Badesa, F. J.; Lledó, L. D. y García-Aracil, N. (2018b), «Hand exoskeleton for rehabilitation therapies with integrated optical force sensor», *Advances in Mechanical Engineering* **10**(2), pág. 168781401775388, DOI: [10.1177/1687814017753881](https://doi.org/10.1177/1687814017753881)
- Díez, J. A.; Blanco, A.; Catalán, J. M.; Bertomeu-Motos, A.; Badesa, F. J. y García-Aracil, N. (2018a), «Mechanical Design of a Novel Hand Exoskeleton Driven by Linear Actuators», en: *Advances in Intelligent Systems and Computing*, vol. 694, págs. 557-568, ISBN: 9783319708355, DOI: [10.1007/978-3-319-70836-2_46](https://doi.org/10.1007/978-3-319-70836-2_46)
- Badesa, F. J.; Díez, J. A.; Catalán, J. M.; Trigili, E.; Cordella, F.; Nann, M.; Crea, S.; Soekadar, S. R.; Zollo, L.; Vitiello, N. y García-Aracil, N. (2019), «Physiological Responses During Hybrid BNCI Control of an Upper-Limb Exoskeleton», *Sensors* **19**(22), pág. 4931, DOI: [10.3390/s19224931](https://doi.org/10.3390/s19224931)
- Díez, J. A.; Santamaria, V.; Khan, M. I.; Catalán, J. M.; García-Aracil, N. y Agrawal, S. K. (2020), «Exploring New Potential Applications for Hand Exoskeletons: Power Grip to Assist Human Standing», *Sensors* **21**(1), pág. 30, DOI: [10.3390/s21010030](https://doi.org/10.3390/s21010030)

1.7.2 Otras publicaciones

- Catalán, J.; Díez, J.; Bertomeu-Motos, A.; Badesa, F. y Garcia-Aracil, N. (2017), *Multimodal control architecture for assistive robotics*, vol. 15, DOI: [10.1007/978-3-319-46669-9_85](https://doi.org/10.1007/978-3-319-46669-9_85)
- Díez, J. A.; Blanco, A.; Catalán, J. M.; Badesa, F. J.; Sabater-Navarro, J. M. y Garcia-Aracil, N. (2017), «Diseño de sensor óptico de fuerza para exoesqueleto de mano», en: *Actas Jornadas de Automática 2017*
- Díez, J.; Catalán, J.; Blanco, A.; García-Perez, J.; Badesa, F. y Gacía-Aracil, N. (2018c), «Customizable Optical Force Sensor for Fast Prototyping and Cost-Effective Applications», *Sensors* **18**(2), pág. 493, DOI: [10.3390/s18020493](https://doi.org/10.3390/s18020493)
- Díez, J. A.; Catalán, J. M.; Blanco, A.; Barios, J.; Ezquerro, S.; Bertomeu-Motos, A. y García-Aracil, N. (2019), «Grasping Detection with Force Sensor Embedded in a Hand Exoskeleton», en: *Biosystems and Biorobotics*, vol. 22, págs. 386-390, DOI: [10.1007/978-3-030-01887-0_74](https://doi.org/10.1007/978-3-030-01887-0_74)

DISPOSITIVO ROBÓTICO DE TIPO EXOESQUELETO PARA LA REHABILITACIÓN Y ASISTENCIA DE LA MANO

2.1 ESTADO DEL ARTE

El dispositivo diseñado en esta Tesis debe poder trabajar en entornos de rehabilitación y asistencia. Ambas condiciones de trabajo requieren dinámicas de funcionamiento diferentes. En particular, un exoesqueleto orientado a rehabilitación necesita un mecanismo con reversibilidad y permitir una gran cantidad de movimientos para adaptarse a distintos tipos de ejercicios (García-Aracil et al., 2011). En contraste, en un entorno de asistencia el exoesqueleto debe tener suficiente rigidez como para asegurar un agarre firme y seguro de los objetos manipulados, pudiéndose sacrificar la flexibilidad de movimientos en favor de patrones de agarre predefinidos.

Estos requisitos dispares dan como resultado una gran variedad de arquitecturas de exoesqueletos. En la literatura es posible encontrar varias revisiones del estado del arte (Heo et al., 2012; McConnell et al., 2017), en la que se plantean diversas clasificaciones de exoesqueletos. A partir del análisis de estas revisiones, los exoesqueletos se pueden agrupar en los siguientes cuatro grupos según su arquitectura global:

- Algunos dispositivos utilizan mecanismos de barras para transmitir el movimiento desde el actuador a las articulaciones humanas (Brokaw et al., 2011; Ho et al., 2011; Ueki et al., 2012; Leonardis et al., 2015; Jo y Bae, 2017). Esta es una arquitectura rígida que requiere una buena alineación entre los centros de rotación del mecanismo, pero permite un buen control de la postura de la mano. Debido a su flexibilidad de diseño, si el mecanismo está correctamente dimensionado, esta arquitectura permite patrones de movimiento complejos con actuadores sencillos.
- Otra arquitectura extendida son los guantes actuados por cable (Mulas et al., 2005; Martínez et al., 2010; Yasuhisa Hasegawa et al., 2008; Cempini et al., 2015; Popov et al., 2017). Estos dispositivos suponen alternativas más sencillas y flexibles y se basan en las propias articulaciones humanas para dirigir el movimiento, por lo que son menos propensos a provocar posturas incómodas. Por contra, estos

dispositivos requieren sistemas de poleas y sistemas de actuación voluminosos para alcanzar grandes fuerzas. Además, este tipo de exoesqueleto requiere de pares de cables en configuración antagonista para asistir a los movimientos de flexión y extensión.

- Algunos dispositivos utilizan actuadores deformables tales como músculos neumáticos o aleaciones con efecto memoria fijados directamente a la mano mediante guantes (Makaran et al., 1993; Tadano et al., 2010; Kazeminasab et al., 2018; Franco et al., 2019). Estos dispositivos suelen ser diseños simples y ligeros, sin embargo los actuadores no se encuentran ubicados en las posiciones más ventajosas para alcanzar grandes fuerzas.
- Con el desarrollo reciente de la robótica flexible (*Soft Robotics*), han surgido dispositivos que aplican este nuevo paradigma al campo de los exoesqueletos de mano (Yap et al., 2015; Yang et al., 2015; Liu et al., 2016; Chen et al., 2021)

2.2 REQUISITOS DE DISEÑO

A lo largo de esta sección se describirán los requisitos de diseño para el diseño del dispositivo robótico objeto de esta tesis, con el fin de que pueda ser utilizado para asistir a los movimientos de la mano tanto en entornos de rehabilitación como de asistencia. En entornos de rehabilitación se prefieren los dispositivos sencillos (Balasubramanian et al., 2010), que requieran poco tiempo y esfuerzo en la instalación, sin embargo, esta sencillez puede limitar su uso en las actividades de la vida diaria, donde pueden necesitarse unos agarres con patrones algo más complejos que los suficientes para rehabilitación (Dollar, 2014).

En general, los requisitos se pueden resumir en:

- **Grados de libertad (GDL):** El dispositivo debe contar con un número de grados de libertad suficiente como para recrear distintos tipos de agarre.
- **Capacidad de agarre:** El dispositivo debe ser capaz de realizar una fuerza prensil suficiente como para permitir el agarre seguro de objetos habituales en la vida diaria, siendo el agarre de referencia una botella de 1 L (1 kg).
- **Interfaz de usuario:** El dispositivo pretende ser utilizado para un amplio rango de perfiles de usuario, con distintas capacidades residuales, por lo que debe poder ser actuado con diferentes interfaces *hardware*: señales biológicas, detección de movimiento, medición de fuerza, etc.

- **Facilidad de instalación:** Para que resulte práctico en entornos de rehabilitación, el equipo debe poder instalarse en el paciente en pocos minutos. Adicionalmente, puesto que el dispositivo puede ser utilizado en ambiente doméstico, la instalación en el usuario debe ser suficientemente intuitiva como para no requerir formación específica ni herramientas.
- **Ergonomía:** El dispositivo debe de poder adaptarse a distintos tamaños de mano, pero sin sufrir cambios drásticos en su cinemática y control.
- **Portabilidad:** Dado que el dispositivo no sólo se utilizará en entornos de rehabilitación, en general estáticos y sedentarios, sino que debe poder utilizarse en entornos de asistencias, más dinámicos y que requiere movilidad del usuario, este debe tener una arquitectura y requisitos de alimentación que permitan el desplazamiento del sujeto con libertad.
- **Seguridad:** Puesto que el dispositivo requiere del contacto directo con un humano, se debe asegurar que el usuario no sufrirá ninguna lesión ante fallos de funcionamiento del dispositivo. Además, puesto que el dispositivo manipulará objetos reales, debe contar con medios para detectar una posible pérdida de contacto con el objeto.

2.2.1 Grados de libertad activos

La mano humana posee un total de 21 GDL (Jones y Lederman, 2007), sin embargo no todos ellos pueden actuar de forma independiente. Varios estudios (Kamper et al., 2003; Friedman y Flash, 2009) concluyen que, durante el agarre, la trayectoria del extremo de los dedos se aproxima a una espiral logarítmica 2.1, existiendo por tanto una relación entre los ángulos de las articulaciones MCP, PIP y DIP de un mismo dedo.

Esta relación entre el movimiento de las articulaciones del dedo, junto a la constancia de la trayectoria seguida, permiten la simplificación de la actuación de los movimientos de Flexión/Extensión (FE), siendo suficiente un único grado de libertad activo por dedo para agarrar la mayoría de objetos.

Otros estudios también cuantifican el acoplamiento entre articulaciones de diferentes dedos (Cobos et al., 2007; Chen Chen et al., 2013), por lo que es viable acoplar movimientos de dedos con un único grado de libertad sin que suponga una gran pérdida a las capacidades prensiles de la mano. En este trabajo, se propone el acoplamiento entre los dedos anular y meñique, reduciendo el número de grados de libertad activos requeridos.

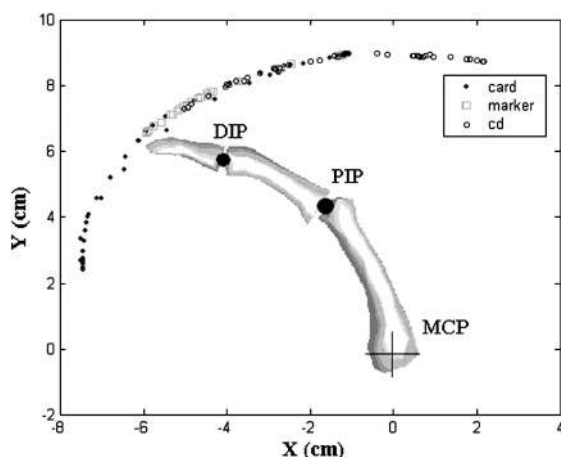


Figura 2.1: Trayectoria seguida por el extremo del dedo para agarres de distintos objetos (tarjeta, CD y rotulador) según los resultados de Kamper et al. Los autores afirman que, para los distintos objetos, los sujetos tendían a realizar movimientos siguiendo distintas porciones de la misma trayectoria, en lugar de crear nuevas. Figura extraída de (Kamper et al., 2003)

En cuanto al pulgar, a diferencia del resto de dedos, este presenta una serie de grados de libertad que le permiten realizar movimientos tridimensionales complejos (Li y Tang, 2007), siendo la oposición del pulgar el patrón más recurrente en la mayoría de los agarres. La movilización activa del pulgar por completo requiere de un número de grados de libertad equiparable a la suma de los dedos, por lo que se ha optado por mantener el pulgar en postura de oposición y controlar la flexión y extensión de este con un único grado de libertad, asimilándolo al resto de dedos. Esta solución ha sido anteriormente propuesta por otros autores (Ho et al., 2011).

Por tanto, para cumplir los objetivos propuestos en este trabajo se considera suficiente el diseño de un dispositivo con cuatro GDL activos, que se resumen en:

1. FE del dedo Índice
2. FE del dedo Corazón
3. FE del par de dedos Anular y Meñique
4. FE del Pulgar en postura de oposición

2.2.2 Capacidad de agarre

En general, los dispositivos destinados a la rehabilitación de la mano no tienen capacidad de agarre de objetos. Por un lado, la mayoría de dispositivos de efector final (Lambercy et al., 2007; Masia et al., 2007; Hesse et al., 2008; Dovat et al., 2008; Yeong et al., 2009; Yamamoto et al., 2018), ocupan la zona palmar del usuario, por lo que es físicamente imposible agarrar un objeto. Por tanto, se descartan estas arquitecturas para el desarrollo del dispositivo que ocupa esta tesis. Por contra, la estructura de los dispositivos de tipo exoesqueleto permite liberar la zona palmar de la mano del usuario, por lo que esta arquitectura es la adecuada para el dispositivo que se pretende diseñar.

Las fuerzas y pares de diseño en las articulaciones del exoesqueleto se han obtenido mediante un cálculo simplificado, considerando que la máxima carga que se espera agarrar es una botella de agua con una capacidad de 1 L, que puede aproximarse a un peso de 100 N. Utilizando un material adherente en la interfaz entre el exoesqueleto y el objeto a agarrar, por ejemplo el material Dycem®non-slip (Dycem, s.f.) cuyo coeficiente de fricción puede estimarse de forma conservadora en 2.5 (Westra y Baribeau, 2010), es posible realizar una estimación inicial de la fuerza de contacto necesaria en cada dedo.

Según este coeficiente, para generar una fuerza de fricción de 100 N (peso de la botella), es necesario realizar una fuerza normal a la superficie 2.5 veces menor, es decir, 40 N. Si la fuerza se repartiese equitativamente entre el conjunto de cuatro dedos (índice a meñique) y el pulgar en oposición, cada parte debería ejercer una fuerza de unos 20 N. Dividiendo los 20 N correspondientes al conjunto de índice a meñique, actuados mediante tres grados de libertad activos (Sección 2.2.1), cada grado de libertad debe poder ejercer al menos 6.7 N en la interfaz entre objeto y exoesqueleto.

2.2.3 Facilidad de instalación

Se ha considerado que la facilidad y rapidez de instalación del dispositivo es un factor clave para desempeñar correctamente sus funciones. Por un lado, las sesiones de rehabilitación suelen disponer de un tiempo limitado, por lo que si la puesta en marcha del equipo requiriese de un porcentaje significativo de este tiempo, el rendimiento del uso de esta tecnología en términos de intensidad de terapia se vería reducido. Por otro lado, dado que el exoesqueleto está destinado también a uso doméstico, debe procurarse que la instalación pueda ser realizada por sujetos con poca formación técnica y sin requerir el uso de herramientas.

Una aproximación común a la manera de fijar los mecanismos de los exoesqueletos a la mano humana es mediante el uso de guantes. Los guantes se adaptan a las formas de la mano y pueden parecer a priori una forma sencilla y efectiva de comunicar los esfuerzos entre exoesqueleto y mano, sin embargo, su instalación se dificulta, e incluso imposibilita, ante manos que presentan espasticidad (Thibaut et al., 2013), lo cual es una secuela común en muchas patologías.

Otra solución extendida, que no presenta el inconveniente del guante, es el uso de fijaciones con cierres de gancho y bucle (velcro). Sin embargo, estas sujeciones deben ser apretadas con firmeza, ejerciendo una presión sobre los dedos que puede incomodar al sujeto. Además, si la mano que se está fijando es espástica, el proceso de apriete se dificulta, puesto que se debe mantener la mano en posición a la vez que se ejerce la fuerza de cierre.

Como alternativa a los sistemas utilizados en la literatura se plantea un sistema de fijación rápida, basado en unos elementos con forma de anillo que pueden ser fácilmente deslizados a lo largo del dedo hasta la posición deseada sin requerir la apertura completa de la mano. Una vez introducidos los anillos en los dedos, estos se fijan a unos receptáculos presentes en el exoesqueleto con una conexión a presión "Snap-in", pudiéndose realizar todo el proceso con la mano y el exoesqueleto cerrados. La liberación de las fijaciones se realiza aplicando una fuerza lateral a los anillos. La Figura 2.2 ilustra gráficamente la solución propuesta.

2.2.4 Ergonomía

La adaptación del dispositivo a la morfología de la mano es otro punto fundamental en el diseño de exoesqueletos, puesto que un diseño con mala ergonomía puede acabar generando otros problemas y lesiones al usuario.

La ergonomía es uno de los aspectos de diseño más desafiante para los exoesqueletos, puesto que ajustar los mecanismos a distintos tamaños de dedo implica modificaciones en el mecanismo y variaciones grandes en la cinemática de este, lo cual resulta en un aumento de la complejidad del control del mismo. Además, se presenta la dificultad añadida de la presencia de elementos normalizados y comerciales, tales como tornillería, casquillos o actuadores, que impiden el escalado continuo del mecanismo, y que normalmente fijan un límite inferior en las dimensiones de este y dificultan su uso en manos pequeñas.

Por ello, en general, los dispositivos existentes en la literatura presentan un mecanismo con diseño único que se adapta a un tipo de mano intermedia, y confían en la elasticidad

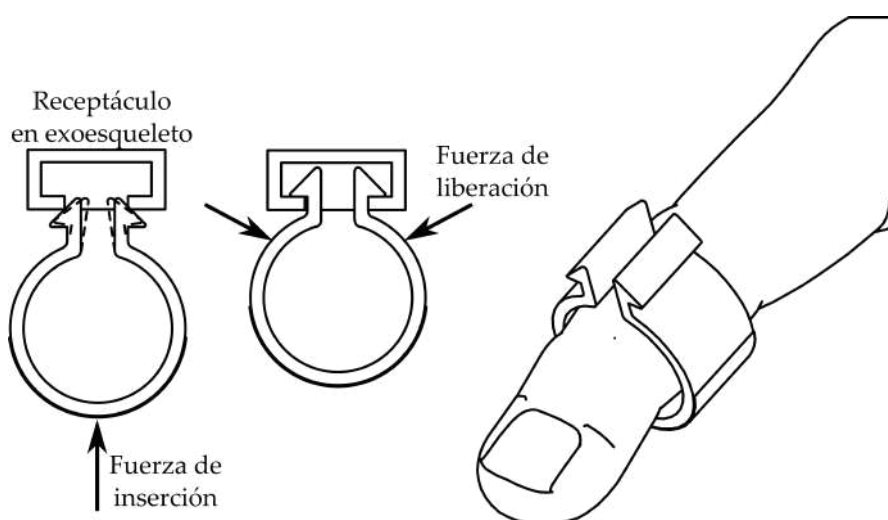


Figura 2.2: Sistema de fijación a presión con anillos. Los anillos se encuentran partidos y presentan unas pestañas en forma de cuña, que provocan el cierre del anillo cuando se presiona contra el receptáculo para insertarlo. Una vez dentro del receptáculo las pestañas recuperan su forma original impidiendo que el anillo salga. La liberación del anillo se produce ejerciendo unas fuerzas lateral en el anillo de forma que las pestañas vuelvan a aproximarse, permitiendo la salida de estas por la abertura del receptáculo.

de las fijaciones y la piel para asumir las desviaciones de las dimensiones de la mano real con respecto a las de diseño.

En este trabajo se va a realizar una aproximación similar, utilizando un mecanismo con dimensiones únicas. Sin embargo, en este caso se añadirá una serie de **GDL** pasivos con el fin de minimizar las desalineaciones, o que estas sean absorbidas por los elementos estructurales del exoesqueleto en lugar de la mano del usuario. En concreto, para cada mecanismo de dedo se proponen los siguientes **GDL** pasivos:

- **Abducción-aducción de dedos:** Este **GDL** pasivo permitirá por un lado que el usuario trabaje con la separación de los dedos que le resulte más cómoda, además de corregir las desviaciones producidas por distinta anchura de la mano.
- **Desplazamiento longitudinal del mecanismo a lo largo del metacarpo:** El anclaje de los mecanismos de dedo debe poder desplazarse linealmente en dirección de los huesos metacarpianos. Este grado de libertad, junto al anterior permitirá situar la articulación de **FE** de **MCP** del exoesqueleto de la forma más aproximada posible a la articulación real de la mano, independientemente de la longitud de esta.

- Deslizamiento de anillo de fijación de dedo: Los anillos de fijación propuestos en la sección anterior actúan como deslizaderas, permitiendo su deslizamiento a lo largo de la falange del dedo, compensando la desviación en la posición real de la articulación [PIP](#).

2.2.5 Portabilidad

Aunque los requisitos en cuanto a tamaño y peso pueden ser relajados en los dispositivos orientados a la rehabilitación debido a que suelen utilizarse en entornos estáticos y controlados, para que el dispositivo pueda ser utilizado en escenarios de asistencia a las [AVD](#) el tamaño y peso del dispositivo deben hacerlo manejable para el usuario en entornos cotidianos.

Esta condición de ser portable y manejable en un entorno no clínico limita la fuente de energía del sistema de actuación. Dado que no es habitual, ni práctico, disponer de una fuente de aire comprimido o un grupo de presión hidráulico en el entorno doméstico, la actuación más adecuada es la eléctrica.

De entre los diferentes tipos de actuadores eléctricos, el criterio de portabilidad descarta los sistemas de actuación por cable y poleas, puesto que por lo general requieren de motores o reductores de gran tamaño para ejercer las fuerzas necesarias. Una de las soluciones más compactas es el uso de actuadores lineales mediante husillo, ya que además de conseguir fuerzas de actuación grandes con tamaños reducidos, requieren de poca potencia y son capaces de mantener la posición sin necesidad de alimentación debido a la irreversibilidad del mecanismo; esto aporta una ventaja extra en cuanto a la posibilidad de alimentar el dispositivo mediante baterías, mejorando su autonomía. Aunque existen otras soluciones compactas tales como los actuadores magnéticos o piezoeléctricos, estos presentan la desventaja de ser reversibles y por tanto requieren de un suministro energético elevado durante su operación continua para mantener su posición.

2.2.6 Seguridad

Dado que el dispositivo va a estar en contacto con el usuario y va imponerle movimientos en la mano, se plantean diferentes medidas de seguridad específicas para el dispositivo con el fin de evitar accidentes y lesiones.

Por un lado, el sistema de fijación mediante anillos propuesto en la sección 2.2.3 permite una liberación rápida y fácil de la mano del usuario en caso de emergencia. De hecho, el diseño del sistema limita la fuerza de interacción entre robot y usuario: cuando se está cerrando la mano, en caso de colisión entre dedos, los anillos ejerce una fuerza lateral entre sí que es suficiente para desencadenar la liberación; en caso de apertura de la mano, la morfología del anillo permite establecer una fuerza de tracción a partir de la cual se libera el anillo. Una desalineación severa entre el dedo y el mecanismo que lo actúa también genera fuerzas laterales que provocan la liberación de los anillos.

Por otro lado, el mecanismo de los módulos de dedo se diseñará con límites mecánicos del movimiento suficientemente conservadores para evitar la hiperextensión del dedo, así como el cierre excesivo del dedo.

Finalmente, con el fin de detectar colisiones con elementos externos al sistema robótico, así como para detectar situaciones peligrosas durante el agarre de objetos (deslizamientos, presión excesiva, etc.), se dispondrán sensores de fuerza en el extremo de cada módulo de dedo, con el fin de medir la interacción entre el dispositivo robótico y el entorno (incluyendo el usuario).

2.3 DESCRIPCIÓN DEL MECANISMO PROPUESTO

Los dedos índice, corazón, y la pareja formada por anular y meñique se encuentran actuados por tres mecanismos iguales (*Módulos de dedo*). La solución de partida para el diseño de este mecanismo estaba basada en el trabajo de Ho et al. (Ho et al., 2011), que sitúa actuadores lineales en la parte dorsal de la mano y transmitía el movimiento a los dedos mediante un mecanismo de barras y guías circulares. Sin embargo, esta solución presenta inconvenientes si se desea incorporar un GDL pasivo para permitir la Abducción-Aducción de los dedos, ya que si se desea mantener la coplanaridad entre actuador y mecanismo, los actuadores acaban convergiendo y colisionando entre sí; de otra forma se requiere de una unión flexible entre actuador y mecanismo para admitir desalineaciones, lo que introduce incertidumbres en la cinemática y reduce la eficiencia de la transmisión de fuerza. Por ello, la solución propuesta en este trabajo supone la integración del actuador en el mecanismo de barras, y situarlo por encima de la falange proximal del dedo. De esta forma se asegura la coplanaridad entre mecanismo y actuador, siendo la cinemática del mecanismo completamente independiente del grado de abducción de los dedos, y evitando la colisión entre actuadores.

El *Módulo de dedo* se compone de un bastidor del cual sobresale una guía circular cuyo centro coincide con el centro de giro teórico de la articulación MCP del dedo. Sobre esta guía desliza el denominado *Eslabón proximal*, en cuyo extremo se sitúa la deslizadora para otra guía circular, cuyo centro coincide con la articulación PIP del dedo. Sobre esta última deslizadora corre la guía del *Eslabón medial*, al que se fija el dedo mediante el sistema de anillos descrito en la sección 2.2.3, unión que se modela como una deslizadora lineal a lo largo de la falange medial. El movimiento relativo entre estos tres componentes (*Bastidor*, *Eslabón proximal* y *Eslabón medial*) se encuentra acoplado mediante un mecanismo de tres barras, de forma que el mecanismo resultante presenta un único GDL. Este GDL es a su vez controlado por el actuador lineal, que se encuentra fijado al bastidor y a la Barra 2 del mecanismo, formando un paralelogramo articulado cruzado. La Figura 2.3 muestra la representación esquemática del mecanismo descrito.

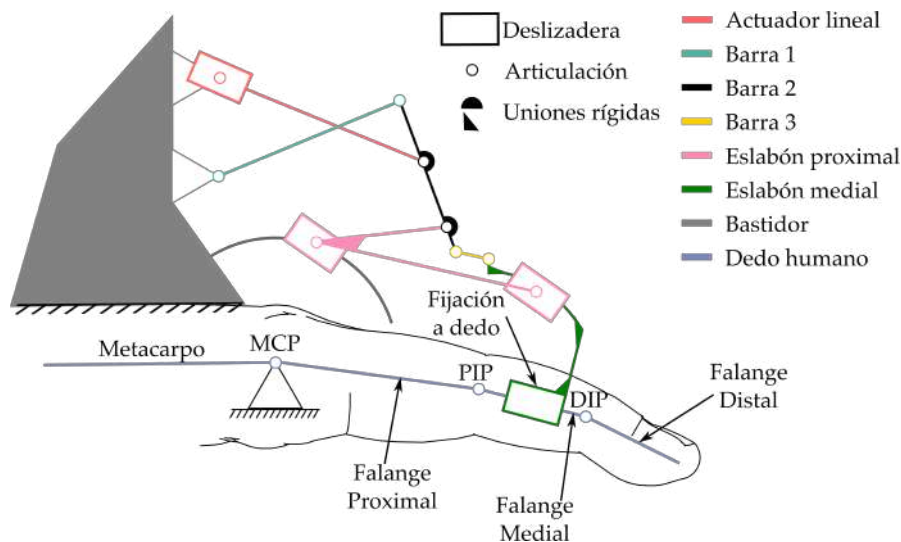


Figura 2.3: Representación esquemática del mecanismo diseñado para controlar el movimiento de los dedos (*Módulo de dedo*).

Inicialmente se propuso una solución similar al resto de dedos para el módulo de pulgar, a semejanza del trabajo de Ho et al. Sin embargo, las distintas pruebas experimentales revelaron que la morfología de los pulgares de los usuarios era demasiado dispar como para que una arquitectura de tipo exoesqueleto fuera práctica para las aplicaciones a las que está destinado el dispositivo. Por contra, se ha optado por desarrollar una solución de efector final basada en un mecanismo de palanca de tercer grado, tal y como se muestra en la Figura 2.4. Este mecanismo (*Módulo de pulgar*) se

encuentra en oposición al resto de módulos, y suple la función del pulgar, ejerciendo la reacción necesaria para agarrar el objeto mientras el pulgar del usuario descansa en la cara opuesta de la palanca, en la posición que más cómoda le resulte.

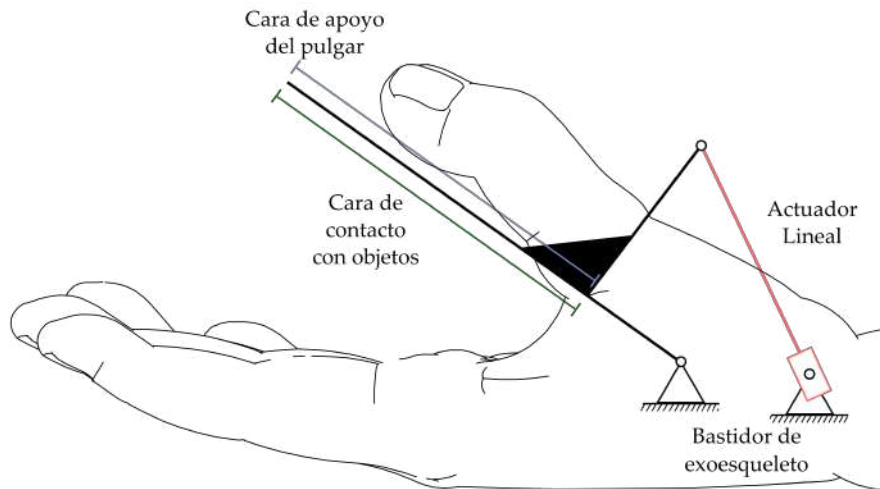


Figura 2.4: Representación esquemática del mecanismo diseñado para controlar el movimiento del pulgar (*Módulo de pulgar*)

2.3.1 Dimensionamiento del mecanismo

La obtención de las longitudes de los eslabones y demás dimensiones del mecanismo se ha realizado de forma iterativa mediante el modelado 3D del dispositivo en el software de Dibujo asistido por computador (CAD) paramétrico Autodesk Inventor (San Rafael, CA, EEUU). Dada la complejidad de la resolución de las ecuaciones que describen el mecanismo del *Módulo de dedo* se ha descartado el dimensionamiento mediante técnicas de optimización y funciones objetivo. Además, dados los requisitos de miniaturización del mecanismo, los elementos normalizados y tecnologías de actuación son un factor limitante a la hora de establecer dimensiones de los eslabones; habiéndose comprobado durante el diseño que ciertas soluciones óptimas debían descartarse por colisiones entre estos elementos.

El proceso de dimensionamiento consiste en la representación en CAD de los componentes con dimensiones sobre las que no se puede actuar: dimensiones de dedo humano, casquillos de fricción, tornillería de articulaciones y actuador. Partiendo

de esta base se representan el resto de elementos del mecanismo con dimensiones parametrizadas. El modelo CAD se duplica de forma que se obtienen dos modelos con dimensiones idénticas, pero fijando el actuador en sus dos estados posicionales extremos, de forma que se obtienen las dos posturas extremas de la mano: completamente cerrada y completamente abierta. Con estos dos modelos, se modifican las dimensiones de los componentes para conseguir una solución que cumpla los siguientes criterios:

- No existen interferencias mecánicas entre los componentes
- El rango de apertura y cierre del dedo se maximiza
- Posición de máxima extensión del dedo posible no alcanza la máxima extensión anatómica del dedo (considerada como falanges completamente alineadas)
- Posición de máxima contracción del dedo no alcanza la máxima contracción según los datos extraídos del trabajo de Kamper et al (Kamper et al., 2003).
- Ante configuraciones con mismo rango de movimiento, se prima la solución que permita mayor extensión de los dedos, puesto que el mecanismo de pulgar permite compensar el déficit de contracción del resto de dedos.

2.3.2 Análisis cinemático

El dispositivo propuesto presenta cuatro GDL activos, pero a diferencia de los robots seriales o paralelos que se estudian de forma habitual, estos actúan de forma independiente entre sí, por lo que el análisis cinemático se puede reducir al análisis de los dos tipos de mecanismos utilizados en el exoesqueleto. Con este análisis se pretende obtener la relación entre el recorrido de los actuadores lineales y la rotación teórica de las articulaciones MCP y PIP de los dedos. La rotación de cada articulación (θ) se mide como el complementario del ángulo que forman las dos falanges que convergen en la articulación, siendo $\theta = 0$ el ángulo que corresponde a las falanges alineadas y aumentando positivamente en la dirección de contracción del dedo.

El *Módulo de dedo* es un mecanismo complejo, con varias cadenas cinemáticas cerradas en paralelo, lo cual dificulta la resolución analítica. De hecho, la obtención de una expresión analítica no se considera práctica, puesto que la solución del mecanismo da lugar a configuraciones múltiples además de expresiones basadas en funciones trigonométricas que dificultan la evaluación de estas en tiempo real. Por contra, la solución propuesta consiste en construir un modelo para la simulación numérica del

mecanismo, con el fin de obtener las rotaciones inducidas en las articulaciones en función de distintas longitudes del actuador lineal y aproximar una función polinómica que relacione estos parámetros. El modelo ha sido implementado en el software de simulación musculoesquelética AnyBody Simulation Software (AnyBody Technology, 2017), partiendo el modelo musculoesquelético de dedo publicado por Wu et al. (Wu et al., 2008).

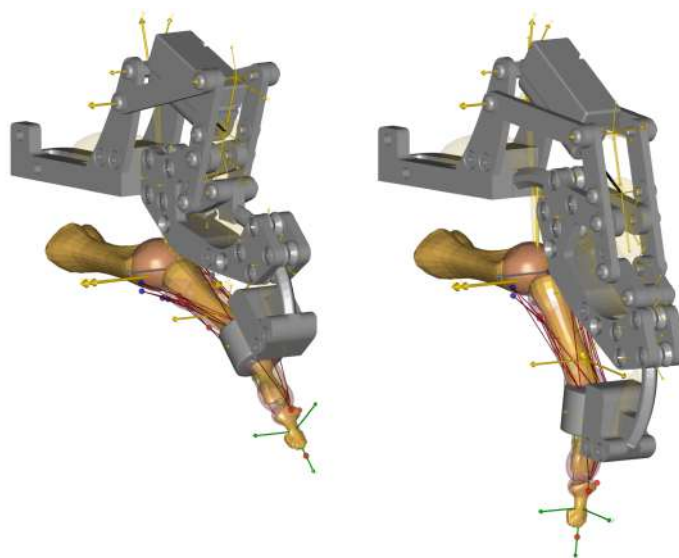


Figura 2.5: Representación gráfica del mecanismo del *Módulo de dedo* y dedo humano modelados en el software de simulación AnyBody. Se muestran los dos estados posicionales extremos: a la izquierda estado de máxima extensión del dedo, a la derecha cierre máximo de los dedos.

Una vez simulado mecanismo con las dimensiones finales (Figura 2.6), se observa que, a pesar de la no linealidad de las ecuaciones que rigen el comportamiento del mecanismo, la relación entre el recorrido del actuador lineal (s) y el ángulo de las articulaciones (θ_{MCP} , θ_{PIP}) puede aproximarse con bastante precisión con expresiones lineales (Ecuaciones (2.1) y (2.2)). De los ángulos de rotación de las articulaciones del dedo se calcula también la orientación de la Falange Medial ($\theta_{falange}$) con respecto al metacarpo como suma de los dos ángulos de las articulaciones (Ecuación (2.3)). En la Figura 2.6 se observa, además que el error de las aproximaciones lineales en ningún caso excede de 1 grado. Estos resultados, además de facilitar el cálculo en tiempo real de las posiciones implican que la cinemática inversa pueda resolverse de forma sencilla despejando las ecuaciones lineales, lo cual simplificará las tareas de control del exoesqueleto.

$$\theta_{MCP}(s) = 1.76s + 26.48 \quad (2.1)$$

$$\theta_{PIP}(s) = 0.81s + 22.31 \quad (2.2)$$

$$\theta_{falange}(s) = 2.57s + 48.79 \quad (2.3)$$

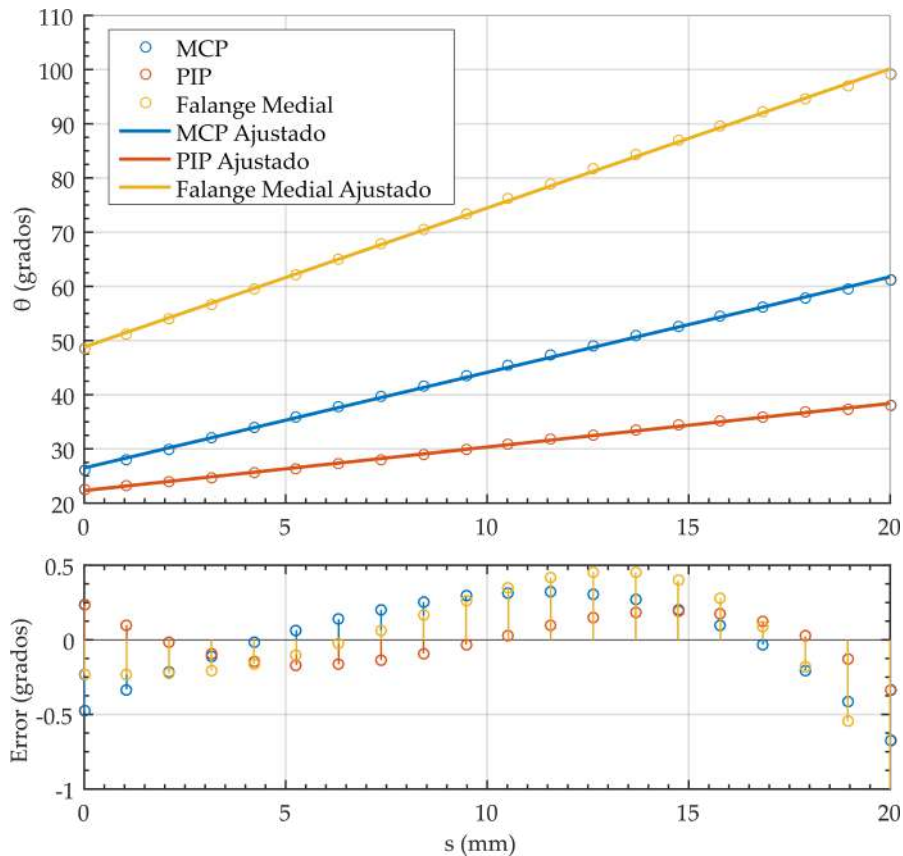


Figura 2.6: Resultados de la simulación de la cinemática del conjunto de módulo de dedo - dedo humano. En la gráfica superior los puntos muestran la relación entre los ángulos girados por cada articulación θ y el recorrido del actuador lineal s . Además se representa el ángulo de orientación resultante de la falange medial del dedo. Además de los puntos simulados se muestra rectas de ajuste de cada parámetro. La gráfica inferior muestra el error absoluto que se comete con el ajuste lineal respecto a la simulación, siendo este inferior a medio grado en prácticamente la totalidad de posiciones.

En cuanto al *Módulo de pulgar*, su cinemática directa puede ser obtenida analíticamente de forma sencilla. En particular, se ha obtenido la relación entre el recorrido del actuador lineal (s) y el ángulo que forma la cara de contacto del mecanismo con los objetos

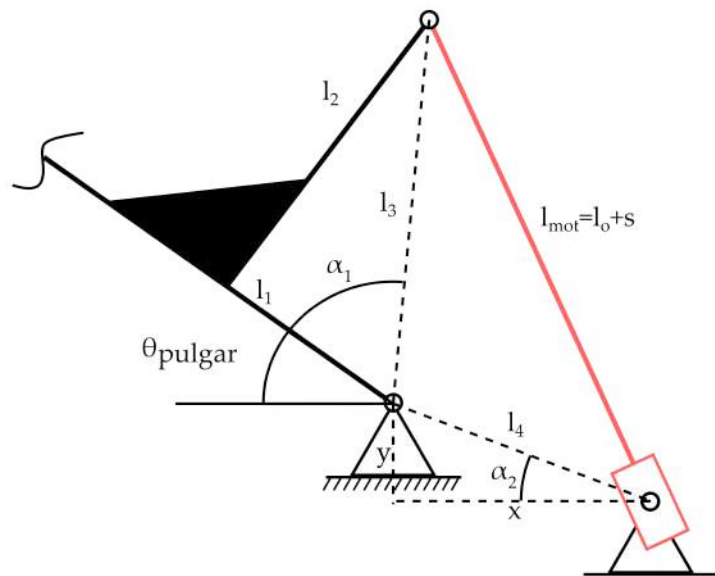


Figura 2.7: Nomenclatura utilizada en la obtención de la cinemática directa del pulgar mediante trigonometría.

con el plano definido por el dorso de la mano (θ_{pulgar}), de forma que este ángulo es de 0° cuando el pulgar se encuentra alineado con el resto de dedos y 90° cuando es perpendicular a ellos. La expresión $\theta_{pulgar}(s)$ (Ecuación 2.4) se puede obtener aplicando las relaciones trigonométricas entre las dimensiones y ángulos indicados en la Figura 2.7. La Figura 2.8 muestra los resultados del cálculo de la cinemática directa para el dimensionamiento seleccionado. La solución analítica se ha comparado con una aproximación lineal de esta (Ecuación 2.5) y se puede comprobar que el error cometido en la mayoría de puntos es inferior a 1° , y en el caso más extremo no supera los 2° . Teniendo en cuenta las características constructivas de este mecanismo (holguras, tolerancias de fabricación, etc.) y que el dedo humano no va rígidamente fijado a este, podemos considerar el error suficientemente reducido para las aplicaciones para las que está diseñado el dispositivo. Esto simplifica la obtención de la cinemática inversa y reduce la carga computacional en los controladores implementados.

$$\theta_{pulgar}(s) = 180 + \alpha_2 - \alpha_1 - \arccos((l_3^2 + l_4^2 - (l_0 + s)^2)/(2l_3l_4)) \quad (2.4)$$

$$\theta_{pulgar}(s) = -1.9938s + 91.6738 \quad (2.5)$$

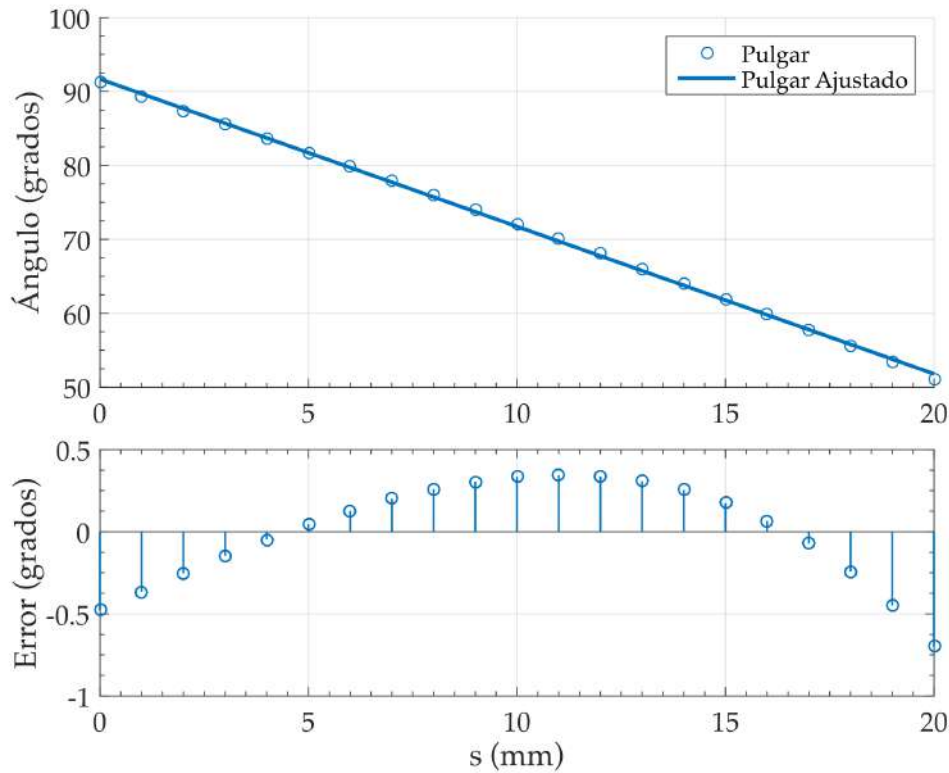


Figura 2.8: Resultados del cálculo del ángulo del mecanismo del pulgar en función del recorrido del actuador lineal. Los marcadores circulares muestran los valores obtenidos mediante la ecuación trigonométrica. La línea sólida corresponde a un ajuste lineal de estos valores. En la gráfica inferior se muestra el error absoluto cometido en cada punto cuando se aplica la aproximación lineal.

2.3.3 Análisis dinámico

De forma similar a la cinemática, la resolución analítica de las ecuaciones que rigen la dinámica del *Módulo de dedo* genera soluciones múltiples y requieren operaciones computacionalmente costosas. Por ello, se ha optado por obtener un modelo de ajuste a

partir de los resultados de la simulación estática del modelo representado en la Figura 2.5.

Para elaborar este modelo aproximado se han aplicado las siguientes simplificaciones:

- Los actuadores lineales generan aceleraciones suficientemente bajas y los elementos son suficientemente ligeros como para despreciar los efectos inerciales. Las fuerzas de reacción se pueden obtener teniendo en cuenta únicamente la estática del mecanismo.
- Las únicas fuerzas externas actuantes sobre el mecanismo son la fuerza aplicada por el actuador lineal (F_{mot}) y la fuerza aplicada en el punto de fijación al dedo (F_{dedo}).
- F_{dedo} se aplica en el plano sagital del dedo y se descompone en las componentes perpendicular y paralela a la falange medial ($F_{dedo\perp}$ y $F_{dedo\parallel}$)
- En el rango de fuerzas de diseño del dispositivo no se producen deformaciones considerables en este, por lo que todos los elementos pueden considerarse rígidos.

Como convenio de signos, se define:

- $F_{mot} > 0$: Actuador trabaja a compresión.
- $F_{dedo\perp} > 0$: Fuerza aplicada en dirección al dorso de la mano.
- $F_{dedo\parallel} > 0$: Fuerza aplicada en dirección a la falange distal del dedo.

En particular, se va a obtener el modelo que relaciona la fuerza en el actuador F_{mot} con las componentes de F_{dedo} y la posición del mecanismo, representada por el recorrido del actuador s . Para obtener este modelo se va a aplicar el principio de superposición para obtener la expresión mostrada en la Ecuación 2.6.

Las funciones $f_{\perp}(s)$ (Ecuación 2.7) y $f_{\parallel}(s)$ (Ecuación 2.8) son aquellas que devuelven la fuerza resultante en el actuador cuando el dedo aplica una fuerza unitaria en las respectivas direcciones en función de la posición del actuador. Estas funciones se obtienen simulando el mecanismo en un número finito de posiciones del actuador en las condiciones de carga correspondiente, para obtener un conjunto de pares s y F_{mot} sobre los que se aplica un ajuste polinómico. En particular se observa que el ajuste lineal conlleva un error inferior al 5% en prácticamente la totalidad del rango de posiciones, lo cual se considera aceptable para el propósito de los cálculos.

$$F_{mot}(s) = F_{dedo\perp}f_{\perp}(s) + F_{dedo\parallel}f_{\parallel}(s) \quad (2.6)$$

$$f_{\perp}(s) = -0.0187s + 1.4725 \quad (2.7)$$

$$f_{\parallel}(s) = -0.0067s - 1.1468 \quad (2.8)$$

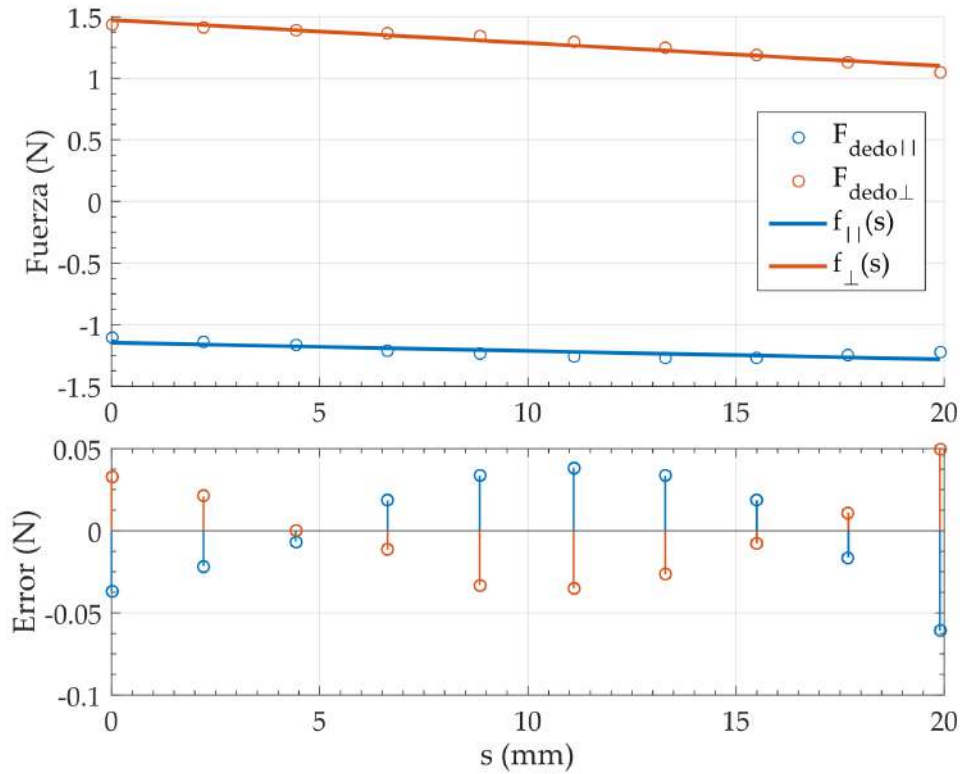


Figura 2.9: Fuerza resultante en el actuador lineal calculada en la simulación estática del módulo de dedo para distintas posiciones del actuador e hipótesis de carga: fuerza unitaria paralela a la falange medial del dedo (Azul) y fuerza unitaria perpendicular a la falange medial del dedo (Naranja). Los marcadores circulares indican los puntos calculados por simulación y las líneas sólidas corresponden a la interpolación polinómica. En la gráfica inferior se muestra el error absoluto cometido en el ajuste polinómico.

Aplicando las mismas simplificaciones al cálculo de las fuerzas y reacciones en el *Módulo de pulgar*, es posible obtener una expresión analítica sencilla que relacione el par generado en la palanca principal del mecanismo (M_p) y la fuerza de reacción en el

actuador lineal (F_{mot}). La Figura 2.10 ilustra la nomenclatura utilizada en las expresiones analíticas y el convenio de signos utilizado.

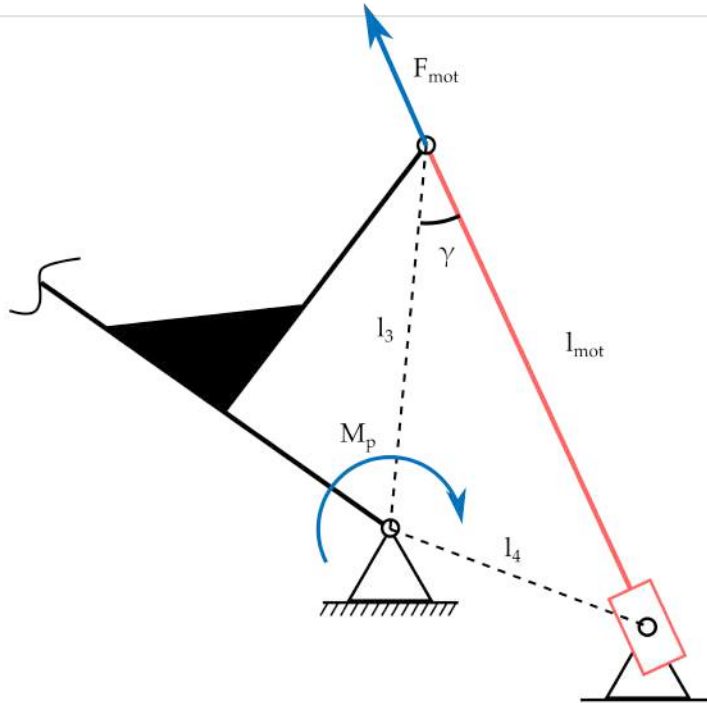


Figura 2.10: Nomenclatura y convenio de signos empleado en el cálculo de fuerzas y momentos resultantes para el *Módulo de pulgar*.

En particular, la relación entre el par M_p y la fuerza ejercida por el motor lineal F_{mot} (Ecuación 2.9) puede obtenerse aplicando el equilibrio de fuerzas en el eslabón negro de la Figura 2.10, y aplicando la expresión vectorial del momento de una fuerza. Para el propósito de estos cálculos es suficiente utilizar la expresión escalar (Ecuación 2.10). El ángulo γ puede calcularse aplicando el teorema del coseno en el triángulo $\widehat{l_3 l_4 l_{mot}}$ (Ecuación 2.11). Teniendo en cuenta que l_{mot} es igual al recorrido del actuador (s) más la longitud inicial de este, se puede obtener la expresión $M_p(F_{mot}, s)$ (Ecuación 2.13). Esta ecuación se puede expresar de forma similar a la Ecuación 2.6 tal y como se muestra en la Ecuación 2.14; de forma que M_p es el producto de la fuerza ejercida por el actuador (F_{mot}) por una función f_{M_p} que depende únicamente de la posición del actuador (s) y que devuelve el par resultante ante una fuerza del actuador unitaria. De forma similar al módulo de dedo, se ha aproximado la expresión de f_{M_p} mediante un ajuste polinómico con el fin de facilitar los cálculos posteriores, sin embargo, en este caso se ha optado por un polinomio de segundo orden (Ecuación 2.15) puesto que el

error de la aproximación lineal no se considera adecuado, obteniéndose una mejoría notable de este aumentando el orden del ajuste sin un incremento excesivo del coste computacional. La Figura 2.11 muestra f_{M_p} para el dimensionamiento definitivo del mecanismo. Dado que el momento M_p es resultado de la aplicación de una fuerza o distribución de estas en la palanca principal del *Módulo de pulgar*, es interesante conocer la equivalencia entre M_p y esta fuerza. Como referencia, se considera para el análisis que M_p es el resultado de la aplicación de una fuerza perpendicular a la palanca principal del módulo a una distancia del eje de la articulación de 60 mm (F_p). Esta equivalencia se muestra en el eje derecho de la Figura 2.11.

$$\vec{M}_p = \vec{l}_3 \times \vec{F}_{mot} \quad (2.9)$$

$$M_p = l_3 F_{mot} \sin(\gamma) \quad (2.10)$$

$$\gamma = \arccos\left(\frac{l_3^2 + l_{mot}^2 - l_4^2}{2l_3 l_{mot}}\right) \quad (2.11)$$

$$l_{mot} = l_0 + s \quad (2.12)$$

$$M_p(F_{mot}, s) = l_3 F_{mot} \sin\left(\arccos\left(\frac{l_3^2 + (l_0 + s)^2 - l_4^2}{2l_3(l_0 + s)}\right)\right) \quad (2.13)$$

$$M_p(F_{mot}, s) = F_{mot} f_{M_p}(s) \quad (2.14)$$

$$f_{M_p}(s) = -0.0113s^2 - 0.0329s + 30.5032 \quad (2.15)$$

2.3.4 Selección y dimensionamiento de actuadores

Conociendo las ecuaciones que rigen la estática del mecanismo, es posible calcular la reacción en el actuador lineal bajo varias hipótesis de carga, y con ello dimensionar el actuador requerido. La Figura 2.12 muestra el resultado del cálculo de la reacción necesaria en el actuador lineal (curvas de nivel) para un *Módulo de dedo* de la configuración de exoesqueleto estudiada, en todo el recorrido del actuador lineal (s) y el rango de trabajo esperado de fuerzas perpendiculares a la falange medial ($F_{dedo\perp}$).

Este diagrama de curva de nivel permite determinar las especificaciones estáticas y dinámicas del actuador lineal necesario en el *Módulo de dedo*. Según se especifica en la sección 2.2.2, la fuerza F_{dedo} de diseño es de 10 N. Dadas las características constructivas del *Módulo de dedo* y en concreto la unión entre falange medial y módulo, modelada como una deslizadera, se espera que la componente principal de F_{dedo} sea la

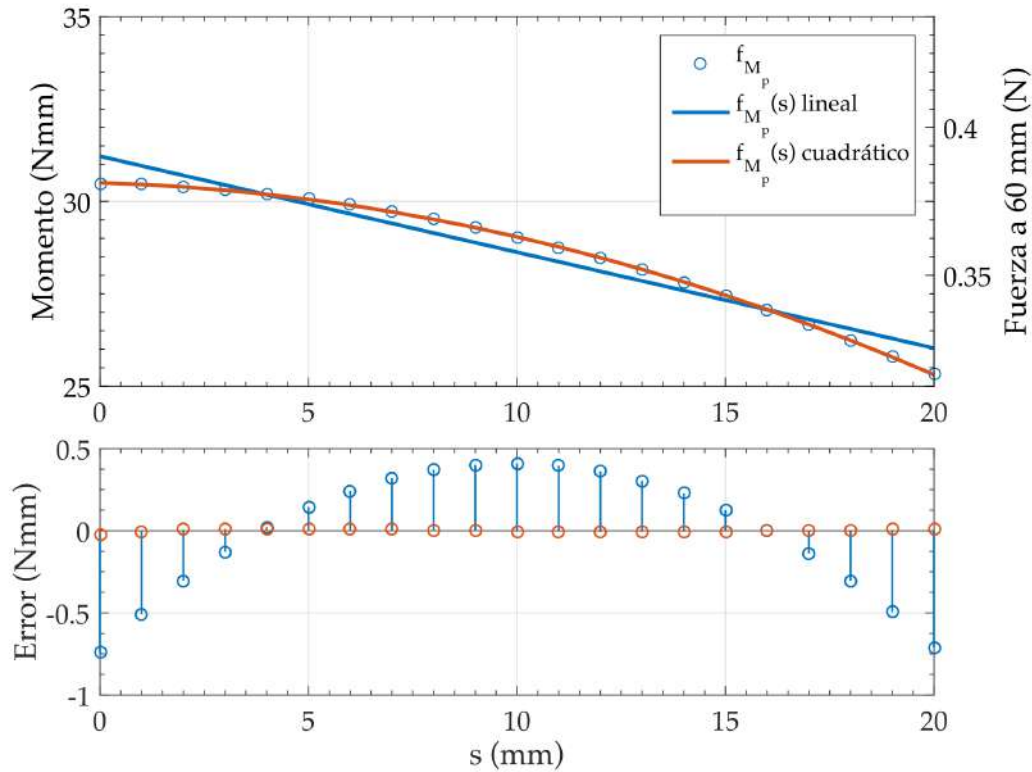


Figura 2.11: Representación gráfica de f_{M_p} , que devuelve el momento resultante en la articulación del *Módulo de pulgar* ante una fuerza unitaria del actuador lineal. En el eje derecho de la gráfica superior se muestra además la fuerza equivalente a ese momento aplicado a una distancia del eje de la articulación de 60 mm. Las líneas sólidas corresponden a los ajustes polinómicos realizados, cuyo error absoluto se muestra en la gráfica inferior

perpendicular a la falange $F_{dedo\perp}$, siendo $F_{dedo\parallel}$ nula en el caso ideal (Gráfica superior de la Figura 2.12). El caso ideal implicaría fricción nula entre el dedo humano y el anillo de fijación, sin embargo, es razonable suponer que exista una fricción y otros efectos que contribuyan a la componente $F_{dedo\parallel}$. En particular se plantea la hipótesis de carga en la que $F_{dedo\parallel} = 10N$, es decir, iguale a la fuerza perpendicular de diseño (Gráfica intermedia de la Figura 2.12). Además, se ha estudiado una de las situaciones más desfavorables, que implicaría que $F_{dedo\parallel}$ dominase frente a $F_{dedo\perp}$ (Gráfica inferior de la Figura 2.12).

De entre los distintos actuadores lineales del mercado, se ha seleccionado el modelo *Actuonix PQ12-100-12-P* (Actuonix, Victoria, BC, Canada, s.f.) cuyas especificaciones (Tabla 2.1) se adecuan a los valores de trabajo y tienen el grado de miniaturización

adecuado para su integración en los distintos módulos. Aplicando los límites marcados por las especificaciones del actuador se pueden delimitar varios rangos de trabajo representados mediante colores en la Figura 2.12:

- $F_{mot} < F_{mot}^{back}$ (Verde): En este rango de fuerzas F_{dedo} y posiciones el actuador puede soportar las reacciones incluso si sufre un corte de alimentación, por lo que las condiciones son óptimas para tareas de manipulación con seguridad.
- $F_{mot} < F_{mot}^{max}$ (Amarillo): En este rango de fuerzas y posiciones el motor debe mantener la alimentación de forma constante, de otra forma se pueden producir desplazamientos indeseados del módulo. Este rango de trabajo puede ser utilizado en tareas de rehabilitación y entrenamiento donde no se manipulen objetos.
- $F_{mot} > F_{mot}^{max}$ (Rojo): Este rango de fuerzas se encuentra por encima de las capacidades del actuador y por lo tanto el dispositivo no puede aplicarse en estos casos.

Se puede comprobar que en las condiciones $F_{dedo||} = 0$ y $F_{dedo||} = -10$, el rango de $F_{dedo\perp}$ de diseño [-6.7 a 6.7 N] se encuentra en la zona verde, lo que indica que las especificaciones estáticas del actuador son adecuadas. Además, en el caso $F_{dedo||} = -20$ el actuador trabajaría en la zona amarilla, por lo que se puede concluir que este se encuentra suficientemente sobredimensionado como para soportar cargas mayores a las previstas en el uso del dispositivo.

Tabla 2.1: Especificaciones técnicas del actuador lineal Actuonix PQ12-100-12-P

Especificación	Valor
Velocidad Máxima	10 mm/s
Fuerza máxima (F_{mot}^{max})	50 N
Fuerza de <i>Backdrive</i> (F_{mot}^{back})	35 N
Recorrido	20 mm
Tensión de alimentación	12 V
Corriente de bloqueo	210 mA
Tipo de realimentación	Potenciómetro

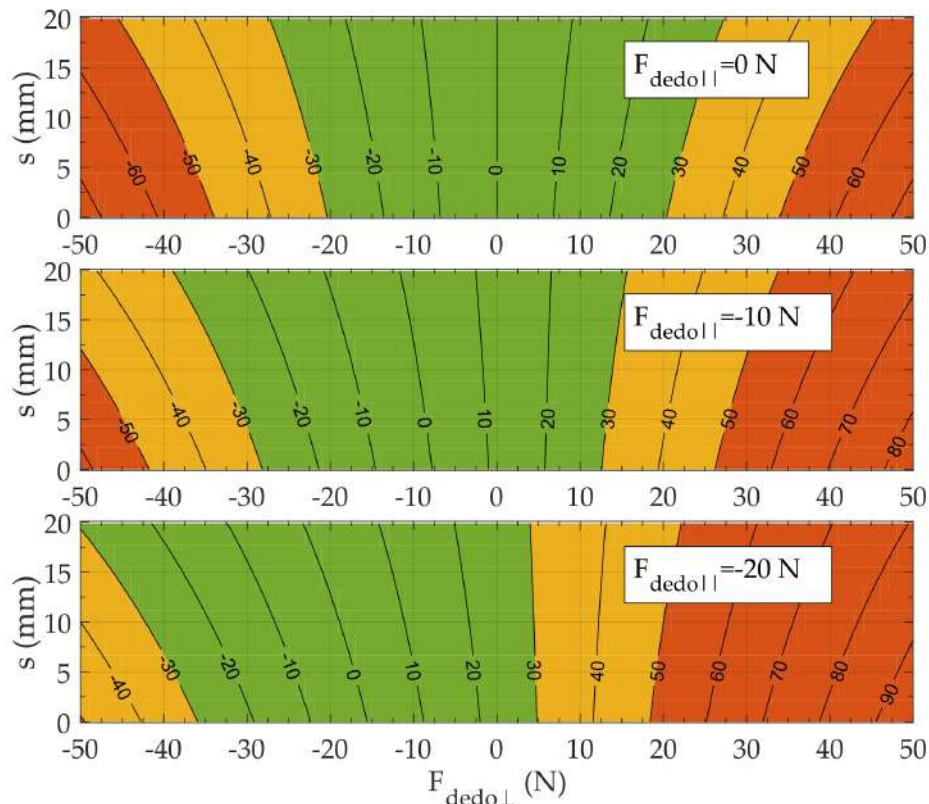


Figura 2.12: Fuerza resultante en el actuador lineal (curvas de nivel) para distintos valores de $F_{dedo_{\perp}}$ y posiciones s del actuador. Se muestran los resultados para tres valores de $F_{dedo_{\parallel}}$. La zona verde es aquella comprendida en el rango de fuerzas que puede soportar el actuador lineal seleccionado sin alimentación (fuerza de *backdrive*), la zona amarilla se extiende entre la fuerza de *backdrive* y la fuerza máxima que puede ejercer el actuador lineal. En rojo se muestran los valores de fuerza que exceden las capacidades del actuador.

Por simplicidad en el diseño y el control, se ha seleccionado el mismo tipo de actuador para el *Módulo de pulgar*. En la Figura 2.13 se puede observar que la reacción máxima para la fuerza de diseño (20 N) es inferior a la capacidad máxima del actuador. Sin embargo, la fuerza de *Backdrive* del actuador se alcanza cuando la carga externa en el pulgar F_p alcanza los 15 N. Esto implica que el diseño del *Módulo de pulgar* limita ligeramente las capacidades del dispositivo. A pesar de ello, el dimensionamiento del módulo se ha optimizado para alcanzar una solución de compromiso entre el rango de movimiento y transmisión de esfuerzos.

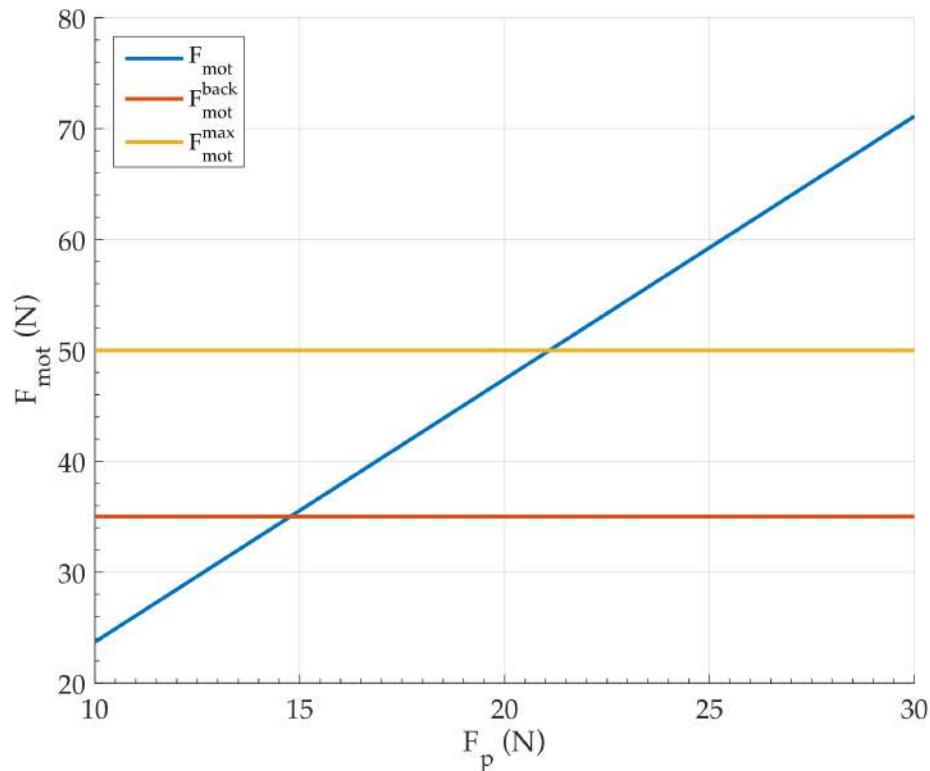


Figura 2.13: Fuerza máxima resultante en el actuador del *Módulo de pulgar* frente a la fuerza externa F_p . La gráfica lineal azul muestra la fuerza resultante en el motor, mientras que las líneas horizontales muestran los límites de fuerza F_{mot}^{back} y F_{mot}^{max} .

2.3.5 Aspectos ergonómicos: articulaciones pasivas

Para satisfacer los requisitos ergonómicos y de adaptabilidad a distintas dimensiones de la mano se han implementado diferentes mecanismos pasivos que permiten la regulación de la posición de los *Módulos de dedo* con respecto a las articulaciones del dedo.

Para ello los *Módulos de dedo* se han diseñado con una articulación pasiva que imita el **GDL** de abducción/aducción de la articulación **MCP**. Esta articulación pasiva se encuentra ubicada entre el mecanismo de barras del módulo (incluyendo el actuador) y el bastidor fijado a la zona metacarpal de la mano, tal y como se muestra en la Figura 2.14. Esto permite alinear correctamente el plano de movimiento del mecanismo y el plano sagital del dedo.

En serie a la articulación descrita en el párrafo anterior, el módulo cuenta con un GDL pasivo lineal adicional que permite desplazar por completo el *Módulo de dedo* a lo largo de la dirección tomada como el metacarpo de diseño (Figura 2.14).

Ambas articulaciones permiten que el usuario o el terapeuta realice los ajustes necesarios en la posición de estas para asegurar una utilización cómoda. Una vez realizado el ajuste ambas articulaciones pueden ser bloqueadas mediante mandos moleteados que permiten incrementar la fricción estática de la articulación y guía lineal.

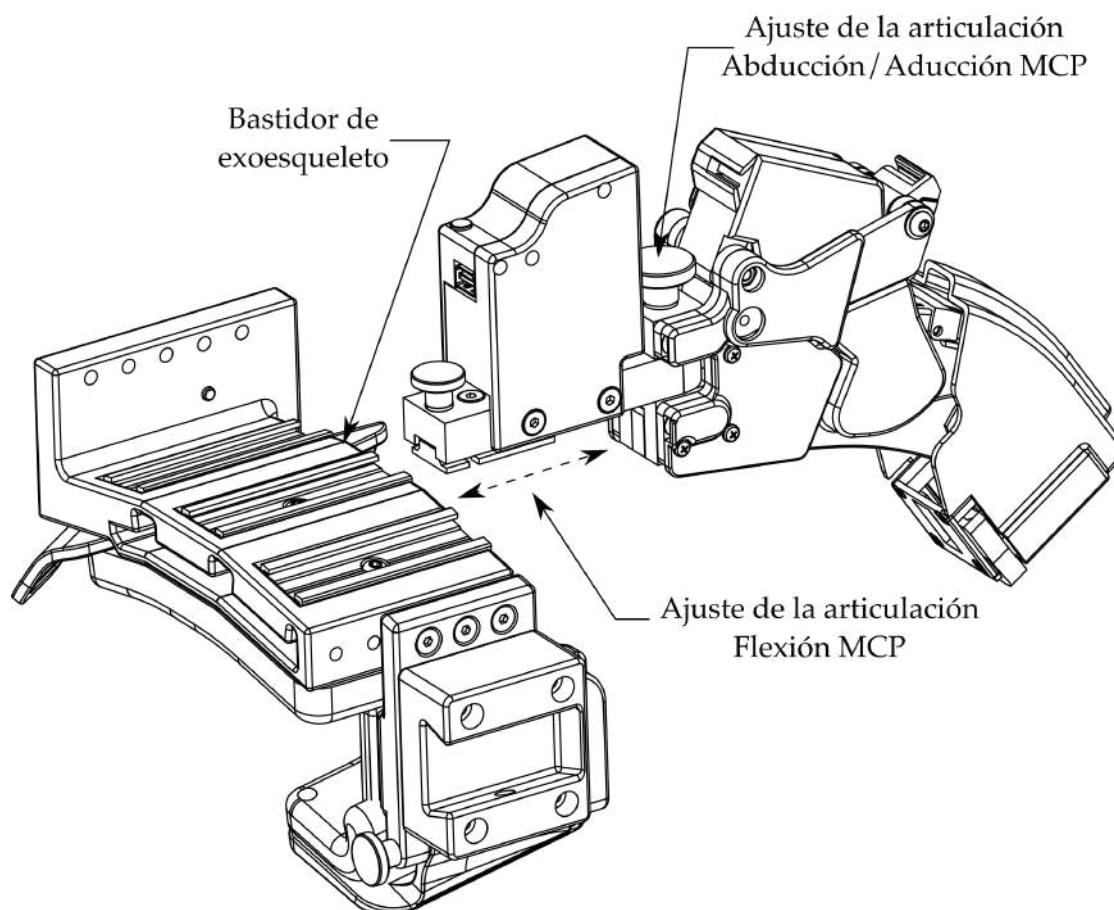


Figura 2.14: Representación de las articulaciones pasivas con las que cuenta el *Módulo de dedo*.

2.3.6 Prototipado y fases de diseño

El dispositivo presentado en este capítulo ha sido el resultado de múltiples iteraciones de diseño, en las que se han corregido errores detectados e implementado las propuestas

de mejora surgidas a lo largo de las diferentes experimentaciones. Según se puede comprobar en los capítulos posteriores, a lo largo de este trabajo de investigación se ha utilizado varios prototipos con variaciones en las características constructivas. La Figura 2.15 muestra una secuencia de los distintos prototipos planteados, siendo el último correspondiente a la implementación final descrita en este capítulo. Para mejor comprensión del diseño final de exoesqueleto, la Figura 2.16 muestra vistas de detalle de los módulos descritos en este capítulo y el dispositivo completo.

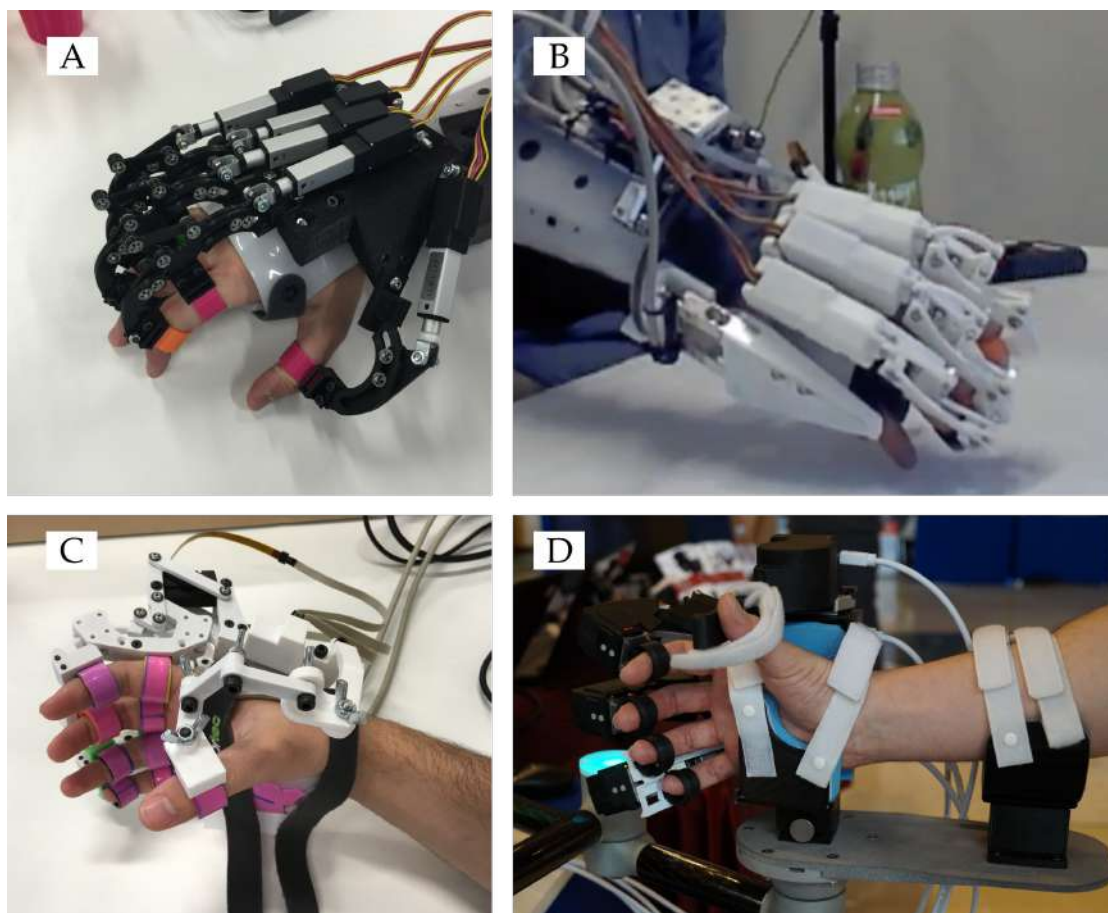
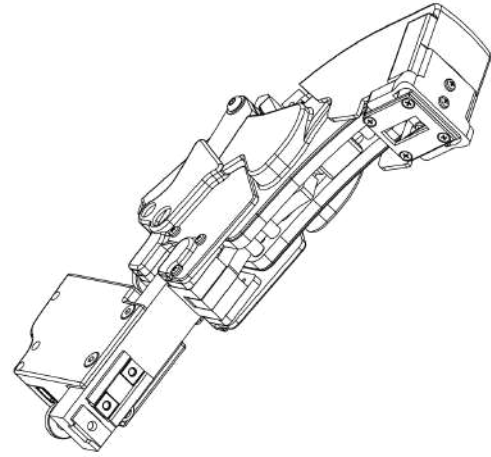
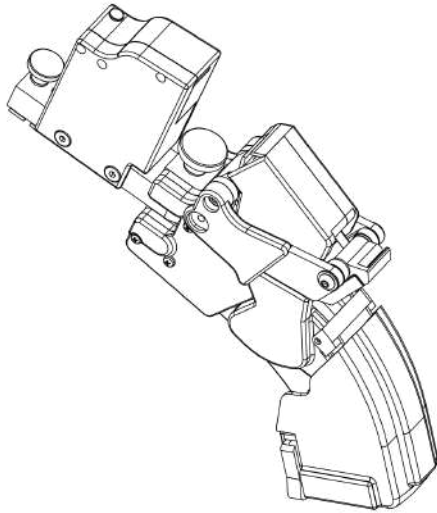
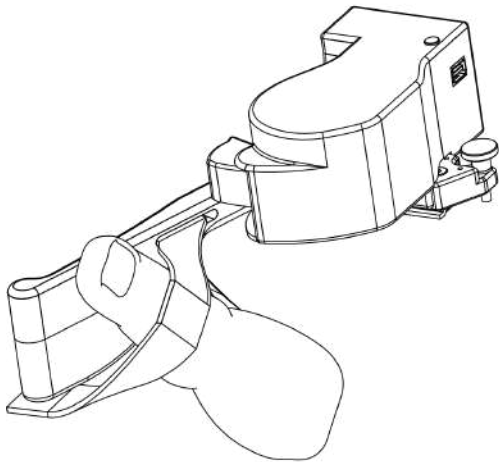


Figura 2.15: **A** Versión inicial del exoesqueleto, utilizada en la experimentación descrita en el capítulo 4. **B** Segunda versión de exoesqueleto implementando mejoras de resistencia. **C** Tercera versión de exoesqueleto, utilizada en los estudios desarrollados en el capítulo 5. **D** Versión definitiva de exoesqueleto.

A. Módulo de dedo



B. Módulo de pulgar



C. Exoesqueleto completo

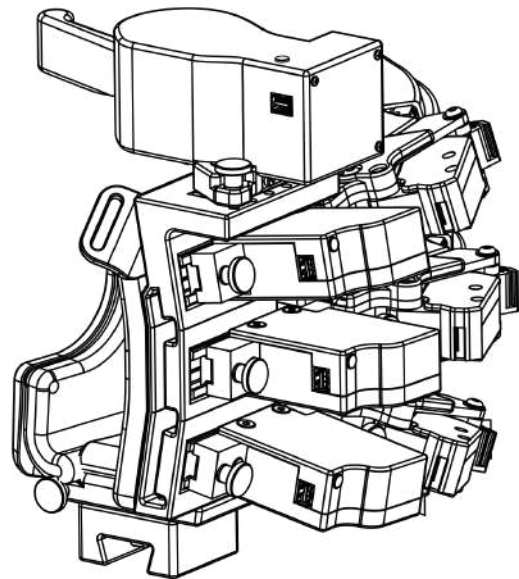


Figura 2.16: **A** Vistas de la representación CAD del diseño del *Módulo de dedo*. **B** Vistas de la representación CAD del *Módulo de pulgar*. **C** Representación CAD del diseño de exoesqueleto de mano con todos los módulos integrados.

2.4 SISTEMA DE CONTROL Y COMUNICACIÓN

El control del dispositivo se realiza mediante un sistema distribuido que implementa controladores en tres niveles de abstracción. Esta jerarquía de controladores se estructura en:

- Controladores de motores: Son el elemento de control de más bajo nivel. Cada módulo está equipado con un controlador que traduce las señales del controlador de alto nivel inmediatamente superior y las traduce en la acción de control aplicada en los motores eléctricos de los actuadores.
- Placa principal de control de exoesqueleto: Esta placa electrónica incorpora un microcontrolador y componentes auxiliares que implementa varios tipos de bucle de control embebidos. Este sistema se encarga de la lectura de los sensores y envía señales de control a los controladores de motor; además permite una comunicación bidireccional con un ordenador.
- Ordenador y software de control: Este es el sistema de más alto nivel de abstracción, y se comunica con la placa de control principal del exoesqueleto. El control de alto nivel del exoesqueleto se implementa a través de una librería que contiene las funciones necesarias para configurar, enviar instrucciones y recibir información del exoesqueleto.

El elemento electrónico de control de más bajo nivel es el controlador de motor presente en cada módulo del exoesqueleto (dedos y pulgar). En particular, se ha utilizado el controlador de motores de corriente continua MAX14870S, (Maxim Integrated, San José, CA, s.f.) que implementa un diseño *chage-pump-less* para regular la corriente suministrada al motor. La regulación se realiza mediante una señal con Modulación por ancho de pulsos (PWM), y la selección de la dirección de giro del motor se controla a través de una entrada digital.

La señal PWM y la dirección de giro de cada módulo es proporcionada por la placa principal de control del exoesqueleto. El componente principal de esta placa es un microcontrolador Teensy 3.2. (PJRC, Sherwood, OR, s.f.). Este microcontrolador cuenta con un chip ARM Cortex-M4 de 72 Mhz, memoria flash de 256Kb, 64Kb de memoria RAM, y 2Kb de memoria EEPROM. En cuanto a sus capacidades de comunicación, este microcontrolador ofrece un USB de 12 Mb/s, 34 entradas y salidas digitales, 12 de ellas con capacidad PWM; y 21 entradas analógicas, entre otras. Las entradas analógicas se

utilizan para leer la información de los potenciómetros de los actuadores y la señal de los sensores de fuerza.

El microcontrolador está programado para implementar 4 controladores Proporcional-Integral-Derivativo (PID) correspondiente a cada uno de los módulos que acepta el exoesqueleto. Cada controlador PID puede configurarse para implementar un control en posición del actuador utilizando la realimentación del potenciómetro integrado en este; o para implementar un lazo de control de fuerza utilizando la señal de realimentación de los sensores de fuerza. La señal de referencia para estos controladores se recibe a través de comunicación Bus serie universal (USB) establecida con un ordenador. Además, el microcontrolador permite el control directo de los motores recibiendo el valor PWM a través de USB, transmitiéndolo directamente a los controladores de motor. Esta última característica permite implementar controladores complejos en un ordenador sin necesidad de modificar el firmware del exoesqueleto.

Por último, el microcontrolador transmite toda la información relacionada con el estado del exoesqueleto (posición de actuadores, medida de fuerza, señal PWM, consignas de control, etc.) a través del puerto USB.

La interacción con el usuario, operador o desarrollador se realiza a través de un computador, mediante una librería que implementa las funciones necesarias para la comunicación con el microcontrolador. Estas funciones permiten establecer la comunicación con el dispositivo, configurar los controladores integrados en este y recibir el estado del dispositivo.

A través de esta librería se han implementado las estrategias de control desarrolladas a lo largo de este trabajo de investigación.

2.5 CONCLUSIONES DEL CAPÍTULO

En este capítulo se han presentado los aspectos fundamentales del diseño del dispositivo objeto del presente trabajo. El diseño se ha realizado teniendo en cuenta los requisitos impuestos tanto por el entorno de rehabilitación como el de asistencia en AVD, lo cual requiere de la búsqueda de soluciones de compromiso en cuanto a prestaciones dinámicas, portabilidad y ergonomía.

El análisis cinemático y dinámico del dispositivo se ha realizado desde un punto de vista de practicidad en la implementación de los sistemas de control, optándose por simplificaciones numéricas que requieren poca potencia de cálculo. Puesto que, dada la incertidumbre que introduce el entorno de trabajo objetivo, el modelado exacto de la

dinámica y cinemática del dispositivo no aportaría ninguna ventaja para las tareas para las que está diseñado el dispositivo.

Por último, siguiendo la filosofía de modularidad y multidisciplinariedad del exoesqueleto, se ha optado por una arquitectura de control y comunicación distribuida, estableciéndose tres niveles de abstracción en el control que otorguen suficiente flexibilidad en el diseño de estrategias de control.

SENSOR DE FUERZA ÓPTICO INTEGRADO EN ESTRUCTURA DE EXOESQUELETO

3.1 ESTADO DEL ARTE

En la literatura actual se puede encontrar multitud de dispositivos de medida que se han implantado en exoesqueletos para medir las fuerzas de interacción a las que se ve sometido el dispositivo. Entre las distintas tecnologías utilizadas podemos citar:

- Sensores de par, que miden la carga en el eje del motor (Schabowsky et al., 2010; Hyun, 2012). Sin embargo, en mecanismos sobre-restringidos, con cadenas cinemáticas cerradas y en paralelo, es posible que este sensor no mida la totalidad de reacciones resultantes de la interacción del exoesqueleto con el entorno.
- Galgas de tensión (Shields et al., 1997; Yahud et al., 2009; Carrozza et al., 2002) que deben ir adheridas firmemente a partes de la estructura cuya deformación es conocida. Esta tecnología suele requerir geometrías complejas o que no son fácilmente miniaturizables, necesitando, en todo caso, de medios especializados para su instalación.
- Células de carga miniaturizadas (Fontana et al., 2012; 2013; Chiri et al., 2012), que se fabrican con multitud de tipologías y tamaños, sin embargo, la mayor parte de células que cumplen los requisitos de tamaño para los exoesqueletos de mano sólo son capaces de medir a compresión, y aquellos diseños que permiten medir esfuerzos de tracción y compresión no son suficientemente miniaturizados o su coste hace inviable instalar el número de sensores necesarios.
- Sensores de fuerza resistivos (FSR) (Rodriguez-Cheu et al., 2008; Baker et al., 2011; Wege et al., 2006), que ofrecen una solución muy compacta y económica en comparación con otros sensores, sin embargo su respuesta depende fuertemente del contacto del sensor con el entorno. Además, dado que sólo miden fuerzas de compresión, se requiere construir estructuras complejas para lograr obtener medidas de fuerza en ambos sentidos.

- Otras tecnologías como los sensores de fuerza de efecto Hall (Johnston et al., 1996; Pons et al., 2004), resultan soluciones demasiado voluminosas o con demasiado consumo que los hacen viables sólo en exoesqueletos grandes.

Los sensores ópticos suponen una alternativa prometedora para superar los inconvenientes que presentan las otras tecnologías en su integración en exoesqueletos con requisitos estrictos de miniaturización, como son aquellos destinados a la mano humana. La gran variedad de componentes ópticos y optoelectrónicos disponibles comercialmente permite una gran variedad de diseños ópticos que pueden ser adaptados con facilidad a los requisitos de los exoesqueletos de mano.

Existen tecnologías ópticas que permiten medición de fuerza de alta precisión y resolución, tales como los sensores de fibra óptica, que se basan en captar la distorsión que una carga externa genera en la respuesta de este tipo de fibras, mediante el uso de interferómetros de Fabry-Perot (Su et al., 2011; Xiao et al., 2017) o redes de Bragg (Fernandez Fernandez et al., 2001; Park et al., 2009). Estas soluciones son adecuadas en aplicaciones de alto rendimiento y no se ven afectadas por las interferencias electromagnéticas generadas por actuadores o instrumentos médicos, sin embargo su coste resulta muy elevado para ser aplicadas al diseño de exoesqueletos.

Una solución más económica y de prestaciones más moderadas consiste en el uso de LEDs y fotorreceptores, midiendo cómo la deformación de una estructura modifica la incidencia de la luz emitida por los primeros en los segundos (Hirose y Yoneda, 1990; Jeong et al., 2018; Palli et al., 2018). Además, la inclusión de elementos ópticos entre LED y fotorreceptor ofrece cierta flexibilidad de diseño sacrificando la capacidad de miniaturización (Takahashi y Reinkensmeyer, 2003; Tada y Kanade, 2005).

Vistas las limitaciones que presentan la mayoría de los sensores comerciales, y las aplicaciones potenciales de la tecnología optoelectrónica en el desarrollo de sensores de fuerza, se propone una arquitectura de sensor óptico de fuerza, que puede ser integrada en la estructura de cada uno de los módulos de dedo que componen el exoesqueleto de mano objeto de esta Tesis.

3.2 DESCRIPCIÓN DEL HARDWARE

El principio de funcionamiento del sensor propuesto se basa en medir las variaciones en la señal de salida de una superficie fotorreceptora debidos la modificación en la incidencia de la luz producida por un desplazamiento en un componente del sensor. Estas variaciones en la incidencia de la luz pueden ser provocadas por oclusión de

la luz (Figura 3.1, A) o modificando la posición relativa entre el foco de luz y la superficie receptora (Figura 3.1, B). Si el desplazamiento del componente es debido a la deformación elástica de un material, esta distorsión geométrica puede relacionarse de forma sencilla con la fuerza que lo produce. De esta forma, con un diseño óptico y estructural adecuado, es posible obtener un sensor con unas características de rango y sensibilidad a medida de la aplicación.

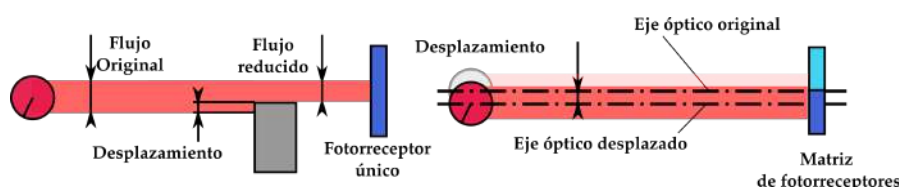


Figura 3.1: Estrategias para el diseño de sensores ópticos basados en fotorreceptores. (A) Un elemento móvil actúa como obstáculo de un haz de luz, reduciendo el flujo que recibe una superficie fotosensible. (B) Existe un desplazamiento relativo entre los ejes ópticos de la fuente de luz y una matriz de fotorreceptores, variando la respuesta individual de cada uno de ellos.

3.2.1 Diseño óptico

Partiendo de los dos métodos expuestos en la Figura 3.1, se puede concluir que, para que los desplazamientos a medir sean lo suficientemente pequeños como para no alterar la cinemática del exoesqueleto, el método de oclusión requeriría de un fotorreceptor con una sensibilidad muy elevada, puesto que en ese caso la variación del flujo luminoso es directamente proporcional al desplazamiento. Sin embargo, la estrategia basada en el desplazamiento relativo entre emisor y receptor permite introducir elementos ópticos intermedios que refracten el haz de luz con el fin de ampliar la desviación inducida por el desplazamiento, con el consecuente incremento de la sensibilidad del sistema.

En concreto, el tren óptico propuesto, mostrado en la Figura 3.2 (A), consiste de:

- Fuente de luz puntual, que emite un haz de luz no direccional.
- Un *pinhole* para estrechar el haz de luz, reduciendo la luz lateral y generando un cono de luz.
- Lente que refleja el haz de luz y lo colima sobre la superficie fotosensible. Este elemento es el que se encuentra sometido al desplazamiento a medir. La lente debe tener una distancia focal suficientemente corta como para inducir una gran

desviación en el haz de luz cuando se aplique una pequeña desalineación (Figura 3.2, (B)).

- Superficie fotosensible, compuesta por una matriz de fotodetectores, de forma que la posición en la que se focaliza la luz puede ser inferida mediante balance de la luz recibida en cada elemento de la matriz.

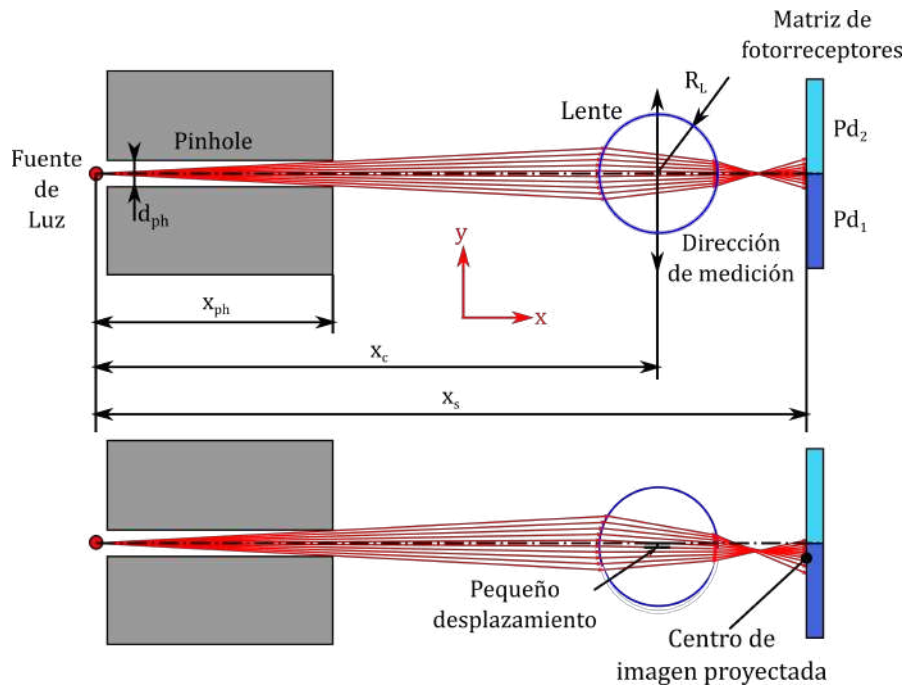


Figura 3.2: (A) Arquitectura óptica propuesta en posición de reposo (componentes alineados) con los parámetros geométricos que determinan la respuesta del sensor. (B) Distribución de luz resultante en la superficie fotosensible después de aplicar un desplazamiento pequeño en la lente a lo largo de la dirección y (dirección de la fuerza a medir).

Este esquema óptico tiene cinco parámetros geométricos de diseño que corresponden a la distancia a la que se encuentra la salida del *pinhole* (x_{ph}), su diámetro (d_{ph}), la distancia al centro de la lente (x_c), su radio (R_L) y la distancia a la superficie foto-sensible (x_s), todos ellos medidos desde la posición de la fuente de luz. El índice de refracción de la lente es un parámetro adicional que determinará el comportamiento del sistema, sin embargo, dado que este depende del material, el conjunto de valores de diseño es muy limitado.

Con el fin de conseguir un sensor con el comportamiento deseado, se ha construido un modelo teórico que permita comprobar que configuración de los parámetros

mencionados se ajusta mejor al rendimiento requerido. Puesto que la longitud focal de la lente tiene el mismo orden de magnitud que el resto de dimensiones, la aproximación paraxial no puede ser aplicada al sistema. Por tanto, se ha planteado un modelo de trazado de Rayos 2D (Anderson y Cychosz, 1990) para simular la trayectoria seguida por el haz de luz. El procedimiento es:

1. En primer lugar, se genera un conjunto de q_{rays} rayos, con origen en el conjunto fuente-pinhole. Cada rayo (i) se define por su origen (x_i^o, y_i^o) y la dirección de propagación, expresada con el ángulo α_i medido en sentido horario desde el eje óptico. Estos parámetros se calculan según las Ecuaciones (3.1) a (3.3).

$$x_i^o = 0, \quad (3.1)$$

$$y_i^o = 0, \quad (3.2)$$

$$\alpha_i = \left(i - \frac{q_{rays}}{2} \right) \text{atan} \left(\frac{d_{ph}}{2x_{ph}} \right). \quad (3.3)$$

2. Una vez generado, la primera intersección (x_i^r, y_i^r) entre cada rayo y la lente cilíndrica se calcula resolviendo las ecuaciones (3.4) y (3.5). En cada intersección, con las Ecuaciones (3.6) y (3.7) se calcula el vector normal a la superficie (\vec{u}_i) y un vector (\vec{n}_i^{in}) con la misma dirección que el rayo incidente pero con módulo igual al índice de refracción (n^{in}) del medio de propagación.

$$R_L^2 = (x_i^r - x_c)^2 + (\tan(\alpha_i)(x_i^r - x_i^o) + y_i^o - y_c)^2, \quad (3.4)$$

$$y_i^r = \tan(\alpha_i)(x_i^r - x_i^o) + y_i^o, \quad (3.5)$$

$$\vec{u}_i = (x_i^r - x_c, y_i^r - y_c), \quad (3.6)$$

$$\vec{n}_i^{in} = n^{in} \frac{(x_i^r - x_i^o, y_i^r - y_i^o)}{\sqrt{(x_i^r - x_i^o)^2 + (y_i^r - y_i^o)^2}}. \quad (3.7)$$

3. La refracción de los rayos se modela aplicando la forma vectorial de la ley de Snell (Ecuaciones (3.8) and (3.9)) para obtener el vector \vec{n}_i^{out} , que tiene la misma dirección que el rayo refractado y módulo igual al índice de refracción del nuevo medio de propagación (n_i^{out}):

$$(\vec{n}_i^{in} \times \vec{u}_i) \cdot (\vec{n}_i^{out} \times \vec{u}_i) = n_i^{in} n_i^{out} \cos(\theta), \quad (3.8)$$

$$|\vec{n}_i^{in} \times \vec{u}_i| = |\vec{n}_i^{out} \times \vec{u}_i|. \quad (3.9)$$

4. Los pasos 2 y 3 resuelven el problema de la refracción de un haz de luz (compuesto por múltiples rayos) que interactúa con una superficie arbitraria que separa dos medios con diferentes índices de refracción. Este procedimiento genera un nuevo conjunto de rayos, que pueden ser descritos de forma similar al conjunto de rayos inicial, por su origen ($x_i'^o$, $y_i'^o$) y su dirección de propagación (α_i'), usando las Ecuaciones (3.10) a (3.12).

$$x_i'^o = x_i^r, \quad (3.10)$$

$$y_i'^o = y_i^r, \quad (3.11)$$

$$\alpha_i' = \arccos \left(\frac{\vec{n}_i^{out} \cdot \vec{u}_i}{|\vec{n}_i^{out}| |\vec{u}_i|} \right). \quad (3.12)$$

5. Se repiten los pasos 2 a 4 con los nuevos haces refractados para calcular la segunda refracción, que ocurre cuando la luz cruza la interfaz que separa el medio de la lente y el aire. El conjunto de rayos resultante ($x_i''^o$, $y_i''^o$, α_i'') corresponde al haz enfocado por la lente.
6. Finalmente, se calcula la intersección entre cada rayo resultante y la superficie fotosensible (y_i^{sensor}) mediante la Ecuación (3.13). El fotodetector individual excitado por cada rayo puede ser definido por la coordenada y_i^{sensor} de la intersección calculada, de forma que se puede obtener un histograma del número de rayos incidentes en cada elemento fotorreceptor.

$$y_i^{sensor} = \tan(\alpha_i'') (x_s - x_i''^o) + y_i''^o. \quad (3.13)$$

Cabe destacar que, durante la ejecución del algoritmo descrito, algunos sistemas de ecuaciones pueden devolver múltiples soluciones. Las soluciones correctas pueden ser aisladas fácilmente aplicando restricciones a la solución. Además, la ley de Snell en forma vectorial también devuelve soluciones que corresponden a reflejos, las cuales se han descartado puesto que se espera que tengan poca influencia en los resultados.

Este modelo permite simular la respuesta del sensor, ejecutando el procedimiento con los mismos parámetros de entrada (x_{ph} , x_c , x_s , d_{ph} , R_L , q_{rays} , $n^{air} n^{lens}$) variando la posición de la lente (y_c). Los histogramas resultantes permiten estimar el comportamiento del sistema para diferentes configuraciones geométricas.

Puesto que la respuesta de muchos fotorreceptores se da en términos de la potencia lumínica incidente, el número de rayos que incide sobre cada elemento de la matriz puede ser traducido en estos términos dividiendo la potencia total que atraviesa el

pinhole (P^{ph}) entre el número de rayos utilizado. Así, la potencia (P_j^{pd}) que recibe cada elemento del fotorreceptor (j) puede ser calculada sabiendo el número de rayos que incide en cada uno de ellos (q_{rays}) según la Ecuación (3.14). Sabiendo el factor de conversión de luz/corriente (r) del fotorreceptor, esta potencia puede ser convertida a corriente. Además, con un circuito de conversión transimpedancia y amplificación adecuado (de factor de conversión A), es posible convertir la señal de corriente obtenida a un valor de tensión según la Ecuación (3.15).

$$P_j^{pd} = \frac{P^{ph}}{q_{rays}} q_{rays}^i \quad (3.14)$$

$$V_j^{pd} = ArP_j^{pd}. \quad (3.15)$$

En resumen, con el diseño óptico mostrado en la Figura 3.2 es posible estimar el desplazamiento (y_c) de la lente como función de la diferencia de respuesta eléctrica de un dispositivo electrónico fotosensible (Ecuación (3.16)). Esta expresión se puede aproximar aplicando un ajuste polinómico a los resultados de la simulación del modelo para varios valores y_c .

$$y_c = f(V_2^{pd} - V_1^{pd}). \quad (3.16)$$

Para incrementar la robustez del sistema óptico ante las desviación de la alineación inicial ideal, se ha seleccionado una geometría de lente cilíndrica, de forma que sobre la superficie fotosensible se proyectará una línea difusa en lugar de un punto difuso. Este hecho, junto al uso de matrices de fotocélulas bidimensionales permite el apilamiento de la información de cada fila de la matriz para obtener una mejor Relación señal-ruido (SNR) y una distribución de luz más uniforme que compense desviaciones indeseadas del sistema óptico, tal y como se muestra en la Figura 3.3.

3.2.2 Estructura deformable

Una vez establecida la relación entre el desplazamiento de la lente (y_c) y la respuesta del fotorreceptor, es necesario relacionar este desplazamiento con la fuerza que lo genera. Para este propósito, la solución propuesta consiste en fijar la lente a un elemento elástico con una gran rigidez en todas las direcciones excepto en la que se desea medir

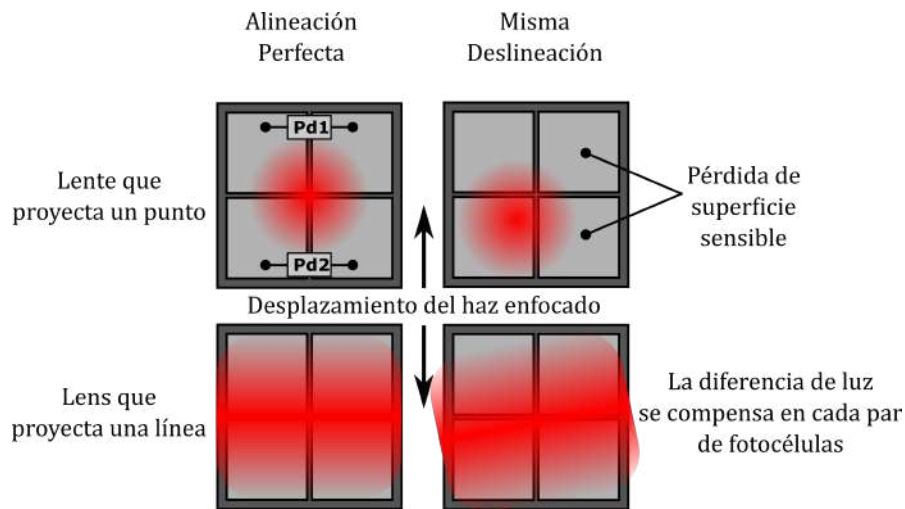


Figura 3.3: Esquema que muestra la imagen enfocada por una lente en un fotorreceptor de 2×2 elementos, y el efecto que tiene la desalineación del tren óptico en la distribución de luz resultante.

fuerza. En esta dirección, el elemento elástico debe permitir un ajuste fino de la rigidez, para así poder ajustar el comportamiento del sensor a los requisitos de trabajo.

La solución más simple sería el uso de muelles helicoidales o arandelas elásticas. Sin embargo, el uso de muelles helicoidales presenta el inconveniente de que los muelles deberían estar guiados para evitar desplazamientos en otras direcciones distintas de la deseada, lo que puede resultar en estructuras complejas y poco compactas. Las arandelas elásticas pueden suponer una alternativa más compacta, sin embargo el rango de rigideces disponibles es muy limitado.

El diseño propuesto consigue un compromiso entre flexibilidad de características y facilidad de diseño y dimensionamiento. Consiste en fijar la lente entre dos flejes biapoyados como se muestra en la Figura 3.4 A. Los flejes tienen una dimensión mucho menor que las otras dos, por lo que tienen una dirección preferente de deformación, especialmente cuando se encuentran sometidos a esfuerzos de flexión. De esta forma, no es necesario ningún tipo de elemento guía para asegurar que el movimiento de la lente se efectúa en la dirección deseada. Cabe destacar que un fleje no tiene suficiente rigidez ante momentos torsores, por lo que si la fuerza aplicada no se encuentra perfectamente centrada en la sección transversal, se pueden inducir movimientos de rotación no deseados en la lente. Esto se soluciona con la adición del segundo fleje en paralelo, incrementando así la rigidez a torsión, especialmente cuando la distancia entre las láminas tiene el mismo (o mayor) orden de magnitud que la dimensión mayor de estas.

La deformación de una superficie delgada como un fleje está gobernada por un conjunto de ecuaciones complejas que, en muchos casos, no puede ser resuelta de forma analítica y debe ser simulada. Pero, debido a que se espera que el proceso de fabricación de los flejes introduzca muchas imperfecciones respecto al modelo ideal, se considera que una simulación no tiene por qué devolver resultados necesariamente ajustados al comportamiento real. En su lugar, se va a aplicar la teoría de vigas clásica para modelar el comportamiento de los flejes, de forma que su comportamiento puede estimarse analíticamente obteniendo expresiones matemáticas suficientemente manejables para el dimensionamiento del sensor. De esta manera, la deformación de cada elemento elástico se resolverá con la aproximación mostrada en la Figura 3.4 B.

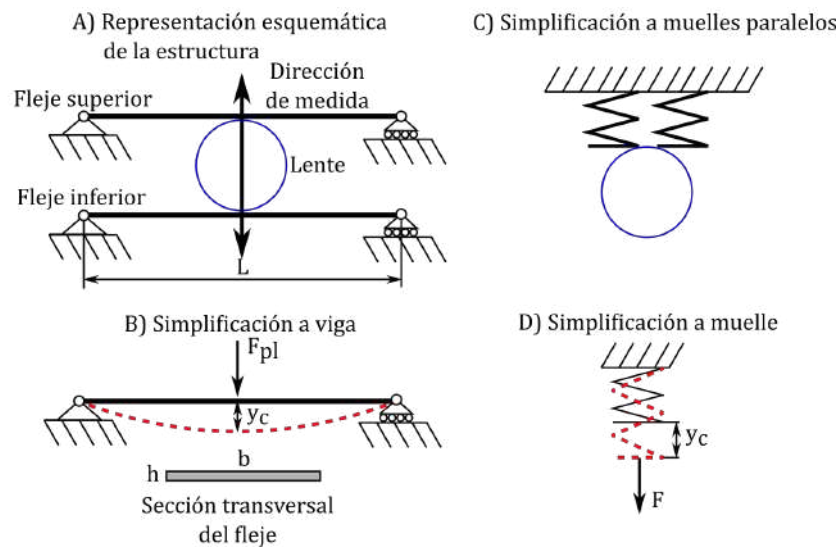


Figura 3.4: (A) Arquitectura propuesta para relacionar el desplazamiento de la lente con la fuerza a medir. (B) Viga y sección transversal a resolver para estimar el comportamiento elástico del fleje. (C) Ambos flejes pueden ser simplificados a un montaje de muelles en paralelo. (D) Muelle equivalente a la viga mostrada en B.

En concreto, el desplazamiento del punto medio de la viga, que puede considerarse igual al desplazamiento del centro de la lente (y_c), puede ser calculado con la Ecuación (3.17), donde L , b y h se corresponden con las dimensiones especificadas en la Figura 3.4, E es el módulo de Young del material del fleje y F_{pl} es la parte de la fuerza total que deforma la pletina. Agrupando todos los parámetros geométricos y del material en una constante, la viga puede simplificarse a un muelle (Figura 3.4 D) con constante de elasticidad (k_{pl}), descrita en la Ecuación (3.18). Ya que ambos elementos elásticos se encuentran fijados al bastidor del sensor y se deforma en la misma dirección, los

muelles equivalentes pueden asociarse en paralelo como se muestra en la Figura 3.4 C. De esta forma, la relación entre la fuerza a medir y el desplazamiento de la lente puede ser descrita mediante la ley de Hooke (Ecuación (3.19)).

$$y_c = \frac{L^3}{48Ebh^3} F_{pl}, \quad (3.17)$$

$$k_{pl} = \frac{48Ebh^3}{L^3}, \quad (3.18)$$

$$F = 2k_{pl}y_c. \quad (3.19)$$

Como se puede extraer de las Ecuaciones (3.17) a (3.19), para una determinada configuración óptica, se pueden conseguir diferentes rangos de medida y sensibilidad modificando los parámetros geométricos del fleje. En especial, el grosor de los flejes (h) afecta a la respuesta de forma cúbica, por lo que pequeños cambios en este parámetro resultan en grandes variaciones de la respuesta. Por ello, este parámetro permite realizar un ajuste grueso del comportamiento del sensor. Por contra, la anchura del fleje (b) tiene una relación lineal con la constante de elasticidad, permitiendo un ajuste fino de la respuesta del sensor. La longitud (L) también tiene un papel importante, sin embargo no se aconseja su modificación para ajustar la respuesta del sensor, puesto que normalmente también implica modificaciones en la geometría del diseño óptico, por lo que su efecto en el comportamiento global del sensor es más difícil de predecir.

3.2.3 Ejecución material

Para su integración en los módulos de dedo del exoesqueleto, se proponen dos configuraciones de sensores con las mismas características geométricas y ópticas, cuya diferencia radica en los flejes utilizados. Por un lado se propone un sensor que utiliza como elementos elásticos dos pletinas impresas en 3D utilizando Ácido poliláctico (PLA) ($E = 2.000N/mm^2$ (Lanzotti et al., 2015)) y otro dotado de dos flejes de acero para muelles AISI 301 ($E = 20.000N/mm^2$). El sensor basado en PLA, para poder ser fabricado, requiere de espesores grandes para las pletinas, y se ajusta para que tenga un rango de medida de $\pm 45N$; mientras que los flejes de acero permiten espesores de décimas de milímetro, admitiendo desplazamientos más amplios, y rangos de medida más pequeños, en este caso se diseña para $\pm 10N$. La configuración del sensor propuesta se resume en:

- Diseño óptico:
 - Fuente de luz: LED Kingbright APTD1608LSECK/J3-PF Color Rojo (Taipei, China).
 - Pinhole: $x_{ph}=4$ mm, $d_{ph}=1,5$ mm, $P^{ph} \approx 7 \mu$ W.
 - Lente: Lente cilíndrica de Polimetilmetacrilato (PMMA), $x_c=9,5$ mm, $R_L = 1$ mm, $n_{lens}=1,49$.
 - Fotodetector: Fotodiodo cuádruple OPR5911, Matriz 2×2 . Tamaño de fotodiodo: $1,27$ m, Responsividad $r=0,45$ mA/mW, $x_s=11,5$ mm.
- Estructura elástica:
 - Longitud de fleje efectiva: $L=10$ mm.
 - Ancho de fleje: $b=10$ mm.
 - Grosor en caso de PLA: $h=1$ mm.
 - Grosor en caso de AISI 301: $h=0,1$ mm.
 - Rango de medida estimado en caso de PLA: ± 45 N.
 - Rango de medida estimado en caso de AISI 301: ± 10 N.

La Figura 3.5 muestra la respuesta teórica esperada de ambas configuraciones obtenida mediante el algoritmo descrito en la Sección 3.2.1. Puede apreciarse cómo la misma geometría de sensor, con el cambio de elemento elástico, genera sensores con rango y sensibilidades diferentes.

La Figura 3.6 muestra el modelo 3D del sensor implementado con geometría similar a la que se integrará en el exoesqueleto diseñado, pero adaptado para su uso en un banco de pruebas para validar su respuesta. El sensor está compuesto por dos elementos principales, uno que se considera móvil (Rojo) y alberga la lente, y otro que se considera fijo (Azul) que sustenta el LED y la matriz de fotodiodos. Ambos elementos se unen mediante los dos elementos elásticos, de forma que al aplicar una carga sobre el elemento móvil, se produce un desplazamiento relativo entre ambos elementos proporcional a la esta. El prototipo a construir tendrá unos agujeros que permiten fijar el sensor a un banco de pruebas y a una célula de carga comercial que se situará en serie para validar la medida del sensor.

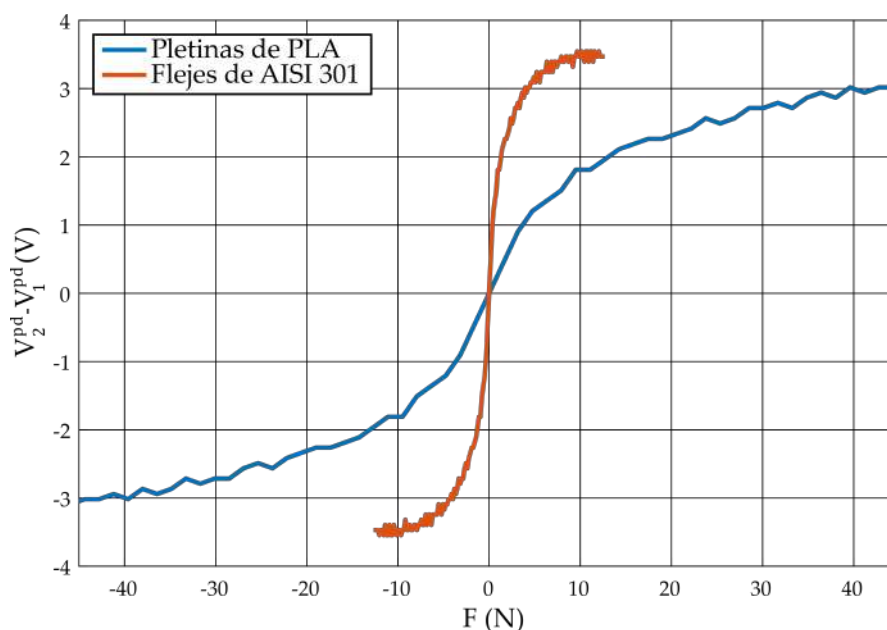


Figura 3.5: Respuesta simulada de las dos implementaciones de sensor propuestas. Las señales presentan un ligero rizado debido a la naturaleza discreta de la simulación de trazado de rayos.

3.3 ACONDICIONAMIENTO Y ADQUISICIÓN DE SEÑALES

El dispositivo seleccionado para medir la luz incidente es una matriz de fotodiodos, que genera cuatro señales de salida correspondientes a la corriente que pasa a través de cada diodo, la cual es proporcional a la potencia lumínica que recibe ese diodo.

Para cada fotodiodo, la corriente de salida se convierte a un valor de tensión utilizando un circuito transimpedancia no inversor basado en amplificadores operacionales de uso general. La tensión resultante es aumentada al rango de 0 a 5V mediante una etapa de amplificación con alimentación asimétrica. La Figura 3.7 muestra el circuito utilizado para la adquisición de la señal de un fotodiodo.

A pesar de que las señales de tensión (V_j^{pd}) de cada fotodiodo podrían combinarse de forma analógica para obtener una única señal de salida, para esta aplicación se considera más práctico que el sensor ofrezca cuatro salidas correspondientes a la iluminación de cada fotodiodo de la matriz, siendo combinadas de forma digital una vez adquiridas por el microcontrolador. La combinación de las señales una vez adquiridas por el Conversor analógico-digital (ADC) del microcontrolador evita que se produzcan situaciones de saturación de la señal y permite aprovechar al máximo el rango de medida del ADC.

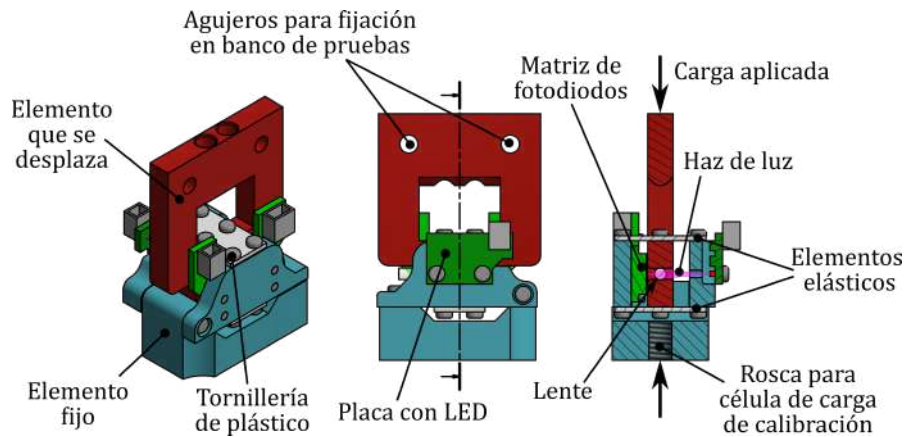


Figura 3.6: Diseño CAD del sensor óptico de fuerza implementado. Los componentes azules se encuentran fijados rígidamente entre ellos y sustentan el LED y el fotodetector. El componente rojo aloja la lente y puede desplazarse respecto a las piezas azules cuando se aplica una carga según la dirección indicada.

Para esta implementación, los componentes utilizados son:

- Amplificadores Operacionales: $2 \times$ Amplificadores cuádruples TI LM324 (Uno por cada par de fotodiodos).
- Resistencias: $R_{iv} = 30 \text{ k}\Omega$, $R_F = 120 \text{ k}\Omega$, $R_C = 1.5 \text{ k}\Omega$.
- Factor de conversión resultante: $A = 2.43 \text{ V/mA}$
- Microcontrolador: ATmega1280 that features $V_{cc} = 5 \text{ V}$ and 10 bit ADC.

3.4 MODELOS DE AJUSTE DEL COMPORTAMIENTO DEL SENSOR

Las expresiones matemáticas desarrolladas en las secciones anteriores son útiles para el diseño y el dimensionamiento del dispositivo, sin embargo, las aproximaciones realizadas no pueden recrear efectos tales como la sensibilidad espectral del fotodiodo, las desalineaciones ópticas e imperfecciones de fabricación, o la histéresis de los materiales. Por lo tanto, la Ecuación (3.16) no puede ser utilizada de forma precisa para calcular la fuerza con suficiente precisión. Por ello, una vez diseñado el sensor, se proponen cuatro modelos para ajustar el comportamiento real del sensor a través de medidas empíricas, comparando los valores obtenidos por el sensor óptico y los de una célula de carga comercial situada en serie.

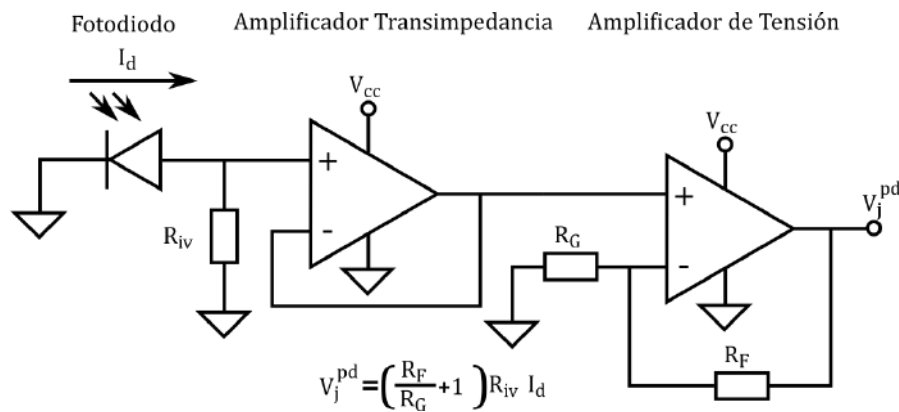


Figura 3.7: Circuito de acondicionamiento de señal implementado para cada fotodiodo de la matriz. Se muestra la expresión que relaciona el voltaje de salida (V_j^{pd}) y la corriente que circula por el fotodiodo.

3.4.1 Ajuste polinómico

Vista la curva de la respuesta simulada del sensor (Figura 3.5), uno de los modelos más simples que se puede aplicar es una aproximación polinómica de tercer orden (Ecuación (3.20)). Esta aproximación es capaz de modelar la no linealidad del modelo óptico así como reproducir la desviación del modelo ideal debido a desalineaciones intrínsecas. Sin embargo, este tipo de modelos no pueden modelar los ciclos de histéresis. A pesar de ser el más sencillo de los modelos a probar, este tiene la ventaja de que no requiere de una gran cantidad de muestras para ajustar la curva, por lo que el conjunto de datos necesarios para la calibración del sensor puede ser obtenido con un *set* de pesas calibradas. Esto, hace que este modelo suponga una opción atractiva en aplicaciones en las que no se requiere un valor preciso de la fuerza.

$$F = \sum_{i=0}^3 a_i (V_2^{pd} - V_1^{pd})^i. \quad (3.20)$$

3.4.2 Modelos Generalizados de Prandtl-Ishlinskii

El Modelo generalizado de Prandtl-Ishlinskii (GPI) (Al Janaideh et al., 2011) es una de las aproximaciones más utilizadas para sistemas que presentan comportamiento no lineal, asimétrico e histéresis con saturación (Sayyaadi et al., 2011; Sánchez-Durán et al., 2012; Liu et al., 2014; Zhang et al., 2014). Este modelo representa la salida del

sistema como una suma ponderada de diferentes operadores de histéresis (S_{r_i}), tal y como se muestra en la Ecuación (3.21), donde V corresponde a la salida del sensor ($V = V_2^{pd} - V_1^{pd}$), $F(t)$ es la fuerza aplicada y $p(r_i)$ son los diferentes pesos aplicados a cada operador, calculados con la Ecuación (3.23). En cuanto a los operadores (S_{r_i}), estos están definidos por dos funciones envolventes (γ_r, γ_l), que corresponden a las curvas crecientes y decrecientes de un ciclo de histéresis (Ecuaciones (3.25) y (3.26)). Como se muestra en la Ecuación (3.22), los operadores histéresis tienen las mismas funciones envolventes pero difieren en el parámetro r_i (Ecuación (3.24)), que determina la anchura del ciclo de histéresis. Este modelo GPI presenta una serie de parámetros libres ($\alpha, \rho, \tau, a_j, b_j$) que deben ser determinados utilizando técnicas de optimización a partir de un conjunto de muestras ($V(t), F(t)$). Puesto que los pesos ($p(r_i)$) decrecen rápidamente con el orden de los operadores, el número de términos de la suma (n) puede fijarse manualmente.

$$V(F(t)) = \sum_{i=0}^n p(r_i) S_{r_i}[F(t)], \quad (3.21)$$

$$S_{r_i} = \begin{cases} \text{máx}(\gamma_r - r_i, S_{r_{i-1}}) & \text{for } \dot{F}(t) \geq 0, \\ \text{mín}(\gamma_l + r_i, S_{r_{i-1}}) & \text{for } \dot{F}(t) < 0, \end{cases} \quad (3.22)$$

$$p(r_i) = \rho e^{-\tau r_i}, \quad (3.23)$$

$$r_i = \alpha i, \quad (3.24)$$

$$\gamma_r = a_1 \tanh(a_2 F(t) + a_3) + a_4, \quad (3.25)$$

$$\gamma_l = b_1 \tanh(b_2 F(t) + b_3) + b_4. \quad (3.26)$$

El modelo GPI permite calcular la respuesta del sensor asociada a un valor de fuerza. Sin embargo, en nuestro caso necesitamos determinar la fuerza que produce la respuesta del sensor medida ($F(V(t))$). Por tanto, debemos obtener el modelo inverso, que puede ser calculado de forma analítica a partir del modelo directo, tal y como se muestra en las Ecuaciones (3.27) a (3.32).

$$F(V(t)) = V^{-1}(F(t)) = \gamma^{-1}\left(\sum_{i=0}^n g_i R_{r_i}[V(t)]\right), \quad (3.27)$$

$$R = \begin{cases} \text{máx}(V(t) - q_i, R_{r_{i-1}}) & \text{for } \dot{V}(t) \geq 0, \\ \text{mín}(V(t) + q_i, S_{r_{i-1}}) & \text{for } \dot{V}(t) < 0, \end{cases} \quad (3.28)$$

$$\gamma^{-1} = \begin{cases} \gamma_r^{-1} & \text{for } \dot{V}(t) \geq 0, \\ \gamma_l^{-1} & \text{for } \dot{V}(t) < 0, \end{cases} \quad (3.29)$$

$$g_j = -\frac{p_j}{(p(r_0) + \sum_{i=1}^j p(r_i))(p_{r_0} + \sum_{i=1}^{j-i} p(r_i))}, \quad (3.30)$$

$$g_0 = \frac{1}{p_{r_0}}, \quad (3.31)$$

$$q_j = \sum_{i=0}^j p(r_i)(r_j - r_i). \quad (3.32)$$

3.4.3 Redes Neuronales Artificiales

Las Redes neuronales artificiales (ANNs) son una herramienta potente para ajustar modelos complejos (Maren et al., 1990), habiéndose utilizado exitosamente en aplicaciones de modelado y compensación de histéresis (Lin et al., 2006; Islam y Saha, 2006; Wang y Song, 2014; Zhou et al., 2017). En estos modelos, en lugar de establecer una serie de ecuaciones con sentido físico, se optimiza una red de operadores sencillos interconectados entre sí (neuronas) que presenta un gran número de parámetros libres.

De todas las arquitecturas que permiten las redes neuronales, para esta aplicación se ha elegido el Perceptrón Multicapa (Murtagh, 1991). En concreto, se va a utilizar un Perceptrón de 3 Capas (P3C), puesto que este se ha demostrado que, con un número suficiente de neuronas, es capaz de aproximar cualquier función matemática (Irie y Miyake, 1988). Previendo que el sistema presentará histéresis, la relación entre la fuerza aplicada ($F(t)$) y la señal medida ($V(t)$) no es una función matemática. Sin embargo, si consideramos que la fuerza estimada es función de la medición actual y los valores anteriores ($F(t_i) = f(V(t_i), V(t_{i-1}), V(t_{i-2}))$), entonces las condiciones de (Irie y Miyake, 1988) se cumplen. Las características de la red a entrenar son:

- Capa de entrada: Tres entradas correspondientes a $V(t_i), V(t_{i-1})$ y $V(t_{i-2})$ para poder modelar la histéresis.

- Capa oculta: Siete neuronas con sigmoide simétrica como función de transferencia.
- Capa de salida: Una neurona de salida con función de transferencia lineal que devuelve el valor estimado de fuerza $F(t)$.
- Algoritmo de entrenamiento: Retropropagación Levenberg–Marquardt.

Adicionalmente, se va a evaluar un Perceptrón de 5 Capas (P_5C) de similares características con el fin de comprobar si este modelo de mayor complejidad mejoraría la precisión del modelo o, por contra, producirá sobreajustes de la respuesta.

3.5 VALIDACIÓN EXPERIMENTAL

Para evaluar el comportamiento real del sensor propuesto se ha diseñado un banco de pruebas en el que el sensor será sometido a esfuerzos de tracción y compresión mediante un actuador, y su medida será comparada con la de una célula de carga comercial en serie, según se muestra en la Figura 3.8. Los componentes que forman este montaje experimental son:

- Sensor óptico de fuerza: Prototipo del sensor a evaluar, las dos implementaciones del sensor utilizarán los mismos componentes, reemplazándose únicamente los elementos elásticos.
- Célula de carga Omega LCM201-100N (Stamford, CT, EEUU): Se trata de una célula calibrada de categoría industrial, cuyo rendimiento se considera el ideal, de forma que el modelo se va a ajustar para que el sensor óptico intente devolver los mismos valores que esta célula.
- Cilindro neumático de doble efecto Festo DFK-16-40-P (Esslingen, Alemania): Este actuador es el que aplicará distintos perfiles de fuerza al conjunto formado por sensor óptico y célula de carga.
- Bastidor: Todos los elementos se encuentran montados sobre una estructura de perfilería de aluminio que evite desplazamientos indebidos entre los componentes.

El procedimiento experimental está compuesto de dos etapas. En primer lugar se realiza una fase de calibración, en el que los datos resultantes son utilizados para ajustar/entrenar los cuatro modelos a evaluar: Aproximación polinómica, GPI, P_3C y P_5C . Para ello, se aplica al cilindro neumático el perfil de presión (p_{input}) descrito en la Ecuación (3.33), que presenta frecuencias en el rango $[0,2]$ Hz y una amplitud (A) que

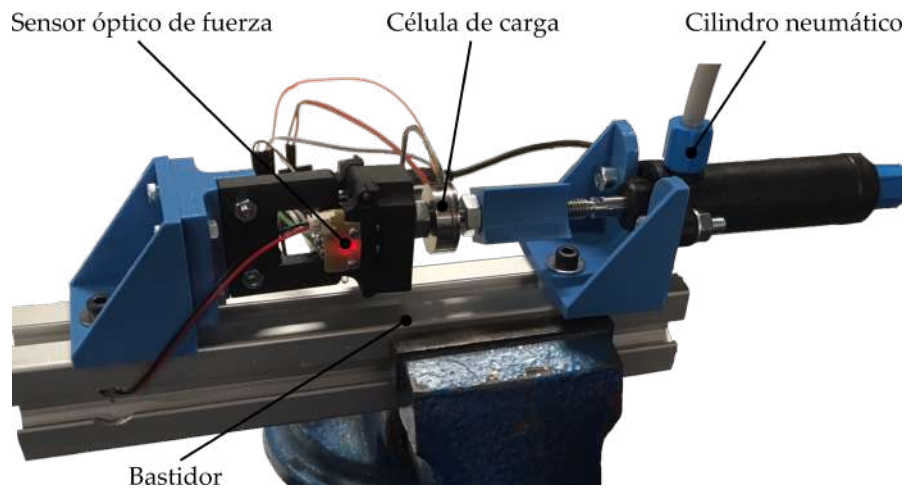


Figura 3.8: Banco de pruebas para evaluación del comportamiento del sensor.

varía en el rango de $\pm 3,5$ Bar para el sensor con elementos de PLA, y ± 1 Bar para el sensor que utiliza flejes de acero. La respuesta de la célula de carga calibrada se utiliza como señal a aproximar con los algoritmos de ajuste con el fin de obtener el modelo $F(V(t))$ del sensor óptico.

$$p_{input}(t) = A \cdot \sin\left(\frac{2\pi t}{127}\right) \cdot \sin\left(\frac{2\pi}{0.6} \cdot \sin\left(\frac{2\pi t}{9}\right)\right). \quad (3.33)$$

Una vez se han calculado los modelos de ajuste, se realiza una segunda fase de validación. Para ello, se han utilizado cuatro tipos de señal de presión de entrada al cilindro, para generar respuestas lo más heterogéneas posibles y evaluar la capacidad de generalización de cada modelo. Estas señales son:

- Señal senoidal de 1 Hz con amplitud (A) igual a la utilizada en cada sensor en la fase de calibración.
- Señal senoidal con múltiples frecuencias, siguiendo una expresión similar a la Ecuación (3.33).
- Señal aleatoria con frecuencias máximas de 1,5Hz y amplitud máxima igual a la utilizada en cada sensor durante la fase de calibración.
- Señal producto de la interacción del conjunto sensor-célula de carga con una persona, sin utilizar el cilindro neumático.

3.6 RESULTADOS

3.6.1 Comportamiento real del sensor

En la Figura 3.9 se muestra la respuesta real de los dos prototipos de sensor contruidos frente a la señal de fuerza utilizada en la etapa de calibración. En ambos casos, se puede observar que existe un ciclo de histéresis que modifica el valor devuelto por el sensor según se está cargando o descargando, además en ambos existen desviaciones significativas del modelo teórico calculado. En concreto, a diferencia del comportamiento teórico (Figura 3.5), en ningún caso se observa la respuesta en forma de sigmoide. Esto puede deberse a la multitud de simplificaciones realizadas en la simulación óptica, tales como asumir distribución homogénea de luz emitida por el LED o despreciar el efecto de reflejos y refracciones secundarias, que en su conjunto puede derivar en distribuciones de luz resultantes diferentes a las supuestas. A pesar de esto, el modelo teórico parece devolver un orden de magnitud del rango de tensión de salida.

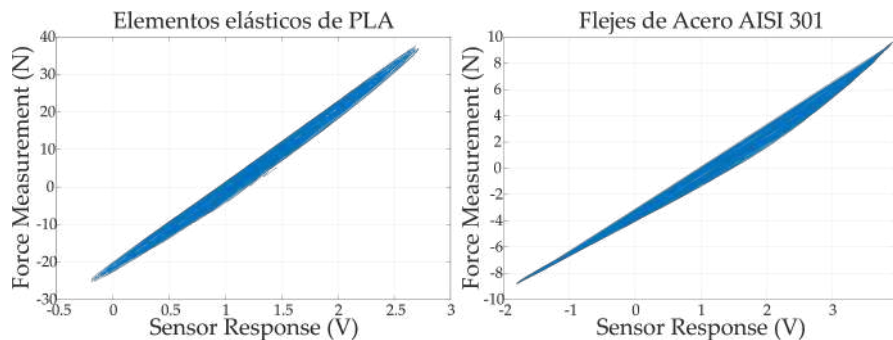


Figura 3.9: Fuerza medida en la célula de carga frente a la respuesta en tensión del sensor óptico, para las dos configuraciones estudiadas. En las gráficas se muestra el resultado de solapar las distintas curvas de carga-descarga aplicadas durante el proceso de calibración, revelando la forma del ciclo de histéresis de cada sensor.

3.6.1.1 Desviaciones en sensor basado en PLA

El sensor basado en los elementos elásticos de PLA presenta un ciclo de histéresis relativamente simétrico y con transiciones suaves. Además, se puede comprobar que el sistema óptico se encuentra fuertemente desalineado, ya que la respuesta del sensor ante una fuerza nula es de alrededor de 1 V. Además, el rango de medida abarcado es de unos 3 V, en contrates con los 6 V calculados con el modelo teórico. Esto implica

que los elementos elásticos de PLA son casi el doble de rígidos de lo esperado. Esto es consistente con el valor de rangos del módulo de elasticidad calculado por (Lanzotti et al., 2015), que oscila entre 2020 y 3550 MPa. Otra fuente de error puede provenir de la discrepancia entre el comportamiento real de los elementos elásticos y la simplificación de la viga, puesto que el grosor de las pletinas y el tipo de unión atornillada puede provocar que la aproximación de viga isostática biapoyada no se ajuste a la realidad.

3.6.1.2 Desviaciones en sensor basado en acero AISI 301

El sensor que utiliza flejes de acero AISI 301 presenta una histéresis más asimétrica, que puede ser debida a las muescas y pliegues producto de un mecanizado basto de estos elementos. La respuesta del sensor ante una fuerza nula es de 1 V, similar a la otra implementación, lo que corrobora que es la desalineación de los otros componentes la que causa esta desviación. A diferencia del sensor de PLA, el rango de medida se ajusta a lo previsto por el modelo teórico, puesto que el pequeño grosor de los flejes permite deformaciones y giros de las fijaciones más similares al modelo de viga aproximado. Además, al tratarse de un material normalizado, el módulo de elasticidad se ajusta al valor utilizado.

3.6.2 Evaluación de los modelos ajustados

Una vez ajustados los modelos con los datos obtenidos de la primera señal de fuerza, se evalúa la capacidad de estos para estimar los valores de fuerza medidos en el resto de señales citadas. En la Tabla 3.1 se recoge la información estadística del error de estimación cometido por cada modelo para cada implementación del sensor y cada señal de validación.

Realizando un análisis comparativo de todos los modelos, es posible concluir que no existe un modelo que destaque sobre el resto de aproximaciones estudiadas. Tal y como se observa en la última fila de la Tabla 3.1, todos los modelos tienen un MAE similar, de alrededor del 5 % y 6 % del valor de la fuerza máxima medible para los sensores de PLA (45 N) y acero (10 N) respectivamente.

Las únicas diferencias significativas se encuentran en la dispersión del error, cuantificada por la SD. En este caso, el modelo GPI produce distribuciones de error más estrechas que las ANN y el ajuste polinómico (Figura 3.10).

En cuanto a la respuesta dinámica de los modelos, todos reproducen señales muy similares a la esperada, como se puede comprobar de forma visual en las Figuras

3.11 y 3.12, que muestran en el dominio temporal la señal de fuerza aplicada y las estimaciones de cada modelo superpuestas. Comprobando en la Tabla el Coeficiente de correlación cruzada (XCOR) se puede observar que todos los modelos arrojan valores muy cercanos a la unidad.

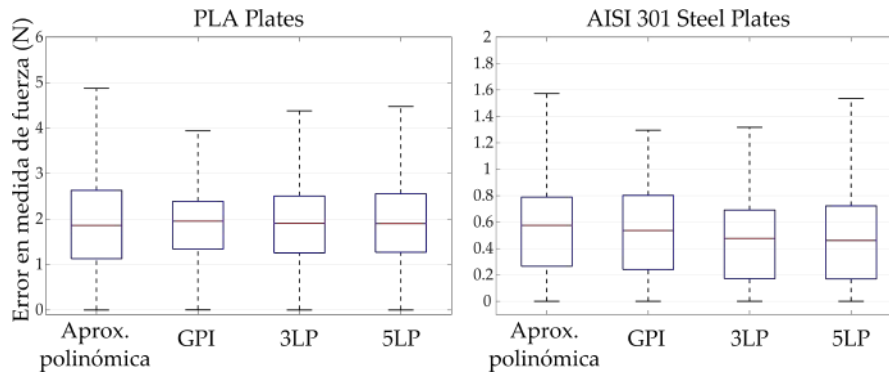


Figura 3.10: Distribución de error para cada modelo evaluado en todas las señales de prueba. La línea roja indica la mediana del error, las cajas azules acotan los percentiles 27 y 75, mientras que los bigotes engloban el intervalo de la mediana $\pm 2,7SD$.

En resumen, todos los modelos evaluados tienen aplicaciones potenciales atendiendo a las necesidades de precisión, disponibilidad de medios para realizar la calibración, capacidad de cómputo, e incertidumbre en los perfiles de fuerza que se van a medir. La tabla 3.2 resume las capacidades de cada uno de los modelos. En concreto, la aproximación polinómica puede ser útil en aplicaciones con recursos limitados y donde se pretende obtener una señal que nos de información acerca de la evolución temporal de la fuerza que se desea medir y que no requiera de valores precisos de la medida, como por ejemplo sistemas de control en lazo cerrado, detección de intención o limitadores de fuerza. Por otro lado, el Modelo generalizado de Prandtl-Ishlinskii (GPI) ofrece una solución muy equilibrada entre calibración y rendimiento, siendo el modelo que tiene mayor precisión y capacidad de generalización, por lo que es adecuado para aplicaciones en las que sea necesaria una medida algo más fina de fuerza y en las que existe incertidumbre en los perfiles de carga aplicados sobre el sensor. Por último, los perceptrones suponen una solución intermedia, puesto que, si se dispone de infraestructura para realizar la calibración, son sencillas de entrenar y su rendimiento es sobresaliente si se conocen bien las condiciones de carga y se entrenan con señales similares.

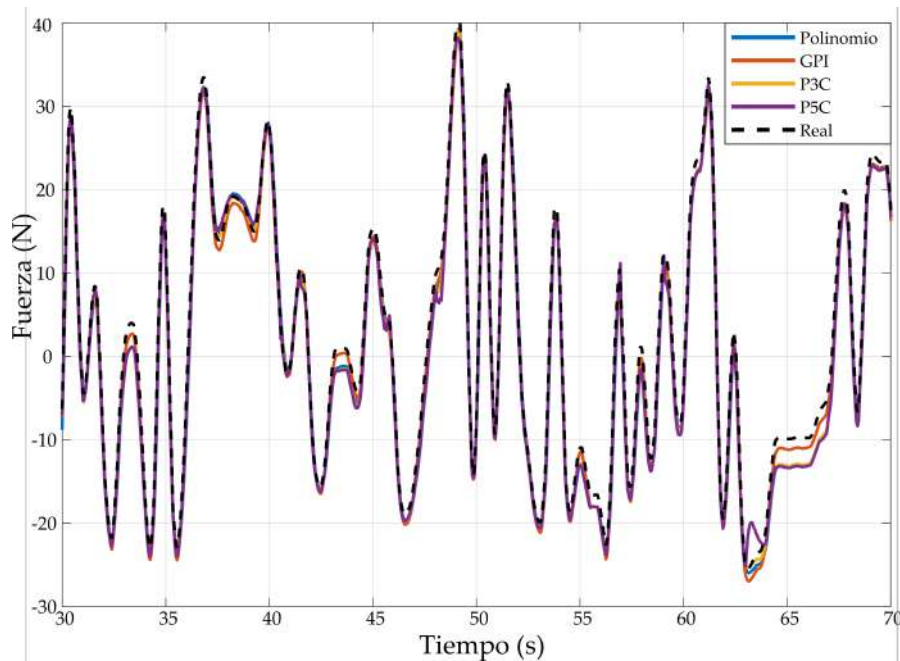


Figura 3.11: Respuesta de todos los modelos ajustados para el sensor basado en PLA superpuestas a la señal de fuerza real (medida con la célula de carga) para una muestra de 40 segundos extraída de la prueba con Señal de Fuerza Aleatoria.

3.7 CONCLUSIONES DEL CAPÍTULO

En conclusión, se ha probado que la arquitectura de sensor propuesta ofrece una respuesta coherente con las cargas de tracción-compresión que se le aplican. Mediante el uso de tecnologías y materiales de bajo coste, junto a los modelos de ajuste propuesto, es posible conseguir un sensor con un rendimiento similar a células de carga de categoría industrial, cuyo coste se estima en 10 veces más elevado (La célula de carga comercial utilizada tiene un precio que ronda los 600€, mientras que el coste del prototipo construido se estima (de forma conservadora) en 60€). Además, la arquitectura propuesta permite modificar el rango de medida y la sensibilidad mediante el intercambio de los componententes elásticos (flejes), que pueden ser fabricados incluso mediante técnicas de prototipado rápido, incluso una vez integrado el sensor en el dispositivo.

Una vez conocida la discrepancia entre el modelo teórico y la respuesta real, trabajos futuros en esta línea irán encaminados a mejorarlas aproximaciones realizadas, teniendo en cuenta otros efectos despreciados en las simulaciones (distribución tridimensional de la luz, reflexiones, sensibilidad espectral, etc.), con el fin de obtener expresiones

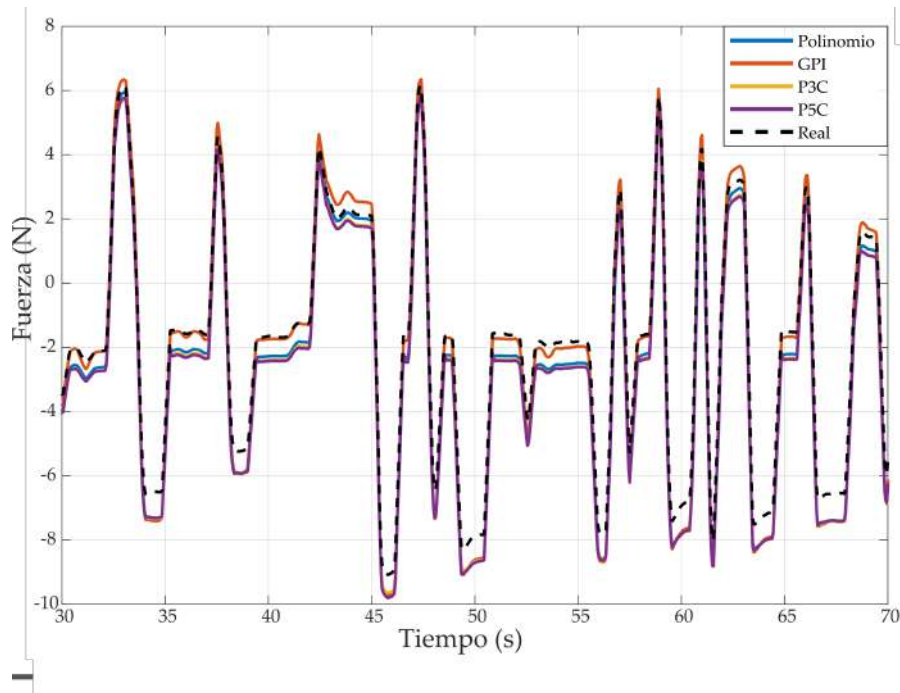


Figura 3.12: Respuesta de todos los modelos ajustados para el sensor basado en AISI 301 superpuestas a la señal de fuerza real (medida con la célula de carga) para una muestra de 40 segundos extraída de la prueba con Señal de Fuerza Aleatoria.

que permitan predecir de una forma más precisa el comportamiento del sensor a diseñar. Este modelo refinado, junto a la flexibilidad de los sistemas de prototipado actuales permitiría la generación automática de geometrías de sensor adaptadas a las necesidades particulares de cada aplicación, y en concreto a la generación de exoesqueletos adaptados a un usuario particular.

Tabla 3.1: Información estadística de los resultados de la validación experimental. Se muestran: Error absoluto medio (MAE), Mediana del error absoluto, Desviación estándar (SD), Coeficiente de correlación cruzada (XCOR), Porcentaje de Outliers (Muestras que quedan fuera del intervalo Mediana \pm 2Desviación estándar (SD)) y Tiempo de cálculo relativo (TCR) al necesario para evaluar un valor con la aproximación polinómica.

Señal de entrada	Variable	Aprox. Polinómica		Modelo GPI		P ₃ C		P ₅ C	
		PLA	AISI 301	PLA	AISI 301	PLA	AISI 301	PLA	AISI 301
Sine Wave	MAE (N)	2.3147	0.9379	2.5134	0.7312	1.9853	0.4288	1.9974	0.4091
	Mediana (N)	1.8432	0.9299	2.4267	0.7378	1.9999	0.4639	1.9372	0.37341
	SD (N)	1.2147	0.4754	0.8571	0.2227	0.4484	0.2059	0.4209	0.2232
	XCOR	0.9979	0.9969	0.9991	0.9994	0.9998	0.9997	0.9998	0.9997
	Outliers (%)	0.1050	0.0253	0.1050	0.1519	0.4202	0.0506	0.7353	0.0253
Multi-Frequency Wave	MAE (N)	2.2222	0.2916	2.1924	0.5386	2.2024	0.1076	2.2551	0.1033
	Mediana (N)	2.1415	0.2383	2.1531	0.5879	2.1800	0.0790	2.2220	0.0753
	SD (N)	0.9141	0.2490	0.4228	0.3327	0.6876	0.0985	0.7718	0.1130
	XCOR	0.9972	0.9948	0.9994	0.9927	0.9985	0.9993	0.9970	0.9992
	Outliers (%)	1.1416	9.3394	2.4099	0.0506	4.3379	5.5176	5.7585	4.6064
Random Wave	MAE (N)	1.2371	0.5313	1.1349	0.4083	1.1916	0.6022	1.2634	0.6155
	Mediana (N)	1.0303	0.6371	1.1378	0.3845	1.0863	0.6653	1.1042	0.6788
	SD (N)	0.9150	0.2740	0.4989	0.2593	0.6863	0.2144	0.8307	0.2179
	XCOR	0.9976	0.9992	0.9995	0.9988	0.9990	0.9994	0.9980	0.9995
	Outliers (%)	0.0761	0.0253	0.1015	0.0253	2.8412	0.0253	6.7986	0.0253
Human Interaction	MAE (N)	2.2618	0.6221	2.2643	0.4325	2.4103	0.6754	2.4798	0.7165
	Mediana (N)	2.2304	0.5953	2.3151	0.3345	2.3873	0.6594	2.4370	0.7032
	SD (N)	1.0011	0.2475	0.7065	0.3425	0.9520	0.2239	1.0353	0.2043
	XCOR	0.9966	0.9991	0.9988	0.9979	0.9973	0.9989	0.9960	0.9995
	Outliers (%)	0.4225	0.0253	4.1127	0.0253	0.1690	1.8983	0.4225	0.2278
Overall Statistics	TCR		1.0		345.87		109.56		137.56
	MAE (N)	1.9271	0.5958	1.9011	0.5276	1.9236	0.4535	1.9841	0.4611
	Mediana (N)	1.8601	0.5753	2.0568	0.5359	2.1305	0.4762	2.2193	0.4608
	SD (N)	1.0751	0.3995	0.7849	0.32001	0.9160	0.2915	0.9945	0.3048
	XCOR	0.9964	0.9956	0.9984	0.9945	0.9977	0.9985	0.9967	0.9985
	Outliers (%)	0.2341	2.4487	0.6378	0.03164	0.7831	0.0063	1.6712	0.0190

Tabla 3.2: Tabla resumen de las ventajas y desventajas de cada familia de modelos utilizada.

Modelo	Ventajas	Inconvenientes
Aproximación Polinómica	<ul style="list-style-type: none"> ■ Modelo simple con pocos requisitos materiales para ajustarlo ■ Cálculo rápido, pudiendo ejecutarlo un microcontrolador sencillo ■ Buena capacidad de generalización 	<ul style="list-style-type: none"> ■ No modela la histéresis ■ Distribución del error desigual: Mayor en medidas pequeñas y menor en grandes
Modelo GPI	<ul style="list-style-type: none"> ■ Puede modelar histéresis ■ Número moderado de parámetros libres ■ Buena capacidad de generalización ■ Distribución de error similar en todo el rango de medida 	<ul style="list-style-type: none"> ■ Requiere infraestructura de calibración ■ Alto coste computacional, 350 veces más lento que la aproximación polinómica
Perceptrones Multicapa	<ul style="list-style-type: none"> ■ Puede modelar histéresis ■ Coste computacional intermedio ■ Sobresaliente con señales de fuerza similares a las de entrenamiento 	<ul style="list-style-type: none"> ■ Requiere infraestructura de calibración ■ Gran número de parámetros libres, que pueden causar sobreajuste ■ Capacidad de generalización pobre

SISTEMA ROBÓTICO MULTIMODAL PARA REHABILITACIÓN DE EXTREMIDAD SUPERIOR EN ENTORNOS FÍSICOS

4.1 INTRODUCCIÓN

El uso de dispositivos robóticos en terapias de neuro-rehabilitación está justificado por su impacto potencial en la mejora de los tratamientos y el aprendizaje motor (Krebs et al., 1998). Por esta razón, en los últimos años, grupos de investigación de todo el mundo han desarrollado una gran variedad de dispositivos robóticos para la rehabilitación de las extremidades superiores (Nef et al., 2009; Schabowsky et al., 2010; Masiero et al., 2011; Morales et al., 2011; Chiri et al., 2012; Keller y Riener, 2014; Nordin et al., 2014; Song et al., 2015; Xu et al., 2011; Xu et al., 2015).

Junto a estos dispositivos, se han planteado multitud de HMIs y entornos de trabajo. La mayoría de los equipos actuales están diseñados utilizando sistemas de realidad virtual para contextualizar la terapia de rehabilitación (Loureiro y Harwin, 2007; Guidali et al., 2011; Badesa et al., 2012; Novak y Riener, 2013; Merians et al., 2014; Song et al., 2016); y sólo unos pocos ejemplos de estos se utilizan en interacción con el entorno físico (Ho et al., 2011; Frisoli et al., 2012). Cabe destacar que todos estos ejemplos, excepto el trabajo de Badesa et al. (Badesa et al., 2012), utilizan arquitecturas de tipo exoesqueleto.

En este capítulo se estudia la integración del exoesqueleto de mano objeto de esta tesis en un dispositivo robótico de rehabilitación de extremidad superior. El fin de este trabajo es diseñar una plataforma de rehabilitación robótica completa que permita a los pacientes manipular objetos reales. Los sistemas de realidad virtual son adecuados en etapas tempranas de la afección, debido a la flexibilidad que ofrecen para diseñar tareas y ejercicios en un entorno seguro. Sin embargo, en etapas más avanzadas de la rehabilitación, en las que puede ser interesante tener una interacción realista con el entorno, la realidad virtual requeriría de dispositivos hápticos (Broeren et al., 2004; Houtsma y Van Houten, 2006; Lambercy et al., 2007; Ma et al., 2015), que en general son dispositivos caros, complejos y con fuerzas limitadas. Una alternativa a los sistemas hápticos es el uso de dispositivos robóticos que permitan interactuar con el entorno

físico con seguridad, de forma que los pacientes pueden practicar la manipulación de objetos de la vida cotidiana en un entorno controlado (Frisoli et al., 2012).

A diferencia del trabajo de Frisoli et al. (Frisoli et al., 2012), en este trabajo se propone el uso de un robot de rehabilitación de efector final (Díez et al., 2016b) en lugar de un exoesqueleto de brazo, lo que se espera que se traduzca en una disminución del tiempo de instalación en el paciente y un aumento del espacio de trabajo útil. Además, la Interfaz cerebro-computador (BCI) es sustituida por una interfaz EMG, la cual no requiere de entrenamiento previo, reduciendo la fatiga mental del usuario (Felton et al., 2012).

4.2 ARQUITECTURA MULTIMODAL

La manipulación de un objeto es una tarea compleja que requiere percibir el entorno para actuar sobre él. Además, en este caso, es necesario detectar la intención del paciente en función sus capacidades residuales. De entre todos los medios de detección de intención en base a capacidades residuales de los sujetos, este trabajo se centrará en dos de los métodos más extendidos: movimiento ocular y EMG. En particular, el sistema multimodal propuesto (Figura 4.1) está compuesto de los siguientes componentes:

- Robot de efector final para rehabilitación de extremidad de superior, cuya función consiste en movilizar el brazo del paciente para alcanzar las distintas posiciones objetivo.
- Exoesqueleto de mano, que permite controlar el grado de apertura y cierre de los dedos de la mano del usuario que la porta, con el fin de agarrar con seguridad los objetos que se manipularán.
- Sistema de seguimiento de objetos, encargado de detectar la posición de los objetos a manipular y transmitirla al resto de componentes del sistema.
- Sistema de seguimiento de la mirada, que tiene la función de capturar las imágenes que está viendo el paciente y determinar en qué zona de estas se focaliza la mirada, con el fin de detectar qué objeto desea manipular el usuario.
- Unidades de Electromiografía (EMG), que serán utilizadas para desencadenar diversas etapas del proceso.
- HLC, implementado en un ordenador que recibe, procesa y distribuye los datos generados por el resto de los componentes.

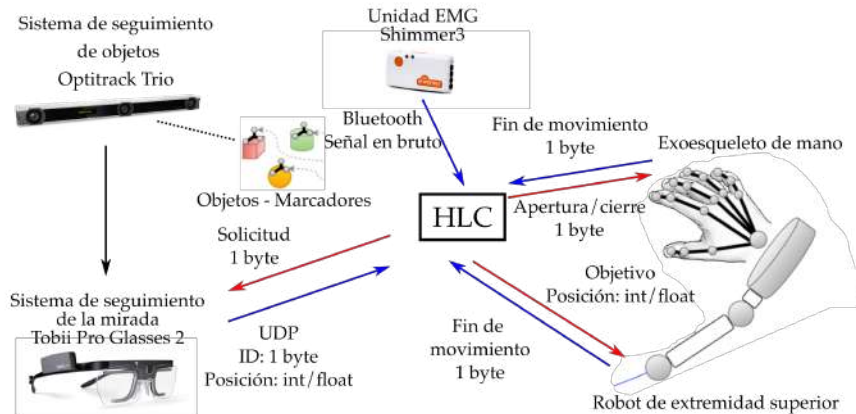


Figura 4.1: Arquitectura del sistema y protocolo de comunicación entre componentes.

4.2.1 Robot de rehabilitación de extremidad superior

Uno de los principales componentes del sistema multimodal es un dispositivo robótico neumático de rehabilitación de extremidad superior. La muñeca del usuario se conecta al efector final del dispositivo de forma que el robot puede posicionarla dentro de su espacio de trabajo. El posicionamiento se realiza mediante 3 GDL activos controlados por actuadores neumáticos rotativos. Además, el antebrazo del usuario puede orientarse libremente gracias a 3 GDL pasivos (muñeca esférica) en el efector final del dispositivo. La muñeca esférica del dispositivo está sensorizada de forma que el equipo mide la orientación del antebrazo del usuario. Esta información permite realizar la reconstrucción cinemática del brazo del sujeto (Bertomeu-Motos et al., 2018). Dado que este equipo actúa sobre el antebrazo de los usuarios, la muñeca de estos se bloquea mediante una órtesis fijada al efector final del robot.

Para realizar tareas de agarre es necesario posicionar el centro de la mano del sujeto, sin embargo el dispositivo de rehabilitación de extremidad superior controla la posición de la muñeca humana, que se encuentra a una distancia fija (d_m) de esta según se muestra en la Figura 4.2. Por tanto es necesario realizar una transformación entre el punto de agarre de los objetos y la posición del efector final del robot en función de la orientación del antebrazo. Esta conversión se ha integrado en el sistema de control dinámico tal y como se muestra en la Figura 4.3. La Figura 4.4 muestra el resultado de una prueba de control en el que se ilustra cómo la posición (en el eje z) de referencia del efector final del dispositivo varía en función del ángulo del antebrazo del usuario, mientras que la posición de referencia de la mano se mantiene constante.

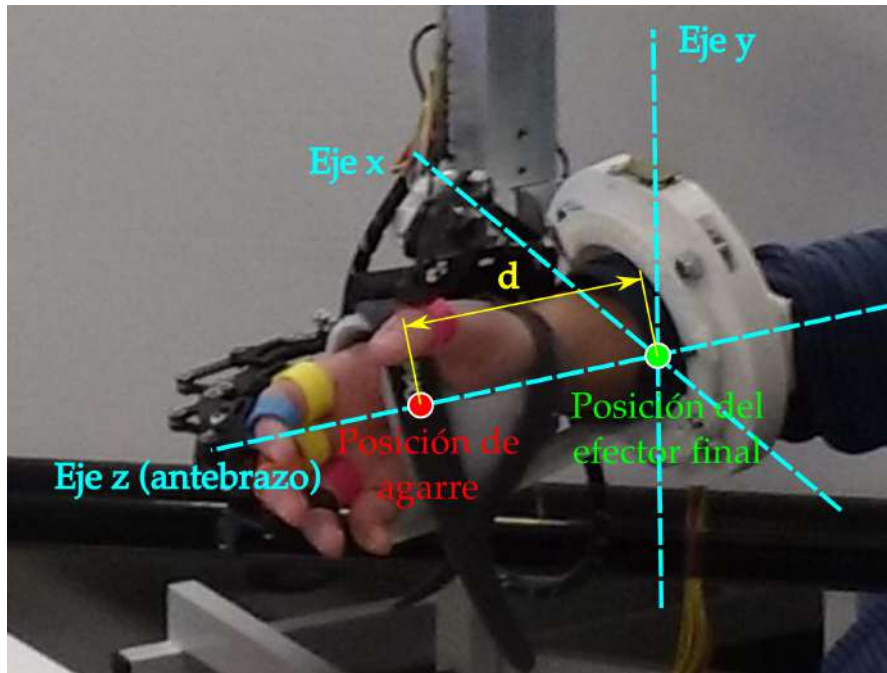


Figura 4.2: Distancia entre el punto a posicionar (Mano) y el punto controlado mediante el dispositivo robótico de rehabilitación de extremidad superior (Muñeca).

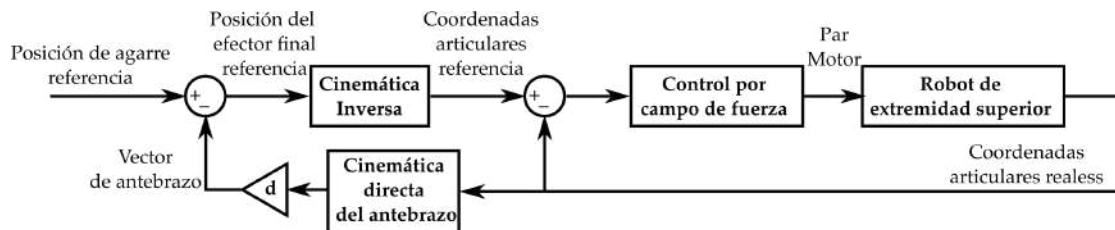


Figura 4.3: Esquema del controlador de posición del efector final del dispositivo de rehabilitación de extremidad superior. Este esquema incluye un bucle adicional para ajustar de forma automática la posición del efector final de referencia según el ángulo del antebrazo.

En este dispositivo se ha implantado un sistema de control experimental basado en campos de fuerza (Díez et al., 2016b). Este se basa en el planteamiento de un campo de fuerza convexo distribuido en el espacio de trabajo del robot de forma que la posición objetivo es aquella que tiene potencial mínimo, ejerciendo el robot una fuerza sobre la muñeca del sujeto que la empuja a esa posición. Además, el gradiente de este campo de fuerza se vuelve más pronunciado con el transcurso de tiempo, de forma que el sistema ayuda a los usuarios más lentos y por tanto los que requieren más ayuda, mientras que ofrece poca o nula asistencia a los usuarios más rápidos.

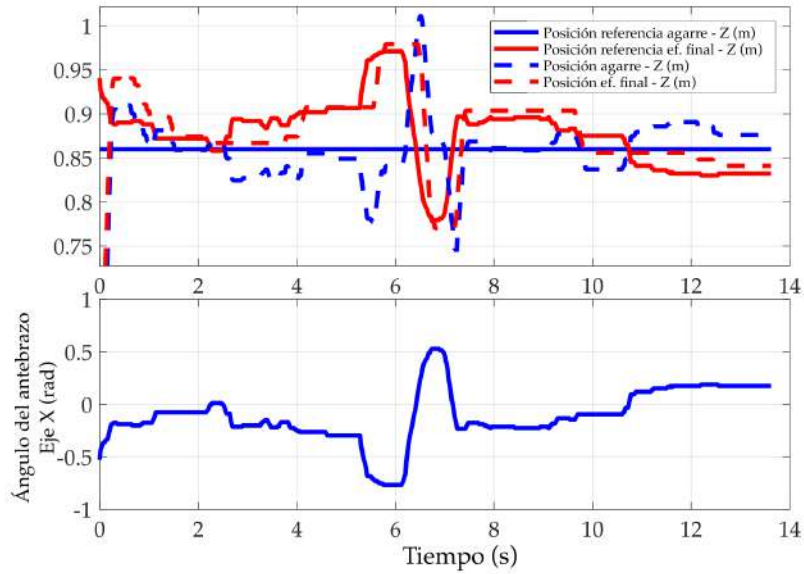


Figura 4.4: Ejemplo de una tarea de control del exoesqueleto. Se establece una posición de referencia para la posición de agarre a una altura constante respecto del suelo (Eje Z en el sistema de referencia global). La gráfica superior muestra la evolución de las señales de referencia y posiciones reales, mientras que la gráfica inferior muestra el ángulo del antebrazo respecto al eje X del efector final.

4.2.2 Gaze tracking system

Con el fin de detectar el objeto con el que el usuario desea interactuar se ha implementado un sistema de detección de objetos mediante seguimiento de la mirada. Este sistema se basa en la información proporcionada por unas gafas de detección de la mirada Tobii Pro Glasses 2 (Tobii Pro, Danderyd, s.f.). Este dispositivo es capaz de enviar de forma inalámbrica una señal de vídeo en directo y datos de forma simultánea a través de comunicación WiFi. El vídeo se captura mediante una cámara que enfoca a la escena (full HD, 1920x1080, 25 fps) con formato de compresión H.264. Esta señal de vídeo permite tener realimentación visual de la dirección en la que mira el usuario. La mirada del usuario se determina mediante una posición sobre el vídeo y se envía como un flujo de datos complementario al vídeo. Las coordenadas de la posición de la mirada se relacionan con el cuadro de vídeo mediante un proceso de calibración previo.

Para determinar el objeto al que mira el usuario se ha utilizado un algoritmo de reconocimiento por correspondencia de color (Fig 4.5 basado en segmentación de

la imagen por código de color HSV. Para ello, este sistema requiere que los objetos a manipular tengan colores característicos diferenciados. Para reducir el tiempo de procesado del algoritmo, sólo se procesa el entorno alrededor de la posición de la mirada. Para ello, se define un parámetro umbral que depende del tamaño del objeto, la distancia del objeto y el error cometido durante el proceso de calibración. Este parámetro se utiliza para delimitar una porción de la imagen centrada en el punto de mirada, tal y como se ilustra en la Figura 4.6. Dentro de esta muestra se calcula el porcentaje de cada color característico que ocupa la imagen, de forma que cuando uno de los porcentajes supera un umbral, se considera la detección del objeto correspondiente a ese color (Figura 4.12 inferior).

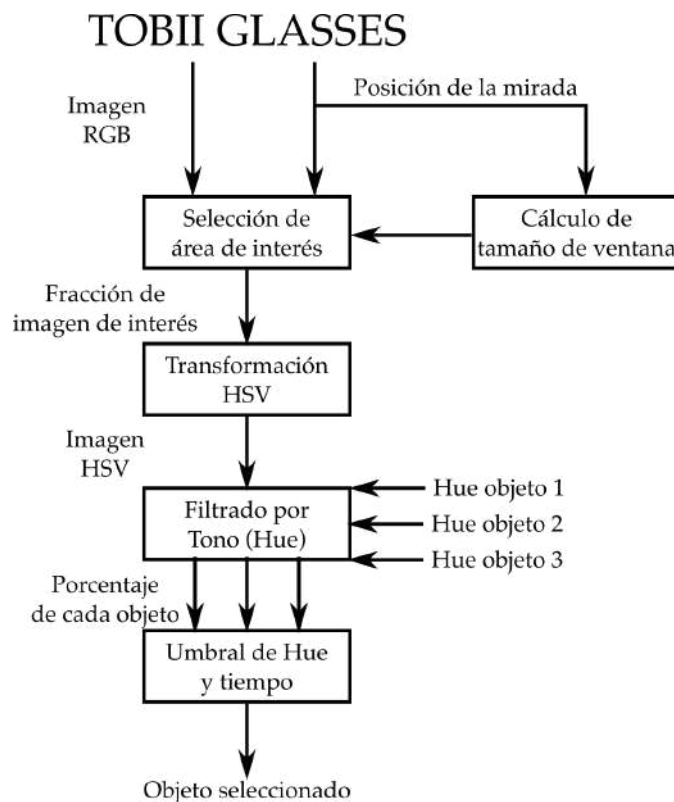


Figura 4.5: Algoritmo para identificación de objetos

4.2.3 Sistema de seguimiento de objetos

En un escenario real de rehabilitación, es de esperar que la posición objetos con los que se desea interactuar sufra cambios no relacionados con la propia interacción

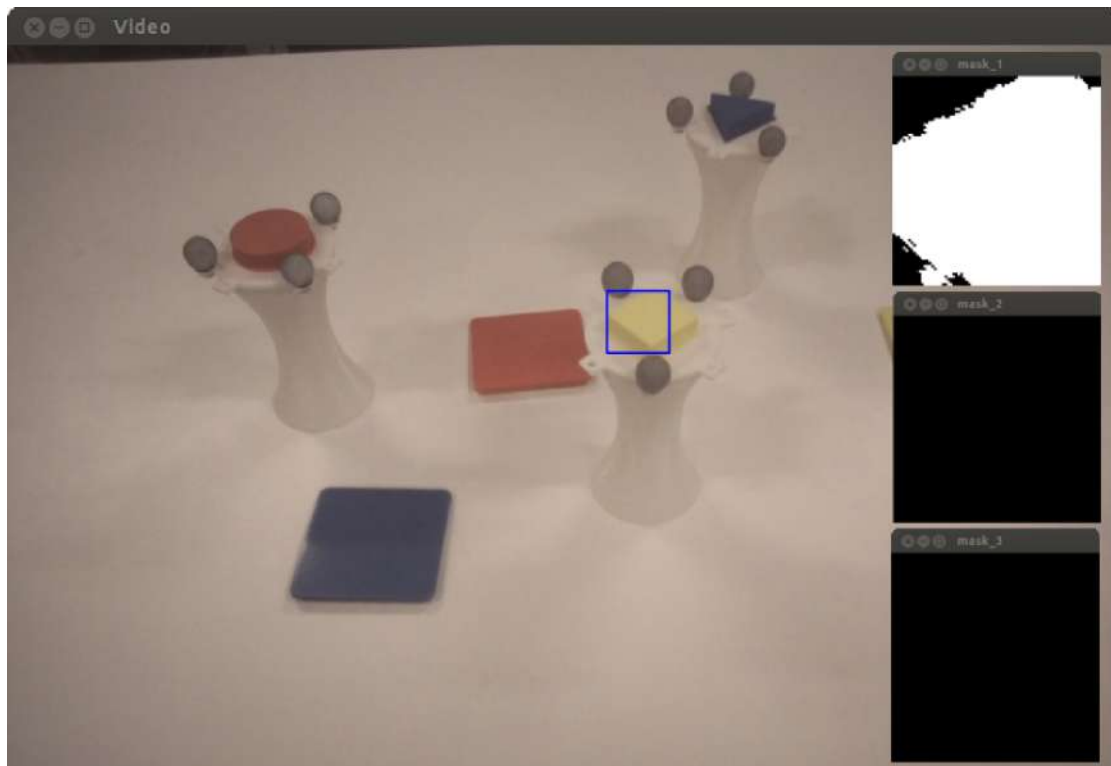


Figura 4.6: Izquierda: Imagen obtenida por las gafas Tobii Glasses en la que se identifica la región de interés alrededor de la posición de la mirada (cuadrado azul). Derecha: Máscaras de color aplicada a la región de interés.

predecible del sistema robótico, por lo que no es posible confiar únicamente en la exactitud del sistema robótico para posicionar los objetos, y mucho menos cuando estos objetos pueden ser manipulados por un terapeuta que los puede ubicar en posiciones aleatorias dentro del espacio de trabajo del robot. Por ello es necesario dotar al sistema multimodal de un mecanismo externo de seguimiento de la posición de los objetos. Para ello se ha optado por un sistema de seguimiento visual basado en marcadores infrarrojos, en particular el sistema de cámaras OptiTrackTrio (Natural Point, Corvallis, OR, s.f.). Este instrumento cuenta con tres cámaras infrarrojas precalibradas capaces de detectar la posición tridimensional de marcadores reflectantes infrarrojos. Los objetos utilizados en el sistema multimodal planteados tienen una distribución de marcadores característica, de forma que el sistema es capaz de identificar los objetos y seguir su posición en tiempo real.

La posición calculada por el sistema OptiTrack Trio se encuentra referenciada a su propio sistema de referencia propio, diferente al utilizado por el robot de brazo,

por lo que es necesario calcular la matriz de transformación entre ambos sistemas de referencia. Para ello se requiere de un proceso de calibración que relacione ambos sistemas cada vez que cambia la posición relativa entre el robot y las cámaras. Este proceso de calibración consiste en el posicionamiento de un objeto en cuatro posiciones arbitrarias que debe alcanzar el robot de extremidad superior. Para cada posición (i), se relacionan las coordenadas obtenidas por el robot (\mathbf{p}_{robot}) y el sistema de cámaras (\mathbf{p}_{camera}) mediante la ecuación 4.1; donde los puntos \mathbf{p}_{robot} y la matrix \mathbf{T} están expresados en términos de coordenadas tridimensionales homogéneas, con componente proyectiva unitaria. Con ello se consigue un sistema de cuatro ecuaciones vectoriales, lo que resulta en un sistema de doce ecuaciones lineales con doce variables que puede ser resuelto de forma sencilla. Este método consigue un error en la medida de distancia de 3.97 ± 1.96 cm. La Figura 4.7 muestra la distribución de error para cada eje del sistema de coordenadas del robot. A la distancia de trabajo, el error máximo esperado para el sistema de cámaras es de 6 cm, por lo que este valor se considerará como la tolerancia admisible para que el sistema multimodal considere que el robot ha alcanzado la posición objetivo. Uno de los objetivos de la fase de validación consistirá en comprobar si este error es admisible para agarrar los objetos de forma segura.

$$\mathbf{p}_{robot}^i = \mathbf{T} \mathbf{p}_{camera}^i \quad (4.1)$$

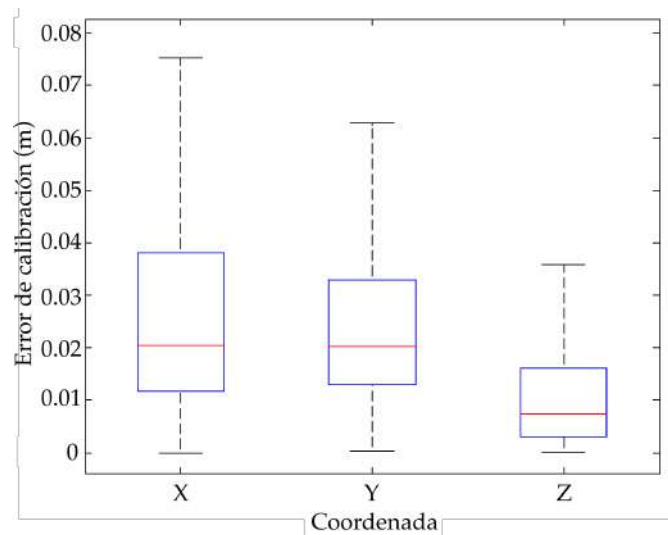


Figura 4.7: Error de calibración en cada coordenada del sistema de referencia global (robot de rehabilitación de extremidad superior).

Los sistemas de seguimiento de objeto y de seguimiento de la mirada trabajan de forma coordinada, tal y como se muestra en la Figura 4.8, con el fin de detectar qué objeto ha seleccionado el usuario con la mirada y enviar la posición de agarre correcta al HLC.

4.2.4 Unidades de electromiografía

Para desencadenar el cierre y la apertura del exoesqueleto de mano se ha utilizado el sistema sEMG Shimmer3 EMG (Shimmer Sensing, Glasnevin, Dublin, s.f.). Esta unidad EMG ofrece dos canales diferenciales de medida sEMG se utilizarán para detectar los movimientos de flexión y extensión de los músculos del antebrazo. La señal EMG se mide mediante la instalación de electrodos superficiales tal y como se muestra en la Figura 4.9.

El método elegido para desencadenar los movimientos se basa en la aplicación de un umbral a la envolvente de las señales EMG medidas, lo que supone un tratamiento de la señal sencillo y rápido. Con el fin de eliminar la componente continua y posibles derivas se ha aplicado un filtro paso-alto con frecuencia de corte de 5 Hz a la señal sin procesar. El resultado se rectifica y se trata con un filtro paso-bajo de 5 Hz para obtener la envolvente (Figura 4.12). El umbral de activación varía de forma significativa según el usuario y las condiciones, por lo que este valor debe ser calibrado de forma previa a la actividad.

4.2.5 Controlador de alto nivel

Todos los elementos mencionados se coordinan mediante un Controlador de alto nivel (HLC) que implementa la máquina de estados mostrada en la Figura 4.10. Este componente controla la transición entre estados y actúa como intermediario en el flujo de comunicación, adaptando el formato de la información al necesario para cada dispositivo. Esta arquitectura permitirá modificar las tecnologías de cada componente sin afectar al funcionamiento del resto de los elementos, por ejemplo, la activación del exoesqueleto de mano mediante EMG puede ser sustituida por un sistema basado en EEG o Electrooculografía (EOG) sin necesidad de modificar el control de los dispositivos robóticos o el sistema de seguimiento de mirada. Además, de acuerdo a las capacidades residuales de los usuarios objetivo, ciertas transiciones de estado podrían

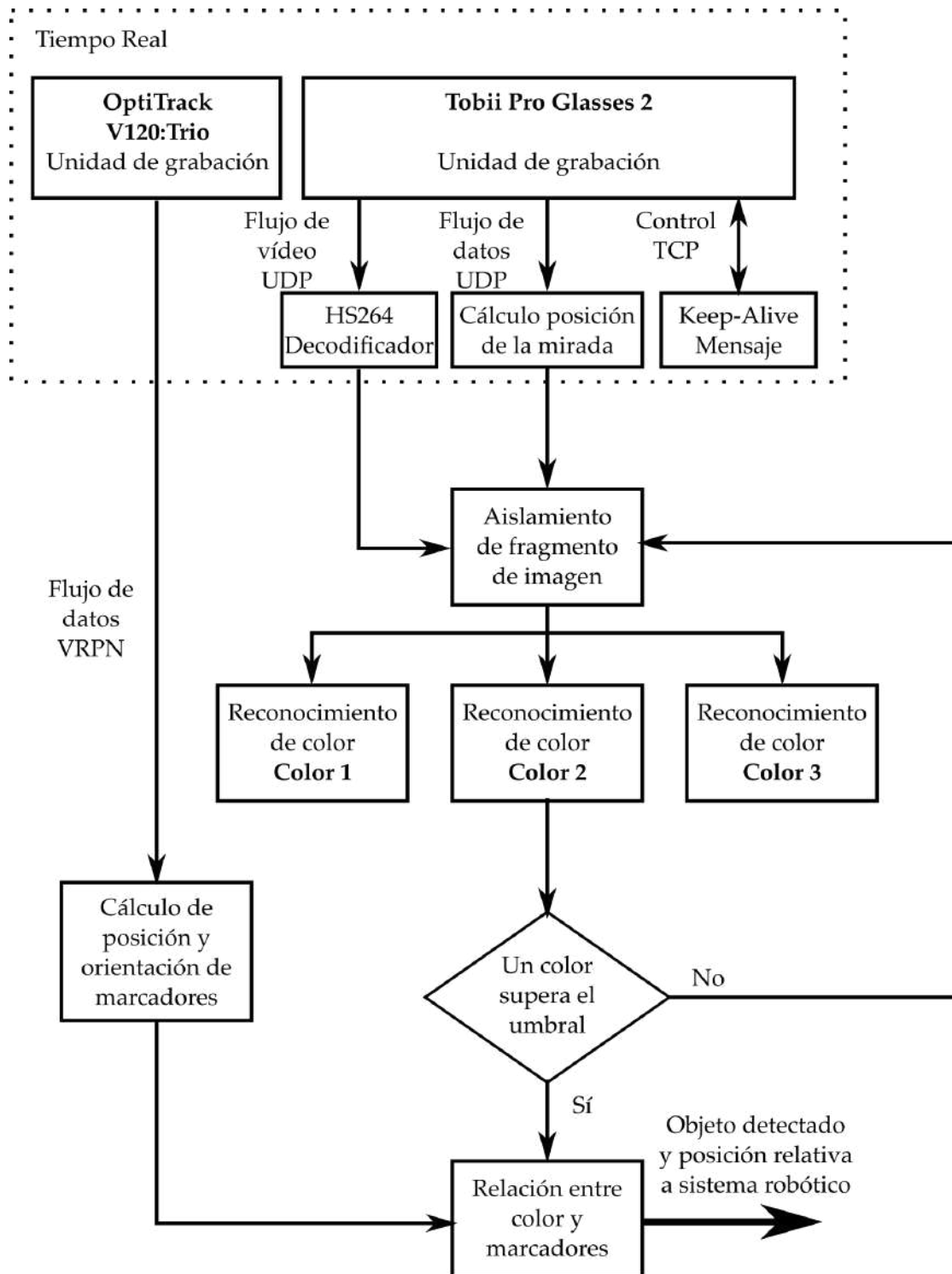


Figura 4.8: Arquitectura de software del sistema de seguimiento y detección de objetos.

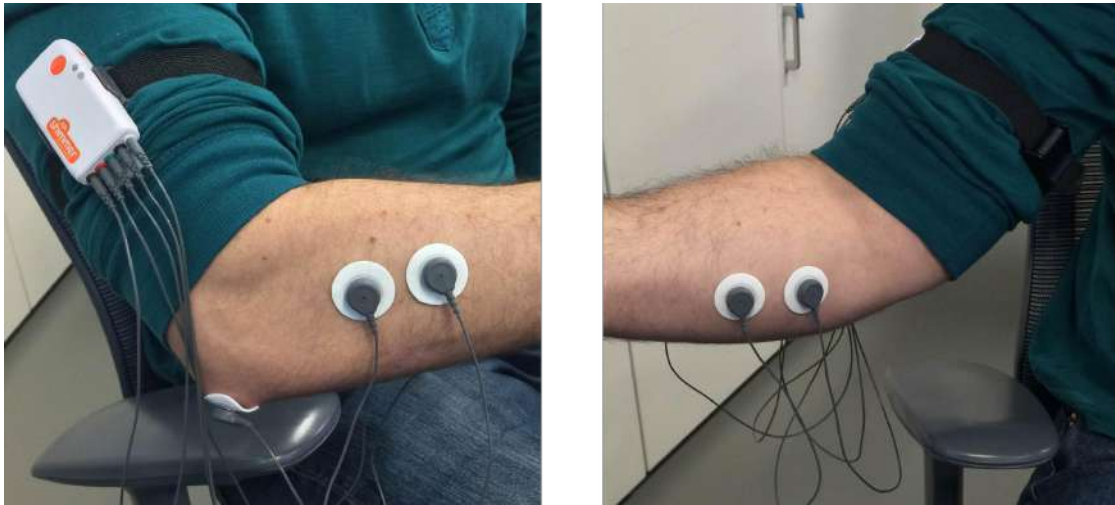


Figura 4.9: Electrodo y unidad sEMG. Izquierda: Electrodo situado sobre los músculos extensores de los dedos. Derecha: Electrodo situado sobre los músculos flexores superficiales de los dedos.

ser automatizadas con el fin de maximizar la tipología de discapacidades que pueden ser tratadas con este sistema.

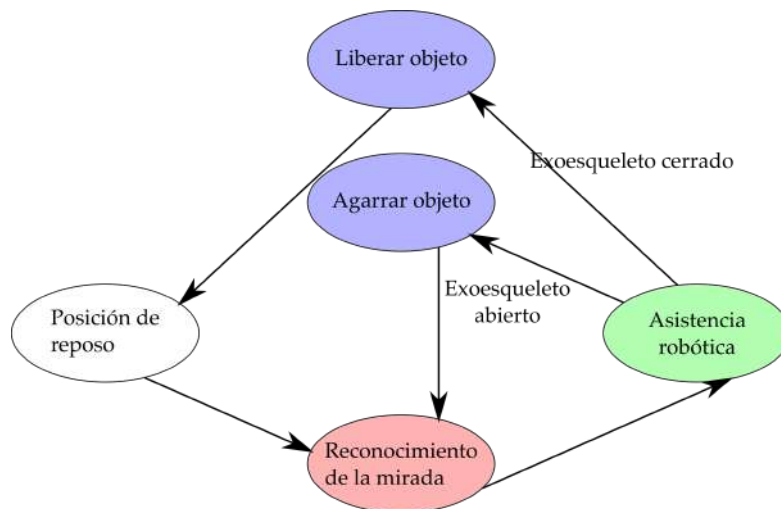


Figura 4.10: Máquina de estados implementada en el HLC.

4.3 VALIDACIÓN DEL SISTEMA

Con el objetivo de comprobar la viabilidad, estabilidad y seguridad del sistema, se ha llevado a cabo una experimentación con sujetos sanos.

4.3.1 *Montaje experimental*

El test experimental consiste en la realización de una tarea sencilla de alcance y agarre, simulando un escenario de rehabilitación. En esta tarea los usuarios deben seleccionar un objeto y ubicarlo en la posición marcada con el color característico del objeto. En concreto, la tarea se desarrolla en los siguientes pasos:

- El usuario debe mirar el objeto indicado por uno de los experimentadores.
- El sistema de seguimiento de objetos y mirada reconocerá el objeto observado por el usuario y enviará la posición al sistema de control del exoesqueleto.
- El robot calculará y ejecutará las acciones de control necesarias para asistir al usuario durante el alcance del objetivo. El usuario no debe realizar ningún movimiento que favorezca el alcance del robot, aunque sí puede oponerse a este.
- Una vez que la mano del usuario se encuentra en la posición objetivo, este debe desencadenar el cierre del exoesqueleto de mano mediante su señal **EMG** (esfuerzo leve de cierre de la mano).
- Tras ello, el usuario debe mirar a la posición objetivo marcada con el mismo color que el objeto agarrado. Esta será la posición donde se liberará el objeto.
- El sistema de seguimiento, junto al robot de extremidad superior, procederán de igual forma para alcanzar la siguiente posición.
- En la posición de liberación, el usuario debe iniciar la apertura de la mano utilizando la señal **EMG**.
- El robot finalmente mueve el brazo del usuario a la posición inicial y espera a que se reinicie el ciclo.

Los objetos a agarrar utilizados en este experimento han sido diseñados especialmente para ello, y consisten en unos recipientes con forma de vaso con un diseño sencillo de agarrar. Cada uno de los recipientes cuenta con una tapa con una forma geométrica de

color (magenta, amarillo y azul) y una distribución de marcadores reflectantes propia. Los puntos de liberación de los objetos son piezas rectangulares planas con colores correspondientes a cada uno de los objetos. Ambas clases de objetos se muestran en la Figura 4.6.

El sujeto llevará a cabo la actividad en posición de sedestación, con los objetos ubicados en una mesa en frente de este, tal y como se muestra en la Figura 4.11.

Una vez se establece el escenario, el sistema de seguimiento de objetos debe ser calibrado una sola vez, y es válido mientras las cámaras y el robot de extremidad superior permanezcan en la misma posición y orientación. Una vez realizada la calibración inicial, el usuario requiere de alrededor de 5 minutos para poder utilizar el sistema completo. Los tiempos medidos han sido:

- Instalación de Tobii Glasses (30 s).
- Instalación de unidad EMG (30 s).
- Instalación del efector final en el brazo del usuario (2 minutos).
- Fijación del exoesqueleto de mano en el usuario (2 minutos).

Se espera que el tiempo de instalación se incremente en el caso de usuarios con movilidad reducida. Sin embargo, se asume que la instalación del sistema es suficientemente simple como para ser adecuada en un escenario clínico.

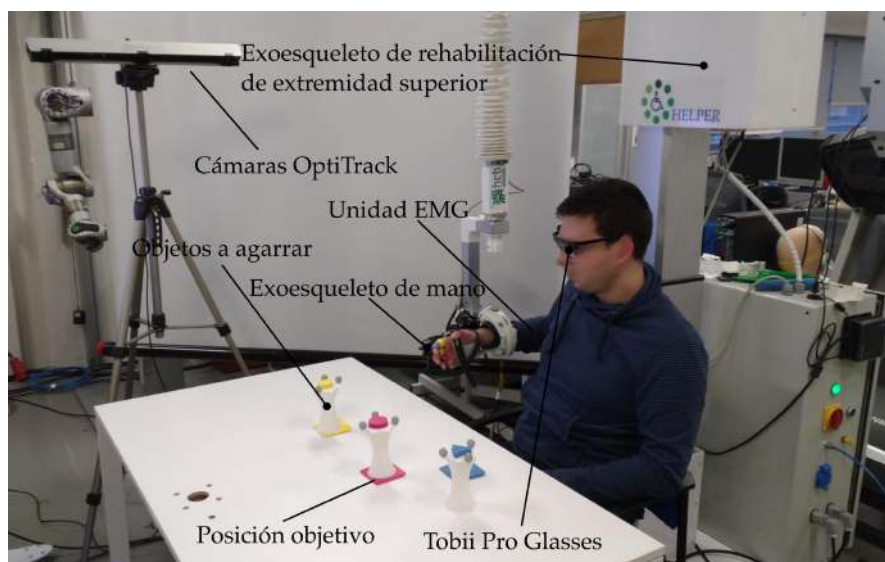


Figura 4.11: Relación de dispositivos que intervienen en el montaje experimental.

4.3.2 Resultados

La validación del sistema involucró seis usuarios, en un rango de edad de 24 a 32 años, del personal del grupo de Neuroingeniería Biomédica de la Universidad Miguel Hernández. Ninguno de ellos presentaba déficits físicos o cognitivos de importancia.

La Figura 4.12 muestran el estado y evolución de los distintos subsistemas a lo largo de un ciclo representativo de agarre y liberación.

La gráfica de posición del robot muestra que el dispositivo es suficientemente preciso como para alcanzar las posiciones objetivo en un intervalo de tiempo suficientemente corto y con una respuesta estable. En cada iteración, el robot fue capaz de aproximar la mano del usuario dentro del área de tolerancia definida en la sección 4.2.3, siendo estas posiciones adecuadas para el agarre de los objetos.

Las gráficas de **EMG** muestran que el movimiento del brazo durante las fases de alcance no produce interferencias ni artefactos en la señal muscular que pudieran desencadenar el cierre/apertura de la mano. A pesar de ello, la máquina de estados implementada en el **HLC** impide que el sistema calcule y transmita la orden de movimiento del exoesqueleto de mano, filtrando posibles falsos positivos. A lo largo de los tests, se produjeron un total de 36 detecciones **EMG** con una tasa de acierto del 83 %, de falso positivo del 14 % y falso negativo del 3 %.

La gráfica de detección de color muestra que el diseño de la paleta de colores característicos es adecuada para el sistema, ya que no existe solapamiento entre los colores de los objetivos y el resto del entorno. La detección de color consiguió una tasa de acierto del 100 %.

4.4 CONCLUSIONES DEL CAPÍTULO

Según los resultados obtenidos, el sistema ha demostrado ser viable y suficientemente seguro, ya que no se han detectado inestabilidades en el control. La principal causa de fallo en las pruebas fue la detección incorrecta de la intención de movimiento del usuario mediante la señal **EMG**, sin embargo, la tarea se realizó de forma exitosa el 97 % de los intentos.

El siguiente paso consistirá en realizar una experimentación con un grupo estadísticamente significativo de personas con discapacidad motora con el fin de evaluar la utilidad del sistema en un entorno de rehabilitación cercano al real.

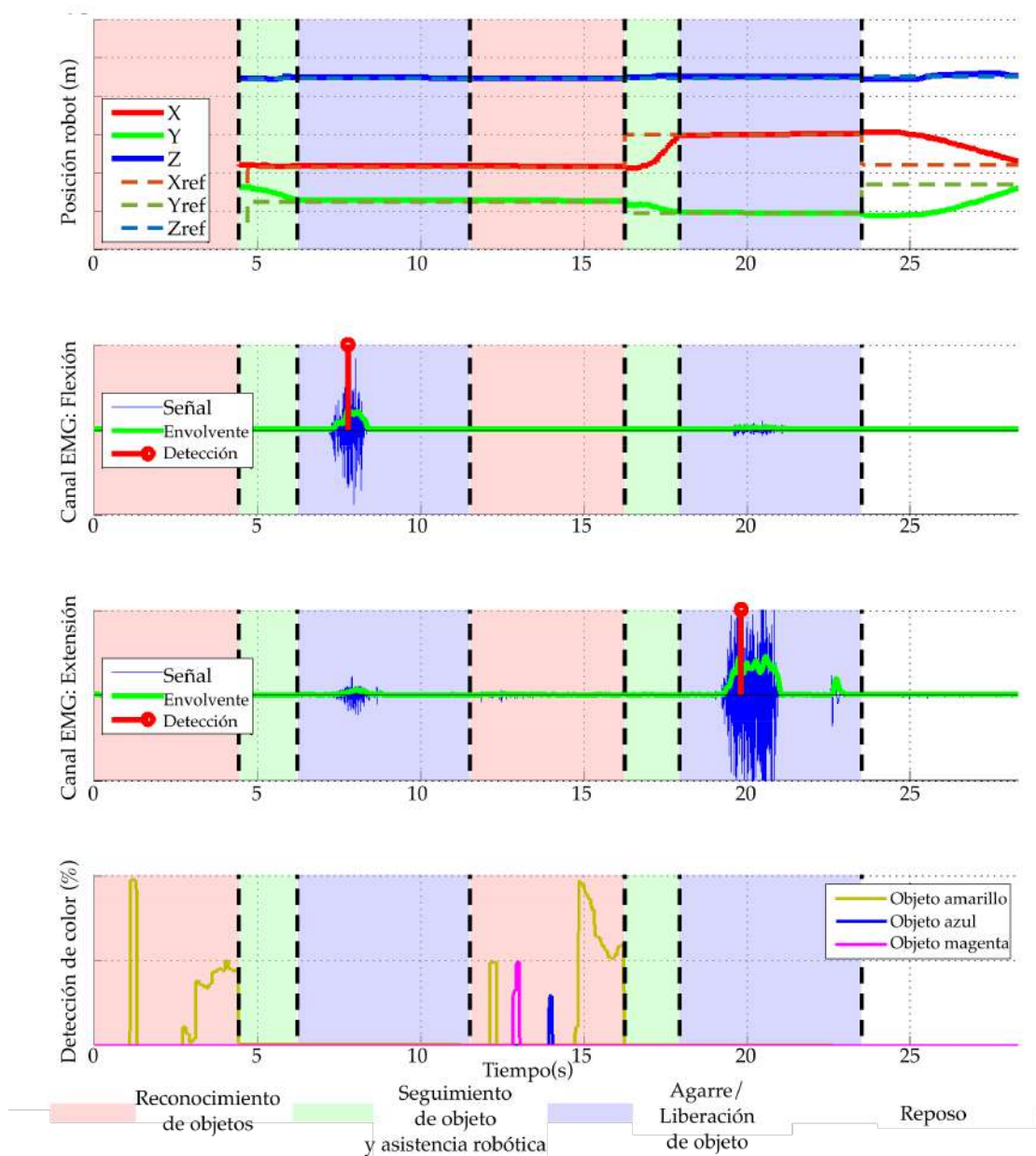


Figura 4.12: Resultados obtenidos en un ciclo de agarre y liberación representativo.

La tecnología desarrollada, que permite al usuario elegir un objetivo e interactuar con él utilizando un dispositivo robótico, también ofrece aplicaciones potenciales en escenarios de asistencia en [AVD](#), lo cual supone otra línea de desarrollo a estudiar.

ESTRATEGIAS DE CONTROL DE EXOESQUELETO: CAPTURA DE MOVIMIENTOS Y CONTROL POR REALIMENTACIÓN DE FUERZA

5.1 INTRODUCCIÓN

En el capítulo 4 se ha estudiado la viabilidad de usar sistemas multimodales para asistir a supervivientes de ACV durante la ejecución de terapias de rehabilitación utilizando objetos reales. En tal experimentación se utilizó la señal EMG del antebrazo del usuario para detectar intención de movimiento de cierre o apertura del exoesqueleto de mano. Este método, aunque efectivo, solo puede ser utilizado por personas que presentan una respuesta EMG coherente y relativamente potente. Este requisito no se cumple en el caso de muchos pacientes (Cesqui et al., 2013), por lo que es necesario disponer de otros métodos de detección de intención de movimiento con el fin de abarcar el mayor número de perfiles de usuario.

En este capítulo se proponen dos nuevos interfaces humano-máquina con los que usuarios con diferentes capacidades residuales pueden controlar el exoesqueleto de mano: Sistema de captura de movimiento (Mocap) y sistema de realimentación de fuerza.

5.2 INTERFAZ BASADA EN CAPTURA DE MOVIMIENTO

Si el usuario presenta movilidad en una de sus manos, situación común en ciertos ACV, el uso de un sistema Mocap puede resultar una tecnología interesante para implementar un Interfaz hombre-máquina (HMI) de control del exoesqueleto de mano en entornos de rehabilitación.

La TE se ha utilizado ampliamente con resultados satisfactorios para la rehabilitación de miembro superior (Yavuzer et al., 2008; Ezendam et al., 2009; Invernizzi et al., 2013; Wu et al., 2013). De forma básica, esta terapia consiste en la realización de movimientos con la extremidad no afectada mientras se muestra al paciente, por medio de un espejo, una realimentación visual de la extremidad móvil que oculta su extremidad afectada. El uso de un exoesqueleto de mano que replique en la mano afectada los movimientos

de la mano sana puede suponer una mejora de este tipo de terapias, implicando activamente la mano afectada en el ejercicio.

5.2.1 Descripción del sistema

En particular, la actividad propuesta implica los siguientes sistemas:

- Guante de captura de movimiento 5DT Data Glove (Fifth Dimension Technologies, Orlando, FL, s.f.) para medir la posición de los dedos de la mano no afectada (Figura 5.1 A).
- Exoesqueleto de mano instalado en la mano afectada. Este dispositivo moverá la mano a imitación de los movimientos capturados por el guante 5DT(Figura 5.1 B).
- Entorno de Realidad virtual (VR) 3D como interfaz visual. En este entorno se muestran dos manos virtuales que muestran la postura de ambas manos, de forma que el usuario obtiene una realimentación visual del movimiento de sus manos (Figura 5.1 C).

El objetivo de la tarea propuesta consiste en imitar una postura objetivo con ambas manos, tal y como se muestra en el sistema VR. Para este fin, los usuarios deben mover su mano afectada y el exoesqueleto de mano moverá su mano parética siguiendo el mismo movimiento. Según el movimiento capturado por el guante, se generará una trayectoria objetivo utilizada para controlar el exoesqueleto mediante un controlador PID con realimentación de posición. El esquema de control diseñado se muestra en la Figura 5.2). Por simplicidad, la trayectoria objetivo será la misma para todos los módulos de dedo actuados.

5.2.2 Condiciones experimentales

Este estudio se ha realizado en un hospital de atención a pacientes crónicos o larga estancia. El protocolo experimental fue aprobado por el Comité de Ética Médica del hospital. El equipo médico ha sido responsable de incluir pacientes que se encontraban recibiendo tratamiento de fisioterapia y terapia ocupacional. Todos los pacientes fueron informados adecuadamente por el personal médico y dieron su consentimiento por escrito previo al inicio del estudio, indicando que comprendían el propósito y los

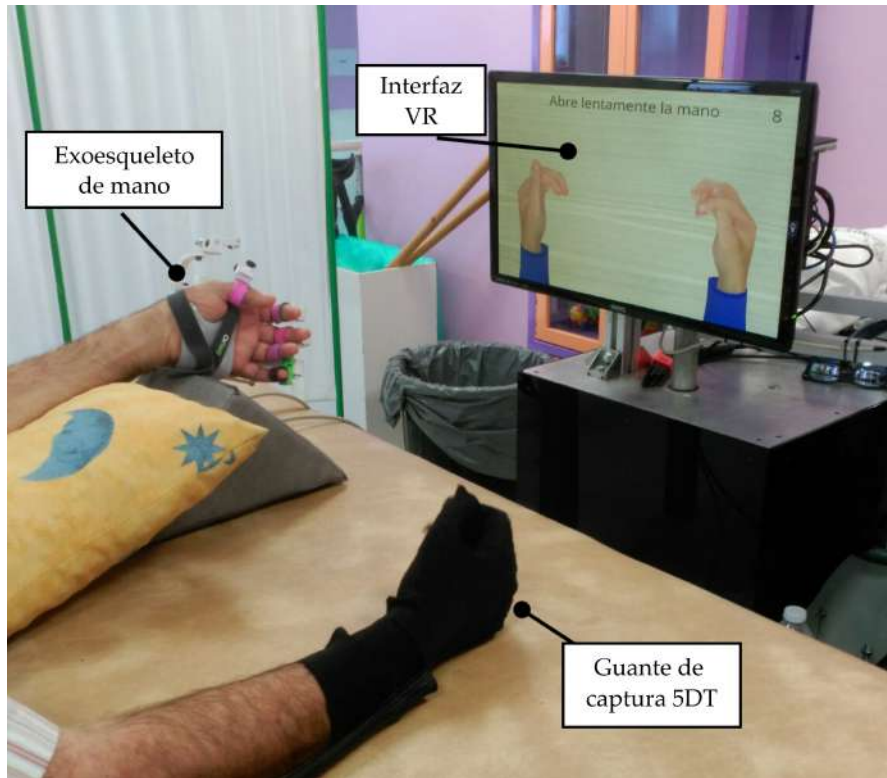


Figura 5.1: Montaje experimental de la terapia con Mocap: A) Guante de capturar de movimiento 5DT Data Glove en la mano derecha; B) Exoesqueleto de mano en la mano izquierda; C) Entorno VR.

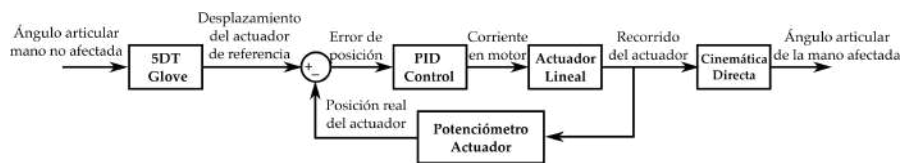


Figura 5.2: Esquema del sistema de control de posición comandado por el guante de captura de movimientos 5DT Data Glove.

requisitos del estudio. Participaron un total de 6 pacientes, cuyos datos se resumen en la Tabla 5.1. Cada paciente realizó una serie de entre 8-15 movimientos (según sus capacidades y resistencia física) en varias sesiones. Todos ellos fueron capaces de realizar la tarea sin problemas de importancia.

Los movimientos consistieron en el cierre y apertura progresiva de la mano siguiendo un avatar fantasma de la mano mostrado en el interfaz VR.

Tabla 5.1: Demographic and clinical characteristics of participants

Paciente	Género	Edad	Diagnóstico	Lateralidad
1	Hombre	39	Ictus isquémico	Izquierda
2	Hombre	58	Ictus isquémico	Izquierda
3	Hombre	53	Esclerosis Múltiple	Derecha
4	Hombre	65	Ictus isquémico	Derecha
5	Hombre	65	Ictus isquémico	Izquierda
6	Hombre	65	Ictus isquémico	Derecha

5.2.3 Resultados

La Tabla 5.2 muestra las estadísticas de error de posición de los módulos de dedo en términos de ángulos de las articulaciones de los dedos para cada usuario. Estos datos muestran que existen tres condiciones de trabajo diferentes en las que el sistema tiene rendimientos claramente diferentes (Figura 5.3). Mientras se mantiene la postura de la mano (Posición Estacionaria), el mecanismo tiene una precisión típica menor que 0.2 grados, con un RMSE inferior a 0.4 grados. Mientras el sistema sigue la trayectoria calculada por el guante de la mano no afectada, el error de posición muestra dos distribuciones diferentes que dependen de la tasa de variación de la referencia de posición. Esto es debido a la limitación de velocidad impuesta sobre el actuador (7.5 mm/s) para evitar movimientos bruscos en la mano afectada, que pueden ser contraproducentes para la rehabilitación. De esta manera, cuando la referencia cambia con una velocidad inferior a la límite (Velocidad Adecuada) el error típico es inferior a 1.5 grados, con un RMSE menor a 2.5 grados. Sin embargo, si los usuarios mueven la mano de forma que se supera la velocidad límite de los motores (Velocidad Excesiva), la velocidad de respuesta del exoesqueleto se ve limitada y el error de seguimiento aumenta. Este fenómeno se ilustra en el ejemplo representado en la Figura 5.4.

Idealmente, durante este tipo de tarea, ambas manos deberían moverse a la velocidad (Condiciones Velocidad Adecuada y Posición Estacionaria). Dado que la señal de referencia está únicamente controlada por el usuario a través del guante 5DT, nada impide a los pacientes mover su mano más rápido de lo que puede moverse el exoesqueleto. Si embargo, con la práctica y la familiarización con la terapia, estos pueden aprender a controlar el sistema adecuadamente.

Tabla 5.2: Resultados de la experimentación TE. Los datos muestran las estadísticas del error de posición de los módulos de dedo para todas las repeticiones de cada usuario. Los datos se han dividido en tres condiciones según la velocidad de variación de la señal de referencia (v_{ref}). El porcentaje de trayectoria indica la fracción de tiempo en el que el movimiento se ha realizado bajo cada condición.

Condición de Trabajo	Sujeto	Intentos	Porcentaje de la trayectoria	Error PIP (grados)				Error MCP (grados)			
				Mediana	P_{25}	P_{75}	RMSE	Mediana	P_{25}	P_{75}	RMSE
Total	1	29	100	0.49	0.05	3.69	3.31	0.57	0.055	4.35	3.90
	2	21	100	0.18	0.07	1.09	1.39	0.22	0.08	1.28	1.63
	3	23	100	0.49	0.09	2.39	2.42	0.57	0.11	2.82	2.85
	4	20	100	0.21	0.07	1.23	1.81	0.25	0.08	1.45	2.13
	5	11	100	0.14	0.05	0.30	0.66	0.16	0.05	0.35	0.77
	6	9	100	0.12	0.02	1.26	2.02	0.14	0.03	1.48	2.38
Posición Estacionaria $v_{ref} \simeq 0mm/s$	1	29	12.54	0.02	0.02	0.07	0.21	0.03	0.03	0.08	0.25
	2	21	9.45	0.07	0.02	0.14	0.30	0.08	0.03	0.16	0.35
	3	23	9.12	0.05	0.02	0.12	0.17	0.05	0.03	0.14	0.20
	4	20	11.95	0.05	0.02	0.09	0.11	0.05	0.03	0.11	0.13
	5	11	12.98	0.07	0.02	0.12	0.32	0.08	0.03	0.14	0.38
	6	9	25.95	0.02	0.02	0.05	0.10	0.03	0.03	0.05	0.12
Velocidad Adecuada $v_{ref} \leq 7.5mm/s$	1	29	54.00	0.12	0.02	0.93	1.76	0.14	0.03	1.09	2.07
	2	21	71.72	0.14	0.05	0.44	0.83	0.16	0.05	0.52	0.98
	3	23	53.09	0.16	0.05	0.53	0.82	0.19	0.05	0.63	0.96
	4	20	71.73	0.19	0.07	0.65	1.26	0.22	0.08	0.77	1.48
	5	11	79.27	0.14	0.07	0.28	0.54	0.16	0.08	0.33	0.64
	6	9	51.31	0.12	0.05	0.51	1.01	0.14	0.05	0.60	1.19
Velocidad Excesiva $v_{ref} > 7.5mm/s$	1	29	33.46	4.72	2.84	6.37	5.27	5.55	3.34	7.49	6.20
	2	21	18.83	2.35	1.28	3.32	2.74	2.76	1.50	3.91	3.22
	3	23	37.79	3.04	1.67	4.65	3.82	3.58	1.97	5.47	4.49
	4	20	16.31	2.77	1.35	4.42	3.63	3.25	1.59	5.20	4.26
	5	11	7.75	1.05	0.48	1.81	1.55	1.23	0.57	2.13	1.83
	6	9	22.74	3.11	1.79	4.81	3.95	3.66	2.11	5.66	4.65

Debe destacarse que el error medido en las articulaciones calculados en esta sección se han calculado aplicando las ecuaciones 2.1 y 2.2. Por tanto, el error real dependerá de las holguras y las medidas reales de la mano.

5.3 INTERFAZ DE FUERZA

Alternativamente a la captura de movimientos, la integración de sensores de fuerza en los módulos de dedo del exoesqueleto permite implementar otras interfaces de control utilizando la fuerza de interacción entre este y el exoesqueleto. Este tipo de método de detección de movimiento puede resultar útil en entornos de asistencia, cuando el usuario tiene cierto control de su mano afectada, pero no tiene la fuerza y

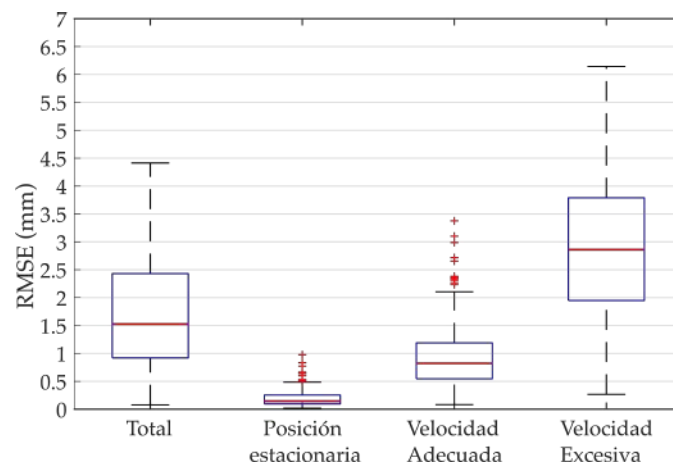


Figura 5.3: **RMSE** de las trayectorias de todos los usuarios en términos de recorrido del actuador. Existen tres distribuciones de error diferencias según la velocidad de variación de la posición de referencia. La línea roja indica la mediana de la distribución, las cajas azules contienen todas las muestras entre el primer y tercer cuartil, y los bigotes abarcan la desviación típica de $\sigma \pm 2.7$.

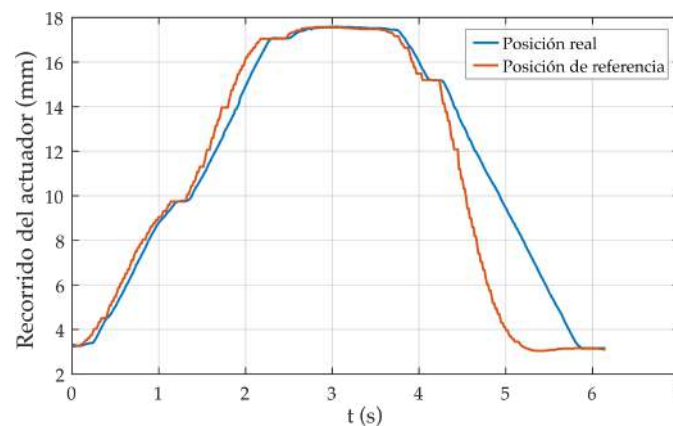


Figura 5.4: Referencia y posición real de un dedo. Muestra extraída de una de las sesiones del sujeto 4. Este ejemplo ilustra las diferencias en el error de seguimiento cuando el usuario mueve su mano no afectada a velocidades diferentes. La primera sección de la gráfica, correspondiente a la apertura de la mano, se realiza a una velocidad adecuada con un error de seguimiento reducido. La segunda parte del movimiento, correspondiente al cierre de la mano, se realiza a velocidad excesiva por lo que el error de seguimiento se incrementa debido a la limitación en la velocidad de movimiento del exoesqueleto de mano.

movilidad suficiente como para realizar movimientos amplios y agarrar con seguridad objetos. A diferencia de la interfaz **EMG** estudiada en el capítulo 4, la medición de

fuerza es más robusta ya que no depende de electrodos y parámetros biológicos propios de cada individuo (conductividad de la piel, tono muscular, etc.).

5.3.1 Descripción del sistema

En este capítulo se desarrollan dos estrategias de control distintas:

- Control por detección de umbral de fuerza (CDU): Se plantea un sistema de control del exoesqueleto de mano de forma similar al planteado con la señal EMG. El exoesqueleto iniciará el movimiento de cierre o apertura de mano cuando el valor de fuerza medido por un sensor supera cierto umbral precalibrado en el sentido adecuado. En esta estrategia el exoesqueleto tiene dos posiciones posibles, abierto o cerrado. Este control se implementa mediante la máquina de estado ilustrada en la Figura 5.5 superior.
- Control continuo de fuerza (CC): La señal de fuerza de interacción medida se utiliza como realimentación continua en un controlador de lazo cerrado con el fin de mover el exoesqueleto en la dirección deseada. De esta forma los usuarios pueden mover libremente su mano para alcanzar una postura objetivo. En concreto, se utiliza un esquema de control proporcional con ganancia negativa y fuerza nula como señal de referencia, tal y como se describe en la Figura 5.5 inferior.

El sensor de fuerza utilizado es una versión del desarrollado en el capítulo 3, cuya principal característica es la capacidad de integración en dispositivos vestibles, y en concreto en exoesqueletos de mano. Una de las posiciones más ventajosas para la instalación de un sensor de fuerza es la interfaz del anillo distal. Para ello, el eslabón distal original del *módulo de dedo* se ha dividido en dos elementos (Figura 5.6 inferior): el bloque formado por el alojamiento del anillo y los componentes electrónicos (Coloreadas en verde y gris), y la guía circular unida al resto del mecanismo (Coloreadas en azul). Ambas partes se encuentran unidas por las pletinas que actúan como interfaz elástica (Coloreada en amarillo).

La Figura 5.6 muestra la comparación entre el eslabón distal original y el modificado con la integración del sensor de fuerza. La inclusión del sensor de fuerza no implica un incremento del tamaño del eslabón, y el recorrido de la guía distal permanece inalterado, por lo que ambas configuraciones pueden intercambiarse libremente sin afectar al funcionamiento básico del exoesqueleto.

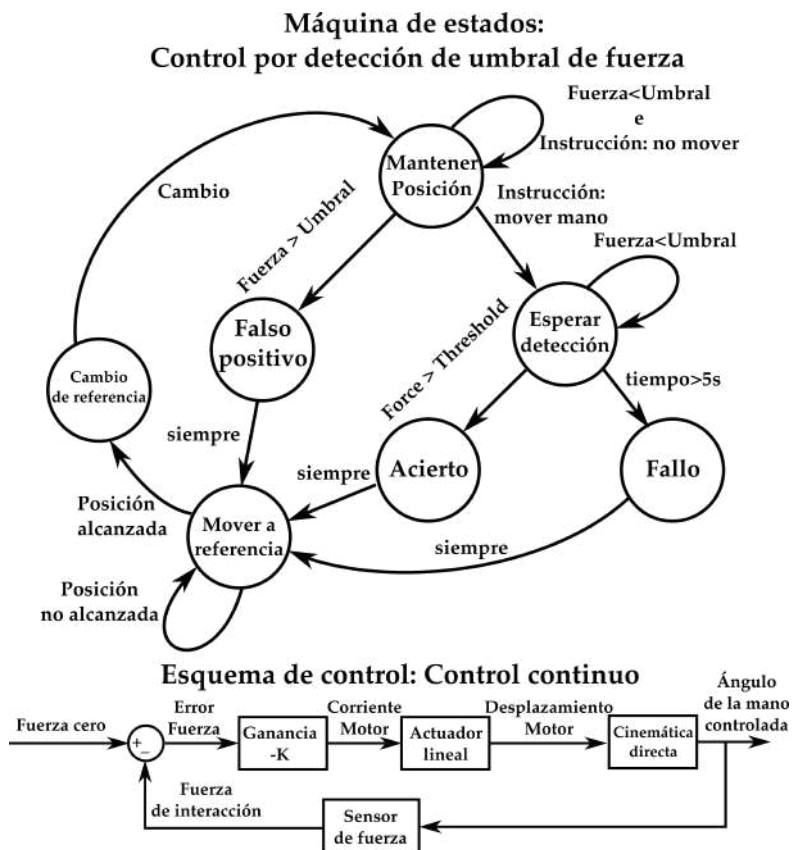


Figura 5.5: Control schemes for both studied control strategies. Top: State machine for implement the control by means of a force trigger. Bottom: Block diagram that shows a zero force control.

A diferencia de otras tecnologías que miden la fuerza directamente en el actuador, la arquitectura utilizada puede aislar la fuerza de interacción entre el usuario y el dispositivo, sin tener en cuenta otros efectos como reacciones internas o fricciones en el ensamblaje. También evita medir precargas o fuerzas indeterminadas propias de otros sensores que están en contacto con la piel, como las células de carga de botón o los FSR.

5.3.2 Condiciones experimentales

Para probar y validar ambas estrategias de control basados en control por realimentación de fuerza se ha diseñado una experimentación con sujetos sanos. Para ello, se ha establecido el siguiente protocolo:

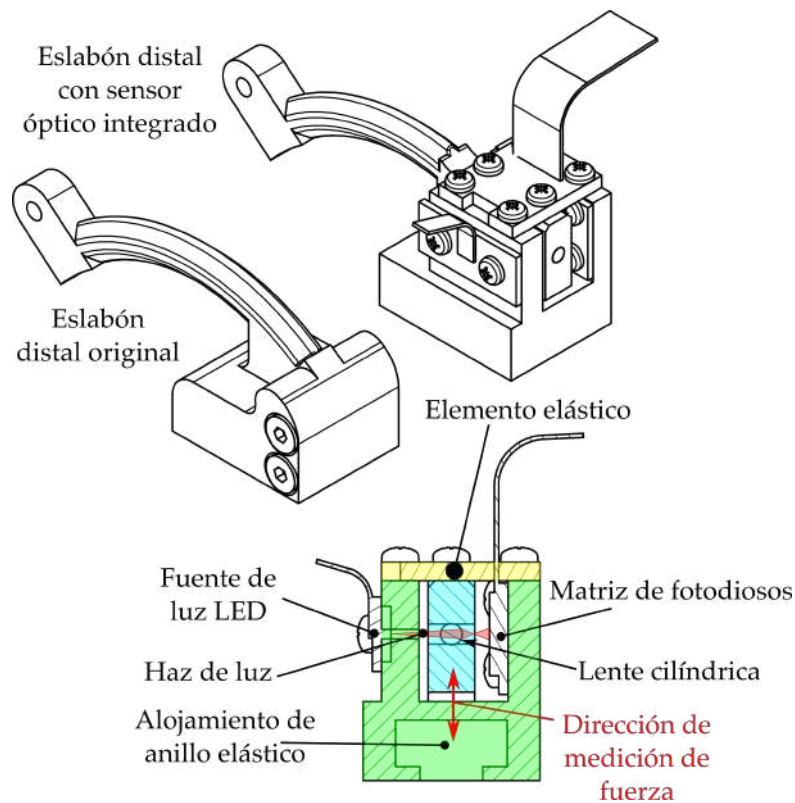


Figura 5.6: Superior: Comparación entre el eslabón distal original del *Módulo de dedo* y el módulo modificado con el sensor óptico de fuerza integrado. Inferior: Sección del eslabón distal modificado, que muestra la implementación del sensor de fuerza propuesto en el capítulo 3.

- En primer lugar, se informó a los usuarios del objetivo y procedimiento del experimento.
- Se instala el exoesqueleto en la mano del usuario, utilizando únicamente un módulo de dedo correspondiente al dedo índice. La Figura 5.7 ilustra el montaje experimental en el usuario.
- Los usuarios contaron con un periodo de adaptación al sistema de varios minutos, en el que practicaron con ambas estrategias de control antes del comienzo del experimento.
- A continuación los usuarios se sometieron a la condición CDU: Cada sujeto debe realizar 20 movimientos de mano con el exoesqueleto (10 movimientos de apertura y 10 movimientos de cierre de la mano). Una interfaz gráfica sencilla

indica cuándo y qué movimientos deben ejecutar, disponiendo de un tiempo de 5 segundos para desencadenarlo.

- Finalmente, los sujetos se sometieron a la condición CC: Cada usuario debe realizar 4 movimientos. En cada intento, estos deben alcanzar postura intermedia de la mano específica en un periodo de tiempo de 5 segundos. Las posiciones objetivo se miden en grados de la articulación MCP y aumentan progresivamente desde 10 hasta 40 grados, con incrementos de 10 grados entre movimientos.

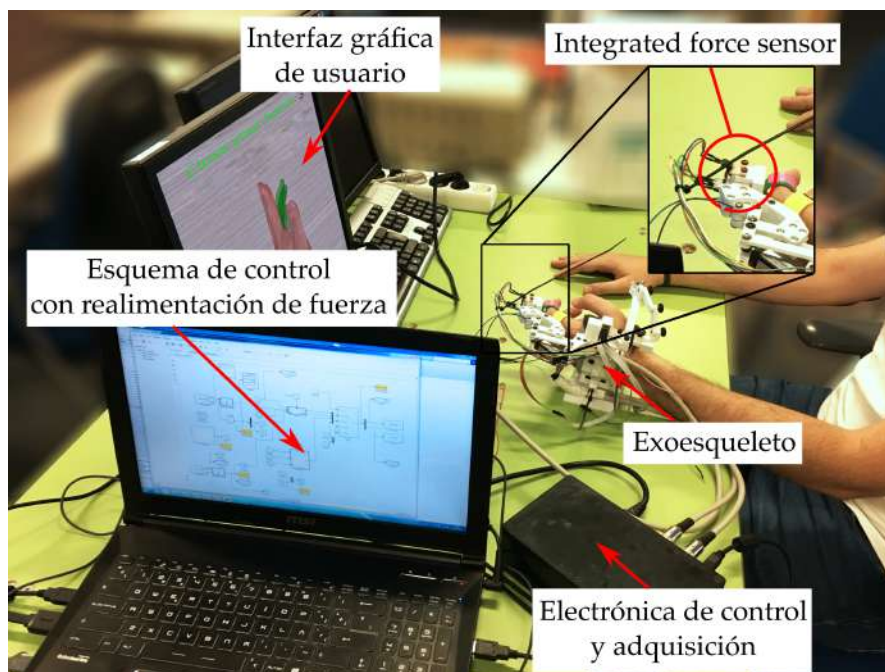


Figura 5.7: Montaje para la evaluación de las estrategias de control de fuerza.

En el estudio participaron 8 sujetos, sanos sin déficits físicos o cognitivos importantes. La edad de los sujetos oscila entre los 26 y 44 años, con una edad media de 31.6 ± 8 años. El estudio cuenta con la aprobación del comité de ética de la Universidad Miguel Hernández de Elche.

5.3.3 Resultados

La Tabla 5.3 resume el perfil de los usuarios y los resultados de la experimentación en la condición CDU para cada uno de ellos. Los parámetros evaluados fueron:

Tabla 5.3: Resultados experimentales en la condición CDU

Sujeto	Género	Edad	Anillo proximal (mm)	Anillo medial (mm)	Tiempo de respuesta (s)	Número de intentos	Falsos positivos	Fallos	Tasa de acierto (%)
1	Hombre	28	22	19	1.28±0.52	20	0	1	95
2	Hombre	44	23	21	0.70±0.30	20	1	0	95
3	Hombre	44	25	22	1.29±0.43	20	0	0	100
4	Hombre	26	20	16	1.32±0.37	20	0	0	100
5	Hombre	26	22	18	1.16±0.31	20	0	0	100
6	Hombre	33	20	17	0.41±0.12	20	0	0	100
7	Hombre	26	21	17	0.48±0.14	20	0	0	100
8	Mujer	26	18	15	0.62±0.26	20	0	0	100
Global	-	-	-	-	-	160	1	1	98.75

Tabla 5.4: Resultados experimentales en la condición CC

	Movimiento	Sujeto 1	Sujeto 2	Sujeto 3	Sujeto 4	Sujeto 5	Sujeto 6	Sujeto 7	Sujeto 8
Error	1	0.95	0.38	2.24	1.10	1.42	0.30	0.27	0.96
MCP	2	0.08	1.01	3.70	1.25	0.52	0.22	0.00	0.22
(grados)	3	1.93	0.49	1.47	1.18	0.60	0.77	0.15	0.11
	4	0.17	0.90	1.27	1.45	0.34	0.16	0.49	0.30
	Media	0.78	0.70	2.17	1.24	0.72	0.36	0.23	0.39
Error	1	0.81	0.33	1.91	0.93	1.21	0.26	0.23	0.81
PIP	2	0.07	0.86	3.14	1.06	0.44	0.19	0.00	0.18
(grados)	3	1.64	0.42	1.25	1.00	0.51	0.65	0.13	0.09
	4	0.14	0.77	1.08	1.23	0.29	0.14	0.42	0.25
	Media	0.67	0.59	1.85	1.06	0.61	0.31	0.19	0.34

- Tiempo de respuesta: Tiempo medio requerido para desencadenar el movimiento del exoesqueleto, medido desde la aparición del estímulo visual.
- Falso positivo: Movimientos desencadenados previamente al estímulo visual que indica el inicio del movimiento.
- Fallos: Intentos en los que el movimiento del exoesqueleto no se ha desencadenado en el periodo de 5 segundos desde la señal visual.

La Tabla 5.4 muestra los resultados de las pruebas realizadas en la condición CC para los mismos sujetos. Para cada usuario e intento, se ha calculado el error en régimen permanente en términos de ángulo de las articulaciones.

Los resultados de la condición CDU muestran que esta estrategia de control presenta una tasa de acierto entre el 95 % y el 100 %, registrándose solo 2 fallos o falsos positivos en un total de 160 movimientos. Este hecho revela la sencillez de uso del sistema con esta estrategia de control. La disparidad en los tiempos de respuesta para los distintos

usuarios puede ser explicada por el tiempo de reacción a los estímulos visuales propio de cada sujeto; ya que los usuarios más rápidos pueden alcanzar tiempos de respuesta inferiores a medio segundo.

En cuanto a los resultados de la condición CC, el error en régimen permanente varía de forma significativa entre usuarios: el sujeto 7 puede controlar el exoesqueleto con una precisión media de 0.23 grados en la articulación MCP, mientras que el sujeto 3 presenta un error en régimen permanente medio de 2.17 grados. Sin embargo, tal y como se muestra en la Figura 5.8, cuando se compara el error en régimen permanente entre movimientos, no existen diferencias significativas entre las distribución de error correspondientes a los diferentes objetivos. Por tanto, es posible que concluir que, a pesar de que la habilidad del usuario es un factor decisivo para el rendimiento del sistema, la posición objetivo no afecta a la precisión del posicionamiento.

Además, se debe destacar que la muestra seleccionada incluye un amplio rango de tamaños de mano, sin embargo no existe correlación entre el tamaño de la mano y el rendimiento en las pruebas, por lo que se puede concluir que el exoesqueleto es relativamente robusto a desviaciones respecto al tamaño de la mano de diseño.

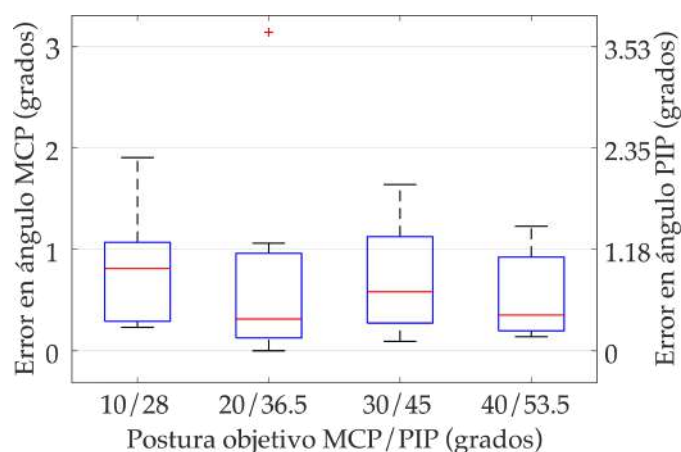


Figura 5.8: Estadística del error estacionario en la condición CC para todos los usuarios según la posición objetivo.

5.4 CONCLUSIONES DEL CAPÍTULO

A la vista de los resultados obtenidos en las diferentes experimentaciones presentadas en este capítulo, podemos concluir que el dispositivo diseñado es apto para realizar pruebas más exhaustivas en usuarios con afecciones físicas en la mano. Gracias a la

inclusión del sensor de fuerza desarrollado, y del sistema de [Mocap](#), el exoesqueleto está equipado con una variedad de [HMIs](#) que puede cubrir diferentes fases de rehabilitación y asistencia. En etapas tempranas de rehabilitación, cuando el paciente no puede realizar ningún tipo de movimiento en la mano afectada, el sistema [Mocap](#) puede suponer un punto de partida efectivo. Una vez el paciente consigue cierto control motor de la mano, el uso de los sensores de fuerza y la estrategia de control CDU puede resultar útil para implicar la mano parética de forma más activa en los ejercicios. En etapas avanzadas de rehabilitación, el control de fuerza continuo puede ser interesante para trabajar el control motor fino y mejorar la fuerza de agarre. Esta última estrategia también ofrece aplicaciones potenciales en el entorno de asistencia.

EFFECTOS DEL USO DE EXOESQUELETO DE MANO Y EL AGARRE DE FUERZA EN EL CONTROL POSTURAL HUMANO

6.1 INTRODUCCIÓN

Varios estudios destacan el papel de las manos durante actividades de la vida diaria diferentes a la manipulación diestra. En particular, algunos trabajos muestran que la realimentación táctil proporcionada por un toque *ligero* con los dedos sobre un soporte puede mejorar de forma significativa el balanceo del centro de masas humano mientras el sujeto permanece de pie (Hipótesis de la modulación sensitiva)(Jeka y Lackner, 1994; Clapp y Wing, 1999; Dickstein et al., 2001). Además, otras investigaciones han concluido que la tipología del agarre y el soporte pueden influir de forma significativa en los mecanismos de realimentación del ajuste postural (Hall et al., 2010; Slijper y Latash, 2000). Hall et al.(Hall et al., 2010) comprobaron cómo individuos sin discapacidad motora pueden modular las respuestas musculares mientras se les proporcionaban distintos tipos de apoyos mientras mantenían el equilibrio sobre una pierna. Por tanto, según la literatura mencionada, un control motor adecuado de las manos parece ser imprescindible no solo durante tareas de alcance y agarre o manipulación, sino también en tareas de control postural.

Una gran variedad de desórdenes neuromotores, tales como los ACV o parálisis cerebral, resultan en déficits posturales y de control manual. En particular, los supervivientes de ACV desarrollan hemiplegia, una condición que se caracteriza por paresis muscular, tono muscular anormal, espasticidad, control postural alterado y modulación de fuerza de agarre ineficiente, entre otros efectos (Cirstea y Levin, 2000; Quaney et al., 2005; De Kam et al., 2017).

Durante la rehabilitación tras un ACV, cuando las perspectivas de recuperación del control postural se ven comprometidas, es necesario entrenar a los pacientes para que aprendan estrategias de alcance con las extremidades superiores que les permitan sobrecompensar la falta de equilibrio (Hyndman et al., 2002). Por tanto, cuando el control manual se ve afectado en esta población, el uso de tecnologías tales como los exoesqueletos robóticos puede maximizar la funcionalidad de la mano y compensar

el déficit de control postural ante condiciones que puedan favorecer la pérdida del equilibrio.

A la vista de estas sinergias entre la mano y el sistema de control postural humano, el efecto del uso de un exoesqueleto de mano para asistir el agarre puede suponer una línea de investigación interesante, que puede tener impacto directo en la mejora de la vida cotidiana de personas con afecciones en la movilidad de la mano. De hecho, es fácil encontrar situaciones cotidianas en las que el agarre de objetos de apoyo se utiliza para mejorar el control postural: Mantener el equilibrio en el transporte público, subir escaleras sujetándose al pasamanos, apoyarse en un bastón o un andador, etc. Teniendo en cuenta que durante las **AVD** es habitual cargar con objetos, bolsas, uso de dispositivos electrónicos de forma simultánea, las tareas mencionadas anteriormente requieren habilidades bimanuales, por lo que la asistencia robótica en la mano afectada puede mejorar de forma significativamente la independencia de su usuario.

Como punto de partida en esta línea de trabajo, se propone estudiar el efecto de la sujeción de un pasamanos con un exoesqueleto de mano sobre el control postural en sujetos sin discapacidad motora, mientras se someten a perturbaciones controladas en su equilibrio. Para ello se plantea el siguiente conjunto de hipótesis:

- **H1:** El uso de un pasamanos sujeto mediante un exoesqueleto de mano mejora el control de postural (Estabilidad del **COP**) de forma intuitiva.
- **H2:** La sujeción del pasamanos utilizando el exoesqueleto implica un rendimiento postural similar a la sujeción utilizando la mano del usuario con sus plenas capacidades.
- **H3:** El uso de un exoesqueleto de mano introduce modificaciones en el patrón de respuesta muscular.

Además, se ha realizado un análisis Post-Hoc de los datos obtenidos con el fin de buscar correlaciones factibles entre diferentes factores y así poder plantear nuevas hipótesis para el diseño de futuros experimentos. Estos nuevos experimentos permitirán explorar con mayor profundidad la influencia de los dispositivos vestibles en las estrategias de control postural.

6.2 MATERIALES Y MÉTODOS

6.2.1 *Sujetos*

En este estudio se reclutaron once sujetos pertenecientes al personal del Departamento de Ingeniería Mecánica de la Universidad de Columbia. Todos ellos estaban libres de déficits físicos o psicomotores importantes, con una edad media de 28 ± 3 años, altura (suelo a hombro) de 1.43 ± 0.1 m, y peso de 808 ± 160 N. De este conjunto de once sujetos, uno de ellos ha sido descartado del estudio debido a la pérdida de información para una de las condiciones experimentales.

Todos los sujetos dieron su consentimiento informado para la inclusión en el estudio antes de su participación en este. El estudio se llevó a cabo siguiendo la Declaración de Helsinki y el protocolo fue aprobado por el comité ético de la Universidad Miguel Hernández con referencia DIS.NGA.01.14-2 y número de registro 2017.32.E.OEP.

6.2.2 *Montaje experimental*

Tal como se muestra en la Figura 6.1, los sujetos se encontraban de pie sobre una placa de medición de fuerza con sus pies separados una distancia de 15 cm. La posición de su torso se encontraba controlada mediante un robot de Tronco-Pelvis actuado por cable: el Stand-Trainer (Khan et al., 2018).

En esta experimentación se han establecido tres condiciones, todos los sujetos de este estudio han participado en todas las condiciones, con periodos de descanso de 3 minutos entre ellas. Las condiciones experimentales se pueden resumir en:

- Sin soporte (US): Los sujetos permanecen de pie sobre la placa medidora de fuerza sin soporte externo. Los sujetos deben intentar mantener su postura inicial de forma natural mientras el robot le aplica una serie de cinco perturbaciones en su equilibrio. Los sujetos pueden dar un paso si lo consideran para evitar caer. Después de cada perturbación los participantes tienen un tiempo para recuperar su postura inicial antes de que se aplique la siguiente perturbación.
- Apoyo en pasamanos (HR): Los sujetos permanecen de pie sobre la placa pero se encuentran agarrando un pasamanos con su mano derecha. Mientras agarran la barra, su codo debe permanecer en un ángulo aproximado de 90° con respecto su antebrazo y eje vertical de su cuerpo. Los participantes deben mantener su postura de forma natural ayudándose del pasamanos mientras el robot de torso aplica

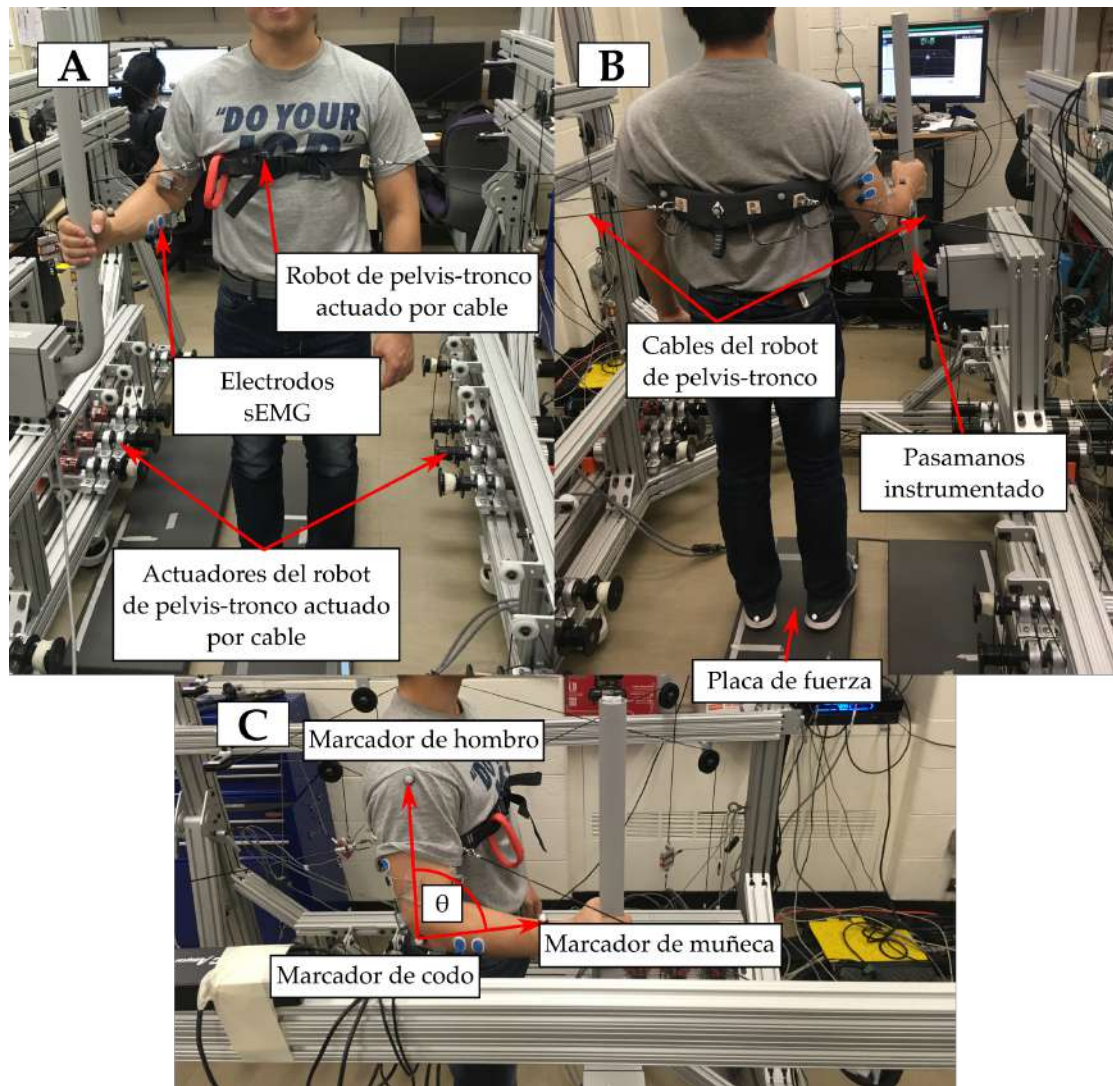


Figura 6.1: Perspectiva general del montaje experimental (A) Vista frontal del montaje, con el sujeto en la condición HR, mostrando la postura de agarre del pasamanos. El marco azul muestra una vista de detalle de la misma parte en la condición HR+E. (B) Vista trasera del montaje que muestra la ubicación de los marcadores infrarrojos de posición del efector final (cinturón) del robot actuado por cable. (C) Vista lateral que muestra la posición de los marcadores para la estimación del ángulo del codo. A lo largo de las distintas imágenes se muestra la ubicación de los electrodos sEMG utilizados para estimar la activación muscular.

una serie de cinco perturbaciones en su equilibrio. Estos tienen un tiempo para recuperar su postura inicial antes de que la siguiente perturbación sea aplicada.

- Apoyo en pasamanos con Exoesqueleto (HR+E): Esta condición tiene las mismas características que HR, pero el agarre del pasamanos se encuentra asistido mediante un exoesqueleto de mano.

Todas las perturbaciones son iguales para el mismo sujeto y consisten en una señal de fuerza en rampa desde 0 N hasta la fuerza máxima, con una duración de 1 s, seguido de un intervalo de 0.5 s en el que se mantiene la fuerza máxima. Acto seguido la fuerza cae en escalón a 0 N. La fuerza máxima varía para cada sujeto y corresponde al 15 % de su masa corporal. La fuerza se aplica siempre en la misma dirección: perpendicular al plano al plano coronal del sujeto en sentido hacia la espalda.

En cuanto al orden en que se llevaron a cabo las condiciones, la condición US siempre se ha llevado a cabo en primer lugar, como control de la capacidad del sujeto. Las condiciones HR y HR+E se realizan en orden aleatorio, de forma que la mitad de los participantes realizaron la secuencia: US,HR,HR+E; y el resto la secuencia: US,HR+E,HR.

6.2.3 Exoesqueleto de mano

En esta experimentación se ha utilizado un prototipo de exoesqueleto de mano correspondiente al diseño descrito en el Capítulo 2. En esta aplicación, el exoesqueleto de mano controla la postura de los dedos del sujeto para mantenerlos agarrados alrededor del pasamanos con un control de posición rígido; es decir, si el usuario intenta abrir la mano el exoesqueleto aplica la fuerza necesaria para mantenerla cerrada en la posición indicada. En la Figura 6.2 se muestra el prototipo empleado y una vista de detalle del agarre del pasamanos mediante el uso del exoesqueleto.

Además de mantener la postura de agarre de la mano, en esta aplicación el exoesqueleto se utilizará para medir la fuerza de interacción entre la barra del pasamanos y los dedos del usuario. Esta información permitirá estudiar la influencia del exoesqueleto en la estrategia de control postural del sujeto.

6.2.4 Robot de rehabilitación de tronco y pelvis actuado por cable: *Stand-Trainer*

El robot *Stand-Trainer* es un dispositivo modular que permite el control de los seis grados de libertad de la pelvis del usuario y tres grados de libertad del tronco. El efector final del robot consiste en dos cinturones instalados en la pelvis y la región intermedia del tronco del usuario. El sistema puede aplicar fuerzas para asistencia,

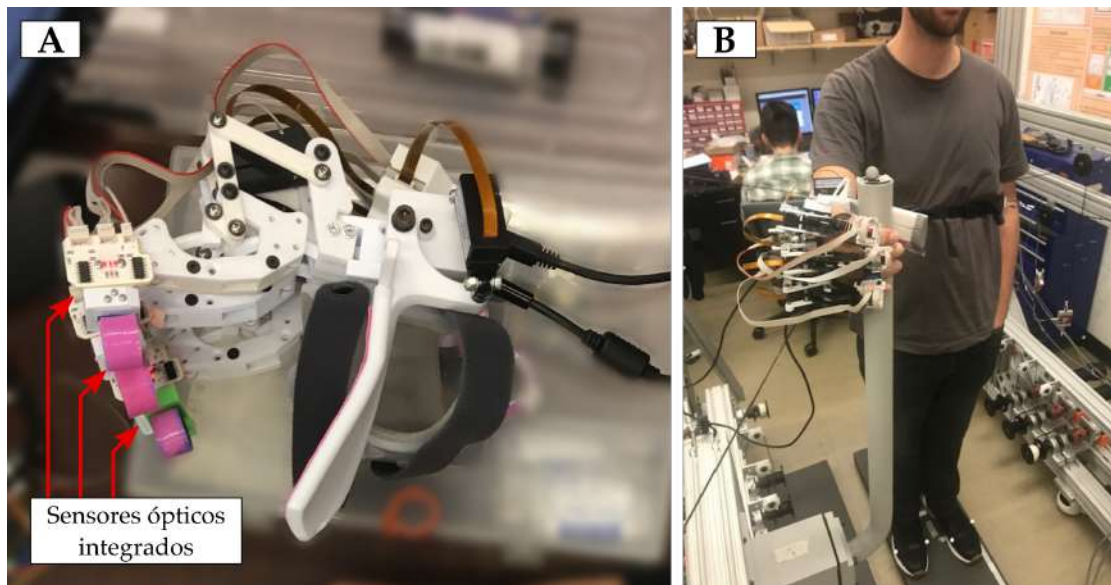


Figura 6.2: (A) Prototipo de exoesqueleto de mano utilizado en la experimentación y vista de detalle de la ubicación de los sensores de fuerza ópticos que medirán la fuerza de interacción con el pasamanos (B) Vista de detalle del sujeto utilizando el exoesqueleto de mano para agarrar el pasamanos en la condición HR+E.

resistencia o perturbación del movimiento del cuerpo humano. Estas fuerzas pueden ser ajustadas en tiempo real a través de su interfaz de software.

En esta investigación se ha utilizado el dispositivo para generar perturbaciones controladas en el tronco de los sujetos. Para ejecutar estas perturbaciones, se fijaron cuatro cables al cinturón del torso en configuración plana, utilizando un cable a lo largo de cada diagonal. Para generar las fuerzas en la dirección anterior-posterior, se utilizan dos cables vecinos para calcular las fuerzas necesarias para conseguir la fuerza de perturbación cartesiana deseada. Esta fuerza se suma a la tensión mínima requerida para contrarrestar las tensiones de los cables opuestas.

En el trabajo de (Khan et al., 2018) se puede encontrar una descripción más detallada de este dispositivo.

6.2.5 Adquisición de datos

En este montaje experimental se ha utilizado una placa de medición de fuerza (Bertec, Columbus, OH, USA) para registrar las fuerzas de reacción contra el suelo y el COP de los sujetos. Las fuerzas de reacción entre el usuario y su apoyo externo se han medido mediante un pasamanos instrumentado de fabricación a medida (± 1000 N

tri-axial, Bertec, Columbus, OH, USA). Todas las fuerzas se normalizan como fracciones del peso corporal de cada sujeto.

La información cinemática de la extremidad superior derecha del sujeto se ha capturado mediante marcadores reflectantes infrarrojos en el hombro, codo y muñeca de estos, así como en el cinturón del Stand-Trainer. La posición de estos marcadores se ha registrado mediante un conjunto **Mocap** (Vicon Motion Systems, Oxford, UK). Los marcadores situados en la extremidad superior permiten estimar el ángulo del codo (θ) mediante el cálculo del ángulo que forman los vectores correspondientes al brazo superior y antebrazo.

Las mediciones **sEMG** se han realizado utilizando cuatro unidades TeleMyo DTS (Noraxon, Scottsdale, AZ, s.f.). Estas unidades se han utilizado para medir la actividad de cuatro grupos musculares de la extremidad superior derecha: Flexores del antebrazo (flexor radial del carpo, palmar largo y flexor común de los dedos), extensores del antebrazo (Extensor urinal del carpo y extensor común de los dedos), así como los bíceps y tríceps braquiales. Las señales se han procesado utilizando dos metodologías diferentes con el fin de obtener diferentes indicadores. Para obtener información relacionada con la amplitud de la señal, la señal se ha filtrado mediante un filtro paso-banda entre 30 y 300 Hz con el fin de eliminar el ruido de frecuencias altas y los artefactos del movimiento (frecuencias bajas). Además, se ha aplicado un suavizado mediante Media cuadrática (**RMS**) en una ventana de 500 ms. Una vez filtrada, la señal se ha normalizado utilizando el valor máximo de la señal suavizada a lo largo de todos los intentos de un mismo usuario. Este procesamiento se realiza de manera independiente para cada grupo muscular y cada usuario.

La fuerza de interacción entre los módulos de dedo del exoesqueleto de mano y el pasamanos instrumentado se ha medido utilizando los sensores de fuerza integrados en el diseño del exoesqueleto (± 20 N, 100 Hz, fabricación propia (Díez et al., 2018b)). La señal de fuerza se ha filtrado utilizando un filtro Butterworth de sexto orden, paso bajo, con una frecuencia de corte de 5Hz, con el fin de eliminar el ruido electromagnético y pequeñas vibraciones introducidas por el lazo de control de los actuadores.

6.2.6 Reducción de datos

Como indicador del rendimiento de los sujetos en el control postural se ha utilizado el desplazamiento máximo del **COP**. Para ello, se resta la posición instantánea del **COP** a la posición inicial de este (valor medio en los 0.5 s previos al inicio de la perturbación), con el fin de obtener el vector de desplazamiento. Para cada instante de tiempo se

calcula el módulo de este vector (ΔCOP) con el fin de extraer el valor máximo ΔCOP para cada perturbación (ΔCOP_{max}). El indicador del rendimiento en la tarea de control postural para un usuario en una condición es el valor medio de las ΔCOP_{max} en las cinco perturbaciones de esa condición.

La respuesta muscular se ha evaluado utilizando tres parámetros extraídos de las señales **sEMG** de cada uno de los grupos musculares analizados. En particular, de la amplitud **sEMG** normalizada se extraen los siguientes indicadores:

- Valor máximo de **sEMG** para cada perturbación ($sEMG_{max}$): Este valor ofrece información sobre el esfuerzo máximo puntual del grupo muscular en cuestión.
- Integral de la señal **sEMG** para cada perturbación ($sEMG_{int}$): Este indicador permite evaluar el esfuerzo total realizado durante la perturbación y no solo en un instante puntual.
- Tiempo hasta el valor máximo de amplitud **sEMG** durante la perturbación (t_{pico}): Este dato permite estimar la velocidad de respuesta del sujeto ante la perturbación.

Finalmente, para un mejor entendimiento de la evolución de las señales de **sEMG**, y la variación de esta entre distintas condiciones, se ha realizado un análisis de la señal por épocas. Para ello, cada perturbación se ha dividido en épocas de 200 ms, en cada época se ha calculado el valor medio de la señal dentro de su ventana temporal, obteniéndose así un valor representativo de esa época. Esto permite realizar un análisis estadístico y visual para ciertos instantes de tiempo.

Este mismo análisis por épocas se realiza para las señales de fuerza de interacción entre el sujeto y el pasamanos, así como para las fuerzas de interacción entre exoesqueleto y pasamanos medidas mediante los sensores de fuerza integrados en el exoesqueleto.

6.2.7 Análisis estadístico

El análisis estadístico se ha realizado utilizando el entorno software R. En concreto, en todos los análisis se ha efectuado un análisis de normalidad utilizando el test Shapiro–Wilk y se comprobaron visualmente las gráficas Q-Q.

El supuesto de normalidad de los datos se viola en la fuerza de interacción medida por el exoesqueleto y en las variables relacionadas con las señales **sEMG**. En estos casos, se han realizado análisis no paramétricos. En concreto se ha utilizado el test de Friedman para detectar diferencias significativas entre las condiciones. En caso de obtenerse resultados significativos, se ha aplicado la prueba de rangos con signo de

Wilcoxon como análisis post-hoc. Para ajustar los p-valores se ha utilizado la corrección Holm–Bonferroni con el fin de compensar la realización de comparaciones múltiples.

Por otro lado, los resultados relacionados con el COP cumplen el supuesto de normalidad, por lo que se ha utilizado un análisis ANOVA unidireccional de medidas repetidas, acompañado de un test de esfericidad de Mauchly para comprobar si se viola el supuesto de esfericidad. En caso de que este supuesto se viole, se aplicará la corrección Greenhouse-Geisser cuando $\epsilon \leq 0.75$ y la corrección Huynh–Feldt cuando $\epsilon > 0.75$. En caso de existir diferencias significativas, se utilizará el test de Bartlett con el fin de estudiar la suposición de varianzas iguales entre grupos (Homocedasticidad y homogeneidad de varianzas). Utilizando los resultados de este test, se han utilizado los test de Games–Howell o Tukey para realizar el análisis Post-Hoc.

En todos los casos se considera que existe diferencia significativa cuando el p-valor corregido cumple $p \leq 0.05$.

6.3 RESULTADOS

6.3.1 Evaluación funcional de los sujetos

La Figura 6.3 muestra que existe una reducción generalizada en el desplazamiento de COP cuando se utiliza el pasamanos como soporte externo (ANOVA unidireccional de medidas repetidas, $p < 0.0001$). De hecho, el desplazamiento del COP de los sujetos durante la condición HR+E es significativamente menor que en la condición US (H1: Hipótesis nula rechazada, $p \approx 0.00$). Sin embargo, cuando se comparan las condiciones HR y HR+E, no existe diferencia significativa en el desempeño de los usuarios en términos de desplazamiento de COP (H2: Hipótesis nula no rechazada, $p = 0.72$).

El estudio exploratorio adicional de los parámetros funcionales muestra que el desplazamiento de los marcadores fijados al torso de los sujetos no presenta diferencias significativas (ANOVA unidireccional de medidas repetidas, $p = 0.0084$) entre las condiciones HR y HR+E ($[HR + E] - [HR] = 6.73 \pm 24 - 24mm$, Post-Hoc, $p = 0.95$). Tampoco existe diferencia significativa en la variación del ángulo del codo ($\Delta\theta$) entre estas dos condiciones ($[HR + E] - [HR] = 2.04 \pm 3.97 \text{ deg}$, Post-Hoc, $p = 0.16$).

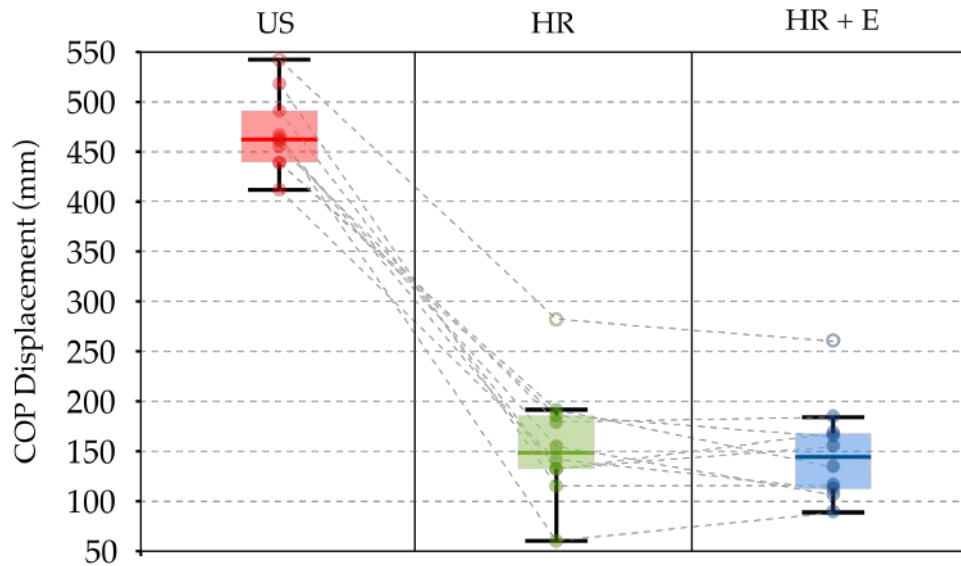


Figura 6.3: Media del desplazamiento máximo del COP calculado para cada usuario a lo largo de las tres condiciones: Sin soporte (US), soporte con pasamanos (HR), y soporte con pasamanos y exoesqueleto de mano (HR+E). Existe una reducción significativa en el desplazamiento cuando se utiliza el soporte externo, pero no existe diferencia significativa entre el uso o no del exoesqueleto.

6.3.2 Actividad muscular de la extremidad superior

La Figura 6.4 muestra todos los resultados relacionados con la actividad muscular de la extremidad superior derecha. Los resultados muestran que existe diferencia significativa en la variación de $sEMG_{int}$ (Figura 6.4 B) en los músculos flexores de los dedos (H3 [flexores]: Hipótesis nula rechazada, $p = 0.049$) y en el Biceps (H3 [biceps]: Hipótesis nula rechazada, $p = 0.049$). Un análisis Post-Hoc de la variación máxima de la señal $sEMG$ (Figure 6.4 C) también apunta en la misma dirección, ya que existe una diferencia significativa entre condiciones para los flexores de los dedos (Post-Hoc, $p = 0.01$) y los Biceps (Post-Hoc, $p = 0.02$).

En concreto, los músculos flexores de los dedos muestran una mayor actividad cuando se utiliza el exoesqueleto de mano (HR+E) ($sEMG_{int} = 0.731 \pm 0.156$) en comparación con la condición HR ($sEMG_{int} = 0.578 \pm 0.21$). Esta diferencia se puede observar en la evolución temporal de la actividad de los flexores de los dedos a lo largo de la perturbación (Figura 6.4 A). El tiempo hasta la actividad sEMG máxima por contra no muestra diferencias significativas entre las condición HR y HR+E para ningún grupo muscular.

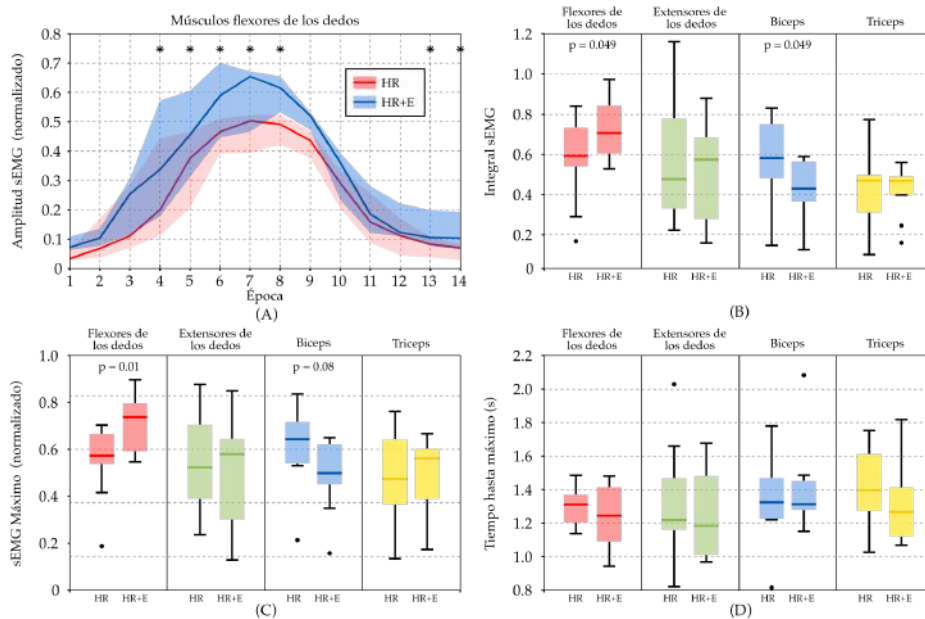


Figura 6.4: Representación gráfica de los resultados sEMG. (A) Evolución del valor medio sEMG para cada condición. Las áreas sombreadas contienen todos los valores medios de todos los participantes. El asterisco indica diferencias significativas entre las dos condiciones en esa época. (B) Comparación de la integral de la señal sEMG entre ambas condiciones para cada músculo. (C) Comparación del máximo valor de la señal sEMG entre ambas condiciones para cada músculo. (D) Comparación del tiempo hasta el máximo valor de la señal sEMG entre ambas condiciones para cada músculo.

6.3.3 Interacción entre exoesqueleto de mano y pasamanos

La Figura 6.5 muestra la evolución de la fuerza resultante en el pasamanos de apoyo, representada en épocas de 200 ms. Los resultados no indican diferencias significativas entre las condiciones HR y HR+E ($[HR + E] - [HR] = -1.13 \pm 14.94$; Post-Hoc, $p = 0.88$). Sin embargo la fuerza máxima se alcanza antes cuando los usuarios visten el exoesqueleto de mano ($[HR + E] - [HR] = 0.097 \pm 0.13s$, Post-Hoc; $p = 0.064$).

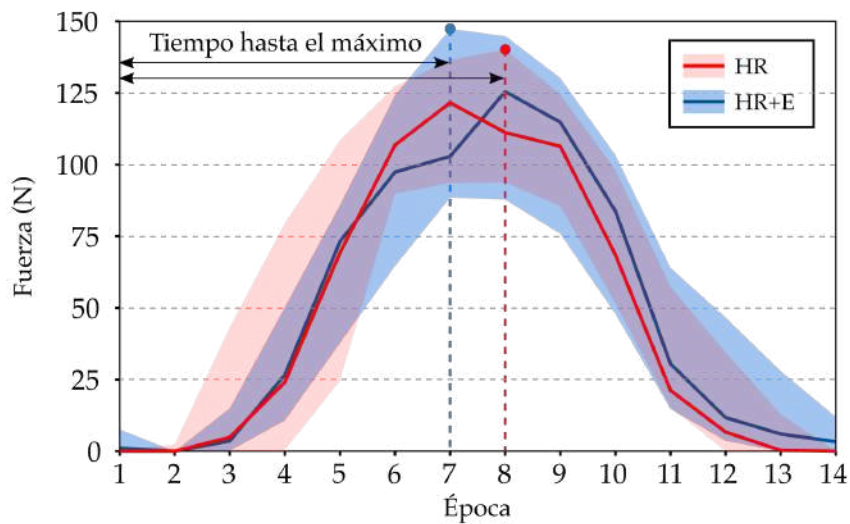


Figura 6.5: Evolución de la fuerza resultante en el pasamanos, analizada en épocas de 200 ms. Las áreas sombreadas contienen todos los valores medios para todos los participantes en cada condición.

Los sensores de fuerza integrados en los módulos de dedo del exoesqueleto de mano revelan que la mayoría de los sujetos han contraído su mano a pesar de que no debían hacerlo, lo que implica una reducción de la fuerza total de interacción entre el exoesqueleto y el entorno. Una prueba T de Student para muestras simples revela una reducción significativa de la fuerza medida en el exoesqueleto en todos los dedos, tal y como se muestra en la Figura 6.6.

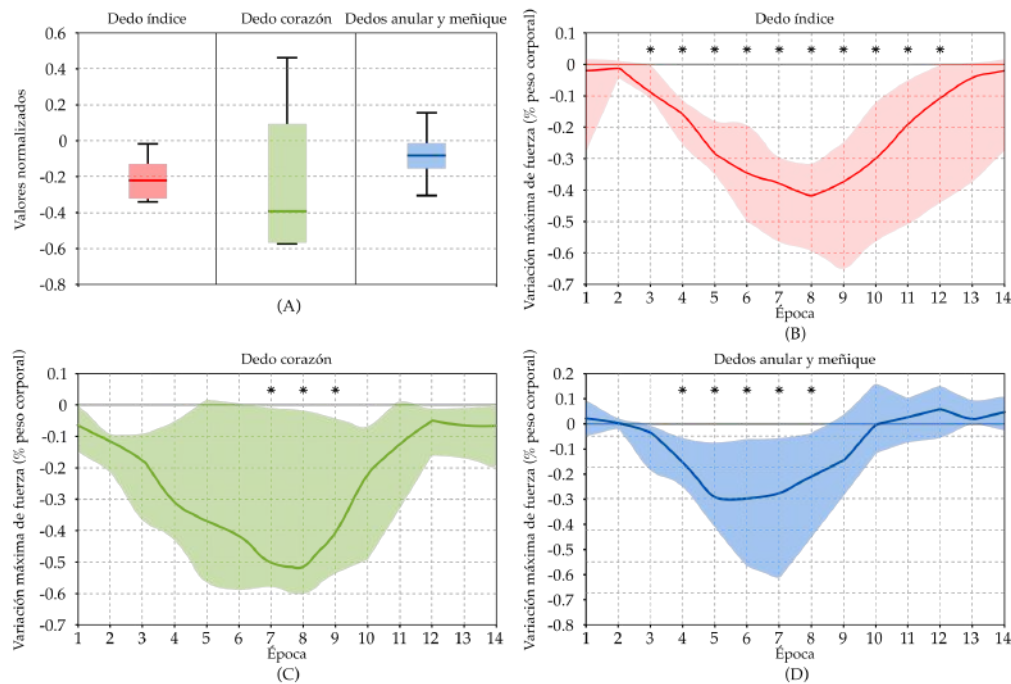


Figura 6.6: Resultados de la variación de las fuerzas de interacción medidas por el exoesqueleto. (A) Gráfica de cajas de la fuerza de interacción en el exoesqueleto para todos los sujetos en cada condición. (B) Evolución de la fuerza de interacción en el dedo índice, analizada en épocas de 200 ms. (C) Evolución de la fuerza de interacción en el dedo corazón, analizada en épocas de 200 ms. (D) Evolución de la fuerza de interacción en los dedos anular y meñique, analizada en épocas de 200 ms. Las áreas sombreadas contienen los valores medios de todos los participantes. Los asteriscos indican una diferencia significativa respecto a la fuerza de interacción de referencia en cada época. En todas las gráficas, los valores positivos indican una fuerza que intenta abrir el exoesqueleto de mano. Los valores negativos indican una fuerza que intenta cerrar el exoesqueleto de mano.

6.4 DISCUSIÓN

Este estudio realizado en sujetos sin discapacidad motriz revela que el exoesqueleto de mano no ha interferido en el desempeño del control postural, tal y como se corrobora en la hipótesis H1 y H2. En ambos casos (HR y HR+E), el uso del pasamanos mejoró la estabilidad del COP de los sujetos. Estos resultados además se ven apoyados por los datos obtenidos de los marcadores infrarrojos situados en el torso de los sujetos.

De hecho, el uso del exoesqueleto de mano no implica una diferencia clara en términos de control postural del tronco. Teniendo en cuenta que los sujetos del estudio no presentan trastornos físicos y psicomotores importantes, podemos asumir que todos ellos son capaces de mantener un buen equilibrio del tronco por su cuenta. Por lo tanto, los resultados sugieren que el uso del exoesqueleto podría presentar beneficios potenciales para usuarios con trastornos que les impidan realizar un agarre adecuado de un elemento de apoyo. Además, en el caso de pacientes que han sufrido un ACV, el uso de este dispositivo para este tipo de aplicaciones es un refuerzo para el entrenamiento motriz tras las fases iniciales de la rehabilitación. Desde el punto de vista de la rehabilitación, la incorporación de este dispositivo en las actividades de la vida diaria puede tener un efecto diferenciador en la recuperación de los pacientes.

La presencia del exoesqueleto de mano parece que tiene un efecto en la forma en la que la extremidad superior interactúa con el soporte externo, tal y como sugiere el adelantamiento del pico máximo de la fuerza medida en el pasamano cuando se introduce el exoesqueleto de mano. Además, este introduce diferencias en el patrón de activación de ciertos músculos (Hipótesis 3) de la extremidad superior. En particular, se observa un incremento importante y significativo en la activación de los músculos flexores de los dedos. Este efecto se produce de forma generalizada, ya que se observa un incremento tanto en la señal integrada (sostenida en el tiempo) como en el valor máximo de esta (instantáneo). Esta actividad aumentada puede estar asociada al hecho de que la mayoría de sujetos contrajeron su mano, lo que resulta en la reducción en la fuerza de interacción medida por el exoesqueleto de mano. Este esfuerzo extra ejercido por los sujetos no se aplica en el pasamanos, sino que es absorbido por la estructura del exoesqueleto de mano, que implementa un control rígido de posición de los dedos. Por contra, la actividad muscular en el bíceps presenta sólo una diferencia marginal entre las condiciones HR y HR+E que, aunque podrían achacarse a efectos espurios, son consistentes con otros de los efectos estudiados. En concreto, se puede observar una reducción marginal en la señal $sEMG_{int}$ del bíceps cuando se utiliza el exoesqueleto de mano.

A pesar de los resultados prometedores, es necesario destacar ciertas limitaciones de este estudio. Puesto que debemos ser conscientes de que este estudio implica sólo once usuarios sin trastornos físicos. Por consiguiente, aunque pensamos que los resultados pueden ayudar a conocer el efecto del uso de el exoesqueleto de mano en sujetos con discapacidad, los resultados no deben ser generalizados más allá de las condiciones de este estudio. Estos resultados deben seguir como guía para estudios futuros con usuarios que presenten algún trastorno asociado al control postural y/o

de agarre. Es más, este estudio se ha limitado a la primera reacción de los sujetos al exoesqueleto de mano, ya que no tuvieron tiempo para aprender nuevas estrategias posturales. Por tanto, el siguiente paso lógico puede consistir en estudiar si los efectos observados pueden ser modificados mediante entrenamiento constante y familiarización con el exoesqueleto, con el fin de comprobar si los usuarios pueden aprovechar mejor las capacidades de este, y optimizar el esfuerzo muscular requerido.

6.5 CONCLUSIONES DEL CAPÍTULO

En resumen, el uso del exoesqueleto con el soporte externo (pasamanos) en sujetos sin trastornos físicos y psicomotrices importantes parece ser tan efectivo como el uso de su mano (con sus plenas capacidades) desde el punto de vista funcional. Sin embargo, a pesar de no existir diferencias funcionales, aparentemente, el exoesqueleto introduce ciertas diferencias en el papel de la extremidad superior en su estrategia postural. En ausencia de más indicios, planteamos la hipótesis de que estos cambios en la actividad muscular pueden asociarse a estrategias de sobrecompensación inconscientes con el fin de suplir la falta de realimentación táctil y dinámica inherente al uso de dispositivos vestibles como los exoesqueletos. Esto podría explicar la mayor activación muscular de los flexores, la aplicación de una fuerza de agarre adicional innecesaria y la anticipación en el uso del pasamanos. Además, la reducción en la activación sostenida en el tiempo medida en el bíceps, junto al incremento en la extensión máxima del codo, podría implicar que esta falta de realimentación táctil provoque una falta de confianza de los usuarios en la capacidad de su brazo.

La naturaleza exploratoria de este estudio nos impide extraer conclusiones firmes, sin embargo concretar las cuestiones a estudiar en relación al uso de exoesqueletos de mano, no solo como herramienta para agarrar y manipular objetos, sino como una interfaz fiable para interactuar con el entorno y el resto del sistema de control neuromuscular humano.

CONCLUSIONES

7.1 CONCLUSIÓN

A lo largo de esta investigación, el dispositivo diseñado ha se ha ido optimizando de forma concurrente con las pruebas experimentales, ya que el diseño de un exoesqueleto es una labor compleja que se enfrenta a multitud de limitaciones.

Por un lado, nos encontramos con las limitaciones tecnológicas, ya que en muchos casos no existen componentes diseñados específicamente para este tipo de aplicaciones. Esta limitación se acentúa más en el caso de la mano, donde cobra gran importancia la escala de los componentes, que deben ser suficientemente pequeños y ligeros como para ubicarse en el entorno de esta sin suponer una molestia o una carga, pero deben ser capaces de soportar los esfuerzos que la mano humana es capaz de realizar. En el caso de los actuadores, en la industria es difícil encontrar soluciones de compromiso para esta escala. Consideramos que para que los dispositivos vestibles, y en concreto los exoesqueletos de mano, consigan extraer todo su potencial, es necesario que se desarrollen actuadores que alcancen la densidad de potencia requerida en la mano humana.

Por otro lado, los exoesqueletos están sometidos a las limitaciones propias de la robótica que interactúa con humanos (robótica de servicio), campo que se encuentra aún en etapas de desarrollo más tempranas que la robótica industrial. La interacción con humanos requiere extremar la precaución en cuanto a la seguridad de los sistemas, lo que requiere, en muchos casos, que deban limitarse las capacidades dinámicas de los robots. Esto acentúa el hecho de que los exoesqueletos no puedan lograr la movilidad de sus homólogos biológicos. Además de las cuestiones relacionadas con la seguridad, se plantean cuestiones éticas en el uso de estos en etapas tempranas y en cómo deben plantearse los ensayos empíricos requeridos para el desarrollo de los dispositivos.

Dado que existen multitud de diseños de exoesqueletos de mano previos a esta tesis, en este trabajo de investigación se ha profundizado en el diseño *fino* de este tipo robots, con el objetivo de lograr un diseño polivalente. Para ello se han analizado las limitaciones y ventajas de los trabajos previos y se ha intentado refundir un

diseño que resulte práctico en multitud de entornos, dotándolo de varias interfaces humano-máquina para adaptarlo a distintas capacidades residuales de los usuarios.

Aunque este trabajo se ha centrado en el control mediante [EMG](#), [Mocap](#) y realimentación de fuerza, este dispositivo se ha utilizado en montajes similares al expuesto en el capítulo 4 utilizando interfaces [EEG](#) y [EOG](#) (([Badesa et al., 2019](#)) y ([Barios et al., 2019](#))).

En el desarrollo de los sistemas de control por realimentación de fuerza, y siguiendo la búsqueda del ajuste fino de las tecnologías aplicadas a los dispositivos vestibles, se optó por realizar el diseño de una arquitectura propia de sensor de fuerza que fuera fácilmente integrable en estos dispositivos. Ya que, de forma similar a lo que ocurre con los actuadores, los sensores comerciales no cumplen con todos los requisitos necesarios para su utilización óptima en un exoesqueleto de mano.

7.2 TRABAJOS FUTUROS

Este trabajo se ha centrado en la ingeniería de exoesqueletos, desarrollando tecnología y optimizando el diseño para que cumpla los requisitos tecnológicos, de seguridad y éticos para su uso con humanos en entornos médicos, habiéndose realizado la mayoría de pruebas con sujetos sanos o en entornos clínicos controlados y limitados. Como trabajos futuros se plantea el estudio exhaustivo de los efectos a largo plazo que puede tener el uso del dispositivo y las estrategias de control desarrolladas:

- Estudio clínico del sistema multimodal de rehabilitación con el fin de evaluar y comparar la evolución de los pacientes con respecto a terapias tradicionales o terapias basadas en entornos virtuales.
- Estudio de la evolución de la movilidad de la mano en pacientes que realizan terapias intensivas y continuadas utilizando el exoesqueleto con las interfaces planteadas en el capítulo 5.
- Recopilación de situaciones cotidianas en las que el uso de del exoesqueleto de mano pueda mejorar la independencia de usuarios crónicos, y elaboración de estrategias de control de posición y fuerza que faciliten su realización.
- Estudio de la curva de aprendizaje y tiempo de adaptación requeridos para lograr que los usuarios utilicen el exoesqueleto de forma óptima.
- Mejora del mecanismo de actuación del pulgar para aumentar el número de grados de libertad activos aumentar la variedad de agarres posibles.

CONTRIBUCIONES PRINCIPALES

La presente Tesis Doctoral está sustentada por un compendio de trabajos previamente publicados en revistas de impacto, indexadas según JCR Science Edition. El cuerpo de dicha tesis queda constituido por los siguientes artículos, cuyas referencias bibliográficas completas se indican a continuación:

Díez, J. A.; Badesa, F. J.; Lledó, L. D.; Sabater, J. M.; García-Aracil, N.; Beltrán, I. y Bernabeu, Á. (2016a), «Design and Development of a Pneumatic Robot for Neurorehabilitation Therapies», en: *Advances in Intelligent Systems and Computing*, vol. 418, págs. 315-326, ISBN: 9783319271484, DOI: [10.1007/978-3-319-27149-1_25](https://doi.org/10.1007/978-3-319-27149-1_25)

- Título de la revista: Adv. Mech. Eng. (ISSN: 1687-8132)
- Factor de impacto JCR-SCI (2019): 1,203
- Categoría: Mechanical Engineering, Cuartil Q4 (106/130).

Díez, J. A.; Blanco, A.; Catalán, J. M.; Badesa, F. J.; Lledó, L. D. y García-Aracil, N. (2018b), «Hand exoskeleton for rehabilitation therapies with integrated optical force sensor», *Advances in Mechanical Engineering* **10**(2), pág. 168781401775388, DOI: [10.1177/1687814017753881](https://doi.org/10.1177/1687814017753881)

- Título de la revista: Sensors (ISSN: 1424-8220).
- Factor de impacto JCR-SCI (2019): 3,275
- Categoría: Instruments & Instrumentation, Cuartil Q1 (15/64).

Díez, J. A.; Blanco, A.; Catalán, J. M.; Bertomeu-Motos, A.; Badesa, F. J. y García-Aracil, N. (2018a), «Mechanical Design of a Novel Hand Exoskeleton Driven by Linear Actuators», en: *Advances in Intelligent Systems and Computing*, vol. 694, págs. 557-568, ISBN: 9783319708355, DOI: [10.1007/978-3-319-70836-2_46](https://doi.org/10.1007/978-3-319-70836-2_46)

- Título de la revista: Adv. Mech. Eng. (ISSN: 1687-8132)
- Factor de impacto JCR-SCI (2019): 1,203
- Category: Mechanical Engineering, Cuartil Q4 (106/130).

Diez, J. A.; Santamaria, V.; Khan, M. I.; Catalán, J. M.; Garcia-Aracil, N. y Agrawal, S. K. (2020), «Exploring New Potential Applications for Hand Exoskeletons: Power Grip to Assist Human Standing», *Sensors* **21**(1), pág. 30, DOI: [10.3390/s21010030](https://doi.org/10.3390/s21010030)

- Título de la revista: *Sensors* (ISSN: 1424-8220).
- Factor de impacto JCR-SCI (2019): 3,275
- Categoría: Instruments & Instrumentation, Cuartil Q1 (15/64).

A continuación se anexan los documentos correspondientes a dichas publicaciones.

Multimodal robotic system for upper-limb rehabilitation in physical environment

Jorge A Díez, José M Catalán, Luis D Lledó,
Francisco J Badesa and Nicolás Garcia-Aracil

Abstract

This article researches the feasibility of use of a multimodal robotic system for upper-limb neurorehabilitation therapies in physical environments, interacting with real objects. This system consists of an end-effector upper-limb rehabilitation robot, a hand exoskeleton, a gaze tracking system, an object tracking system, and electromyographic measuring units. For this purpose, the system architecture is stated, explaining the detailed functions of each subsystem as well as the interaction among them. Finally, an experimental scenario is designed to test the system with healthy subjects in order to check whether the system is suitable for future experiments with patients.

Keywords

Rehabilitation devices, medical robots, multimodal interface, exoskeleton, physical environment

Date received: 23 February 2016; accepted: 29 August 2016

Academic Editor: Ruey-Jen Yang

Introduction

The use of robotic systems in neurorehabilitation therapies may be justified because of its potential impact on better treatment and motor learning.¹ For this reason, in the recent years, a wide variety of robotic devices for upper-limb neurorehabilitation have been developed by research groups around the world.^{2–11}

In conjunction with these robotic devices, a wide range of robot-oriented rehabilitation interfaces and environments have been stated. Many of the current devices use virtual reality systems to set up the rehabilitation context;^{12–17} and just few examples use physical environments.^{18,19} It should be pointed out that all these examples, except Badesa et al.'s¹⁴ work, use robotic exoskeletons.

Virtual reality systems are specially suitable for early stages of the disease,²⁰ due to the flexibility that it offers when designing tasks and feedback stimuli, and the safety that it provides due to the absence of interaction with physical objects that can lead to injuries. However,

in order to obtain a realistic interaction, it is necessary to use haptic devices,^{21–24} which result in expensive and complex systems. In contrast, physical environments may suppose a good and inexpensive alternative to perform more complex, and functional, rehabilitation tasks in later stages of the disease, when patients have recovered some motor control of their upper limb.

The objective of this article is to check whether an end-effector rehabilitation robot²⁵ can be used to develop a fully functional multimodal rehabilitation system in physical environments. In contrast to Frisoli et al.'s¹⁹ work, the use of an end-effector robot instead of an exoskeleton is expected to result in a considerable

Biomedical Neuroengineering Group, Universidad Miguel Hernández de Elche, Alicante, Spain

Corresponding author:

Jorge A Díez, Biomedical Neuroengineering Group, Universidad Miguel Hernández de Elche, Alicante 03202, Spain.
Email: jdiez@umh.es



Creative Commons CC-BY: This article is distributed under the terms of the Creative Commons Attribution 3.0 License

(<http://www.creativecommons.org/licenses/by/3.0/>) which permits any use, reproduction and distribution of the work without further permission provided the original work is attributed as specified on the SAGE and Open Access pages (<https://us.sagepub.com/en-us/nam/open-access-at-sage>).

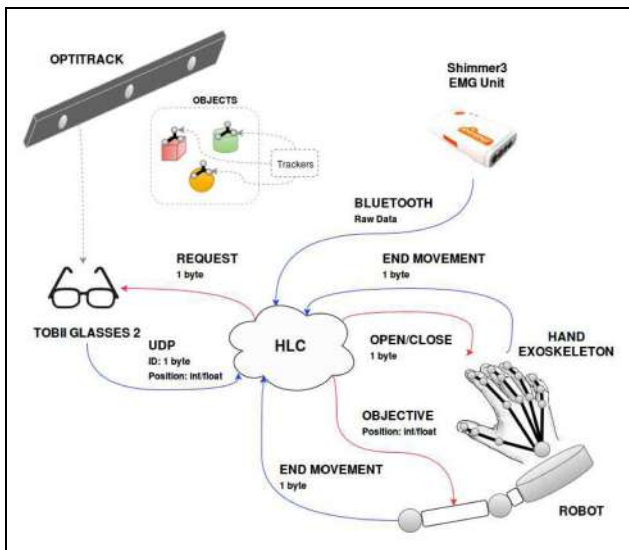


Figure 1. System architecture and communications between components.

reduction in the setup time as well as in an increase in user's comfort. Additionally, the brain-computer interface (BCI) is replaced by electromyography, which does not require previous training, reducing user's mental fatigue²⁶ and saving additional time.

In this regard, the experimentation will focus on testing whether the mechanical system can be controlled with precision and safety enough to interact with some objects and perform a simple occupational therapy activity successfully, so that further researches in this path can be done.

Multimodal architecture

The starting point is an already designed upper-limb neurorehabilitation robot, which was conceived to deliver therapies in virtual reality environments, during the early stages after stroke.

In order to achieve the stated objectives, a multimodal architecture has been stated so that users can use a combination of their residual capabilities to perform the task. Among the possible remaining skills that patients may keep, eye movement and electromyographic (EMG) signals have been chosen for these tests.

Specifically, the designed system is composed of the following:

- An object tracking system, which gives the position of the object that will be handled.
- A gaze tracking device that will determine which object the patient is looking at.
- EMG measuring units used as a trigger of several actions.

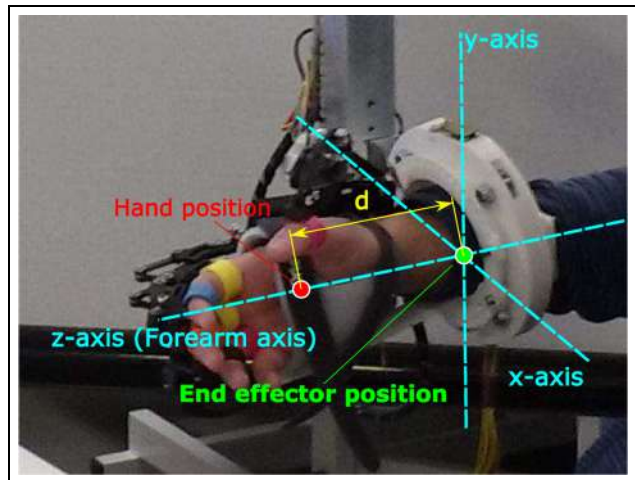


Figure 2. Difference between hand position and end-effector position with respect to the reference frame of the end-effector.

- An end-effector rehabilitation robot that will assist the patient to perform reaching movements.
- A hand exoskeleton for grasping the objects.
- A computer that implements the high-level control (HLC) system, which will process and coordinate the signals of each device and will determine the control actions.

Communication and relationship between each element are stated in Figure 1.

Upper-limb rehabilitation robot

The robotic device that is going to be used has 3 active degrees of freedom (DOFs), actuated by pneumatic drives, which are able to position the end-effector in any point inside the workspace of the robot; this workspace is such that it contains the positions that a mean human arm can reach, as presented in a previous publication.²⁵ Additionally, the end-effector has 3 passive rotational DOFs that allow the patients to freely orient their arm. These passive DOFs are sensed so that a reconstruction of the user's arm can be performed.²⁷ Since the device acts on the forearm, the DOFs corresponding to the wrist are fixed by means of an orthosis attached to the end-effector of the robot.

This device was originally designed to deliver rehabilitation therapies in a virtual reality environment specifically designed for it. In this context, users try to reach several target positions with their wrist assisted by the robot. In this configuration, the end-effector is centered on the wrist and the control system monitors and positions this one.

In the studied application, due to structural issues, the part that is to be positioned (hand center) is different from the end-effector center (Figure 2), which now

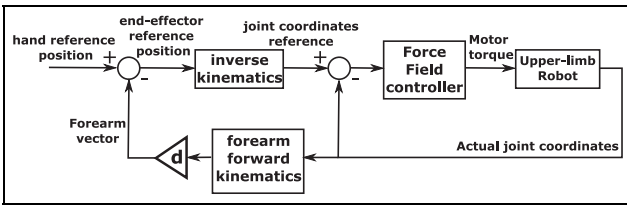


Figure 3. Block scheme used to control the position of the end-effector of the device, with an additional loop for dynamically adjusting the end-effector reference sent to the PID controller.

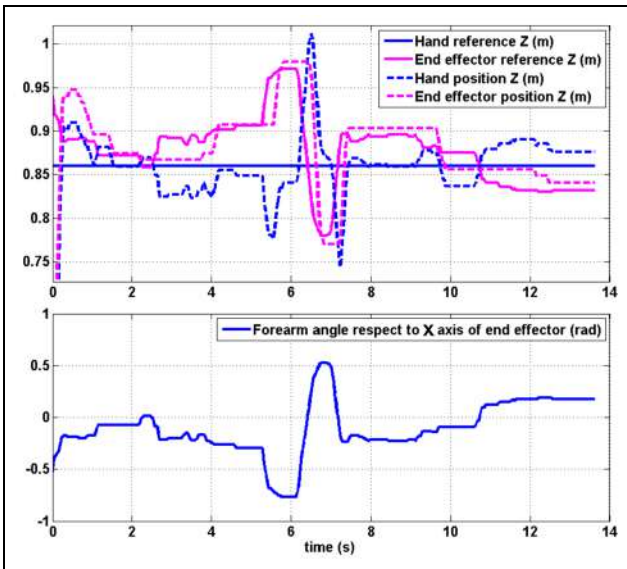


Figure 4. Example of robot control tasks, where the hand reference is a constant height with respect to the ground (Z-axis of the world reference frame). Top figure shows the evolution of the reference and actual signals, while the plot in the bottom displays the measured coordinate that controls the end-effector reference.

lies at a distance d on the forearm. Thus, it is necessary to transform the object grasping position to the end-effector position depending on the orientation of the forearm, so that the control system of the robot can compute control actions as shown in Figure 3. As an example, the result of a control test, for the Z-coordinate of the robot (height with respect to the ground), is displayed in Figure 4. In this test, a constant hand target is stated and the system computes the reference needed to place its end-effector in the proper position; it can be seen that the variation in the forearm orientation involves a coherent change in the reference of the end-effector.

This upper-limb robot implements an experimental controller based on the potential and force fields.²⁸ This method consists of stating a force field, along the whole workspace, such that the target point has the minimum

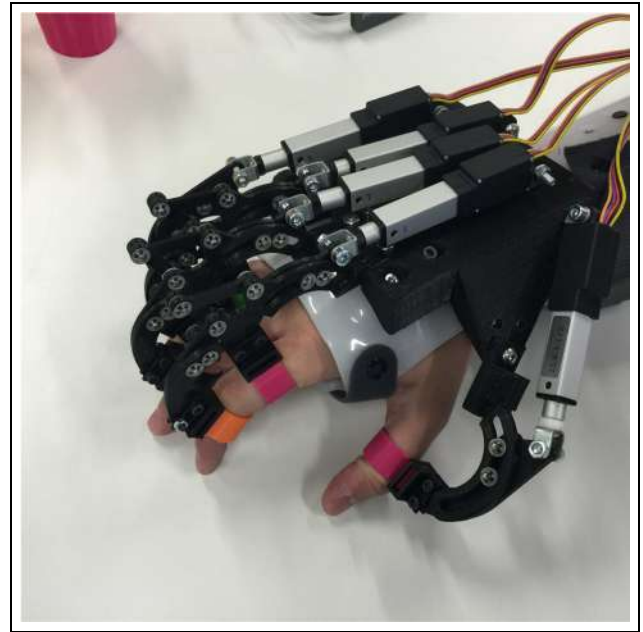


Figure 5. Detailed view of the hand exoskeleton.

potential; therefore, the system will exert an action on the end-effector in order to reach this point. The gradient of the force field becomes sharper over the time, so the system helps slow users (which are supposed to have difficulty when performing the task) while offers low or null aid to the faster ones. A more detailed description of the algorithm implementation can be found in previous publications.^{28,29}

Hand exoskeleton

In order to interact with physical objects, it is necessary to use a device that can assist hand movements. The most suitable kind of device to reach this purpose is a hand exoskeleton.

The exoskeleton that will be used in this case is based on a pneumatic rehabilitation robot already designed,³⁰ which was designed specifically for rehabilitation applications. The current design is an electrical-driven robot for both rehabilitation and assistance applications which uses five linear actuators to move each finger independently (Figure 5). The stroke of the actuators is sensed so that the finger pose can be estimated by means of its direct kinematics.

Gaze tracking system

The Gaze tracking system is based on the information provided by the Tobii Pro Glasses 2. This wearable eye tracker device is capable to send wirelessly a live streaming of video and data simultaneously by WiFi communication. The live video provided by the scene

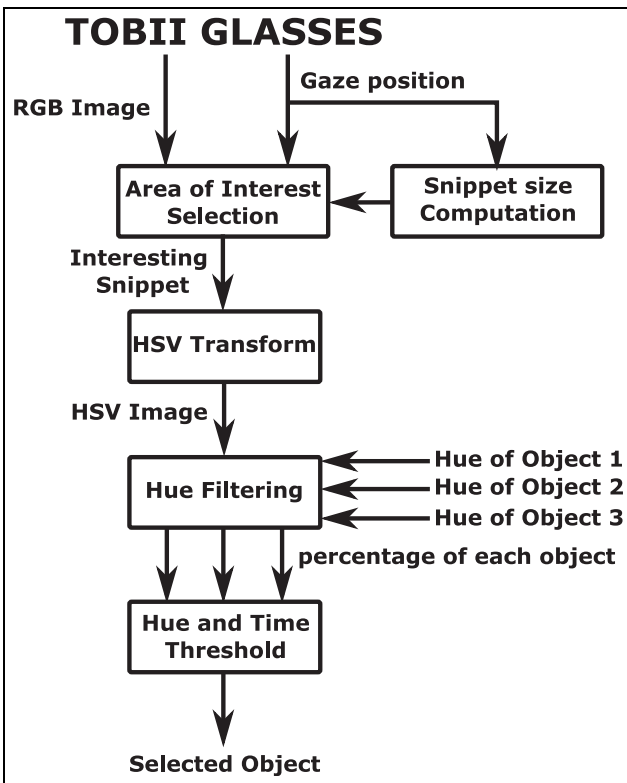


Figure 6. Object identification algorithm.

camera (full HD, 1920×1080 , 25 fps) is in H.264 compression format. This live video visualization only serves to have a feedback about what the user is looking at. The gaze position is included in the data set provided by the stream of data. The coordinates of the gaze position make reference to the visual captured by the scene camera, because of this they are normalized by the video frame size.

A color-matching recognition algorithm (Figure 6), based on hue, saturation, and value (HSV) color coding, is used for discerning which is the object that the patient is looking at. In order to reduce the processing time, just the image of the surroundings of the gaze position is processed. To do that, a threshold that depends on the object size, the distance of the object, and the error committed during the calibration process is defined. This parameter is used to delimit a piece of image centered in the gaze point, as the highlighted one in Figure 7. Inside this snippet, the percentage of each stated color is computed, so when a threshold is overcome during a certain amount of time, the detection of the corresponding object is triggered (Figure 13, bottom).

Object tracking system

Since physical environments are prone to the changes and imprecision, it is necessary to have a system capable

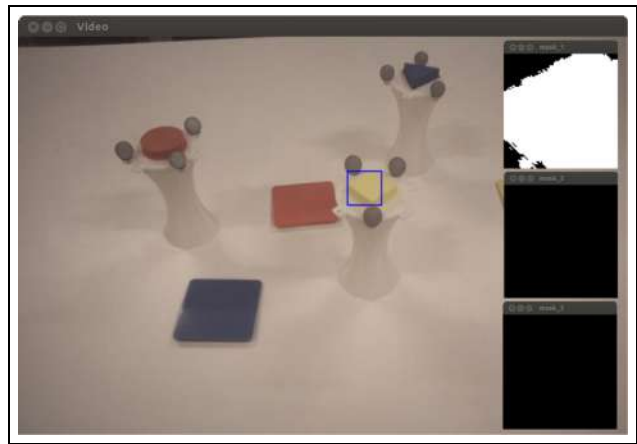


Figure 7. Left: image from Tobii Glasses with the surroundings of the gaze position highlighted with a blue square. Right: color masks (yellow, magenta, and cyan) applied to the snippet.

to detect those changes, in this case the variability in the position of the target objects. A visual tracking system has been chosen for this purpose, concretely the OptiTrack Trio camera system. This device is composed of three pre-calibrated infrared cameras that are able to track the position of several highly reflective markers (gray spheres in Figure 7). Each object has a characteristic distribution of markers so that the tracking system can clearly discern each of them and track their position in real time.

The position given by the OptiTrack Trio is referred to its own reference system, which differs from the robot's one. In order to compute the transformation matrix between both the devices, a calibration process needs to be performed to relate both the coordinate systems if cameras or robot have been moved. This calibration proceeding consists of placing objects in four arbitrary positions and reaching them with the end-effector. Then, for each position i , coordinates given by the robot \mathbf{p}_{robot} and tracking system \mathbf{p}_{camera} are related by equation (1), where points \mathbf{p} and transform matrix \mathbf{T} are expressed in terms of three-dimensional homogeneous coordinates, with unitary projective component. Therefore, a system of four vectorial equations is obtained, resulting in a 12-linear equation system with 12 variables (three rows with four components of the transform matrix) which can be easily solved. This method achieves a mean distance error of 3.97 cm with a standard deviation of 1.96 cm; the error distribution for each spatial coordinate is plotted in Figure 8. It is expected that the camera provides reference position with a maximum typical error of 6 cm, so this value will be the admissible tolerance for the system to consider that the robot has reached the target. One of the objectives of the validation process will be to check whether this tolerable error is enough to grasp the objects safely

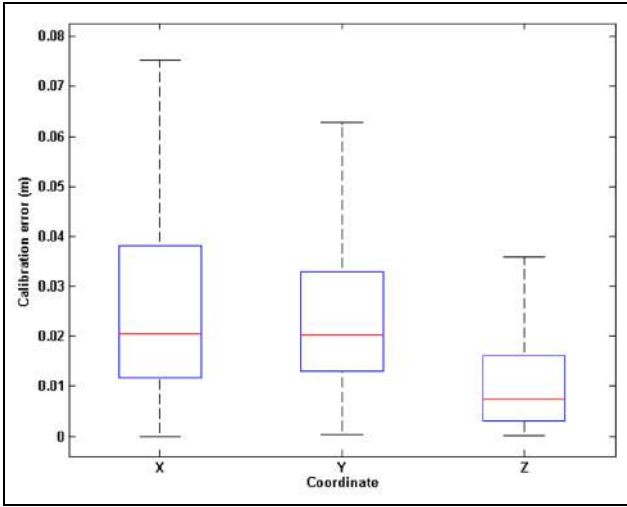


Figure 8. Calibration error distribution for each coordinate. Red lines denote the median of the error; blue boxes show the mean and standard deviation; black dotted lines cover the range of the error.

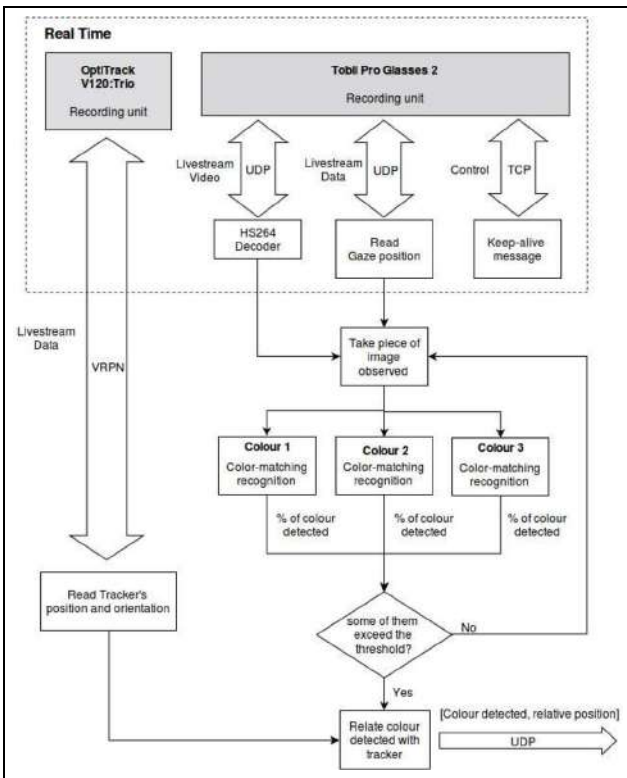


Figure 9. Software architecture and communications between the elements of the tracking system.

$$\mathbf{p}_{robot}^i = \mathbf{T}p_{camera}^i \quad (1)$$

Both object tracking system and gaze tracking system work together as shown in Figure 9 to find out which object the user is looking at and send the correct grasping position to the HLC system.

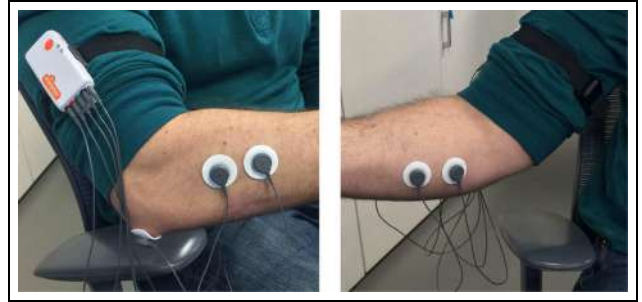


Figure 10. User with EMG unit and electrodes. Left: electrodes over extensor digitorum muscle. Right: electrodes over flexor digitorum superficialis muscle.

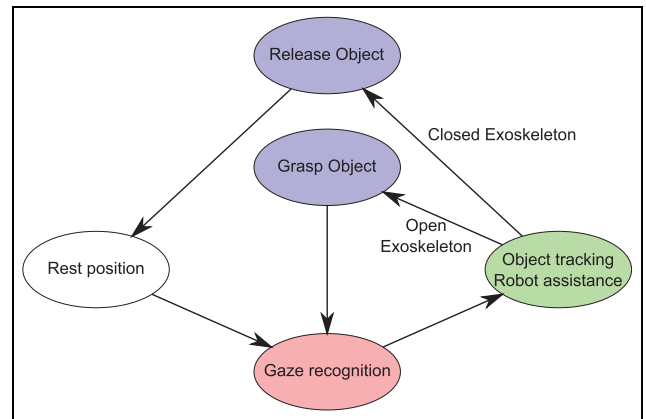


Figure 11. State machine diagram of the implemented HLC.

Electromyography units

For triggering the opening and closing actions of the hand exoskeleton, a Shimmer3 EMG unit has been selected, which provides two differential channels for EMG measurement that will be used for detecting the flexion and extension of forearm muscles, as shown in Figure 10.

The chosen triggering method is based on applying a threshold on the envelope of the EMG signals, which implies a simple and fast treatment process. For this purpose, a high-pass filter with 5 Hz cutoff frequency is applied to the raw data, so that if any DC offset or drift is reduced, the result is rectified by applying the absolute value; finally, the obtained signal is treated by a low-pass filter of 5 Hz to get the envelope (Figure 13). The activation threshold varies significantly among users and conditions, so this value must be calibrated before performing the activity.

High-level controller

All the elements mentioned above are coordinated by a high-level controller which implements the state

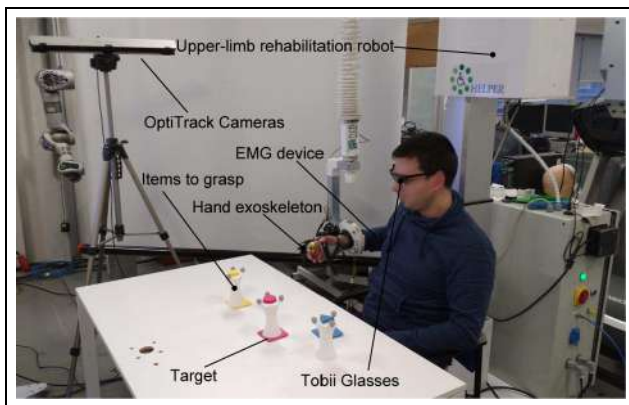


Figure 12. Experimental setup with each involved device.

machine shown in Figure 11. This subsystem controls the transition between states and acts as an intermediary in the communication flow, adapting it to the format that each device might need. This architecture will allow to change technologies of each component without affecting the performance of the rest of the elements, for example, EMG triggering might be changed to electroencephalogram (EEG) or electrooculogram (EOG) interface without the need for the changes in robot controller or tracking systems. Moreover, according to the residual capabilities of the user, some states might be automatized, in order to maximize the kind of disabilities that can be treated with this system.

System validation

In order to check the feasibility, stability, and safety of the system, an experimentation has been performed with healthy subjects.

Experimental setup

The experimental test consists of performing a simulated rehabilitation scenario, in which users must perform a simple reaching task, where they have to match colors, as follows:

- The user has to look at the object that the therapist tells him.
- The tracking system will recognize which object the user has chosen and will send its position to the control system.
- The robot will compute and perform the suitable actions to assist the user to reach the target, and the subject should not perform the movement by himself, even opposing to the actions of the robot.
- Once the user is close to the grasping position, the hand must be closed using the EMG trigger.

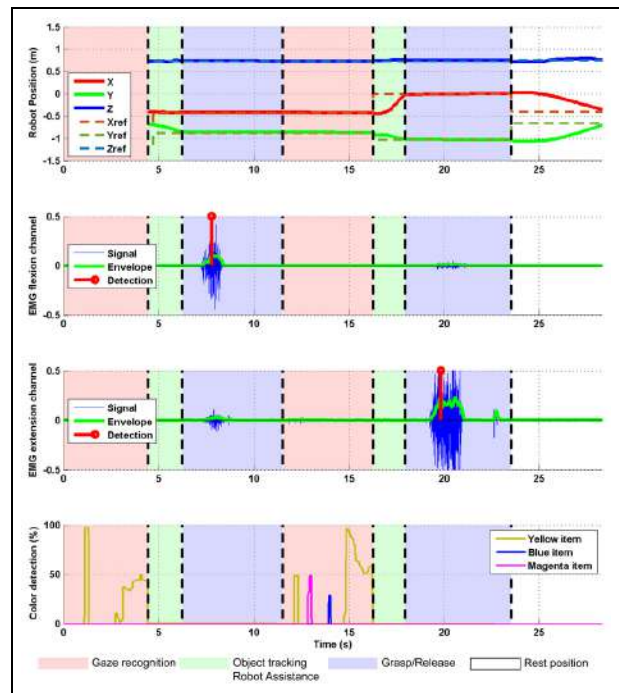


Figure 13. Experimental results for one cycle of grasping and releasing.

- After that, the user must look at the target that he or she considers is the correct place to release the object.
- Again, the tracking system jointly with the robot will assist in the fulfillment of the action.
- At the release position, the user must trigger the opening of the hand again by EMG signal.
- The robot takes the user to the rest position and waits for further instruction from the therapist.

The grasping objects used in this experiment are specially designed for it and consist of white cup-like recipients with a design easy to grasp, crowned by a cap with a colored (magenta, yellow, blue) geometric shape and a concrete distribution of reflective markers. The releasing targets are square cup holders; the color of each one corresponds to the color of one grasping cup. Both kinds of item are shown in Figure 7.

The subject will perform the activity in sitting position, with the objects lying on a table in front of him, just as shown in Figure 12.

Once the scenario is established, tracking system must be calibrated just once and is valid while cameras and robot frame remain in the same position. Hence, setting up the system on the user implies few simple tasks that require about 5 min, for healthy subjects, as follows:

- Wearing the Tobii Glasses (30 s)

- Attaching EMG unit (30 s)
- Setting up the end-effector on user's arm (2 min)
- Fixing hand exoskeleton to user's fingers (2 min)

When setting up users with impaired mobility, these times are expected to be higher. However, until further research is performed, it is assumed that the arrangement of the system is simple enough to be suitable in a clinical scenario.

Results

The system validation involved six users, between 24 and 32 years old from the staff of Biomedical Neuroengineering Group of Miguel Hernández University; all of them with no major cognitive or physical deficits. Each subject performed three grasping–releasing cycles.

Figure 13 shows the state and evolution of the different subsystems along the performance of one cycle of grasping and releasing for a healthy subject. Some results can be drawn as follows:

- The robot position graph shows that this device is precise enough to reach the target points in a short amount of time with a stable response. In every iteration, the robot was able to approach the user's hand within the tolerance area defined in section "Object tracking system," and that position was suitable for successfully grasping the object.
- From the EMG plots, despite that the detection is only computed in its respective states to avoid false-positive readings in other than hand opening/closing phase, it can be seen that the influence of the arm movements is negligible in the EMG signal of the chosen muscles.
- During the tests, a total of 36 EMG detections were performed with a success rate of 83%, with 14% false-positives and 3% false-negatives.
- The figure related to the color detection shows that the selected colors are suitable for the tests since there is no overlap between them and other colors present in the environment. Color detection got a success rate of 100% for healthy users, so further tests with patients must be performed to evaluate the actual performance of the system.

Conclusion

According to the obtained results, the system has proven to be feasible and safe enough, since control instabilities have not been found. Wrong detections in EMG are the main cause of failure; however, in the 97% of the trials it still resulted in successful grasping and releasing.

The next step consists of conducting an experimentation with a statistically representative group of healthy subjects, such a database can be compiled to compare with further therapies with disabled people.

The developed technology, which allows the user to choose targets and interact with them using a robotic device, also offers the possibility of using this system for assistance purposes in activities of daily living (for instance, eating, drinking, entertainment, etc.), which may result in another potential development line.

Declaration of conflicting interests

The author(s) declared no potential conflicts of interest with respect to the research, authorship, and/or publication of this article.

Funding

The author(s) disclosed receipt of the following financial support for the research, authorship, and/or publication of this article: This work has been supported by the European Commission (ICT-22-2014: Multimodal and Natural computer interaction) through the project AIDE: Adaptive Multimodal Interfaces to Assist Disabled People in Daily Activities (grant agreement no. 645322), The Ministry of Economy and Competitiveness through the project DPI2015-70415-C2-2-R, and The Biomedical Research Networking Center (CIBER). CIBER gives support to our research group inside the line of Bioengineering and Medical Imaging. Specifically, our research group, Neuroprosthesis and Neuroengineering Research Group, has been financially supported for the development of new research lines, such as multimodal rehabilitation devices, among others.

References

1. Krebs HI, Hogan N, Aisen ML, et al. Robot-aided neurorehabilitation. *IEEE Trans Rehabil Eng* 1998; 6: 75–87.
2. Nef T, Guidali M and Riener R. ARMin III—arm therapy exoskeleton with an ergonomic shoulder actuation. *Appl Bionics Biomech* 2009; 6: 127–142.
3. Schabowsky CN, Godfrey SB, Holley RJ, et al. Development and pilot testing of HEXORR: hand EXOskeleton rehabilitation robot. *J Neuroeng Rehabil* 2010; 7: 36.
4. Masiero S, Armani M and Rosati G. Upper-limb robot-assisted therapy in rehabilitation of acute stroke patients: focused review and results of new randomized controlled trial. *J Rehabil Res Dev* 2011; 48: 355–366.
5. Morales R, Badesa FJ, Garca-Aracil N, et al. Pneumatic robotic systems for upper limb rehabilitation. *Med Biol Eng Comput* 2011; 49: 1145–1156.
6. Chiri A, Vitiello N, Giovacchini F, et al. Mechatronic design and characterization of the index finger module of a hand exoskeleton for post-stroke rehabilitation. *IEEE/ASME T Mech* 2012; 17: 884–894.
7. Keller U and Riener R. Design of the pediatric arm rehabilitation robot ChARMin. In: *5th IEEE RAS & EMBS international conference on biomedical robotics and*

- biomechatronics, São Paulo, Brazil, 12–15 August 2014, pp.530–535. New York: IEEE.
8. Nordin N, Xie SQ and Wnsche B. Assessment of movement quality in robot-assisted upper limb rehabilitation after stroke: a review. *J Neuroeng Rehabil* 2014; 12: 137.
 9. Song A, Pan L, Xu G, et al. Adaptive motion control of arm rehabilitation robot based on impedance identification. *Robotica* 2015; 33: 1795–1812.
 10. Xu G, Song A and Li H. Control system design for an upper-limb rehabilitation robot. *Adv Robotics* 2011; 25: 229–251.
 11. Xu B, Song A, Zhao G, et al. Robotic neurorehabilitation system design for stroke patients. *Adv Mech Eng*. Epub ahead of print 26 March 2015. DOI: 10.1177/1687814015573768.
 12. Loureiro RC and Harwin WS. Reach & grasp therapy: design and control of a 9-DOF robotic neuro-rehabilitation system. In: *Proceedings of the IEEE 10th international conference on rehabilitation robotics (ICORR 2007)*, Noordwijk, 13–15 June 2007, pp.757–763. New York: IEEE.
 13. Guidali M, Duschau-Wicke A, Broggi S, et al. A robotic system to train activities of daily living in a virtual environment. *Med Biol Eng Comput* 2011; 49: 1213–1223.
 14. Badesa FJ, Morales R, Garcia-Aracil N, et al. Multimodal interfaces to improve therapeutic outcomes in robot-assisted rehabilitation. *IEEE T Syst Man Cy C* 2012; 42: 1152–1158.
 15. Novak D and Riener R. Enhancing patient freedom in rehabilitation robotics using gaze-based intention detection. *IEEE Int Conf Rehabil Robot* 2013; 2013: 6650507.
 16. Merians AS, Fluett G, Tunik E, et al. Movement rehabilitation in virtual reality from then to now: how are we doing? *Int J Disabil Hum De* 2014; 13: 311–317.
 17. Song A, Wu C, Ni D, et al. One-therapist to three-patient telerehabilitation robot system for the upper limb after stroke. *Int J Soc Robot* 2016; 8: 319–329.
 18. Ho NSK, Tong KY, Hu XL, et al. An EMG-driven exoskeleton hand robotic training device on chronic stroke subjects: task training system for stroke rehabilitation. In: *2011 IEEE international conference on rehabilitation robotics (ICORR)*, Zurich, 29 June–1 July 2011, pp.1–5. New York: IEEE.
 19. Frisoli A, Loconsole C, Leonardis D, et al. A new gaze-BCI-driven control of an upper limb exoskeleton for rehabilitation in real-world tasks. *IEEE T Syst Man Cy C* 2012; 42: 1169–1179.
 20. Subramanian S, Knaut LA, Beaudoin C, et al. Enhanced feedback during training in virtual versus real world environments. In: *Virtual rehabilitation*, Venice, 27–29 September 2007, pp.8–13. New York: IEEE.
 21. Broeren J, Rydmark M and Sunnerhagen KS. Virtual reality and haptics as a training device for movement rehabilitation after stroke: a single-case study. *Arch Phys Med Rehabil* 2004; 85: 1247–1250.
 22. Houtsma JA and Van Houten FJAM. Virtual reality and a haptic master-slave set-up in post-stroke upper-limb rehabilitation. *Proc Inst Mech Eng H* 2006; 220: 715–718.
 23. Lamercy O, Dovat L, Gassert R, et al. A haptic knob for rehabilitation of hand function. *IEEE T Neur Sys Reh* 2007; 15: 356–366.
 24. Ma Z, Ben-Tzvi P and Danoff J. Sensing and Force-Feedback Exoskeleton Robotic (SAFER) glove mechanism for hand rehabilitation. In: *ASME 2015 international design engineering technical conferences and computers and information in engineering conference*, Boston, MA, 2–5 August 2015, p.V05AT08A036. New York: American Society of Mechanical Engineers (ASME).
 25. Diez JA, Badesa FJ, Lledo LD, et al. Design and development of a pneumatic robot for neurorehabilitation therapies. In: Reis LP, Moreira AP, Lima PU, et al. (eds) *Robot 2015: second Iberian robotics conference*. Berlin: Springer, 2016, pp.315–326.
 26. Felton EA, Williams JC, Vanderheiden GC, et al. Mental workload during brain-computer interface training. *Ergonomics* 2012; 55: 526–537.
 27. Bertomeu-Motos A, Lledo LD, Diez JA, et al. Estimation of human arm joints using two wireless sensors in robotic rehabilitation tasks. *Sensors* 2015; 15: 30571–30583.
 28. Badesa FJ, Diez JA, Ezquerro S, et al. Metodos de control basados en campos potenciales y de fuerza para robotica de rehabilitacion. In: *Actas de las XXXVI Jornadas de Automatica*, Bilbao, 2–4 September 2015, pp. 332–339. Barcelona: Comité Español de Automática de la IFAC (CEA-IFAC).
 29. Diez JA, Badesa FJ, Bertomeu-Motos A, et al. Design and validation of a servomechanism for a pneumatic upper limb rehabilitation robot. In: *ACTAS V Congreso Internacional de Turismo para Todos: VI Congreso Internacional de Diseo, Redes de Investigacin y Tecnologia para todos DRT4ALL*, Madrid, 23–25 September 2015, pp.541–560. Sevilla: Universidad Internacional de Andalucía.
 30. Enriquez SC, Narvaez Y, Vivas OA, et al. Sistema robotico de tipo exoesqueleto para rehabilitacion de la mano. In: *XXXV Jornadas de Automatica*, Valencia, 3–5 September 2014, paper no. 44. Barcelona: Comité Español de Automática de la IFAC (CEA-IFAC).

Article

Customizable Optical Force Sensor for Fast Prototyping and Cost-Effective Applications

Jorge A. Díez ^{1,*}, José M. Catalán ¹, Andrea Blanco ¹, José V. García-Perez ¹, Francisco J. Badesa ² and Nicolás Gacía-Aracil ¹

¹ Departamento de Ingeniería de Sistemas y Automática, Universidad Miguel Hernández de Elche, 03202 Elche, Spain; jcatalan@umh.es (J.M.C.); ablanco@umh.es (A.B.); j.garciap@umh.es (J.V.G.-P.); nicolas.garcia@umh.es (N.G.-A.)

² Departamento de Ingeniería en Automática Electrónica, Arquitectura y Redes de Computadores, Universidad de Cádiz, 11510 Puerto Real, Spain; javier.badesa@uca.es

* Correspondence: jdiez@umh.es; Tel.: +34-965222505

Received: 15 January 2018; Accepted: 3 February 2018; Published: 7 February 2018

Abstract: This paper presents the development of an optical force sensor architecture directed to prototyping and cost-effective applications, where the actual force requirements are still not well defined or the most suitable commercial technologies would highly increase the cost of the device. The working principle of this sensor consists of determining the displacement of a lens by measuring the distortion of a refracted light beam. This lens is attached to an elastic interface whose elastic constant is known, allowing the estimation of the force that disturbs the optical system. In order to satisfy the requirements of the design process in an inexpensive way, this sensor can be built by fast prototyping technologies and using non-optical grade elements. To deal with the imperfections of this kind of manufacturing procedures and materials, four fitting models are proposed to calibrate the implemented sensor. In order to validate the system, two different sensor implementations with measurement ranges of ± 45 N and ± 10 N are tested with the proposed models, comparing the resulting force estimation with respect to an industrial-grade load cell. Results show that all models can estimate the loads with an error of about 6% of the measurement range.

Keywords: optical force sensor; printable sensor; cost-effective sensor; hysteresis correction; Prandtl–Ishlinskii model; perceptron

1. Introduction

1.1. Background

In the framework of the AIDE H2020 European Project [1], a hand exoskeleton has been developed as a part of the multimodal system that will assist disabled people during the realization of a wide range of activities of daily living [2]. This device must be able to pick up various everyday objects such as glasses, adapted cutlery or handles, bottles, dishes, or a toothbrush. Hence, the grip must be safe in order to provide real independence to the user. Additionally, a rehabilitation version of that device is being developed in parallel [3]. For both purposes, it is interesting to have a measurement of the interaction force between user and hand exoskeleton. This information could be useful from different points of view:

- Feedback in an impedance control system,
- Comparison with a threshold to limit the interaction force between user and device for safety reasons,
- Detection of movement intention,
- Measurements to develop objective clinical assessment systems.

1.2. State of the Art

In the current literature, we can find a wide diversity of sensor technologies that have been implemented in wearable and exoskeleton robots for the same purpose, such as torque sensors [4,5], strain gauges [6–8], miniature load cells [9–11], force-sensitive resistors [12–14], and Hall effect force sensors [15,16]. However, these technologies present some problems for its use in exoskeletons and wearable devices:

- In case of torque sensors, they measure the load in the motor shaft, which in over-constrained mechanisms implies not measuring all the interaction forces. Additionally, they are limited to be used with rotary actuators.
- The main shortcoming of strain gauges is the difficulty in their placement and fixation. Strain gauges must be glued firmly to a surface that deforms in a concrete way, resulting in relatively complex geometries or miniaturization hardly achievable without specialized material assets.
- There is a wide variety of miniature load cells; however, most of them can only measure compression forces, while compression–extension sensors may result unaffordable or not sufficiently miniaturized.
- Force-sensing resistors depend heavily on the surface contact and are not sufficiently reliable to be considered for this application.
- Other technologies like Hall effect force sensors may result in high-consumption and bulky solutions that can be integrated only in the biggest wearable devices.

Optical force sensors may suppose a promising alternative to overcome these shortcomings that make the force measurement in wearable devices difficult. The wide variety of optical and opto-electronical components commercially available allow multiple designs and optical arrangements that may be easily adapted to the requirements of these kinds of devices.

With optical technology, high precision and resolution can be achieved by using optical fiber sensors, which rely on determining the distortion produced in the fiber due to an external load. This strain may be measured with multiple techniques, such as Fabry–Perot interferometers [17,18] or Bragg gratings [19,20]. These solutions have potential applications in high performance applications and are not affected by the electromagnetic fields produced by actuators or medical instrumentation; however, they might result in being too expensive for most wearable applications.

More affordable solutions can be implemented by using light emitting diodes (LED) and photo-receivers that measure the incident light. The light can be guided with optical fibers to conserve the robustness to strong electromagnetic fields [21,22]. Other implementations work by direct interaction between the emitter and receiver, without any intermediate optical element [23–25] resulting in miniaturized devices. The addition of intermediate optical components can increment the design flexibility with a sacrifice of miniaturization capability [26–28].

1.3. Objectives

The goal of the presented research consists in developing the architecture of a force sensor with compression–extension measurement capability, which might be built completely with fast-prototyping techniques and materials, so that it can be easily shaped in a custom form to be integrated into a design still in the prototype stage. Additionally, to make its use more flexible, the proposed sensor architecture is also designed to allow the adjustment of its performance once the sensor is built and placed by only replacing some simple elements.

Despite the design being intended to be as general-purpose as possible, one of the short-term goals of the research is to obtain a device that can be integrated into a small wearable device, concretely the hand-exoskeleton mentioned in Section 1.1.

2. Materials and Methods

2.1. Hardware Description

The proposed architecture consisted of optical sensors based on the use of photo-detectors. These kinds of sensors can measure micrometric displacements by sensing fluctuations in the incidence of a light beam over a photo-detector. These variations in the light flux may be induced by occlusion of the light incident on a single photo-detector (Figure 1, Left) or by modifying the position of the light focus over a segmented detector (Figure 1, Right).

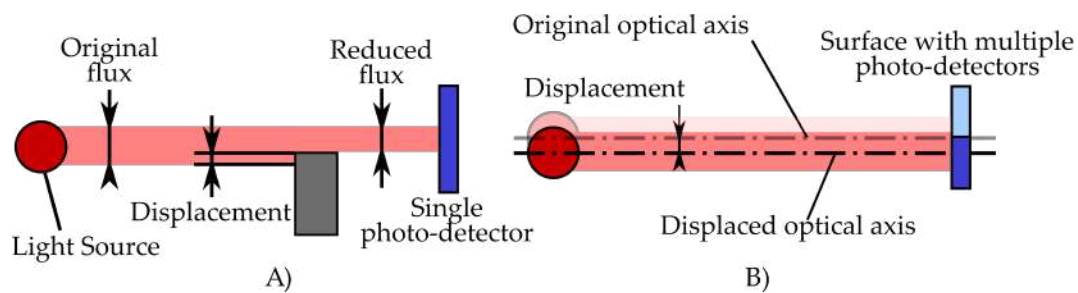


Figure 1. Optical micrometric sensors strategies. (A) light incidence is modified by occlusion of the photo-detector. (B) displacement is measured by modifying the position of the focus point in a matrix of photo-detectors.

This working principle allows the measurement of small displacements. Thus, if the measured displacement corresponds to a deformation of an elastic material, this geometrical distortion may be easily related to a stress and thus a force producing it.

Hence, a properly designed optical system in conjunction with a correctly sized deformable elastic structure may allow the measurement of forces with a concrete measurement range and sensitivity.

2.1.1. Optical Architecture

Starting from the two methods to measure light fluctuations exposed above, it can be concluded that, in order to measure small displacements, the occlusion method would require a photo-detector with a high sensitivity since variation of the light flux is directly proportional to the displacement. However, the strategy based on the modification of the focus point in the light sensitive surface allows the addition of optical elements that can refract the light beam, amplifying the induced deviation and resulting in an increase of the sensitivity of the system.

In particular, the proposed optical assembly, shown in Figure 2, consists of:

- A point light source, which emits a directionless light front.
- A pinhole to narrow the light front, reducing the stray light and obtaining the light beam.
- A lens that refracts the light beam and collimates it over the light sensitive surface. This element will be the element subdued to the displacement to be measured. It will have a focal length short enough to induce a high deviation of the light beam when a small misalignment is applied (Figure 2, Bottom).
- A light sensing surface, composed of a matrix of photo-detectors so the position in which the light is focused can be determined by the difference of the light measured in each element of the matrix.

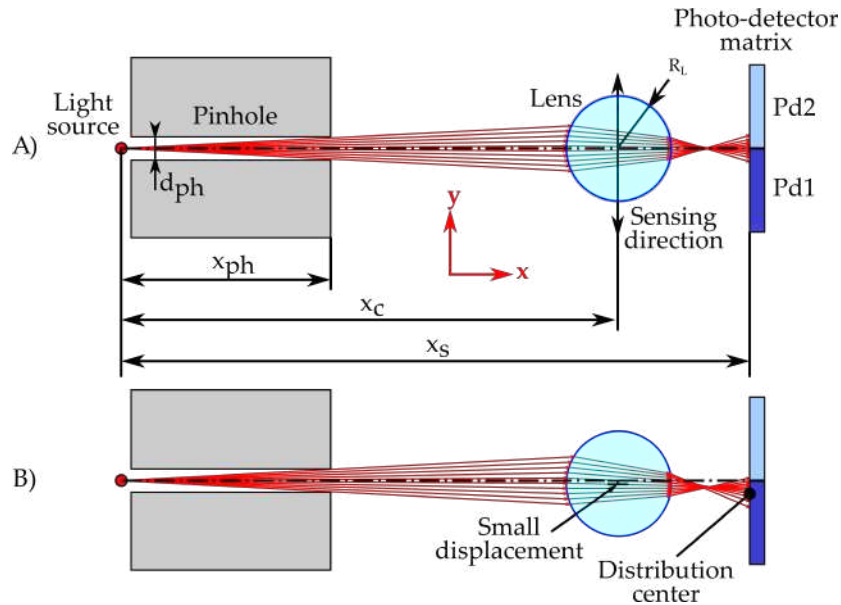


Figure 2. (A) proposed optical architecture in nominal position (perfect alignment) and geometrical parameters that determine the sensor response. (B) resulting light distribution in the photo-detecting surface after applying a small displacement in the lens in the y -direction (direction of the force to be measured).

This optical scheme has five geometrical design parameters, corresponding to the distance of the pinhole output (x_{ph}), its diameter (d_{ph}), the distance of the lens center (x_c), and the distance of the photo-sensitive surface (x_s), all of them measured from the center of the light source. The refractive index of the lens is an additional parameter that will determine the response of the system. However, since it depends on the material constituting the lens, only a very limited set of values can be chosen.

In order to achieve a system with the desired behavior, a theoretical model has been constructed, in order to be able to check which parameter configurations fit better with the intended performance. Since the focal length of the lens has the same magnitude order than the rest of the dimensions, the paraxial approximation cannot be applied to this system. Thus, a 2D ray-tracing model [29] has been stated to simulate the path followed by a certain number of rays from the light source to the photo-sensitive surface:

1. First of all, a set of q_{rays} rays are generated from the light-source-pinhole assembly. Each ray (i) is defined by its origin (x_i^o, y_i^o) and the direction of propagation expressed by the angle α_i , measured clockwise from the optical axis. These parameters are computed using the Equations (1) to (3):

$$x_i^o = 0, \quad (1)$$

$$y_i^o = 0, \quad (2)$$

$$\alpha_i = \left(i - \frac{q_{rays}}{2} \right) \operatorname{atan} \left(\frac{d_{ph}}{2x_{ph}} \right). \quad (3)$$

2. Once generated, the first intersection (x_i^r, y_i^r) between each ray and the spherical lens is computed solving the Equations (4) and (5). In each intersection, the normal vector to the surface (\vec{u}_i) and

a vector (\vec{n}_i^{in}) with the same direction than the incident ray and modulus equal to the refractive index (n^{in}) of the propagation medium are computed using Equations (6) and (7):

$$R_L^2 = (x_i^r - x_c)^2 + (\tan(\alpha_i)(x_i^r - x_i^o) + y_i^o - y_c)^2, \quad (4)$$

$$y_i^r = \tan(\alpha_i)(x_i^r - x_i^o) + y_i^o, \quad (5)$$

$$\vec{u}_i = (x_i^r - x_c, y_i^r - y_c), \quad (6)$$

$$\vec{n}_i^{in} = n^{in} \frac{(x_i^r - x_i^o, y_i^r - y_i^o)}{\sqrt{(x_i^r - x_i^o)^2 + (y_i^r - y_i^o)^2}}. \quad (7)$$

- The refraction of the rays is modeled by applying the Snell's law in its vectorial form (Equations (8) and (9)), to obtain the vector \vec{n}_i^{out} , which has the same direction than the refracted ray and a modulus equal to the refractive index of the new propagation medium (n_i^{out}):

$$(\vec{n}_i^{in} \times \vec{u}_i) \cdot (\vec{n}_i^{out} \times \vec{u}_i) = n_i^{in} n_i^{out} \cos(\theta), \quad (8)$$

$$|\vec{n}_i^{in} \times \vec{u}_i| = |\vec{n}_i^{out} \times \vec{u}_i|. \quad (9)$$

- Steps 2 and 3 solve the refraction of a light beam (composed by multiple rays) that interacts with an arbitrary surface that separates two mediums with different refractive indexes. This procedure generates a new set of rays, which can be described using the Equations (10) to (12), by their origin ($x_i^{o'}, y_i^{o'}$) and the angle that defines the direction of propagation (α_i'), similarly to the original set:

$$x_i^{o'} = x_i^r, \quad (10)$$

$$y_i^{o'} = y_i^r, \quad (11)$$

$$\alpha_i' = \arccos \left(\frac{\vec{n}_i^{out} \cdot \vec{u}_i}{|\vec{n}_i^{out}| |\vec{u}_i|} \right). \quad (12)$$

- Steps 2 to 4 are performed again with the new refracted beam in order to compute the second refraction, which happens when it crosses the interface that separates the lens medium and the air. The resulting set of rays ($x_i^{o''}, y_i^{o''}, \alpha_i''$) corresponds to the beam focused by the lens.
- Finally, the intersection of each resulting ray with the photo-sensitive surface (y_i^{sensor}) is determined by Equation (13). The individual photo-detector excited by each ray can be determined by the computed coordinate y_i^{sensor} , so the histogram of the number of rays per each photo-cell can be easily obtained:

$$y_i^{sensor} = \tan(\alpha_i'')(x_s - x_i^{o''}) + y_i^{o''}. \quad (13)$$

One point that must be underlined is that, during the execution of the described algorithm, some equation systems can lead to multiple solutions. The relevant ones can be easily isolated by applying conditional sentences. Additionally, the Snell's law in vectorial form also returns solutions corresponding to reflections, which have been neglected since this effect is expected to have low influence in the results.

This mathematical model allows the execution of simulations, by just evaluating it with the same input parameters ($x_{ph}, x_c, x_s, d_{ph}, R_L, q_{rays}, n^{air}$ and n^{lens}) varying the position of the lens (y_c). The resulting histograms may help to estimate the performance of the system for different input configurations.

Since the response of many photo-detectors is usually given in terms of incident light power, the number of rays that fall upon each photo-cell can be translated into these terms by just dividing the total power that passes throughout the pinhole (P^{ph}) by the number of computed rays. Thus,

the power (P_j^{pd}) that receives each photo-cell (j) of the photo-sensitive surface can be computed by knowing the number of rays that falls on it (q_{rays}^i) as shown in Equation (14). Knowing the responsivity (r) of the photo-detector, this power can be easily translated to a current. Furthermore, with a proper transimpedance and amplifying circuitry (with conversion factor A), a voltage value for each photo-detector can be obtained (Equation (15)):

$$P_j^{pd} = \frac{P^{ph}}{q_{rays}} q_{rays}^i \quad (14)$$

$$V_j^{pd} = ArP_j^{pd}. \quad (15)$$

Summing up, with the optical arrangement shown in Figure 2, it is possible to estimate the displacement (y_c) of the lens as a function of the difference of electric response of a photo-sensitive electronic device (Equation (16)). This expression may be determined by applying a polynomial fitting to the results of this simulation method for several y_c values:

$$y_c = f(V_2^{pd} - V_1^{pd}). \quad (16)$$

To increase the robustness of the optical system to misalignment, a cylindrical geometry has been chosen for the lens so that it will project the point light source as a diffused line in the photo-detector matrix. This fact together with the two-dimensional distribution of photo-cells will allow for stacking the information of each row to achieve a better signal-noise ratio (SNR) and a more uniform light distribution that can balance optical deviations, as shown in Figure 3.

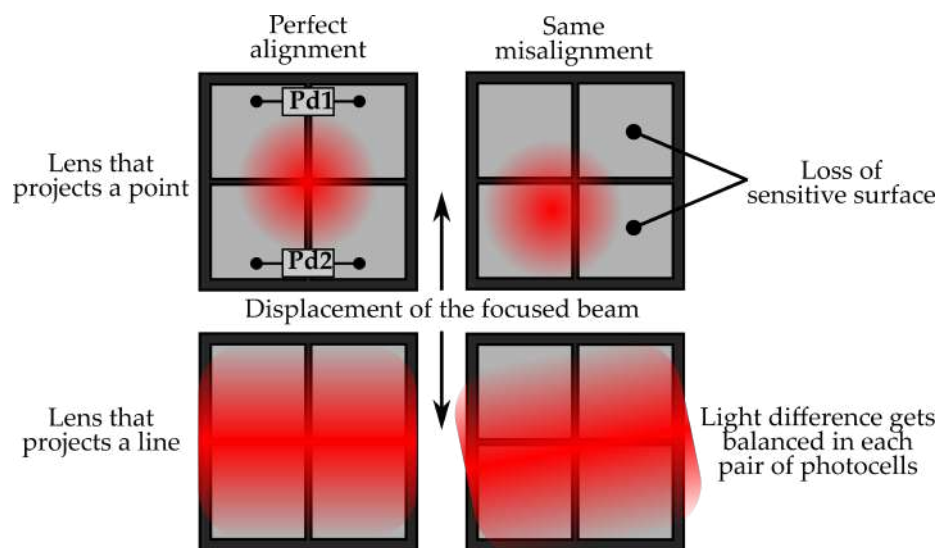


Figure 3. Scheme that shows the light focused by a lens in a 2×2 photo-detector matrix and the effect that the misalignment of the optical train produces in the light distribution.

2.1.2. Elastic Frame

Once the relation between the displacement of the lens (y_c) and the response of the photo-detector is known, it is necessary to relate this shift with the force that is going to be measured.

For this purpose, the proposed solutions consist of attaching the lens to an elastic element with a very high stiffness in all directions of movement and rotations except in that one in which the force wants to be measured. In this last direction, the type of elastic element should allow a fine tuning of the stiffness, so the behavior of the sensor can be adapted to the working conditions.

The most simple architecture would be the use of helical springs or elastic washers. The former solution has the inconvenience that helical springs should be guided in order to avoid displacements in other directions than the desired one, resulting in complex and not-compact structures, additionally, the commercially available range of stiffness and sizes might not be suitable for the desired application. Elastic washers might be a smaller solution; however, the range of possible stiffness is limited.

The proposed arrangement achieves a balance between flexibility and ease of design and size. It consists of attaching the lens between two beam-mounted parallel elastic plates as shown in Figure 4A. Plates have a dimension much smaller than the other two, so they have a preferential direction of deformation, especially when subjected to bending actions. Thus, they do not require any kind of guidance to assure that the displacement of the lens is performed in the desired direction. However, a plate does not have enough stiffness when a torsion moment is applied, so a not-perfectly centered force could cause a non-desired rotation of the lens. This issue is solved by adding a second plate parallel to it, so the stiffness is highly increased, especially when the distance between plates has the same (or higher) order of magnitude than the big dimensions of the plate.

The deformation of a plate is governed by complex equations, which, in most cases, cannot be analytically solved, so numerical methods must be used. Since it is expected that countless imperfections stem from the fabrication process, the authors do not consider that a complex solving method would necessarily produce accurate results. Instead of this, the classical beam theory would be used to model the elastic behavior of the plates, which can be solved by analytic means and leads to handy expressions useful for sizing process. Hence, each plate will be solved as a beam with the cross section shown in Figure 4B.

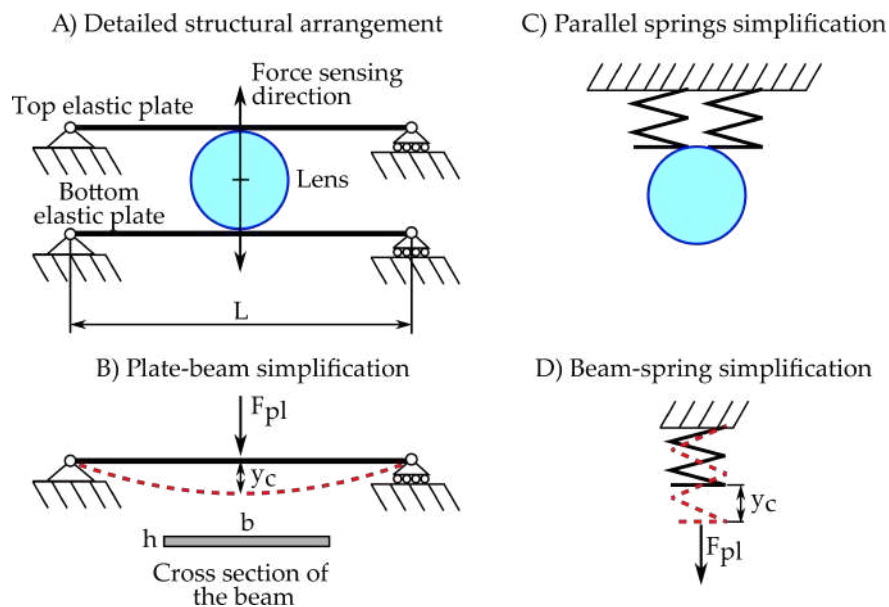


Figure 4. (A) proposed architecture to associate the lens displacement with the force to be measured; (B) beam to be solved to estimate the behavior of the elastic plate and the beam's cross section; (C) both plates can be simplified to a parallel spring association; (D) spring equivalent to the beam shown in B.

In particular, the deformation of the center of the beam, which can be considered equal to the studied displacement of the lens (y_c), can be computed as shown in the Equation (17), where L , b and h are the dimensions specified in the Figure 4, E is the Young's modulus of plate material and F_{pl} the part of the total force that deforms that plate. Grouping the geometrical and material parameters in a constant, the beam can be simplified to a spring (Figure 4D) with the stiffness (k_{pl}) described in Equation (18). Since both plates are attached to the sensor's frame and deform in the same direction, the equivalent springs can be associated in parallel as shown in Figure 4C. Thus, the relation

between the force to be measured and the displacement of the lens can be computed by applying the one-dimensional form of Hooke's law (Equation (19)):

$$y_c = \frac{L^3}{48Ebh^3} F_{pl}, \quad (17)$$

$$k_{pl} = \frac{48Ebh^3}{L^3}, \quad (18)$$

$$F = 2k_{pl}y_c. \quad (19)$$

As can be concluded by the Equations (17) to (19), for a determinate optical arrangement, multiple sensing ranges and sensitivities can be achieved by just changing the geometrical parameters of the plate. Special attention must be paid in the effect of the thickness (h). Since stiffness presents a cubic dependence on it, small changes lead to great variations in the stiffness, allowing a fast tuning of the range of measurement. Conversely, the width of the plate (b) has a proportional relation with the spring constant, so a fine adjustment of the sensor's performance can be achieved with it. The length of the plate (L) does also have an important effect on the response of the system; however, its modification is discouraged since it normally implies a modification in the dimensions of the optical system, with hardly-predictable results.

2.1.3. Manufacturing Process

One of the main objectives of this research consists of achieving a sensor, which can be mainly built with prototyping technologies, so its manufacture can be completely carried out in a research laboratory.

Regarding the optical system, all the required photo-electronic devices can be easily handled without special machinery or requirements. The light source can be implemented with a simple board holding a LED sensor, a simple voltage divider and two supply terminals. The photo-sensitive detectors may present different manufacturing difficulties according to the chosen technology. Hence, the authors propose the use of a photo-diode matrix with common-cathode arrangement so that only individual anodes and the common-cathode need to be outputted. These electronic boards can be easily machined in a small numerical control milling machine and soldered manually.

As for the lens that focuses the light beam, optical grade elements normally require a careful handling and special tools in order not to damage its optical properties. Thus, instead of using these kinds of components, a general purpose acrylic (PMMA) glass is cut to obtain custom-length cylindrical lenses. PMMA rods are an inexpensive industrial supply that can be easily found in a wide variety of diameters ranging from about 1 mm to several centimeters, providing a broad range of possible focal lengths. Since the used material is not optical-grade, properties such as refractive index or surface quality may present flaws. However, the desired feature of this architecture is the capability of working in such coarse conditions.

In respect of the frame of the sensor and the elastic elements that define the displacement of the lens, they are designed to be built by fused-filament 3D-printing process with the most extended materials used in this technology, i.e., Polylactic acid (PLA) and Acrylonitrile butadiene styrene (ABS). The most affordable 3D printers do not guarantee uniform and repeatable mechanical properties of the print since these depend on the printing parameters as well as the different imperfections that might appear due to the chemical composition of the material and dimensional tolerances [30]. However, with a suitable oversizing, printed parts can work in strain–stress conditions far from the limit points. This is especially suitable when designing the rigid frame that places each element such as light source, photo-detector and plate supports.

As for the elastic plates, they also can be 3D printed under certain conditions. Concretely, they must be printed with layers parallel to the plate plane and complete infill. A conservative piece of criteria to choose an adequate size for plates of PLA (considering a Young's modulus $E = 2000 \text{ N/mm}^2$ [30]) composition consists in seeking that the required displacement (y_c) do not

exceed half the width of the individual plates. When this criteria cannot be achieved and the required plate width must be lower than the displacement, other materials can be used for building the plates. During this research, the possibility of using leaf springs made of AISI 301 Steel ($E = 20,000 \text{ N/mm}^2$) has been studied to produce a very sensitive sensor for a reduced range of measurement.

2.1.4. Particular Implementation

As exposed in Section 1.3, this architecture was devised in order to obtain a sensor that could be easily integrated inside the frame of a hand exoskeleton. Thus, the prototype implemented to check its feasibility and performance is aimed at satisfying the requirements and loads of this application, concretely a range of measurement of $\pm 40 \text{ N}$ should be suitable for measuring the interaction between the exoskeleton and the hand. A more detailed description of the problem can be found in [31].

According to the theoretical model developed above, a sensor with PLA plates can be built for the proposed application with the characteristics described below. Additionally, the same architecture will be tested replacing the PLA plates with thin AISI 301 Steel leaf springs, which will allow a wider lens displacement under lower loads in order to obtain a more sensitive sensor to measure smaller loads. The expected response for both studied configurations is shown in Figure 5.

- Optical assembly
 - Light source: LED Kingbright APTD1608LSECK/J3-PF (Taipei, China), Red Color.
 - Pinhole data: $x_{ph} = 4 \text{ mm}$, $d_{ph} = 1.5 \text{ mm}$, $P^{ph} \approx 7 \mu\text{W}$
 - Lens data: PMMA Cylindrical lens, $x_c = 9.5 \text{ mm}$, $R_L = 1 \text{ mm}$, $n_{lens} = 1.49$
 - Phodo-detector: OPR5911 Quad Photodiode, 2×2 Matrix. Phodo-diode size: 1.27 mm , responsivity $r = 0.45 \text{ mA/mW}$, $x_s = 11.5 \text{ mm}$.
- Elastic frame
 - Effective plate length: $L = 10 \text{ mm}$
 - Plate width: $b = 10 \text{ mm}$
 - Plate thickness for PLA case: $h = 1 \text{ mm}$
 - Plate thickness for AISI 301 case: $h = 0.1 \text{ mm}$
 - Expected range of measurement for PLA case: $\pm 45 \text{ N}$
 - Expected range of measurement for AISI 301 case: $\pm 10 \text{ N}$

The geometry of the sensor has been designed to be as similar as possible to the definitive implementation that will be integrated into the exoskeleton; however, several modifications have been performed to adapt it to the test bench that will be used for the purpose of this study. As can be seen in Figure 6, there are two different rigid frames that host the photo-electronic devices (Blue parts) and lens (Red part). These frames are attached by the two elastic plates that will allow a relative displacement in the direction of the applied loads, disturbing the light beam.

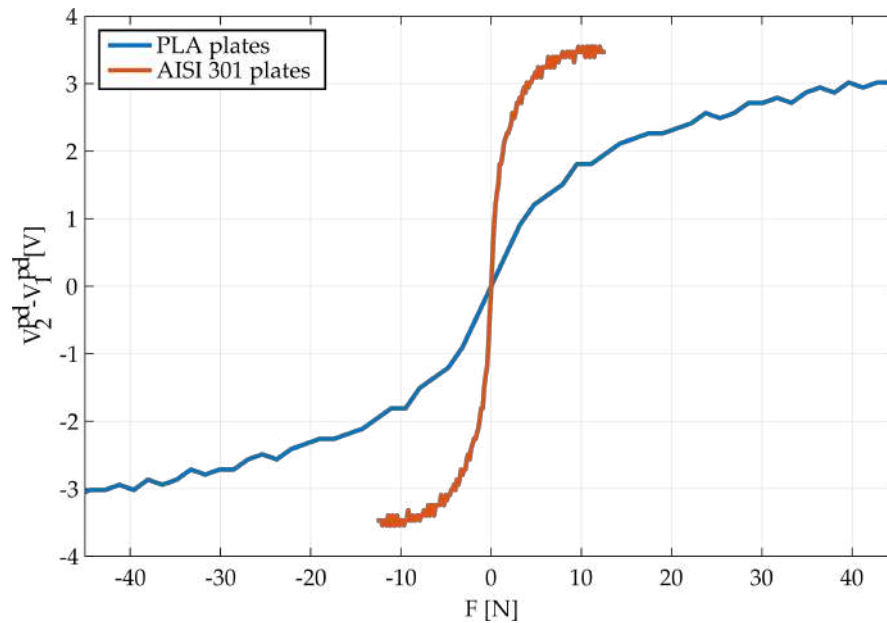


Figure 5. Computed response for the implemented sensor according to the kind of elastic plates used. Signals present a slight ripple due to the discrete nature of the ray tracing simulation.

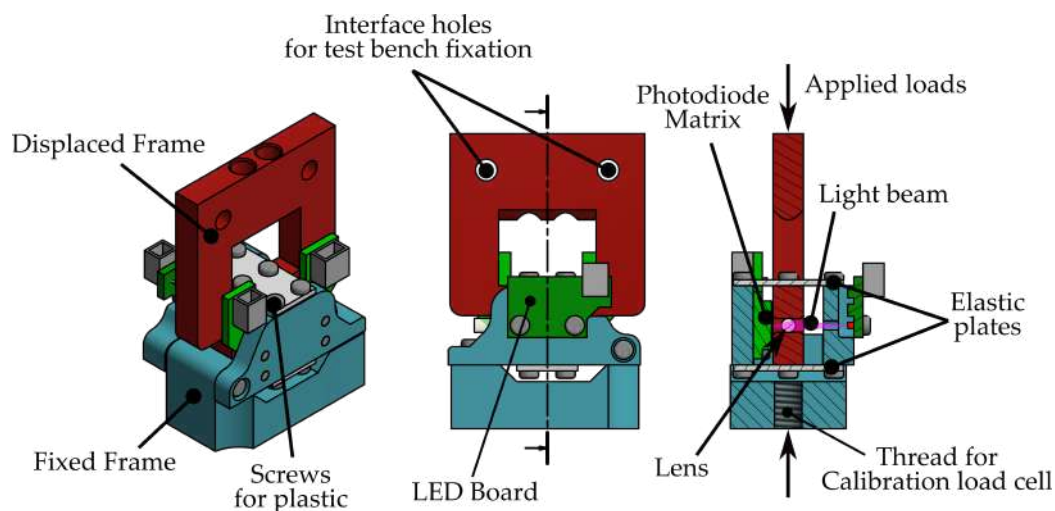


Figure 6. Mechanical drawings of the implemented force sensor. Blue parts are rigidly attached among them and hold the LED and Photo-Detector. The red part holds the lens and presents a slight relative displacement with respect to the blue parts when a load is applied.

2.2. Signal Conditioning, Acquisition and Processing

The chosen device to measure the incident light is a quadruple (2×2) photo-diode matrix. This sensor features four outputs that correspond to the current that passes throughout each anode, which is proportional to the light power that receives that diode. Following the cost-effective philosophy, the signal conditioning and acquisition circuitry have been designed to use common electronic elements.

In particular, for each photo-diode, the anode current is converted to a voltage value by a non-inverting transimpedance circuit using general purpose operational amplifiers. Afterwards, this voltage value is amplified by a noninverting amplifier stage, as shown in Figure 7. Since the circuit will be supplied with the 5 V (V_{cc}) output of a micro-controller, all operational amplifiers are

asymmetrically powered. Additionally, this fact will improve the range of measurement since it is not expected (nor desired) that conditioned signals (V_j^{pd}) reach negative values.

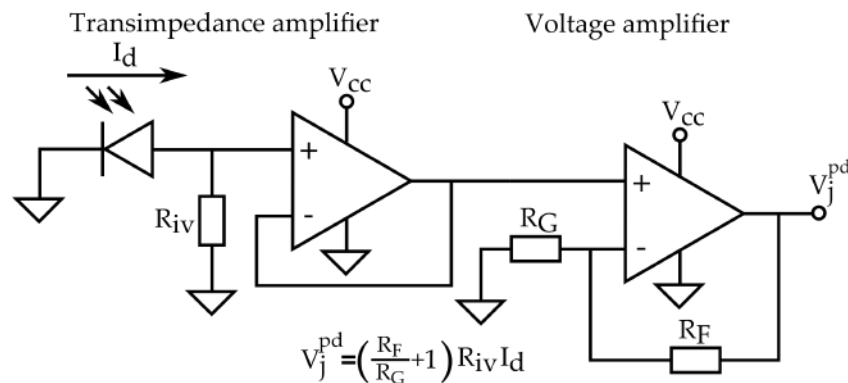


Figure 7. Signal conditioning circuit implemented for each individual photo-diode. The expression of the relation between output voltage (V_j^{pd}) and current in the photodiode (I_d) is shown.

Despite the outputs (V_j^{pd}) being combined using analogical components in order to get only one analog output, for this study, the sensor will output four voltages corresponding to each photo-diode. Output signals are read by the micro-controller throughout a multiplexed analog-to-digital converter (ADC) so that they can be added and subtracted digitally reducing the risk signal saturation. The micro-controller implements a digital filter to reduce the ripple introduced by the ADC.

For the studied implementation, the technical details can be summarized as follows:

- Operational amplifiers: 2× Quadruple general-purpose TI LM324 (One device per pair of photo-diodes).
- Resistance values: $R_{iv} = 30 \text{ k}\Omega$, $R_F = 120 \text{ k}\Omega$, $R_G = 1.5 \text{ k}\Omega$.
- Resulting conversion factor: $A = 2.43 \text{ V/mA}$
- Micro-controller: ATmega1280 that features $V_{cc} = 5 \text{ V}$ and 10 bit ADC.
- Digital filter: Mean filter with a time window of eight values.

2.3. Fitting Models

All the previous mathematical expressions are useful for design and sizing stages; however, the performed approximations cannot model many aspects such as color sensitivity of photo-diodes, optical misalignment and imperfection during the manufacture process or hysteresis of constructive materials. Thus, this equation cannot be used to accurately predict the performance of the proposed sensor. Hence, to deal with these effects, four fitting models will be used in order to approximate the real behavior of the sensor.

2.3.1. Polynomial Fit

The most simple model of all that will be studied is a third order polynomial fit (Equation (20)) of a set of pairs voltage–force values. This approximation is expected to be able to deal with the nonlinearity of the optical model as well as reproduce the deviation from the ideal model due to optical misalignment. However, polynomials does not offer any mathematical way to model hysteresis cycles.

Despite being the less complex of the studied models, it has an advantage that can make it the most suitable solution for certain applications. Concretely, this approximation only needs a minimum of samples equal to the order of the polynomial plus one. Therefore, it can be fitted by recording the

sensor response with a simple set of weights. Several samples for a certain weight can be acquired in order to use a least-square fitting method to obtain an averaged sensor curve:

$$F = \sum_{i=0}^3 a_i (V_2^{pd} - V_1^{pd})^i. \quad (20)$$

2.3.2. Generalized Prandtl–Ishlinskii Model

The Generalized Prandtl–Ishlinskii model [32] (GPI) is one of the most extended approximations to model systems that exhibit nonlinear, asymmetrical, and saturated hysteresis cycles [33–36]. This model represents the response of the system as a weighted sum of different play operators (S_{r_i}) as shown in Equation (21), where V corresponds to the output of the sensor ($V = V_2^{pd} - V_1^{pd}$), $F(t)$ is the applied force and $p(r_i)$ are the different weights computed as shown in Equation (23). Regarding the play operators (S_{r_i}), they are defined by two envelope functions (γ_r, γ_l) that correspond to the rising and decreasing curves of an hysteresis cycle (Equations (25) and (26)). As it can be seen in Equation (22), all the play operators have the same envelope functions but differ in the parameter r_i that determines the width of the hysteresis loop. These width parameters are established in Equation (24). The stated GPI model presents a series of free parameters ($\alpha, \rho, \tau, a_j, b_j$) that can be determined by using optimization techniques from a set of samples ($V(t), F(t)$). The number of finite sums (n) can be manually stated since weight ($p(r_i)$) rapidly will become null for higher i values:

$$V(F(t)) = \sum_{i=0}^n p(r_i) S_{r_i}[F(t)], \quad (21)$$

$$S_{r_i} = \begin{cases} \max(\gamma_r - r_i, S_{r_{i-1}}) & \text{for } \dot{F}(t) \geq 0, \\ \min(\gamma_l + r_i, S_{r_{i-1}}) & \text{for } \dot{F}(t) < 0, \end{cases} \quad (22)$$

$$p(r_i) = \rho e^{-\tau r_i}, \quad (23)$$

$$r_i = \alpha i, \quad (24)$$

$$\gamma_r = a_1 \tanh(a_2 F(t) + a_3) + a_4, \quad (25)$$

$$\gamma_l = b_1 \tanh(b_2 F(t) + b_3) + b_4. \quad (26)$$

The computed model allows for computing the response of the sensor under certain load conditions. However, the desired result consists of the determination of the force that produces the measured response of the sensor ($F(V(t))$). Thus, the inverse model must be obtained, which can be analytically inferred from the direct model as shown in Equations (27) to (32):

$$F(V(t)) = V^{-1}(F(t)) = \gamma^{-1} \left(\sum_{i=0}^n g_i R_{r_i}[V(t)] \right), \quad (27)$$

$$R = \begin{cases} \max(V(t) - q_i, R_{r_{i-1}}) & \text{for } \dot{V}(t) \geq 0, \\ \min(V(t) + q_i, S_{r_{i-1}}) & \text{for } \dot{V}(t) < 0, \end{cases} \quad (28)$$

$$\gamma^{-1} = \begin{cases} \gamma_r^{-1} & \text{for } \dot{V}(t) \geq 0, \\ \gamma_l^{-1} & \text{for } \dot{V}(t) < 0, \end{cases} \quad (29)$$

$$g_j = - \frac{p_j}{(p(r_0) + \sum_{i=1}^j p(r_i))(p(r_0) + \sum_{i=1}^{j-1} p(r_i))}, \quad (30)$$

$$g_0 = \frac{1}{p(r_0)}, \quad (31)$$

$$q_j = \sum_{i=0}^j p(r_i) (r_j - r_i). \quad (32)$$

2.3.3. Artificial Neural Networks

Artificial Neural Networks (ANN) are a powerful tool for fitting complex models [37] and have already been successfully used in hysteresis modelling and compensation applications [38–41]. Rather than stating a series of equations with physical meaning, this solution relies on optimizing an established network of interconnected simple operators, or neurons, with a relatively big set of free parameters (at least more numerous than the alternatives exposed above).

For the presented application, the chosen network architecture is the Multilayer Perceptron [42]. According to Irie et al. [43], a three-layer perceptron, with a sufficient number of neurons, should be able to fit any arbitrary mapping function. Due to the foreseeable hysteretic behaviour of the sensor, the relation between the applied force ($F(t)$) and the measured signal of the sensor ($V(t)$) is not a proper mathematical function. However, if it is assumed that the estimated force may be univocally computed as a function of the current sensor measure and those taken in previous time steps ($F(t_i) = f(V(t_i), V(t_{i-1}), V(t_{i-2}))$), then Irie's conditions are accomplished. In particular, the three-layer perceptron (3LP) that will be trained has the next characteristics (illustrated at the top of Figure 8):

- Input layer: three inputs corresponding to $V(t_i)$, $V(t_{i-1})$, $V(t_{i-2})$ to be able to model the temporal dependency of the hysteresis.
- Hidden layer: seven neurons with symmetric sigmoid as transfer functions.
- Output layer: one output neuron with linear transfer function that returns the estimated $F(t)$.
- Training algorithm: Levenberg–Marquardt backpropagation algorithm.

Additionally, since it is expected to obtain a reasonable amount of training data the five-layer perceptron (5LP), shown at the bottom of Figure 8, will be also trained in order to check whether it can increase the performance of the sensor or it will overfit the model.

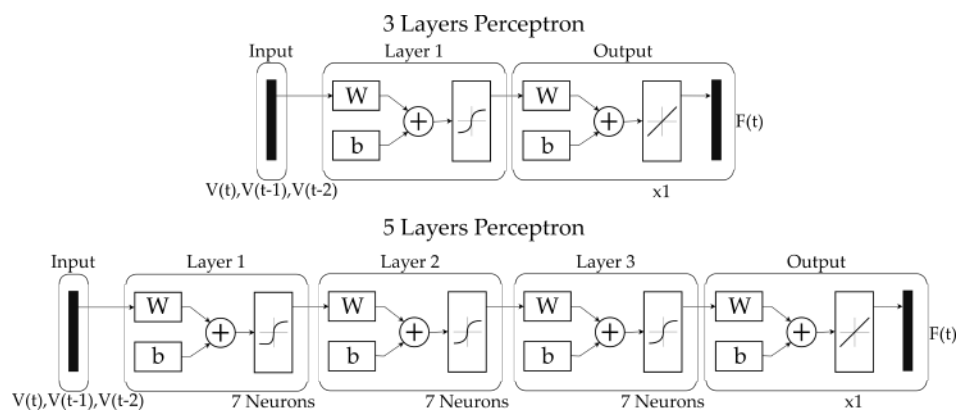


Figure 8. Schematic view of both 3 and 5-layer perceptrons used to model the hysteretic behaviour of the sensor. Both neural networks feature three inputs corresponding to the actual sensor voltage and the two previous values; hidden layers of seven neurons and an output layer that returns a single value, corresponding to the estimated force measurement.

2.4. Experimental Setup

The aim of the proposed experimentation is the evaluation of the performance of the new optical force sensor presented in this paper. In order to perform this assessment, a comparison of the sensor response using two different materials for the elastic plates, PLA and spring-steel, is carried out. Moreover, the different fitting algorithms, exposed in the previous section, are evaluated for both versions of the optical force sensor.

For this purpose, the test bench shown in Figure 9 has been developed. This setup consists of the following elements:

- Optical force sensor. The developed sensor that is going to be validated with the experiment.
- Commercial load cell. A calibrated and industrial grade force sensor, which is used as a reference for the fitting model procedure and validation. The selected load cell model is LCM201–100N manufactured by Omega (Stamford, CT, USA).
- Active element to apply force. A double-acting pneumatic cylinder (Festo DFK-16-40-P (Esslingen, Germany)) is used to apply the desired forces to the force sensors during the experiment. Two proportional pressure control valves (Festo MPPE-3-1/8-10-010) have been selected to control the pressure applied on the cylinder.
- Structural frame. Structure where all elements are mounted.

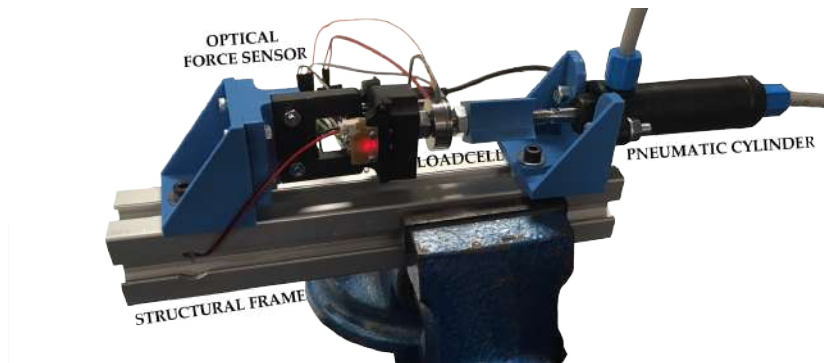


Figure 9. Test bench for validation experiment.

The experiment was conducted in two different steps. The first one is a calibration phase, where the different sensor models are computed by training the four fitting approaches exposed in the previous section. For this aim, the pneumatic cylinder is driven with the input pressure signal (p_{input}) exposed in Equation (33), with frequencies in the range of $[0, 2]$ Hz and an amplitude (A) in the range of ± 3.5 Bar for the sensor based on PLA elastic plates and ± 1 Bar for the sensor based on spring-steel elastic plates. The response of the calibrated load cell is used as input for training the fitting algorithms in order to obtain the model of the optical force sensor:

$$p_{input}(t) = A \cdot \sin\left(\frac{2\pi t}{127}\right) \cdot \sin\left(\frac{2\pi}{0.6} \cdot \sin\left(\frac{2\pi t}{9}\right)\right). \quad (33)$$

Once the different sensor models are computed in the calibration phase, the second step is the validation of these models. For this purpose, four different signals were selected to excite the optical force sensor with as much heterogeneous inputs as possible:

- 1 Hz sine wave input. Sine signal with a frequency of 1 Hz with the same maximum amplitude (A) previously used in the calibration phase.
- Multi-Frequency wave input. Signal composed of different sine waves in order to obtain a signal with frequency and amplitude variations.
- Random wave input. Signal with random values with a maximum frequency of 1.5 Hz and the maximum amplitude used in the calibration phase (A).
- Human interaction. Signal obtained by direct interaction with the test bench without using the pneumatic cylinder.

Each trained sensor model is used to obtain an estimation of the force applied to the system. This response is compared with the one obtained with the commercial load cell, which is considered the objective behavior. In the following sections, all of these results are presented and explained in detail.

3. Results and Discussion

3.1. Real Sensor Performance

In Figure 10, the response of the optical force sensor prototype for both PLA and spring-steel elastic plates is presented. These responses are measured with the input signal p_{input} , expressed in Equation (33). In these plots, the existence of hysteresis can be appreciated for both versions of elastic plates. It must be pointed out that the hysteresis cycle of the steel based sensor is significantly asymmetrical, presumably due to the presence of bendings and residual burrs product of the machining process. In contrast, the PLA based sensor has a smoother behavior, due to a more accurate fabrication process, but with a wider hysteresis.

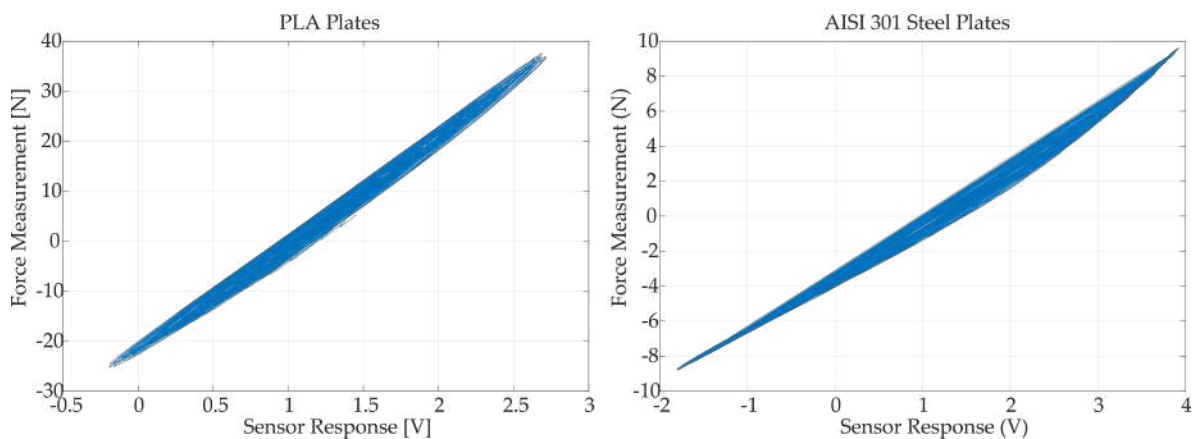


Figure 10. Sensor voltage output compared to the force measured in the commercial load cell, for both tested configurations. The shown graphs are the result of overlapping all the load–unload curves applied during the calibration process, revealing the shape of the hysteresis cycle for each sensor.

The comparison between the real and the theoretical performance (Figure 4) shows that the real behaviour differs from the expected sigmoid response. This fact results from the assumptions made in the optical simulations, such as homogeneous light distribution outputting from the LED source or neglected secondary reflections and refractions that can lead to a different light power distribution. In spite of this, the theoretical model gives a correct order of magnitude of the measured voltage and force.

Regarding the PLA-based sensor, the real performance shows that the optical system is heavily misaligned, resulting in a sensor response of about 1 V when no force is applied. Additionally, the sensor response covers a range of about 3 V in contrast to the 6 V that spans the theoretical model. This fact implies that the real PLA plates are almost twice as stiff as expected. This is consistent with the range of values for the elastic modulus of (2020 to 3550 MPa) established by Lanzotti et al. [30]. Another source of error in this aspect can be that the real behaviour of the elastic interfaces is somewhat between the simply supported and fixed beam approximations due to the significant thickness of the plate.

As for the steel-based implementation, the initial optical misalignment is similar to the measured one for the PLA plates. Thus, the main source of misalignment lies in the fixation of the optical elements in the common frame for both sensors rather than in the plates. In this case, the span of the range of measurement of the sensor is quite consistent with the beam-theory approximation, since the mechanical properties of this normalized material are more accurately determined. Additionally, the low thickness of the plate allows the rotation of the beam axis around the frame edge that acts like the support, resulting in a better approximation to the ideal conditions.

3.2. Model Fitting Performance

These responses are used as training data for the four proposed fitting algorithms: polynomial fit, generalized Prandtl–Ishlinskii model (GPI), 3-layer perceptron (3LP) and 5-layer perceptron (5LP). The statistical analysis of the performance for each model and signal is summarized in Table 1 and Figure 11. Additionally, Figures 12 and 13 show a visual example of the performance of each model applied on a small sample of the random signal input. A series of more detailed figures that help to understand the particularities of each model can be found in Appendix A.

Table 1. This table contains statistical information about the results obtained in the validation experiment. MAE refers to the Mean Absolute Error, MEDIAN to the Median of the absolute error, SD to the Standard Deviation, Corr Coef to the Cross correlation coefficient, Outliers to the percentage of samples that lie out of the MEDIAN \pm 2SD interval, and RCT to the relative computation time with respect to the time required to compute the Polynomial Fit.

Input	Variable	Polynomial Fit		GPI Model		3LP		5LP	
		PLA	STEEL	PLA	STEEL	PLA	STEEL	PLA	STEEL
Sine Wave	MAE (N)	2.3147	0.9379	2.5134	0.7312	1.9853	0.4288	1.9974	0.4091
	MEDIAN (N)	1.8432	0.9299	2.4267	0.7378	1.9999	0.4639	1.9372	0.37341
	SD (N)	1.2147	0.4754	0.8571	0.2227	0.4484	0.2059	0.4209	0.2232
	Corr Coef	0.9979	0.9969	0.9991	0.9994	0.9998	0.9997	0.9998	0.9997
	Outliers (%)	0.1050	0.0253	0.1050	0.1519	0.4202	0.0506	0.7353	0.0253
Multi-Frequency Wave	MAE (N)	2.2222	0.2916	2.1924	0.5386	2.2024	0.1076	2.2551	0.1033
	MEDIAN (N)	2.1415	0.2383	2.1531	0.5879	2.1800	0.0790	2.2220	0.0753
	SD (N)	0.9141	0.2490	0.4228	0.3327	0.6876	0.0985	0.7718	0.1130
	Corr Coef	0.9972	0.9948	0.9994	0.9927	0.9985	0.9993	0.9970	0.9992
	Outliers (%)	1.1416	9.3394	2.4099	0.0506	4.3379	5.5176	5.7585	4.6064
Random Wave	MAE (N)	1.2371	0.5313	1.1349	0.4083	1.1916	0.6022	1.2634	0.6155
	MEDIAN (N)	1.0303	0.6371	1.1378	0.3845	1.0863	0.6653	1.1042	0.6788
	SD (N)	0.9150	0.2740	0.4989	0.2593	0.6863	0.2144	0.8307	0.2179
	Corr Coef	0.9976	0.9992	0.9995	0.9988	0.9990	0.9994	0.9980	0.9995
	Outliers (%)	0.0761	0.0253	0.1015	0.0253	2.8412	0.0253	6.7986	0.0253
Human Interaction	MAE (N)	2.2618	0.6221	2.2643	0.4325	2.4103	0.6754	2.4798	0.7165
	MEDIAN (N)	2.2304	0.5953	2.3151	0.3345	2.3873	0.6594	2.4370	0.7032
	SD (N)	1.0011	0.2475	0.7065	0.3425	0.9520	0.2239	1.0353	0.2043
	Corr Coef	0.9966	0.9991	0.9988	0.9979	0.9973	0.9989	0.9960	0.9995
	Outliers (%)	0.4225	0.0253	4.1127	0.0253	0.1690	1.8983	0.4225	0.2278
Overall Statistics	RCT	1.0		345.87		109.56		137.56	
	MAE (N)	1.9271	0.5958	1.9011	0.5276	1.9236	0.4535	1.9841	0.4611
	MEDIAN (N)	1.8601	0.5753	2.0568	0.5359	2.1305	0.4762	2.2193	0.4608
	SD (N)	1.0751	0.3995	0.7849	0.32001	0.9160	0.2915	0.9945	0.3048
	Corr Coef	0.9964	0.9956	0.9984	0.9945	0.9977	0.9985	0.9967	0.9985
	Outliers (%)	0.2341	2.4487	0.6378	0.03164	0.7831	0.0063	1.6712	0.0190

3.2.1. Polynomial Fit Analysis

Polynomial fit cannot model the hysteretic behaviour of the sensor, but it can fit a mean curve in order to uniformly distribute the error for all force values. As it can be seen in Figure A1, for the PLA sensor, it is able to compute a mean curve along the cycle, while in the steel sensor it does fit the lower envelope of the hysteresis.

This fact produces a high error dispersion for any kind of input signal, which is displayed in Figure A2. However, for the hysteresis cycle that features the PLA sensor, this error dispersion becomes closer as the force values increase and the cycle becomes narrower (Figure A3).

Since this approximation does not model the dynamic behaviour of the sensor, the error is rate-dependent. Figure A4 shows a opposite behaviour depending on the shape of the hysteresis cycle: the PLA sensor features an increase in the dispersion of the error for fast variations in the force measurement, while the steel sensor presents the opposite reaction.

Figures A5 and A6 illustrate the performance of the polynomial model for an example signal. It can be seen that it outputs an estimation that has a time response quite similar to the load cell's

one. This is numerically reflected in the cross correlation coefficient (Corr Coef) of Table 1, which is almost 1.

3.2.2. Generalized Prandtl–Ishlinskii Model Analysis

The generalized Prandtl–Ishlinskii model (GPI) has been able to partially model both hysteresis cycles of each kind of sensor. Figure A1 shows a quite approximate loop for the PLA sensor, but an excessively narrow response for the steel one.

In contrast to the polynomial model, this approximation is able to obtain a centered model in both cases, resulting in the tight error distributions displayed in Figure A2. For the PLA case, this model results in a quite uniform error distribution independently to the force values, while in the steel implementation it behaves similarly to the polynomial case (Figure A3) since the obtained hysteresis loop is almost negligible. For both sensor implementations, the error distribution is rate independent, as illustrated in Figure A4.

Examples shown in Figures A5 and A6 reveal that this model has a quite approximate response for the PLA case, while in the steel case it tends to return higher absolute values than the load cell.

3.2.3. Multilayer Perceptron Analysis

Figure A1 shows that both kinds of perceptron can model the hysteresis cycle of both sensors, resulting in an apparently more suitable response than the previous models.

Analyzing the corresponding error distributions plotted in Figure A2, it can be seen that in most cases they are comparable to the polynomial approximation, only outstanding for the “Frequency Wave Input” case, which is the most similar one to the training case. A similar trend to the polynomial approximation can be seen when evaluating the error for different force ranges (Figure A3). As for the rate dependency, they only present marginal differences for the steel case (Figure A4).

The time response represented in Figures A5 and A6 reveals also a behaviour similar to the polynomial fit. Moreover, 5LP can lead to wrong dynamic evolution as it can be seen between seconds 60 and 65 in the 5LP representation of Figure A5.

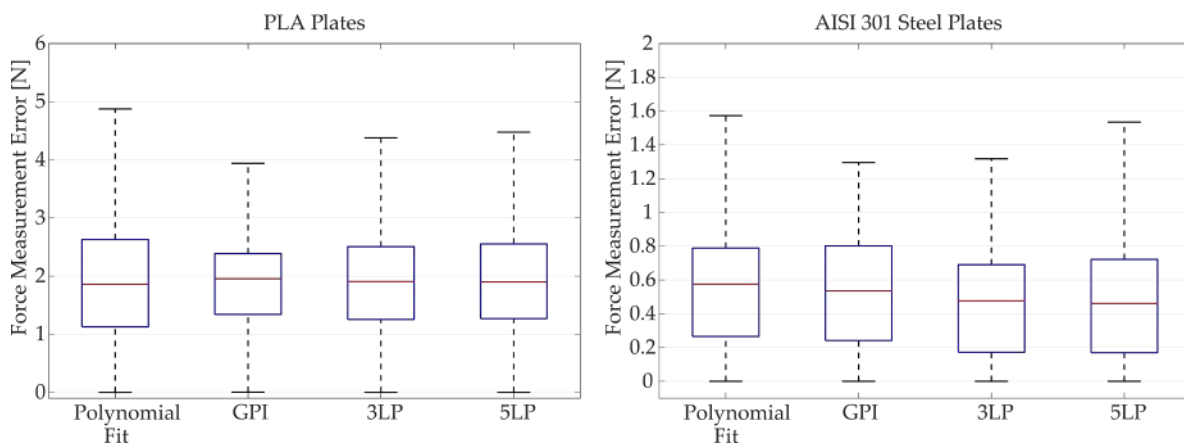


Figure 11. Error distribution of each fitting model evaluated over all the test signals. The red line indicates the mean value, blue boxes enclose the samples between percentiles 25 and 75, and black whiskers covers an standard deviation of $\pm 2.7SD$.

3.2.4. Comparative Analysis

When comparing the overall performance of each model taking into account all the analyzed signals (Figure 11), it is possible to conclude that there is not a model that stands out from the rest of the studied approximations. As shown in the last row of Table 1, all of the models have a similar mean

absolute error (MAE) and median of the absolute error (MEDIAN), which are about the 5% and 6% of the maximum absolute force measurable for the PLA (45 N) and steel (10 N) sensors, respectively.

The only significant differences can be found in the dispersion of the error, quantified by the standard deviation (SD). In this regard, the GPI model produces narrower deviations than neural networks, which in turn are tighter than the polynomial fit.

As for the dynamical response of the models, they all produce signals that are quite similar to the expected one. This fact can be visually checked in Figures 12 and 13 and numerically evaluated with the cross correlation coefficients (Corr Coef) of the table, which are extremely close to the unit (identical signal).

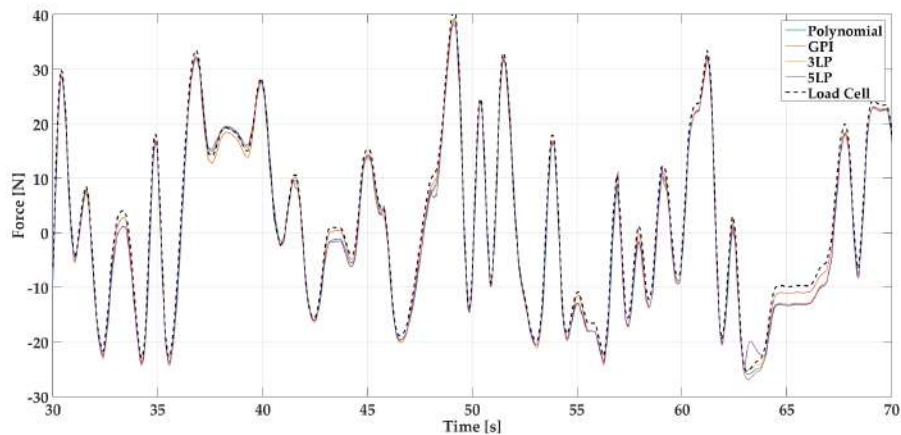


Figure 12. Time response of all fitting models and load cell signal for a 40 s sample of the Random Signal test for PLA based sensor.

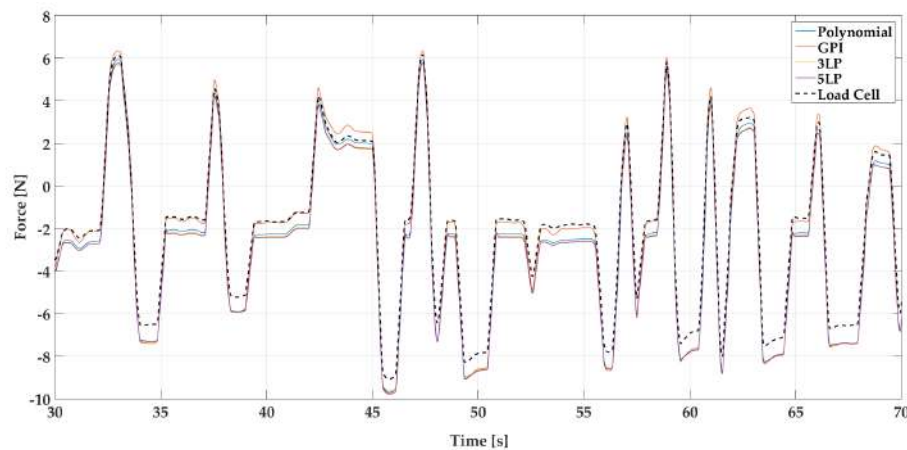


Figure 13. Time response of all fitting models and load cell signal for a 40 s sample of the Random Signal test for steel based sensors.

In short, all models have certain features and shortcomings that can make them more or less suitable for certain working conditions, depending on the selection of each one of the concrete applications or available material resources. The characteristics and suitability of each model can be summarized as follows:

- Polynomial fit: It is the most simple model, which does not need a complex infrastructure to be calibrated. It normally achieves a centered solution that, despite not correcting the hysteresis, can distribute the error across all measurement ranges. Additionally, due to the simplicity of the required mathematical operations, this is the fastest model to evaluate, which

- allows its implementation in real-time applications without requiring much computing power. This approximation may be the suitable for applications where only the dynamic evolution of the force is interesting, such as movement intention detection, endstops or coarse force controllers.
- **Generalized Prandtl–Ishlinskii model:** This is the most balanced model, which has enough free parameters to be able to model an hysteresis cycle while avoiding overfitting artifacts. It must be pointed out that, due to limitations of the optimization process, this alternative was trained with only the 2.5% of the acquired calibration data. Therefore, one can conclude that this model is outstanding concerning the generalization capability, being able to successfully extrapolate non-trained inputs. Its main disadvantage is the computational cost that requires its optimization. Additionally, when evaluating individual samples, it is almost 350 times slower (RCT) than the polynomial counterpart, which does not imply that it cannot be implemented for real-time applications, but it will require more computing power for the same sampling frequency. With well-chosen envelope functions, this might be the most suitable model for applications where the applied force pattern is unforeseeable, such as accurate measurements of human–machine interaction.
 - **Multilayer Perceptrons:** Perceptrons are halfway solutions between polynomials and GPI. Like most artificial neural networks, they suffer from lack of generalization capability, so they can lead to wrong extrapolation or overfitting and attention must be paid when choosing their architecture. However, they are easy to train, require moderate computing power, and provide outstanding results when the working conditions are similar to the training ones.

4. Conclusions

In conclusion, the proposed sensor architecture has proven to have a coherent measurable response when an external compression–extension force is applied. By using cheap and common fabrication techniques together with the application of one of the proposed models, it is possible to obtain a sensor with a reasonable performance (in comparison with an industrial-grade load cell) that is completely customizable in force measurement and sensitivity and whose geometry can be adapted to be integrated into a device that is in the design process. Once built and integrated, this architecture allows a fast and handy modification of the desired range of measurement.

Once known the discrepancy between the theoretical model and the real response, future research lines will try to improve the approximations taking into account further effects to obtain more accurate expressions that could help to predict the behavior of the designed sensor. This refined model together with the flexibility that provides the 3D printing technologies would allow for automatically generating and building a sensor with the desired performance, thereby incorporating the benefits of the fast prototyping techniques to the force sensing technology. It is important to state that, ultimately, a fitting model would be still mandatory in order to ensure the robustness of the sensor to manufacture imperfections.

As for the measurement error that these models try to minimize, there are several strategies to explore. On one side, the use of better manufactured steel plates might lead to narrower hysteresis cycles, reducing the dependency on the fitting model and their training issues; however, this fact may increase the fabrication cost and reduce the flexibility of design. Alternatively, the use of the Generalized Prandtl–Ishlinskii model is encouraging and seems to have a good generalization capability. The implemented GPI model, however, was limited to symmetrical sigmoid envelopes, which do not fit the real shape of the hysteresis well. Additionally, the optimization method used to compute this model is not the fastest and does not allow using all the available data to train the system, resulting in a loss of its potential to compensate for the error. Therefore, the implementation of a Prandtl–Ishlinskii model with asymmetrical envelopes and more specialized optimization methods, such as particle swarm optimization [44], will allow a more accurate model identification that can significantly reduce the estimation error due to insufficient hysteresis compensation.

Acknowledgments: This work has been funded by the European Commission through the project AIDE: Adaptive Multimodal Interfaces to Assist Disabled People in Daily Activities (Grant Agreement No. 645322); by the Spanish Ministerio de Economía y Competitividad through the project DPI2015-70415-C2-2-R; and by Conselleria d'Educació, Cultura i Esport of Generalitat Valenciana through the grants ACIF2016/216 and APOTIP 2016/021.

Author Contributions: J.A.D. conceived and developed the system and experiments, J.M.C. and F.J.B. coded the data analysis software, A.B. and J.V.G.-P. implemented the experimental setup, and N.G.-A. and F.J.B. performed guiding and coordination tasks.

Conflicts of Interest: The authors declare no conflict of interest. The founding sponsors had no role in the design of the study; in the collection, analyses, or interpretation of data; in the writing of the manuscript, and in the decision to publish the results.

Appendix A. Experimental Validation: Detailed Figures

Appendix A.1. Comparison of the Response of the Computed Fitting Models

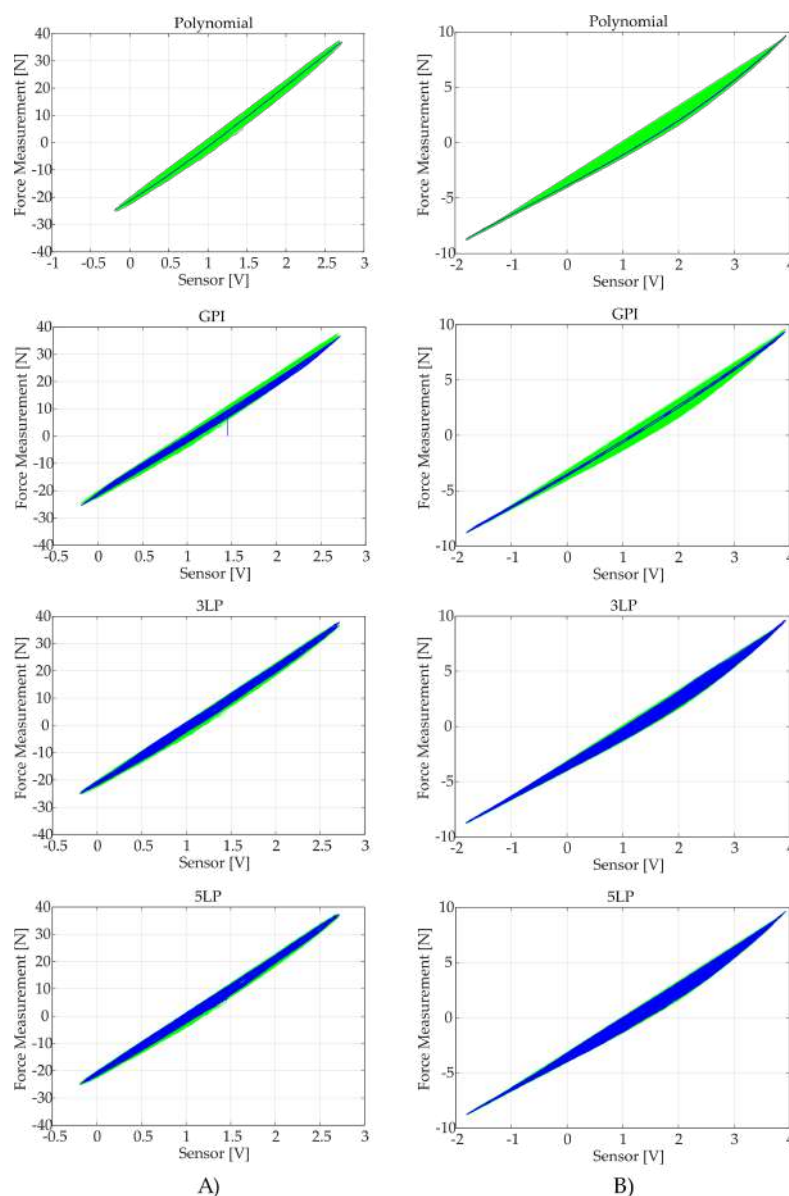


Figure A1. Response of each computed model (blue) superposed to the calibration data (green), where (A) corresponds to the data of the PLA based sensor and (B) to the steel based sensor.

Appendix A.2. Error Distributions of the Fitted Models

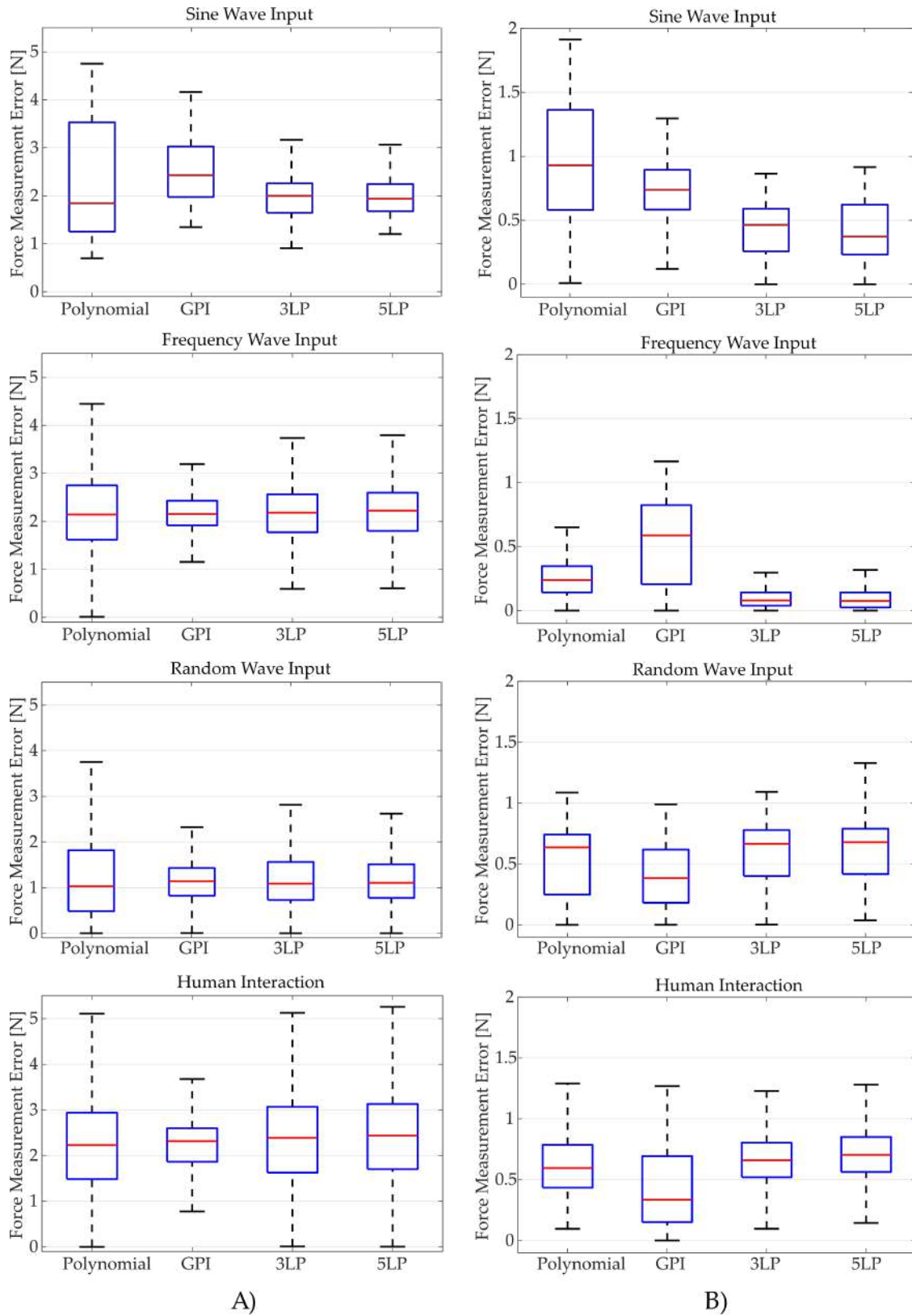


Figure A2. Error distribution computed for each tested kind of signal and model, where (A) corresponds to the data of the PLA based sensor and (B) to the steel based sensor.

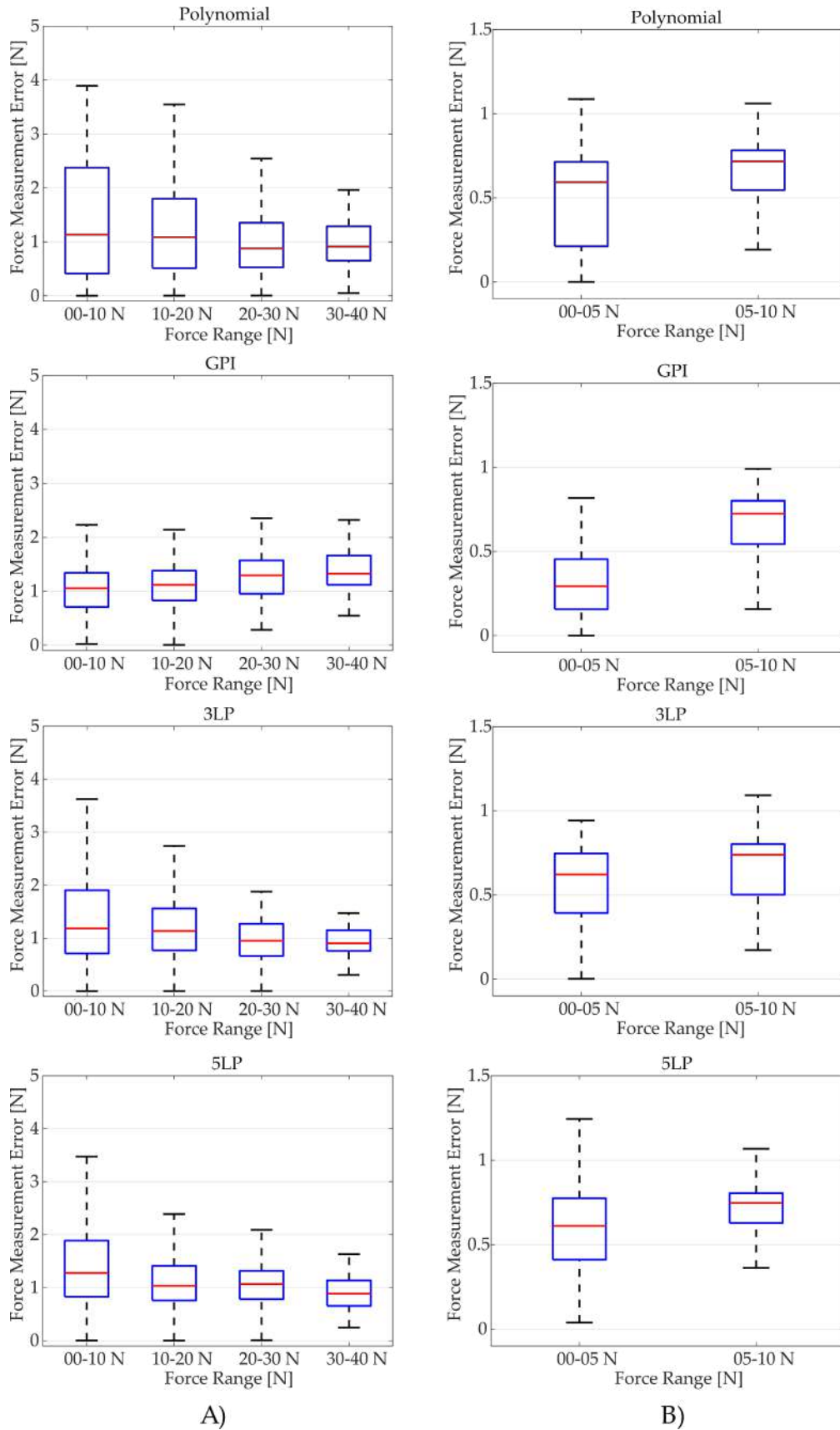


Figure A3. Error distribution computed for the Random Signal test and range of force. Where (A) corresponds to the data of the PLA based sensor and (B) to the steel based sensor.

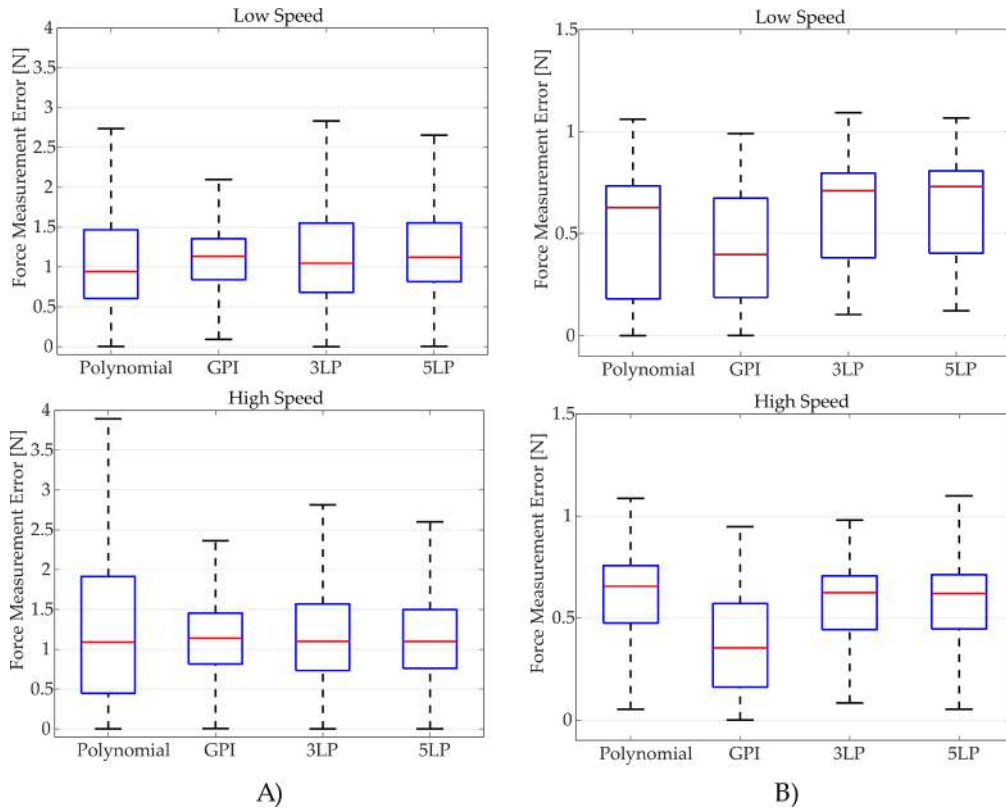


Figure A4. Error distribution computed for the Random Signal test and range of variation of the force. (Low Speed ≤ 5 N/s; High Speed > 5 N/s). Where (A) corresponds to the data of the PLA based sensor and (B) to the steel based sensor.

Appendix A.3. Error of Computed Sensor Models with a Human Interaction Input Signal

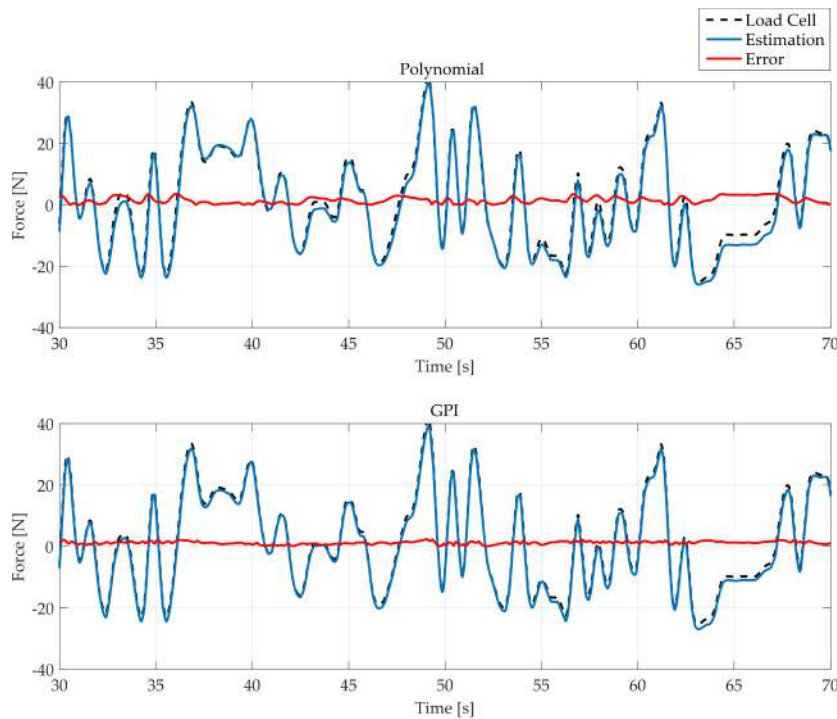


Figure A5. Cont.

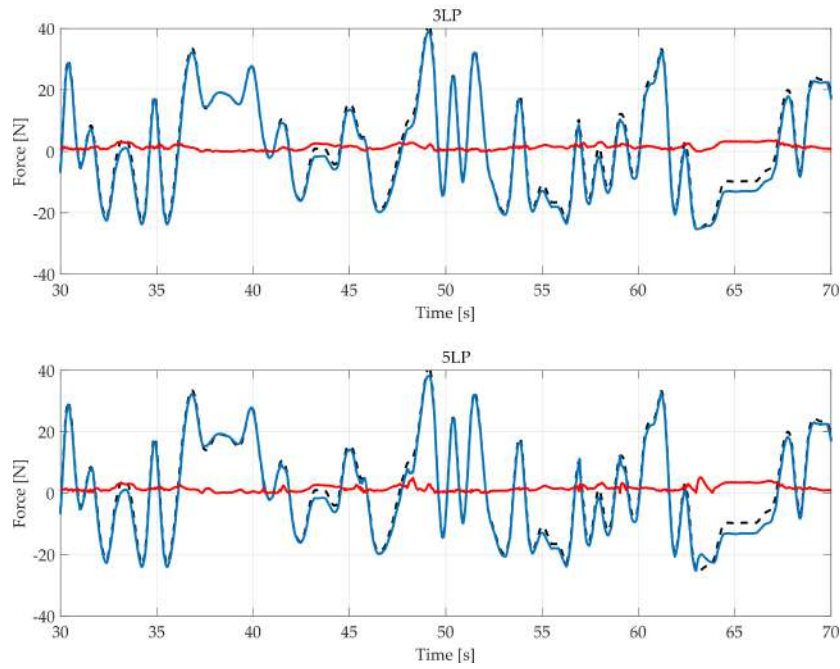


Figure A5. Detailed view of the time response shown in Figure 12 for each model.

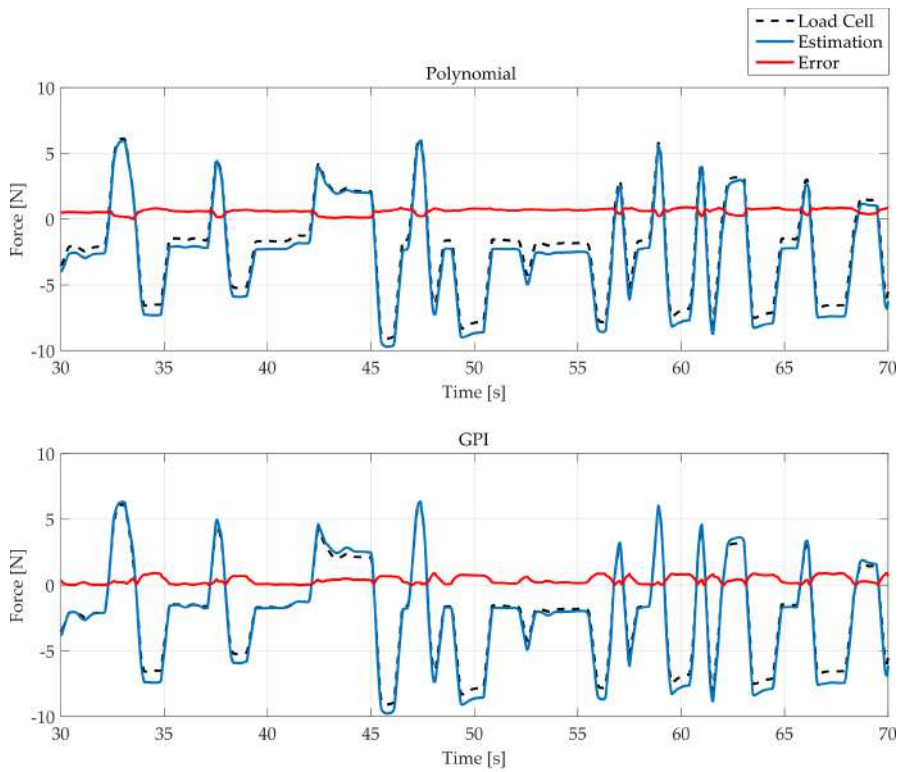


Figure A6. Cont.

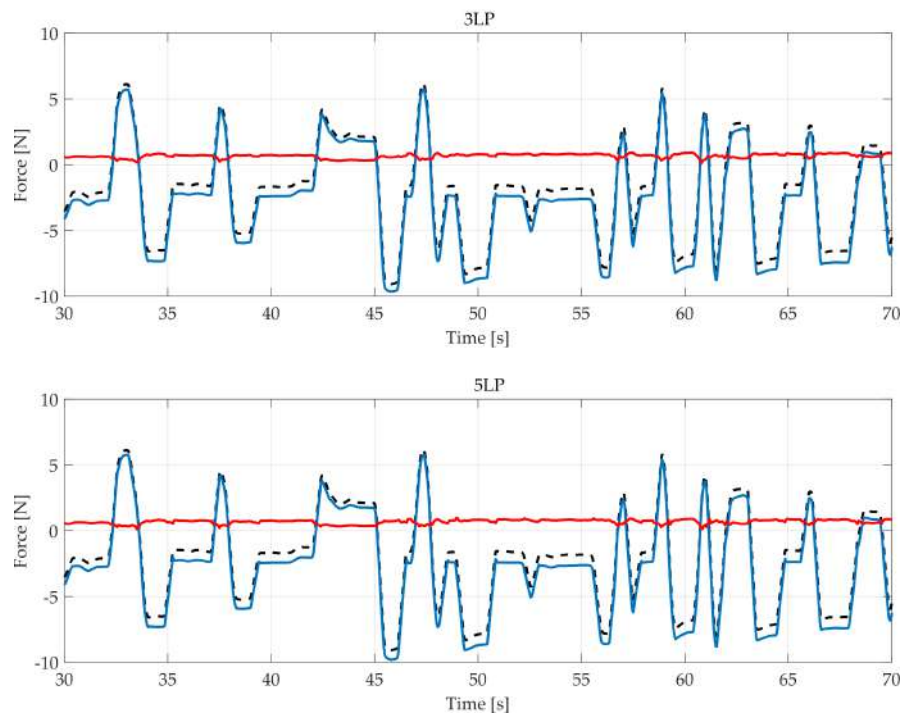


Figure A6. Detailed view of the time response shown in Figure 13 for each model.

References

1. AIDE: Adaptive Multimodal Interfaces to Assist Disabled People in Daily Activities (GA 645322). Available online: http://cordis.europa.eu/project/rcn/194307_en.html (accessed on 10 January 2018).
2. Díez, J.A.; Blanco, A.; Catalan, J.M.; Bertomeu-Motos, A.; Badesa F.J.; Garcia-Aracil, N. Mechanical Design of a Novel Hand Exoskeleton Driven by Linear Actuators. In *Advances in Intelligent Systems and Computing, Proceedings of the ROBOT 2017: Third Iberian Robotics Conference, Seville, Spain, 22–24 November 2017*; Ollero, A., Sanfeliu, A., Montano, L., Lau, N., Cardeira, C., Eds.; Springer: Cham, Switzerland, 2018; Volume 694.
3. Díez, J.A.; Catalán, J.M.; Lledó, L.D.; Badesa, F.J.; Garcia-Aracil, N. Multimodal robotic system for upper-limb rehabilitation in physical environment. *Adv. Mech. Eng.* **2016**, *8*, 1–8, doi:10.1177/1687814016670282.
4. Schabowsky, C.N.; Godfrey, S.B.; Holley, R.J.; Lum, P.S. Development and pilot testing of HEXORR: Hand EXOskeleton rehabilitation robot. *J. NeuroEng. Rehabil.* **2010**, *7*, 36.
5. Hyun, D.J. On the Dynamics and Control of a Medical Exoskeleton. Ph.D. Thesis, UC Berkeley, Berkeley, CA, USA, 2012.
6. Shields, B.L.; Main, J.A.; Peterson, S.W.; Strauss, A.M. An anthropomorphic hand exoskeleton to prevent astronaut hand fatigue during extravehicular activities. *IEEE Trans. Syst. Man Cybern. Part A Syst. Hum.* **1997**, *27*, 668–673.
7. Yahud, S.; Dokos, S.; Morley, J.W.; Lovell, N.H. Experimental validation of a tactile sensor model for a robotic hand. In *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE on Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC 2009), Minneapolis, MN, USA, 3–6 September 2009*; pp. 2300–2303.
8. Carrozza, M.C.; Massa, B.; Micera, S.; Lazzarini, R.; Zecca, M.; Dario, P. The development of a novel prosthetic hand—ongoing research and preliminary results. *IEEE/ASME Trans. Mechatron.* **2002**, *7*, 108–114.
9. Fontana, M.; Marcheschi, S.; Salsedo, F.; Bergamasco, M. A Three-Axis Force Sensor for Dual Finger Haptic Interfaces. *Sensors* **2012**, *12*, 13598–13616.
10. Fontana, M.; Fabio, S.; Marcheschi, S.; Bergamasco, M. Haptic hand exoskeleton for precision grasp simulation. *J. Mech. Robot.* **2013**, *5*, 1–9.
11. Chiri, A.; Vitiello, N.; Giovacchini, F.; Roccella, S.; Vecchi, F.; Carrozza, M.C. Mechatronic design and characterization of the index finger module of a hand exoskeleton for post-stroke rehabilitation. *IEEE/ASME Trans. Mechatron.* **2012**, *17*, 884–894.

12. Rodriguez-Cheu, L.E.; Gonzalez, D.; Rodriguez, M. Result of a perceptual feedback of the grasping forces to prosthetic hand users. In Proceedings of the 2nd IEEE RAS & EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob 2008), Scottsdale, AZ, USA, 19–22 October 2008; pp. 901–906.
13. Baker, M.D.; McDonough, M.K.; McMullin, E.M.; Swift, M.; BuSha, B.F. Orthotic hand-assistive exoskeleton. In Proceedings of the 2011 IEEE 37th Annual Northeast Bioengineering Conference (NEBEC), Troy, NY, USA, 1–3 April 2011; pp. 1–2.
14. Wege, A.; Hommel, G. Development and control of a hand exoskeleton for rehabilitation of hand injuries. In Proceedings of the 2005 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS 2005), Edmonton, AB, Canada, 2–6 August 2005; pp. 3046–3051.
15. Johnston, D.; Zhang, P.; Hollerbach, J.; Jacobsen, S. A full tactile sensing suite for dextrous robot hands and use in contact force control. In Proceedings of the 1996 IEEE International Conference on Robotics and Automation, Minneapolis, MN, USA, 22–28 April 1996; Volume 4, pp. 3222–3227.
16. Pons, J.L.; Rocon, E.; Ceres, R.; Reynaerts, D.; Saro, B.; Levin, S.; Van Moorleghem, W. The MANUS-HAND dextrous robotics upper limb prosthesis: Mechanical and manipulation aspects. *Auton. Robot.* **2004**, *16*, 143–163.
17. Su, H.; Zervas, M.; Furlong, C.; Fischer, G.S. A miniature MRI-compatible fiber-optic force sensor utilizing fabry-perot interferometer. In *MEMS and Nanotechnology*; Springer: New York, NY, USA, 2011; Volume 4, pp. 131–136.
18. Xiao, L.; Yang, T.; Huo, B.; Zhao, X.; Han, J.; Xu, W. Impedance control of a robot needle with a fiber optic force sensor. In Proceedings of the IEEE 13th International Conference on Signal Processing (ICSP), Chengdu, China, 6–10 November 2016; pp. 1379–1383.
19. Fernandez, A.F.; Berghmans, F.; Brichard, B.; Mégret, P.; Decréton, M.; Blondel, M.; Delchambre, A. Multi-component force sensor based on multiplexed fibre Bragg grating strain sensors. *Meas. Sci. Technol.* **2001**, *12*, 810.
20. Park, Y.L.; Ryu, S.C.; Black, R.J.; Chau, K.K.; Moslehi, B.; Cutkosky, M.R. Exoskeletal force-sensing end-effectors with embedded optical fiber-Bragg-grating sensors. *IEEE Trans. Robot.* **2009**, *25*, 1319–1331.
21. Su, H.; Fischer, G.S. A 3-axis optical force/torque sensor for prostate needle placement in magnetic resonance imaging environments. In Proceedings of the IEEE International Conference on Technologies for Practical Robot Applications (TePRA 2009), Woburn, MA, USA, 9–10 November 2009; pp. 5–9.
22. Hara, M.; Matthey, G.; Yamamoto, A.; Chapuis, D.; Gassert, R.; Bleuler, H.; Higuchi, T. Development of a 2-DOF electrostatic haptic joystick for MRI/fMRI applications. In Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA'09), Kobe, Japan, 12–17 May 2009; pp. 1479–1484.
23. Hirose, S.; Yoneda, K. Development of optical six-axial force sensor and its signal calibration considering nonlinear interference. In Proceedings of the 1990 IEEE International Conference on Robotics and Automation, Cincinnati, OH, USA, 13–18 May 1990; pp. 46–53.
24. Jeong, S.H.; Lee, H.J.; Kim, K.R.; Kim, K.S. Design of a miniature force sensor based on photointerrupter for robotic hand. *Sens. Actuators A Phys.* **2018**, *269*, 444–453.
25. Palli, G.; Hosseini, M.; Melchiorri, C. A simple and easy-to-build optoelectronics force sensor based on light fork: Design comparison and experimental evaluation. *Sens. Actuators A Phys.* **2018**, *269*, 369–381.
26. Takahashi, N.; Tada, M.; Ueda, J.; Matsumoto, Y.; Ogasawara, T. An optical 6-axis force sensor for brain function analysis using fMRI. In Proceedings of the IEEE on Sensors, Toronto, ON, Canada, 22–24 October 2003; Volume 1, pp. 253–258.
27. Tada, M.; Kanade, T. An MR-compatible optical force sensor for human function modeling. In *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention—MICCAI 2004*; Springer: Berlin/Heidelberg, Germany, 2004; pp. 129–136.
28. Tada, M.; Kanade, T. Design of an MR-compatible three-axis force sensor. In Proceedings of the 2005 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS 2005), Edmonton, AB, Canada, 2–6 August 2005; pp. 3505–3510.
29. Glassner, A.S. (Ed.) *An Introduction to Ray Tracing*; Elsevier: Amsterdam, The Netherlands, 1989.
30. Lanzotti, A.; Grasso, M.; Staiano, G.; Martorelli, M. The impact of process parameters on mechanical properties of parts fabricated in PLA with an open-source 3-D printer. *Rapid Prototyp. J.* **2015**, *21*, 604–617.

31. Díez, J.A.; Blanco, A.; Catalán, J.M.; Badesa, F.J.; Lledó, L.D.; Garcia-Aracil, N. Hand exoskeleton for rehabilitation therapies with integrated optical force sensor. *Adv. Mech. Eng.* **2018**, *10*, 1–11, doi:10.1177/1687814017753881..
32. Al Janaideh, M.; Rakheja, S.; Su, C.Y. An analytical generalized Prandtl–Ishlinskii model inversion for hysteresis compensation in micropositioning control. *IEEE/ASME Trans. Mechatron.* **2011**, *16*, 734–744.
33. Sayyaadi, H.; Zakerzadeh, M.R.; Zanjani, M.A.V. Accuracy evaluation of generalized Prandtl–Ishlinskii model in characterizing asymmetric saturated hysteresis nonlinearity behavior of shape memory alloy actuators. *Int. J. Res. Rev. Mechatron. Des. Simul.* **2011**, *1*, 59–68.
34. Zhang, J.; Merced, E.; Sepúlveda, N.; Tan, X. Modeling and inverse compensation of hysteresis in vanadium dioxide using an extended generalized Prandtl–Ishlinskii model. *Smart Mater. Struct.* **2014**, *23*, 125017.
35. Sánchez-Durán, J.A.; Oballe-Peinado, Ó.; Castellanos-Ramos, J.; Vidal-Verdú, F. Hysteresis correction of tactile sensor response with a generalized Prandtl–Ishlinskii model. *Microsyst. Technol.* **2012**, *18*, 1127–1138.
36. Liu, S.; Su, C.Y.; Li, Z. Robust adaptive inverse control of a class of nonlinear systems with Prandtl–Ishlinskii hysteresis model. *IEEE Trans. Autom. Control* **2014**, *59*, 2170–2175.
37. Maren, A.J.; Harston, C.T.; Pap, R.M. *Handbook of Neural Computing Applications*; Academic Press: Cambridge, MA, USA, 2014.
38. Islam, T.; Saha, H. Hysteresis compensation of a porous silicon relative humidity sensor using ANN technique. *Sens. Actuators B Chem.* **2006**, *114*, 334–343.
39. Lin, F.J.; Shieh, H.J.; Huang, P.K. Adaptive wavelet neural network control with hysteresis estimation for piezo-positioning mechanism. *IEEE Trans. Neural Netw.* **2006**, *17*, 432–444.
40. Wang, H.; Song, G. Innovative NARX recurrent neural network model for ultra-thin shape memory alloy wire. *Neurocomputing* **2014**, *134*, 289–295.
41. Zhou, M.; Wang, Y.; Xu, R.; Zhang, Q.; Zhu, D. Feed-forward control for magnetic shape memory alloy actuators based on the radial basis function neural network model. *J. Appl. Biomater. Funct. Mater.* **2017**, *15*, 25–30.
42. Murtagh, F. Multilayer perceptrons for classification and regression. *Neurocomputing* **1991**, *2*, 183–197.
43. Irie, B.; Miyake, S. Capabilities of three-layered perceptrons. In Proceedings of the IEEE International Conference on Neural Networks, San Diego, CA, USA, 24–27 July 1988; Volume 1, p. 218.
44. Yang, M.J.; Gu, G.Y.; Zhu, L.M. Parameter identification of the generalized Prandtl–Ishlinskii model for piezoelectric actuators using modified particle swarm optimization. *Sens. Actuators A Phys.* **2013**, *189*, 254–265.



© 2018 by the authors. Licensee MDPI, Basel, Switzerland. This article is an open access article distributed under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (<http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

Hand exoskeleton for rehabilitation therapies with integrated optical force sensor

Jorge A Díez, Andrea Blanco, José María Catalán, Francisco J Badesa, Luis Daniel Lledó and Nicolas García-Aracil

Abstract

This article presents the design of a hand exoskeleton that features its modularity and the possibility of integrating a force sensor in its frame. The modularity is achieved by dividing the exoskeleton in separate units, each one driving a finger or pair of them. These units or “finger modules” have a single degree of freedom and may be easily attached or removed from the robot frame and human fingers by snap-in fixations. As for the force sensing capability, the device relies on a novel force sensor that uses optical elements to amplify and measure small elastic deformations in the robot structure. This sensor can be fully integrated as a structural element of the finger module. The proposed technology has been validated in two experimental sessions. A first study was performed in a clinical environment in order to check whether the hand exoskeleton (without the integrated force sensor) can successfully move an impaired hand in a “Mirror Therapy” environment. A second study was carried with healthy subjects to check the technical feasibility of using the integrated force sensor as a human–machine interface.

Keywords

Hand exoskeleton, rehabilitation robotics, force sensor, human–machine interface, medical robots

Date received: 31 July 2017; accepted: 19 December 2017

Handling Editor: Francesco Aggogeri

Introduction

A wide diversity of robotic devices, which can actuate/assist the movements of the human hand, can be found in the current scientific literature.¹ Depending on the application, a hand exoskeleton may require uneven features. For example, a rehabilitation-aimed exoskeleton needs to be fairly backdrivable and allows a wide range of movement, so it is flexible enough to perform different rehabilitation exercises.² In contrast, an assistance exoskeleton must be stiff enough to ensure a firm grasping of objects present during activities of daily living and can sacrifice flexibility of movement in favor of predefined grasping patterns.

These different requirements result on diverse force transmission architectures:

- Some devices use linkages in order to transmit the force from the actuator to the human joints.^{3–5} This is a stiff architecture that requires a proper alignment between kinematic centers of the linkage and human joints, but allows a good control of the hand pose. Due to the flexibility of the design, with the correct sizing, these

Biomedical Neuroengineering Group, Universidad Miguel Hernández de Elche, Elche, Spain

Corresponding author:

Jorge A Díez, Biomedical Neuroengineering Group, Universidad Miguel Hernández de Elche, Avda. de la Universidad, s/n, 03202 Elche, Spain.
Email: jdiez@umh.es



mechanisms can achieve complex movement patterns with simple actuators.

- Another extended architecture is the cable-driven glove.^{6–8} These are more flexible and simpler alternatives that rely on the own human joints to direct the movement, so they are less prone to uncomfortable poses. In contrast, they require pulleys to achieve high forces and are harder to control in intermediate positions. Additionally, this kind of exoskeletons need a pair of cables in antagonist configuration in order to assist both extension and flexion movements.
- Finally, some devices use deformable actuators, like pneumatic muscles or shape-memory alloys, attached directly to the hand by means of a glove.^{9,10} They result in very light and simple devices, but actuators are not placed in the most advantageous place to achieve great forces.

Regarding the exoskeletons based on linkages, especially those which rely on electric actuators, having a measurement of the interaction force between user and device may result an interesting feature in order to ease control tasks and improve safety. In certain devices, different sensor technologies have been implemented, such as torque sensors,¹¹ strain gauges,¹² flexion sensors,¹³ and miniature load cells.¹⁴ These sensors may be effective in their respective applications but present some shortcomings for their integration in exoskeletons. In particular, torque sensors measure loads in the motor shaft so, in over-constrained mechanisms, they might not measure all the interaction forces. Strain gauges are complex to fix in the proper place and shorter ones may not perform correctly, so for being usable they require geometries with size comparable to human phalanxes. Another miniature sensors, like load cells or force-sensitive resistors, normally can measure force in only one sense (compression or extension) and those that can measure both directions are too big for the scale of the human hand.

Research background and objectives

In our previous paper,¹⁵ we studied the feasibility of using multimodal systems in order to assist post-stroke patients during the execution of rehabilitation therapies with real objects. In this context, we evaluated the suitability of using a hand exoskeleton device,¹⁶ such as the aforementioned ones, for assisting an impaired person during the grasping of objects present in activities of daily living. This device has experienced substantial improvements with respect to the previous design in order to be able to interact safely with disabled users.

In that previous experimentation, the electromyographic (EMG) signal of the forearm muscles was proposed as a method to estimate user's intention and

consequently trigger the open/close movement of the hand exoskeleton. This method proved to be effective, but it can be used only for users with a coherent and relatively strong EMG signal, which might not be the case for most patients.¹⁷ From these results, there is a need for additional technologies that can detect the movement intention of the subject in order to cope with a wider range of user profiles.

Despite that the presented device will also be used in assistive context, the objective of the exposed research is to show whether the proposed improvements of the hand exoskeleton, including a miniature optical force sensor, allow its use in a real rehabilitation environment. Special attention will be given to the development of a force sensing method in order to measure the human–robot interaction forces and therefore to estimate user's intention in rehabilitation scenarios.

Hardware description

Hand exoskeleton

Among the different existing architectures, we have decided to implement an exoskeleton based on the linkage approximation, since we consider that this is the most flexible solution in order to achieve a good compromise between the requirements of both rehabilitation and assistance scenarios. The motion transmission is based on a bar mechanism that allows the possibility of coupling the motion of phalanxes, so a natural hand movement is achievable using only one active degree of freedom per finger. Additionally, bars can transmit both tensile and compressive loads so the same mechanism is able to perform extension (most demanding movement in rehabilitation) and flexion (mandatory for assistance) movement of the fingers.

In detail, the designed exoskeleton is composed by three identical *finger modules* that drive index, middle and the pair formed by ring and little fingers. Each finger module has a single degree of freedom actively driven by a linear actuator. Unlike many of the referenced exoskeletons, due to the inherent uncertainty introduced by the human–exoskeleton interface (modeled as a slide along the phalanx longitudinal axis in Figure 1), we have decided not to rely on the human finger as the element that closes the kinematic chain. Conversely, we have adopted an approach similar to the one adopted by Ho et al.⁵ This way, adding a pair of circular guides whose centers are coincident with the joints of a reference finger, the mechanism is kinematically determinate without needing the human finger. Ho's device uses slots with flange bearings to implement the guides; this may result effective but requires precision machining and miniature elements to achieve a compact solution. In contrast, we have designed a double-edged guide that slides between four V-shaped bearings (Figure 2).

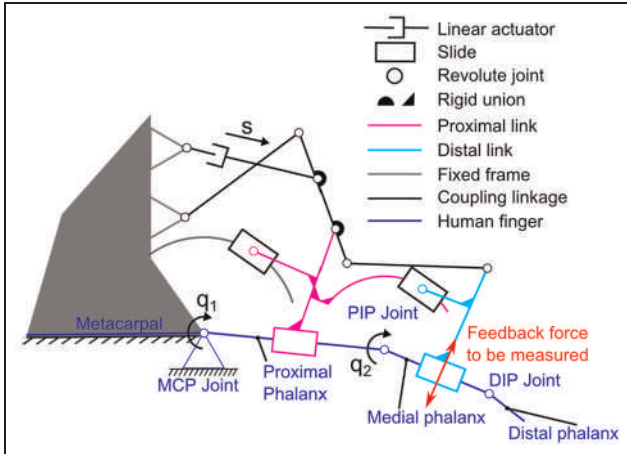


Figure 1. Kinematics scheme of the finger linkage attached to the human finger. Metacarpophalangeal (MCP), proximal interphalangeal (PIP), and distal interphalangeal (DIP) joints have been modeled as revolute joints. Additionally, the interface between the module and the phalanxes has been modeled by means of slide.

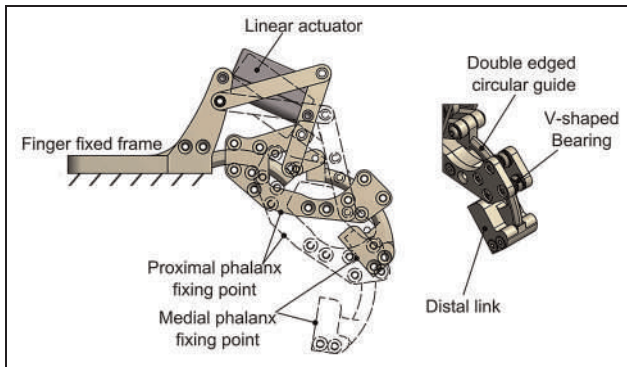


Figure 2. Left: Finger module represented in its extreme positions. Right: Detailed view of the designed circular guide to minimize mechanical clearances with minimum friction.

These elements allow the optimization of the required space and may be easily manufactured by prototyping technologies or plastic molding. To make up for the additional constraints, we have decided to actuate only medial and proximal phalanxes.

As shown in Figure 1, the mechanism is formed by two parallel linkages that form two closed kinematic chains between them as well as with the human finger, resulting in a complex non-linear system of equations with multiple solutions. For this reason, kinematics has been solved by numerical methods.¹⁸ Despite the nonlinearity of the equations, the relation between the stroke of the actuator s and the joint angles (q_1 and q_2) can be approximated by two linear equations (1) and (2) with an error lower than 1%. In these expressions, the

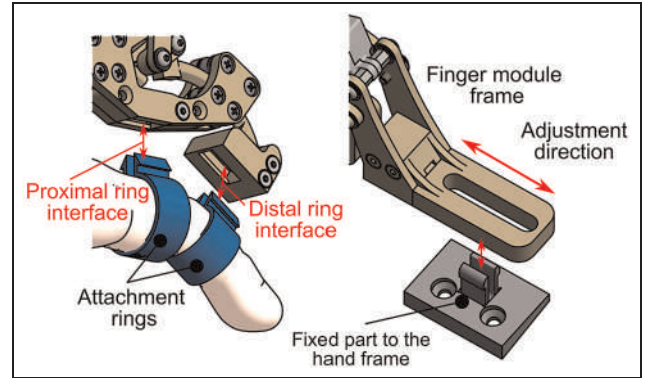


Figure 3. Left: Detailed view of the finger to exoskeleton snap-in fixing system. Right: Interface between finger module and hand frame.

stroke is expressed in millimeters and the joint angles in degrees, with $q_i = 0$ when the phalanxes are aligned with the previous ones

$$q_1 = 1.40s + 14.9 \quad (1)$$

$$q_2 = 1.19s + 32.32 \quad (2)$$

Since the movement of the linkage is fully determined and it has been sized for a reference finger dimension, we must design an exoskeleton-to-hand interface that can cope with misalignment and deviations from the reference finger. In this regard, we have designed a fixation system that uses ring-like pieces that are inserted on proximal and medial phalanxes and can be easily attached and released from the exoskeleton by a snap-in connection (Figure 3, left). This fixation system provides a fast and simple setup of the device, allows a fast reaction against possible dangerous situations, and provides more comfort to the user since it does not required to be tightened to the body (in contrast with straps or belts). Likewise, the finger module is fixed to the hand frame by means of a similar snap-in attachment; however, in this case, the finger module connection side has a slot that allows to adjust the position of the module along the longitudinal direction of the finger. The module is held in the correct place by the friction of the snap-in fixation (Figure 3, right). The hand frame consists on a semi-rigid commercial orthosis that wraps both palm and back of the hand.

Regarding the thumb, its movement cannot be well approximated by a planar mechanism, due to the opposition degree of freedom. However, many usual grasps can be performed by just holding firmly the position of the thumb. Therefore, in this design stage, we have designed a linkage that can be placed manually in a suitable pose and then be blocked during the activity.

In order to evaluate constructive factors such as clearances in the interfaces or joint misalignments,

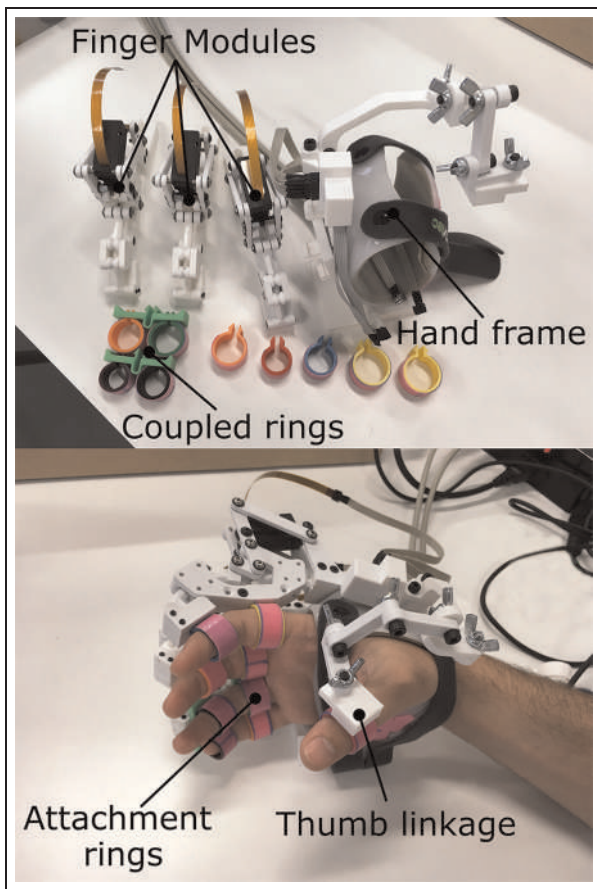


Figure 4. Top: Different parts that compose the hand exoskeleton; they can be easily assembled with the snap-in connections. Bottom: Fully assembled hand exoskeleton attached to a hand. This is the basic arrangement of the hand exoskeleton without any force sensing device.

which cannot be easily considered in simulations, we have built a prototype to check the real performance of the proposed design (Figure 4). Each finger module has been manufactured by fused filament fabrication (FFF) three-dimensional printing with polylactic acid (PLA) as structural material. Additionally, we have printed a set of rings for finger diameters from 15 to 25 mm, with steps of 1 mm. The movement of the ring and little fingers is controlled with a single finger module by adding an intermediate part that couples their respective ring parts.

Force sensing method

We propose the usage of optical sensors similar to the ones used in micrometry.^{19,20} These kinds of sensors work by measuring the deviation of a light beam incident on a photosensitive surface. In particular, we have designed an optical setup composed by:

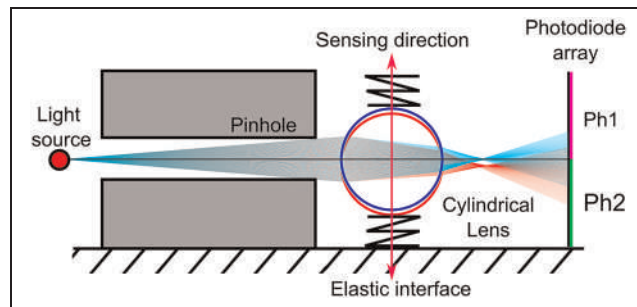


Figure 5. Schematic view of the optical force sensor. Blue lens and rays correspond with the neutral position. Red lens and rays show how do a small displacement in the lens changes the light distribution in the photodiode array (Ph1 and Ph2).

- A light emitting diode (LED) as a point light source.
- A pinhole element that will narrow the light emission bulb of the LED, so stray light is minimized.
- A cylindrical lens that refract the beam of light that comes from the pinhole and focus it in the opposite side.
- A photodiode array that gathers the light focused by the lens, outputting current signals proportional to the light that hits each individual photodiode.

The deviation of the light beam is induced by displacing the cylindrical lens along the direction perpendicular to both optical and lens axes (Figure 5). With a correct sizing of the optical elements and gaps between them, it is possible to convert the displacement of the lens to deviations of the incidence of the light in the photodiode array with one order of magnitude higher (e.g. tenth of millimeters to millimeters). Placing the photosensitive surface out of focus with respect to the lens, we can obtain a luminance distribution along the photodiode cells. This distribution will vary with the deviation of the lens, so certain photodiodes will experiment a loss of luminance while the remaining ones will receive the rest of the light. Figure 6 shows the light distribution in the photodiode array computed by ray-tracing for the next hardware configuration:

- Light source: LED Kingbright APTD1608 LSECK/J3-PF.
- Pinhole: 0.8 mm diameter hole in a wall of 5 mm width.
- Lens: poly(methyl methacrylate) (PMMA) rod with a diameter of 2 mm, refraction index: 1.49.
- Photodiode array: OPR5911 Quad Photodiode, grouped into two pairs Ph1 and Ph2.
- Light source–lens distance: 6.5 mm.
- Lens–photodiode distance: 3.5 mm.
- Sensor total length: 10 mm.

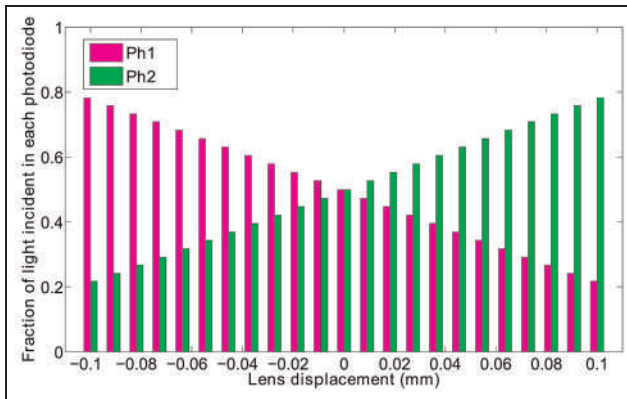


Figure 6. Relation between the fraction of total light received by each pair of photodiodes (Ph1 and Ph2) and the lens displacement.

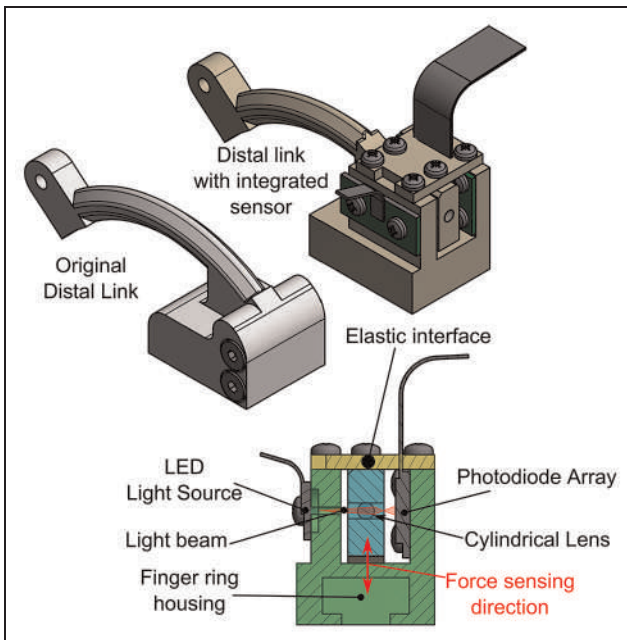


Figure 7. Top: Comparison between the original distal link of the finger module and the replacement link with integrated force sensor. Bottom: Section of the modified distal link that shows the implementation of the sensor proposed in Figure 5.

The proposed implementation achieves an unbalance of about 60% of the input light between both pairs of diodes in a displacement range of ± 0.1 mm. Moreover, the amount of light received by each cell with respect to the lens displacement clearly follows a linear trend. Therefore, due to the linearity of the photodiode array response, we may expect that the response of the proposed sensor is consequently linear.

In order to convert the displacement measurements into force values, the lens is connected to the frame of the sensor by means of an elastic interface such that its

shift is proportional to the force through Hooke’s law. Due to the small movements required to produce a significant output, the stiffness of the interface may be such that the deformation is not appreciable by the user nor affects the exoskeleton kinematics.

With the proposed configuration, the elastic interface has a theoretical stiffness of 125 N/mm, if the extreme admissible lens displacement is ± 0.1 mm, then the limit force that can be measured with this implementation is ± 12.5 N. Regarding the sensor resolution, due to the basic electronic components and techniques used for the signal acquisition (general-purpose operational amplifiers LM324 and analogical to digital converters integrated in an ATmega328P microcontroller, with a simple mean filter with five-element window), the electronic noise limits the smallest measurable step to about 0.05 N. These are preliminary values based on theoretical assumptions; however, further studies will be carried out in order to accurately determine and improve the performance of the sensor.

Sensor integration

The main feature of this sensor is its potential miniaturization, so it can be inserted between the human interface and the force transmission elements. One of the most advantageous locations to install a force sensor is the distal ring interface, since the leverage is maximum in this position. For this purpose, the original distal link of the finger module has been split into two elements (Figure 7, bottom): the block formed by the ring housing and the electronic components (colored in green and gray), and the circular guide attached to the rest of the linkage (colored in blue). Both parts are bound by a plate that works like an elastic interface (colored in yellow).

Top of Figure 7 shows the comparison between the original and modified distal links. The addition of the force sensor does not entail a remarkable increment in the size of the part, and the travel of the guide remains unaltered, so both configurations can be freely exchangeable without affecting the rest of the exoskeleton.

Unlike other technologies that measure the force directly in the actuator, the proposed architecture can isolate the interaction force between the user and devices, neglecting other effects like internal reactions and frictions in the linkage. It also avoids the measurement of preloads and uncertainties present in sensors that must be in contact with the human skin, like button load cells or force sensing resistor (FSR).

Experimental validation

For the validation of the exposed system, two different experiments have been defined. In the first experiment,

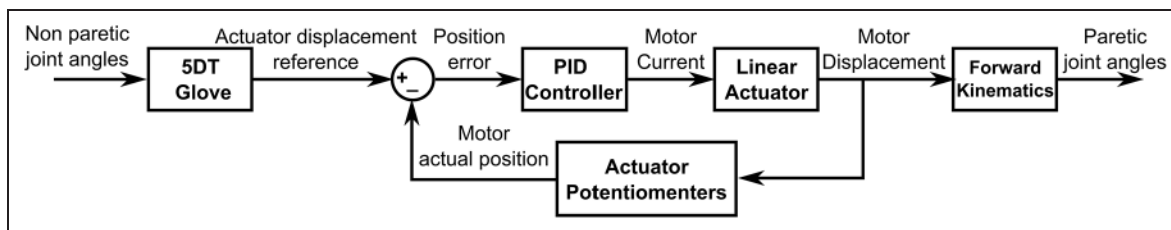


Figure 8. Control scheme of the position control commanded by the 5DT Glove used for the validation of the exoskeleton with Mirror Therapy.

Table 1. Demographic and clinical characteristics of participants.

Patient	Sex	Age	Diagnosis	Laterality
1	Male	39	Ischemic stroke	Left
2	Male	58	Ischemic stroke	Left
3	Male	53	Multiple sclerosis	Right
4	Male	65	Ischemic stroke	Right
5	Male	65	Ischemic stroke	Left
6	Male	65	Ischemic stroke	Right

the hand exoskeleton has been tested with six post-stroke patients to evaluate the improvements of the new mechanical design with patients. These tests will evaluate the performance of the hand exoskeleton (previous to the setup of the force sensor) when it is attached to a paretic hand.

On the other hand, an experiment with eight healthy people has been carried out to test the performance of the novel force sensor presented in this work. In these tests, two different control strategies that use the force feedback will be studied.

Validation of the exoskeleton

In order to test and validate the new design of the hand exoskeleton, an experiment based on Mirror Therapy (MT) concept has been carried out. Since MT has been widely used with satisfactory results in upper limb rehabilitation,^{21–24} the design and development of a task based on this therapy with the exoskeleton seems to be appropriated to improve and validate the hand rehabilitation system. The proposed activity involves the next systems:

- 5DT Data Glove, from Fifth Dimension Technologies, to measure the position of the fingers of the non-paretic hand.
- Hand exoskeleton attached to the paretic hand in order to perform movements following the data extracted from the 5DT Data Glove.
- Virtual Reality (VR)-based task, developed with Ogre3D, as a user interface where two hands are shown so that the user can see a visual feedback of the movement of his hands.

The objective of the task is to reach the target pose of both hands that is shown in the VR. To this end, subjects have to move their non-paretic hand, and the hand exoskeleton will move their paretic hand following the same movement. Based on the movement of the non-paretic hand, a target trajectory is used to control the exoskeleton by means of a PID controller with the exoskeleton position feedback (Figure 8). For simplicity, this target trajectory is the same for all actuated fingers. In Figure 9, the setup for the experiment is shown.

The study has been performed in a hospital of attention to chronic patients and long-stay. The experiment protocol of the proposal study was approved by the Medical Ethics Committee. The medical team has been responsible for including patients who are receiving physiotherapy and occupational therapy treatment. All patients have been informed properly by the medical staff and they gave written consent before starting the study, indicating that they understood the purpose and requirements of the study. A total of six patients (Table 1) were involved in this study. Each patient was asked to carry out about 8–15 movements in several sessions (depending on the patients' will). All of them were able to perform the task with no major problems.

Table 2 displays the statistics for the position error of the finger modules in terms of joint angles for each user. These data show that there are three different working conditions in which the performance of the system is clearly different (Figure 10). When holding a position (steady position), the mechanism has an accuracy of typically less than 0.2° , with a root of mean square error (RMSE) lower than 0.4° . When following

Table 2. Results for the “Mirror Therapy” experiment.

Case of movement	Subject	Trials	Trajectory percentage	PIP error (°)				MCP error (°)			
				Median	P_{25}	P_{75}	RMSE	Median	P_{25}	P_{75}	RMSE
Total	1	29	100	0.49	0.05	3.69	3.31	0.57	0.055	4.35	3.90
	2	21	100	0.18	0.07	1.09	1.39	0.22	0.08	1.28	1.63
	3	23	100	0.49	0.09	2.39	2.42	0.57	0.11	2.82	2.85
	4	20	100	0.21	0.07	1.23	1.81	0.25	0.08	1.45	2.13
	5	11	100	0.14	0.05	0.30	0.66	0.16	0.05	0.35	0.77
	6	9	100	0.12	0.02	1.26	2.02	0.14	0.03	1.48	2.38
Steady position $v_{ref} \simeq 0$ mm/s	1	29	12.54	0.02	0.02	0.07	0.21	0.03	0.03	0.08	0.25
	2	21	9.45	0.07	0.02	0.14	0.30	0.08	0.03	0.16	0.35
	3	23	9.12	0.05	0.02	0.12	0.17	0.05	0.03	0.14	0.20
	4	20	11.95	0.05	0.02	0.09	0.11	0.05	0.03	0.11	0.13
	5	11	12.98	0.07	0.02	0.12	0.32	0.08	0.03	0.14	0.38
	6	9	25.95	0.02	0.02	0.05	0.10	0.03	0.03	0.05	0.12
Suitable speed $v_{ref} \leq 7.5$ mm/s	1	29	54.00	0.12	0.02	0.93	1.76	0.14	0.03	1.09	2.07
	2	21	71.72	0.14	0.05	0.44	0.83	0.16	0.05	0.52	0.98
	3	23	53.09	0.16	0.05	0.53	0.82	0.19	0.05	0.63	0.96
	4	20	71.73	0.19	0.07	0.65	1.26	0.22	0.08	0.77	1.48
	5	11	79.27	0.14	0.07	0.28	0.54	0.16	0.08	0.33	0.64
	6	9	51.31	0.12	0.05	0.51	1.01	0.14	0.05	0.60	1.19
Fast reference $v_{ref} > 7.5$ mm/s	1	29	33.46	4.72	2.84	6.37	5.27	5.55	3.34	7.49	6.20
	2	21	18.83	2.35	1.28	3.32	2.74	2.76	1.50	3.91	3.22
	3	23	37.79	3.04	1.67	4.65	3.82	3.58	1.97	5.47	4.49
	4	20	16.31	2.77	1.35	4.42	3.63	3.25	1.59	5.20	4.26
	5	11	7.75	1.05	0.48	1.81	1.55	1.23	0.57	2.13	1.83
	6	9	22.74	3.11	1.79	4.81	3.95	3.66	2.11	5.66	4.65

PIP: proximal interphalangeal; MCP: metacarpophalangeal; RMSE: root of mean square error.

Data refer to the statistical analysis of the error in position of the finger modules for all trials of each user. Data have been split into three cases according to the variation rate of the reference signal (v_{ref}). Trajectory percentage points out the fraction of time in which the movement was performed in each case

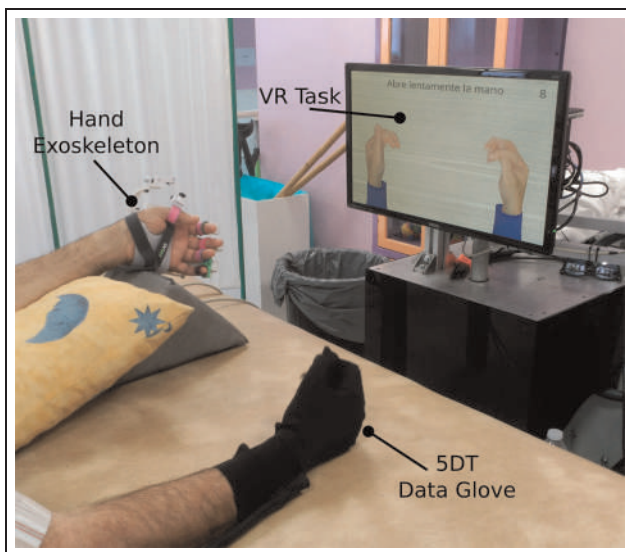


Figure 9. Setup for the Mirror Therapy based task: (1) 5DT Data Glove on the right hand, (2) hand exoskeleton on the left hand, and (3) Virtual Reality (VR)-based task.

the trajectory computed by the glove in the non-paretic hand, the position error shows two different distributions that depend on the rate at which the reference changes. This is due to the speed limitation (7.5 mm/s) empirically imposed on the displacement of the linear actuator, in order to avoid abrupt movements in the impaired hand that might be counterproductive for the rehabilitation, as well as to prevent reaching the limit speed of the actuator. Thus, when the reference changes at a rate lower than the limit speed (suitable speed), the errors are typically lower than 1.5° , with a RMSE less than 2.5° . However, if users move their reference hand at a rate higher than 7.5 mm/s (fast reference), then the speed of the actuators is limited to that value and the tracking error increases with the speed. These phenomena are shown in the example presented in Figure 11.

Ideally, during this kind of therapy, both hands should move at once (suitable speed or steady position cases). Since the reference signal is only controlled by the subject through the 5DT Data Glove, users may move faster than the maximum allowed speed. However, with practice and familiarization with the

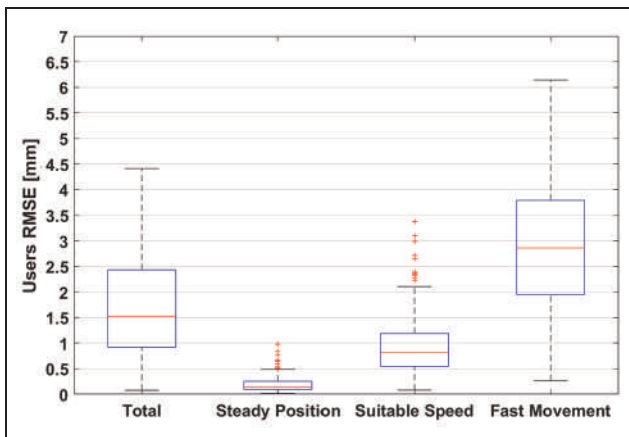


Figure 10. RMSE of the trajectories of all users in terms of motor stroke. There are three differentiate distributions for the error according to the variation rate of the reference signal. Red line indicates the mean value, blue boxes enclose the samples between percentiles 25 and 75, and black whiskers cover an standard deviation of $\sigma \pm 2.7$.

therapy, they can achieve a sufficient control over the system.

One point that must be underlined is that the joint errors quantified in this section are computed by applying equations (1) and (2) to the displacement of the actuators, so real errors will depend on mechanical clearances and hand bio-mechanics. A more detailed study can be found in a previous work.¹⁸

Force sensor preliminary tests

Based on force measurement provided by the developed optical force sensor, we have defined two control strategies to command the hand exoskeleton. By being able to measure the force interaction between the robotic device and the user, we are able to estimate the user's movement intention. According to this, we have implemented two control strategies:

- The first strategy has been named “Triggered Control.” This method consists in measuring the intention of the user when he or she is trying to perform a certain movement. When the measured force exceeds a certain threshold value, previously calibrated, the exoskeleton will start the full movement autonomously (fully open or close the hand). This strategy has been implemented using the state machine shown in top of Figure 12.
- The second strategy has been named “Continuous Control.” In this mode, the force information, based on the interaction of the robot with the user, is used as feedback in the control loop in order to move the hand

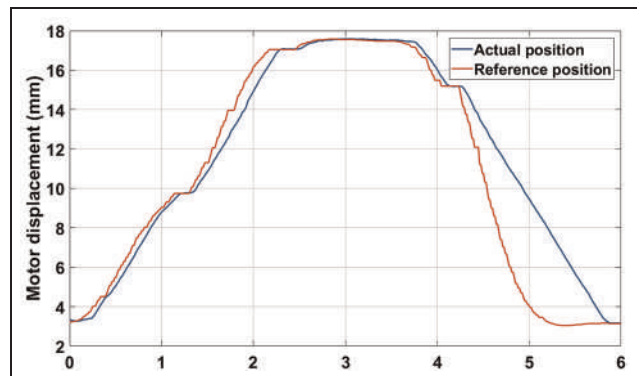


Figure 11. Reference and actual motor position for a single finger. Sample extracted from a session of the user 4. This example clearly shows the difference between the tracking error when users move their non-paretic hand at different speeds. The first part of the opening–closing cycle is performed at a suitable speed with a low tracking error. The second part of the movement is carried out at an excessive speed and the tracking error increases due to the limitation on the speed of the hand exoskeleton.

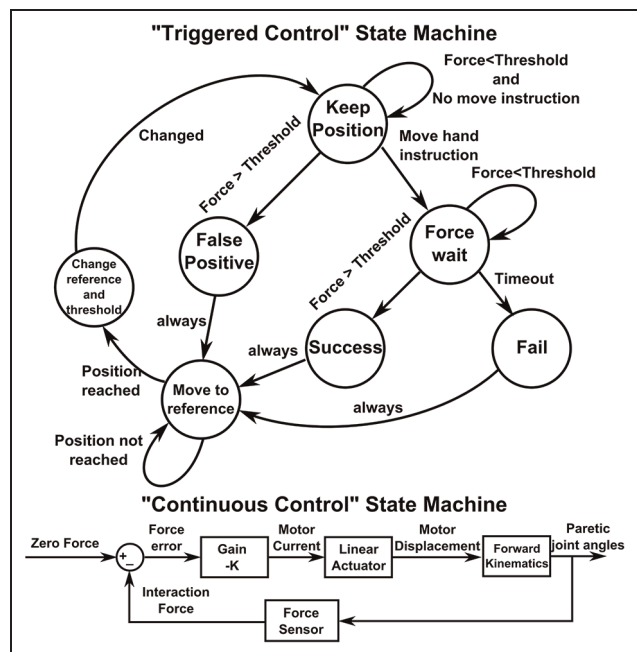
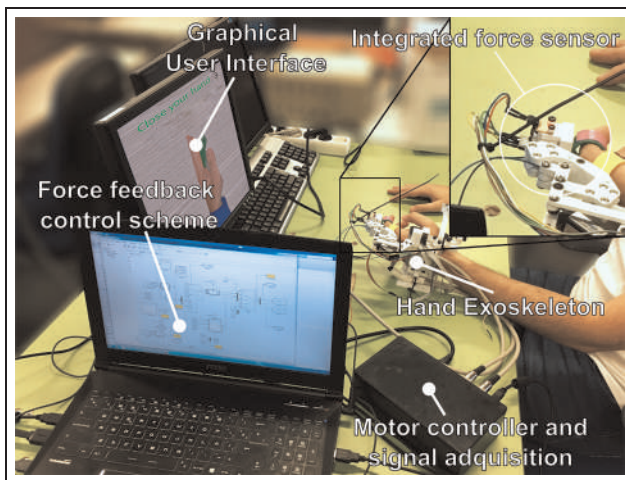


Figure 12. Control schemes for both studied control strategies. Top: State machine for implement the control by means of a force trigger. Bottom: Block diagram that shows a zero force control.

exoskeleton in the desired direction. In this way, users can freely move their hand to reach a target pose. Bottom of Figure 12 shows the block scheme of the implemented control, which consists in a proportional closed-loop controller with a negative gain and null force as reference signal.

Table 3. Results for the “Triggered Control” experiment.

Subject	Sex	Age	Proximal ring (mm)	Medial ring (mm)	Response time (s)	Number of trials	False positives	Fails	Success rate (%)
1	Male	28	22	19	1.28 ± 0.52	20	0	1	95
2	Male	44	23	21	0.70 ± 0.30	20	1	0	95
3	Male	44	25	22	1.29 ± 0.43	20	0	0	100
4	Male	26	20	16	1.32 ± 0.37	20	0	0	100
5	Male	26	22	18	1.16 ± 0.31	20	0	0	100
6	Male	33	20	17	0.41 ± 0.12	20	0	0	100
7	Male	26	21	17	0.48 ± 0.14	20	0	0	100
8	Female	26	18	15	0.62 ± 0.26	20	0	0	100
Global	–	–	–	–	–	160	1	1	98.75

**Figure 13.** Setup for the force-based control experiment. A detail of the integrated force sensor is shown in the upper right corner.

We have carried out an experimental session with healthy subjects (Figure 13) to test and validate both force-based control strategies. For this purpose, we have established the following protocol:

- First, subjects were informed of the objective and procedure of the experiment.
- An adaptation period of few minutes is given to the subjects to practice both modes of control (Triggered and Continuous Control) before starting the experiment.
- Then the subject performs the Triggered Control. Each subject tries to perform 20 movements (10 opening movements and 10 closing movements). Using a graphical interface, they have to show their intention to perform the ordered movement within 5 s.
- Finally, the subject performs the movements using the Continuous Control approach. Each user has to perform four movements. In every

trial, they have to reach a specified target within 5 s to achieve a successful movement. Target position ranges from 10 metacarpophalangeal (MCP) degrees to 40 MCP degrees (and its associated proximal interphalangeal (PIP) angle) with steps of 10° between trials.

Eight subjects participated in the experiment. All were healthy, with no major cognitive or physical deficits. They were aged between 26 and 44, mean age 31.6 years, median age 27 years, and standard deviation 8 years. Before the study began, ethical approval was obtained from the Ethics Committee of the Universidad Miguel Hernández of Elche, Spain.

Table 3 summarizes the users’ profile and the results of the experimentation with “Triggered Control” for each one. As for the parameters used to evaluate the performance of the system, response time parameter is computed as the mean time required to trigger the movement of the exoskeleton since visual stimuli were given; false positives correspond to movements triggered before the user is told to initiate the movement; and fails indicate the trials in which movement was not triggered after 5 s since the visual signal.

Table 4 presents the results of the tests performed with the second strategy “Continuous Control” for the same subjects. For each user and trial, the absolute value of the steady-state error is shown in terms of joint angles.

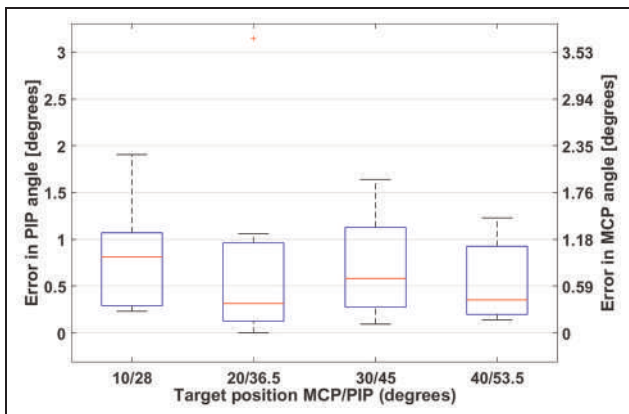
Regarding the “Triggered Control” tests, the system presents a success rate between 95% and 100%, with only two fails or false positives in 160 trials. This fact indicates the simplicity of use of the system for this control strategy. The disparity in response time for the different users is due to the reaction time to the visual stimuli inherent to the user, and not to the reaction time of the system, since fastest users can achieve response times lower than half a second.

As for the “Continuous Control” tests, the error in reaching a certain target varies significantly between users, since subject 7 can command the exoskeleton

Table 4. Results for the “Continuous Control” experiment.

	Trial	Subject 1	Subject 2	Subject 3	Subject 4	Subject 5	Subject 6	Subject 7	Subject 8
MCP error (°)	1	0.95	0.38	2.24	1.10	1.42	0.30	0.27	0.96
	2	0.08	1.01	3.70	1.25	0.52	0.22	0.00	0.22
	3	1.93	0.49	1.47	1.18	0.60	0.77	0.15	0.11
	4	0.17	0.90	1.27	1.45	0.34	0.16	0.49	0.30
	Mean	0.78	0.70	2.17	1.24	0.72	0.36	0.23	0.39
PIP error (°)	1	0.81	0.33	1.91	0.93	1.21	0.26	0.23	0.81
	2	0.07	0.86	3.14	1.06	0.44	0.19	0.00	0.18
	3	1.64	0.42	1.25	1.00	0.51	0.65	0.13	0.09
	4	0.14	0.77	1.08	1.23	0.29	0.14	0.42	0.25
	Mean	0.67	0.59	1.85	1.06	0.61	0.31	0.19	0.34

MCP: metacarpophalangeal; PIP: proximal interphalangeal.

**Figure 14.** Statistics of steady-state error in “Continuous Control” for all users according to the target position.

with a mean MCP accuracy of 0.23° while subject 3 reaches the target with an error of 2.17° . However, as shown in Figure 14, when comparing the error between movements, there are no significant differences between the error distributions corresponding to the different targets. Therefore, one can conclude that despite that the skill of the user is a decisive factor for the performance of the system, the target position does not affect the precision of the positioning.

Furthermore, we must stand out that the chosen population included a wide range of hand sizes, requiring the usage of most of the different ring sizes. Results show that there is no relation between these sizes and the performance in the tests, so we can conclude that the exoskeleton is relatively robust to deviations respect to the reference design hand size.

Conclusion and future work

After considering the results obtained in the experimental sessions, we can conclude that the designed device is fit for exhaustive tests with patients with hand physical

impairments. Thanks to the newly developed force sensor, the exoskeleton now provides a suitable interface that can cover several rehabilitation stages. In early stages when the patient cannot perform any kind of movement in the affected hand, the proposed MT-based robotic therapy can be an effective starting point. Once the users get certain hand control, they might use “Triggered Control” mode to actively involve the paretic limb in the exercises. In advanced stages of the rehabilitation process, a continuous force feedback control strategy may result an interesting approach to gain fine motor control and grip strength.

All the presented tests were performed with the same finger modules without requiring any kind of repair or maintenance between users. This is a first sign that the usage of technical polymers as structural material might be feasible. This fact might lead to a lightweight device and a design that can be cheaply mass produced with molding techniques. Anyway, this is only a preliminary conclusion that needs a more detailed research. With the loads estimated with the newly integrated force sensor, finite element structural simulations can be performed with different polymers so the most suitable structural material can be chosen. The knowledge of the resistance limits of the different structural elements, in conjunction with the force measurement, might allow the implementation of additional security measures to preserve the integrity of the device and the user.

Declaration of conflicting interests

The author(s) declared no potential conflicts of interest with respect to the research, authorship, and/or publication of this article.

Funding

The author(s) disclosed receipt of the following financial support for the research, authorship, and/or publication of this article: This work has been funded by the European Commission through the project AIDE: Adaptive

Multimodal Interfaces to Assist Disabled People in Daily Activities (grant agreement no: 645322), by the Spanish Ministerio de Economía y Competitividad through the project DPI2015-70415-C2-2-R, and by Conselleria d'Educació, Cultura i Esport of Generalitat Valenciana through the grants ACIF2016/216 and APOTIP 2016/021.

References

1. Heo P, Gu GM, Lee SJ, et al. Current hand exoskeleton technologies for rehabilitation and assistive engineering. *Int J Precis Eng Man* 2012; 13: 807–824.
2. Garcia N, Sabater-Navarro JM, Gugliemeli E, et al. Trends in rehabilitation robotics. *Med Biol Eng Comput* 2011; 49: 1089–1091.
3. Brokaw EB, Black I, Holley RJ, et al. Hand Spring Operated Movement Enhancer (HandSOME): a portable, passive hand exoskeleton for stroke rehabilitation. *IEEE T Neur Sys Reh* 2011; 19: 391–399.
4. Ueki S, Kawasaki H, Ito S, et al. Development of a hand-assist robot with multi-degrees-of-freedom for rehabilitation therapy. *IEEE/ASME T Mech* 2012; 17: 136–146.
5. Ho NSK, Tong KY, Hu XL, et al. An EMG-driven exoskeleton hand robotic training device on chronic stroke subjects: task training system for stroke rehabilitation. In: *Proceedings of the 2011 IEEE international conference on rehabilitation robotics (ICORR)*, Zurich, 29 June–1 July 2011, pp.1–5. New York: IEEE.
6. Mulas M, Folgheraiter M and Gini G. An EMG-controlled exoskeleton for hand rehabilitation. In: *Proceedings of the 9th international conference on rehabilitation robotics, 2005 (ICORR 2005)*, Chicago, IL, 28 June–1 July 2005, pp.371–374. New York: IEEE.
7. Martinez LA, Olaloye OO, Talarico MV, et al. A power-assisted exoskeleton optimized for pinching and grasping motions. In: *Proceedings of the 2010 IEEE 36th annual Northeast bioengineering conference*, New York, 26–28 March 2010, pp.1–2. New York: IEEE.
8. Hasegawa Y, Mikami Y, Watanabe K, et al. Five-fingered assistive hand with mechanical compliance of human finger. In: *Proceedings of the IEEE international conference on robotics and automation, 2008 (ICRA 2008)*, Pasadena, CA, 19–23 May 2008, pp.718–724. New York: IEEE.
9. Tadano K, Akai M, Kadota K, et al. Development of grip amplified glove using bi-articular mechanism with pneumatic artificial rubber muscle. In: *Proceedings of the 2010 IEEE international conference on robotics and automation (ICRA)*, Anchorage, AK, 3–7 May 2010, pp.2363–2368. New York: IEEE.
10. Makaran JE, Dittmer DK, Buchal RO, et al. The SMART wrist-hand orthosis (WHO) for quadriplegic patients. *J Prosthet Orthot* 1993; 5: 73–76.
11. Schabowsky CN, Godfrey SB, Holley RJ, et al. Development and pilot testing of HEXORR: hand EXOskeleton rehabilitation robot. *J Neuroeng Rehabil* 2010; 7: 36.
12. Shields BL, Main JA, Peterson SW, et al. An anthropomorphic hand exoskeleton to prevent astronaut hand fatigue during extravehicular activities. *IEEE T Syst Man Cy A* 1997; 27: 668–673.
13. Takagi M, Iwata K, Takahashi Y, et al. Development of a grip aid system using air cylinders. In: *Proceedings of the IEEE international conference on robotics and automation, 2009 (ICRA'09)*, Kobe, Japan, 12–17 May 2009, pp.2312–2317. New York: IEEE.
14. Chiri A, Vitiello N, Giovacchini F, et al. Mechatronic design and characterization of the index finger module of a hand exoskeleton for post-stroke rehabilitation. *IEEE/ASME T Mech* 2012; 17: 884–894.
15. Díez JA, Catalán JM, Lledó LD, et al. Multimodal robotic system for upper-limb rehabilitation in physical environment. *Adv Mech Eng*. Epub ahead of print 26 September 2016. DOI: 10.1177/1687814016670282.
16. Garcia-Aracil N, Sabater JM, Fernández E, et al. Self-adaptive device for hand rehabilitation and method of use and modular robotic device, Patent ES2558024B1, Spain, 2016.
17. Cesqui B, Tropea P, Micera S, et al. EMG-based pattern recognition approach in post stroke robot-aided rehabilitation: a feasibility study. *J Neuroeng Rehabil* 2013; 10: 75.
18. Díez JA, Blanco A, Catalán JM, et al. Mechanical design of a novel hand exoskeleton driven by linear actuators. In: Ollero A, Sanfeliu A, Montano L, et al. (eds) *ROBOT 2017: third Iberian robotics conference*. Cham: Springer International Publishing, 2017, pp.557–568.
19. Tada M and Kanade T. Design of an MR-compatible three-axis force sensor. In: *Proceedings of the 2005 IEEE/RSJ international conference on intelligent robots and systems, 2005 (IROS 2005)*, Edmonton, AB, Canada, 2–6 August 2005, pp.3505–3510. New York: IEEE.
20. Su H and Fischer GS. A 3-axis optical force/torque sensor for prostate needle placement in magnetic resonance imaging environments. In: *Proceedings of the IEEE international conference on technologies for practical robot applications, 2009 (TePRA 2009)*, Woburn, MA, 9–10 November 2009, pp.5–9. New York: IEEE.
21. Yavuzer G, Selles R, Sezer N, et al. Mirror therapy improves hand function in subacute stroke: a randomized controlled trial. *Arch Phys Med Rehab* 2008; 89: 393–398.
22. Ezendam D, Bongers RM and Jannink MJ. Systematic review of the effectiveness of mirror therapy in upper extremity function. *Disabil Rehabil* 2009; 31: 2135–2149.
23. Invernizzi M, Negrini S, Carda S, et al. The value of adding mirror therapy for upper limb motor recovery of subacute stroke patients: a randomized controlled trial. *Eur J Phys Rehabil Med* 2013; 49: 311–317.
24. Wu CY, Huang PC, Chen YT, et al. Effects of mirror therapy on motor and sensory recovery in chronic stroke: a randomized controlled trial. *Arch Phys Med Rehab* 2013; 94: 1023–1030.

Article

Exploring New Potential Applications for Hand Exoskeletons: Power Grip to Assist Human Standing

Jorge A. Diez ^{1,*}, Victor Santamaria ², Moiz I. Khan ², José M. Catalán ¹, Nicolas Garcia-Aracil ¹ 
and Sunil K. Agrawal ²

¹ Biomedical Neuroengineering Group, Universidad Miguel Hernández, 03202 Elche, Spain; jcatalan@umh.es (J.M.C.); nicolas.garcia@umh.es (N.G.-A.)

² Robotics and Rehabilitation Laboratory, Columbia University, New York, NY 10027, USA; vs2578@columbia.edu (V.S.); mikhan@bwh.harvard.edu (M.I.K.); sunil.agrawal@columbia.edu (S.K.A.)

* Correspondence: jdiez@umh.es

Abstract: Hand exoskeleton potential applications reach further than grasping or assistance during manipulation. In this paper, we present a preliminary study of how this technology can be applied in order to improve performance during standing to help the user to keep balance under perturbations. Non-impaired users wearing a hand exoskeleton gripping a hand rail were pushed by a cable-driven robot, so that their standing equilibrium was perturbed. The center of pressure, surface electromyography, and interaction force data were recorded in order to assess the performance of users and their postural strategy. The results showed that users could keep their balance with the same outcomes using their bare hands and the hand exoskeleton. However, when wearing the exoskeleton, a higher muscular activity was registered in hand flexor muscles. This is also supported by the grasping force, which shows that users stretched their hand more than expected when wearing the hand exoskeleton. This paper concludes that it is possible that the lack of tactile feedback could lead to over compensation in the grasping. Therefore, the next studies will aim to check whether this effect can be reversed by training users to wear the exoskeleton.

Keywords: exoskeletons; rehabilitation robotics; biomechanics; electromyography; upper limb; postural assessment



Citation: Diez, J.A.; Santamaria, V.; Khan, M.; Agrawal, S. Exploring New Potential Applications for Hand Exoskeletons: Power Grip to Assist Human Standing. *Sensors* **2021**, *21*, 30. <https://dx.doi.org/10.3390/s21010030>

Received: 27 November 2020

Accepted: 19 December 2020

Published: 23 December 2020

Publisher's Note: MDPI stays neutral with regard to jurisdictional claims in published maps and institutional affiliations.



Copyright: © 2020 by the authors. Licensee MDPI, Basel, Switzerland. This article is an open access article distributed under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

1. Introduction

In the current literature, one can find a wide range of robotic hand exoskeleton devices with different architectures, such as rigid links [1,2], cable driven gloves [3], or soft actuators [4,5]. Furthermore, reviews on hand exoskeletons [6,7] coincide in the applicability of these devices for the rehabilitation or assistance of manipulative skills.

Additionally, multiple studies highlight the role of the hands during other daily tasks beyond dexterous manipulation. For example, many studies have pointed out that the feedback that is provided by a light touch with the fingers can significantly improve the sway of the human center of mass during stance—sensory modulation hypothesis—[8–10]. Moreover, researches have shown that the typology of grasping and support can have a significant influence in feedforward and feedback control mechanisms of postural adjustments [11,12]. Hall et al. [11] showed how able-bodied individuals could modulate body and muscular responses while offering diverse kinds of support during one leg stance. In line with this body of literature, adequate motor control of hands seems to be critical, not only during reach-to-grasp or manipulative tasks, but also for postural control purposes. A wide variety of neuromotor disorders, such as stroke or cerebral palsy, present with postural as well as hand control deficits. Stroke survivors develop hemiplegia, a condition that is characterized by muscle paresis, abnormal muscle tone, spasticity, disrupted postural control, and inefficient modulation of grasping forces, among other factors [13–15]. In stroke rehabilitation, when the potential for recovery postural control is

highly compromised, patients may require specific training in upper limb and reaching strategies in order to overcompensate for the lack of balance deficits during community participation [16]. Therefore, when hand control is highly affected in this population, the use of neuro-technologies, like robotic exoskeletons, to maximize hand functionality and overcompensate postural control deficits during unbalanced conditions would be granted.

In view of these synergies between the hand and human postural control system, the effect of using a hand exoskeleton to assist this supportive gripping may be an interesting research line, which might result in a direct impact in the improvement of the daily living of hand-impaired people. Actually, one can think in several daily situations, in which the postural control enhanced by the hand gripping plays an important role, such as: keeping the balance in public transport during rush hour while texting, avoiding an obstacle or step by holding a handrail, supporting on a cane while transporting an object, etc. These tasks require bi-manual skills, so the robotic assistance of an impaired or weak hand can result in an improvement in the independence of its user.

As a starting point for this research line, we proposed studying the effect that gripping a handrail with a hand exoskeleton has on the postural control of able-bodied subjects (without hand or postural impairments) undergoing controlled external perturbations via motorized-cable driven belts. In this regard, the next set of hypotheses has been formulated:

Hypothese 1 (H1). *Intuitively, holding a handrail with the hand exoskeleton improves postural performance—stable center of pressure.*

Hypothese 2 (H2). *Subjects holding a handrail with and without the hand exoskeleton demonstrate similar postural performance.*

Hypothese 3 (H3). *In this exploratory hypothesis, we test the adjustments of arm muscle patterns with the use of the hand exoskeleton for future applications in patient populations (i.e., stroke).*

Additionally, a Post-Hoc analysis of the recorded data was performed in order to look for feasible correlations between different factor, so new hypotheses can be stated to design further experiments and dig more deeply in the influence of the wearable hand devices in the human control strategies.

2. Materials and Methods

2.1. Subjects

In this study, eleven subjects have been recruited from the staff of the Mechanical Engineering Department of the Columbia University. All of them without major physical or psychomotor impairments, with an average age of 28 ± 3 years, height (ground to shoulder) of 1.43 ± 0.1 m, and weight of 808 ± 160 N. From this set of eleven subjects, one of them has been removed from the study, due to a loss of data for one of the conditions.

All of the subjects gave their informed consent for inclusion before they participated in the study. The study was conducted in accordance with the Declaration of Helsinki, and the protocol was approved by the Ethics Committee of Miguel Hernandez University with reference number DIS.NGA.01.14-2 and registration number 2017.32.E.OEP.

2.2. Experimental Setup

As shown in Figure 1, the subjects stood on a force sensing plate with their feet 15 cm apart, with their chest position controlled by a Trunk–Pelvis cable driven robot, the Stand-Trainer [17].

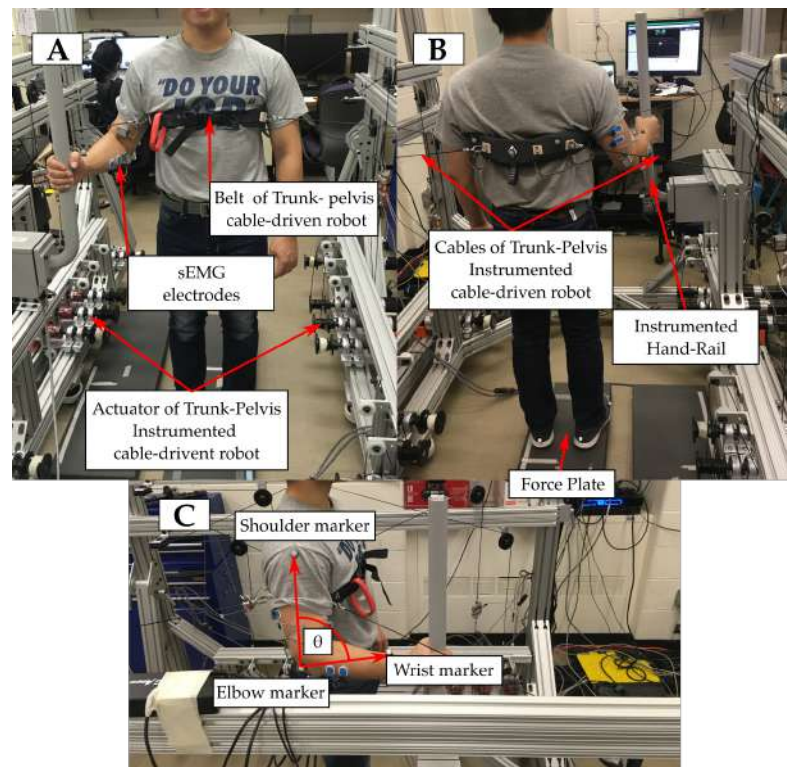


Figure 1. Overview of the experimental setup. (A) Frontal view of the setup with a subject in the HR condition, showing the grasping pose. Blue frame shows a detail of the same part in HR + E condition. (B) Rear view of the setup shows the placement of the markers that track the position of the end effector of the cable driven robot (belt). (C) Lateral view shows the position of the different markers to estimate the angle of the elbow. Indicators of the position of the different sEMG electrodes are distributed across the three pictures.

To perform this study, three experimental conditions have been stated, and each of them will be performed by all the subjects subsequently, with resting periods of 3 min. between: unsupported (US), hand rail support without exoskeleton (HR), and hand rail support with hand exoskeleton (HR + E). They can be summarized, as follows:

- US: subjects stand on the force sensing plate without any external support. The subjects are asked to try to keep their current pose and position in a natural way, while the robot applies a series of five force perturbations. Subjects are able to take a step if they consider it to prevent falling. The subjects are allowed to recover their initial position and pose before the next perturbation is applied.
- HR: the subjects stand on the same force sensing plate but gripping with their right hand a vertical instrumented hand rail placed at their right side. While gripping the bar, their elbow must rest at an approximate angle of 90° with respect their upper arm and body's vertical axis. They are asked to keep their current pose in a natural way with the assistance of the hand rail, while the robot applies a series of five force perturbations. They are allowed to take a step if they consider it to prevent falling. The subjects are requested to recover their initial position and pose before the next perturbation is applied.
- HR + E: this condition has the same conditions than HR, but the subjects grip the hand rail with the assistance of a hand exoskeleton [17]. Hand exoskeleton controls the pose of the fingers of the subject and it keeps them wrapped around the hand rail with a stiff position control, so, if the hand of the subjects tries to open, the exoskeleton will apply a force to close it.

All force perturbations are equal within subjects and they consist in a ramp force signal from 0 N to the maximum force that spans a time interval of 1 s, followed by an interval of 0.5 s, in which the maximum force is held. After this force drops to 0 N with a step. The maximum force is different for each subject and it corresponds to 15% of their body weight. The force is always applied in the same direction: perpendicular to the frontal plane in backwards direction.

Regarding the order of the conducted conditions, the condition US has always been performed first (as a baseline of the subject's performance) and the HR and HR + E order is switched for each subject: so, half of them have performed the sequence US, HR, HR + E, and the rest US, HR + E, HR.

2.3. Hand Exoskeleton

The hand exoskeleton [18] (Figure 2) is an under-actuated robotic device that aimed to assist the user during the grasping of objects that are present in activities of daily living. In particular, it has been designed to grasp cylindrical-shaped objects, such as cups, bottles, or adapted cutlery. The hand exoskeleton has four active degrees of freedom corresponding to: Index finger flexion-extension, middle finger flexion-extension, ring and little fingers flexion-extension, and thumb flexion-extension in opposition. The three degrees of freedom that correspond to the fingers are driven by three equal finger modules that use a bar linkage that is commanded by a linear actuator in order to couple the movement of the different phalanxes and induce the flexion or extension of the finger. As for the thumb degree of freedom, it has been decided not to directly apply a constrained motion to the thumb of the user, since it is expected to have users with uneven thumb abnormal configurations, due to different diseases. Therefore, the thumb module consists of a lever mechanism that replaces the opposition function of the actual thumb without requiring it to move in a concrete pattern, but offering a comfortable support to the user's thumb. All of the modules have a position feedback signal, which allows for the low level controller to perform a PID position control of the user's finger pose. Additionally, all finger modules but the thumb are equipped with an embedded optical force sensor [19], which can measure the interaction force between the hand exoskeleton and the environment in the perpendicular direction to the attachment phalanx. Each finger is attached to the hand exoskeleton by means of a ring-like part placed on the medial phalanx, so this part is the main responsibility of the contact between the objects and hand exoskeleton system. In order to improve the grasping quality, each ring is covered by a non-slip material to increase the friction force with the objects.

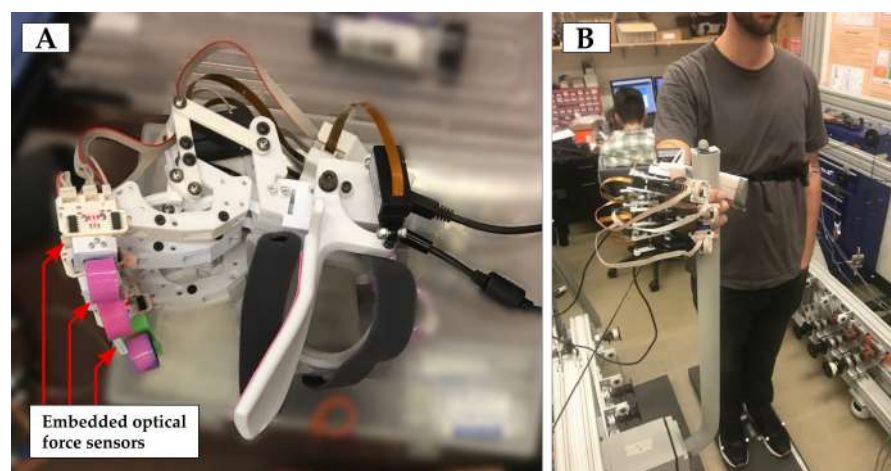


Figure 2. (A) Hand exoskeleton used in the experimentation and a detail of the the location of the optical force sensors that are used to measure the interaction force with the hand-rail. (B) Subject using the hand exoskeleton to grip the hand-rail in the HR + E condition.

2.4. Trunk-Pelvis Cable Driven Robot: Stand-Trainer

Detailed information regarding the robotic trunk-pelvis platform—stand trainer—can be found in Khan et al. [20]. The stand-trainer has a modular design and allows for the control of six degrees-of-freedom at the pelvis and three degrees-of-freedom at the trunk. The end effectors are belts that were strapped on the pelvis or mid-region of the trunk. The system can apply assistive, resistive, and perturbation forces that can be adjusted in real-time while using the software interface.

Controlled perturbations were delivered for the purpose of the present research. In order to execute these perturbation forces, we placed the four cables that were attached to the belt in a planar configuration, while using one cable along each diagonal. For forces in the anterior/posterior and lateral directions, the two neighboring cables are used in order to calculate the required tensions for achieving a desired Cartesian force. This force is added to the minimum cable tension to counter the effects of the force on the opposing cables. The applied force is trapezoidal with a rise time, constant time, and fall time for a desired force magnitude.

2.5. Acquired Data

The ground reaction forces and center of pressure were acquired by means of a force plate (Bertec, Columbus, OH, USA) and the reaction forces in the external support by means of a custom-made instrumented hand rail (± 1000 N tri-axial, Bertec, Columbus, OH, USA); all of the forces are normalized as a fraction of the subject's body weight. Kinematic data of the right upper-limb was acquired by placing infrared reflective markers in subjects' wrist, elbow, and shoulder, as well as in the belt of the Trunk–Pelvis Robot. The position of this marker was tracked by a set of motion capture cameras (Vicon Motion Systems, Oxford, UK). Markers that are placed on the right upper-limb are used to estimate the angle of the elbow (θ) by computing the angle between the upper-arm and lower-arm vectors.

The surface electromyography (sEMG) measures (TeleMyo DTS, Noraxon, Scottsdale, AZ, USA) were taken for four muscle groups of the right upper limb: forearm flexors (flexor carpi radialis, palmaris longus, and flexor digitorum profundus), forearm extensors (extensor carpi ulnaris and extensor digitorum), and biceps and triceps brachialis. The signals were processed while using two different pipelines in order to obtain different outcomes. For obtaining amplitude-related information, signal was bandwidth filtered to remove high-frequency noise and motion artifacts (30–300 Hz) and smoothed by taking RMS value with a 500 ms time window; it was then normalized by dividing the signal by the maximum value that was measured for the corresponding muscle and subject along all of the conditions.

A hand exoskeleton recorded the interaction force between the finger modules that were equipped with force sensors (± 20 N, 100 Hz, own fabrication [19]) and the hand rail. Force data were filtered while using a sixth order Butterworth low-pass filter with a cut-off frequency of 5 Hz, in order to remove electromagnetic noise and small vibrations that were introduced by the control loop of the actuators

2.6. Data Reduction

The postural performance is assessed while using the maximum displacement of the center of pressure (COP) of the subject. For this purpose, for each perturbation the initial COP position (average value for the 0.5 s previous to the beginning of the perturbation) has been subtracted to the COP position for each instant during the perturbation, obtaining the displacement vector of the COP. The module of this displacement vector is computed for each time instant (ΔCOP) and the maximum ΔCOP value is obtained for each perturbation ($\Delta\text{COP}_{\text{max}}$). The characteristic performance value for a subject and condition is the average of the $\Delta\text{COP}_{\text{max}}$ for all five perturbations.

Muscular performance was evaluated using three parameters that were extracted from the sEMG signals of each one of the four analyzed groups of muscles. In particular, the sEMG amplitude was normalized for each user and muscle by dividing the signal by

the maximum value of all trials of its own user and muscle. Once normalized, for each trial the maximum sEMG amplitude (sEMGmax), integral of the signal (sEMGint), and time to maximum amplitude (t2max) were computed.

For a better understanding of the signal evolution, an epoch analysis of the sEMG signals was also performed. For this purpose, the trials were divided in 200 ms epochs and the average value of the sEMG values in each time window was taken as the representative value of the epoch. Therefore, visual or statistical analysis can be performed for certain time instants.

2.7. Statistical Analysis

The R software environment was used. The assumption of normal distribution was examined with the Shapiro–Wilk test and visually explored with normal Q-Q plots.

The assumption of data normality for exoskeleton interaction force and EMG-related variables was violated. For these parameters, the use of non-parametric testing was justified. Friedman test was used in order to detect significant differences across conditions. In case statistical differences were found, Wilcoxon signed-rank test was used as post-hoc analysis. The Holm–Bonferroni Method was used to adjust for family-wise error rate correction.

On the other hand, the COP results are shown to be normally distributed. In this case, One-way Repeated Measures ANOVA was employed. In order to evaluate whether the sphericity assumption has been violated, Mauchly’s test of sphericity has been used. If sphericity assumption is violated, using Greenhouse–Geisser correction when epsilon is $\epsilon \leq 0.75$ and Huynh–Feldt correction when epsilon is $\epsilon > 0.75$ was employed. In case statistical differences were found, Bartlett’s test was used in order to study the assumption of equal variances across groups (homoscedasticity or homogeneity of variances). Based on the results of this test, Games–Howell Post-Hoc Test or Tukey post-hoc tests were used.

In all cases, p -values between the corrected p -value and 0.1 were only interpreted as a marginal significant difference for exploratory purposes.

3. Results

3.1. Subjects Functional Assessment

Figure 3 shows how there is a generalized reduction of COP displacement when the hand rail support is added (One-way Repeated Measure ANOVA $p < 0.0001$). In fact, the displacement of the subjects’ COP during the condition HR + E is significantly lower than during the condition US (H1: Null hypothesis rejected, $p \approx 0.00$). However, when comparing conditions HR and HR + E, there is not a significant difference in the performance in terms of COP displacement (H2: Null hypothesis not rejected, $p = 0.72$).

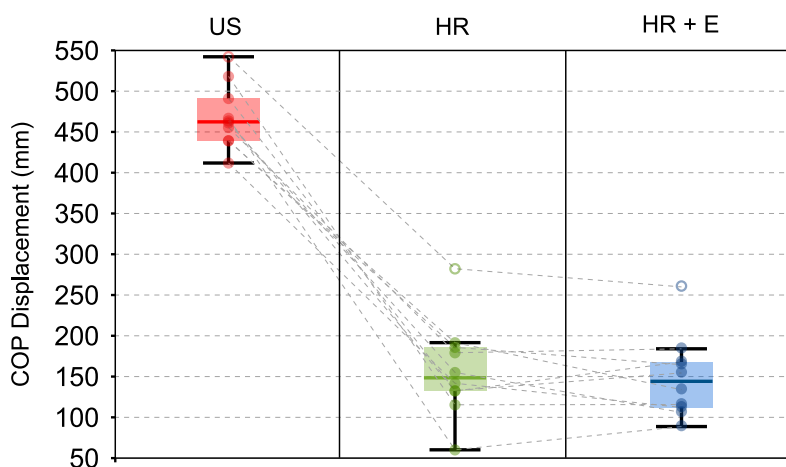


Figure 3. Average of the maximum COP displacement computed for each user along each of the three conditions: Unsupported (US), Hand rail support (HR), and Hand rail support with hand exoskeleton (HR + E). There is a significant reduction of this displacement when the external support is used, but there is not a significant difference between using the exoskeleton or not.

Further exploratory analysis of the functional parameters shows that the displacement of the markers in the belt that is attached to the subjects' chest (One-way Repeated Measure ANOVA $p = 0.0084$) does not present a significant difference between HR and HR + E conditions ($[HR + E] - [HR] = 6.73 \pm 24.24$ mm; Post-Hoc; $p = 0.95$). There is also no significant difference in the variation of the elbow angle ($\Delta\theta$) between these two conditions ($[HR + E] - [HR] = 2.04 \pm 3.97$; Post-Hoc; $p = 0.16$).

3.2. Upper-Limb Muscular Activity

Figure 4 show all of the results related with the Upper-Limb Muscular Activity. Results show that there is a significant difference in the integral of the variation (Figure 4b) of the sEMG in the finger flexor muscles (H3 [flexor]: Null hypothesis rejected, $p = 0.049$) and in the Biceps (H3 [biceps]: Null hypothesis rejected, $p = 0.049$). A Post-Hoc analysis of the maximum variation of the sEMG signal (Figure 4c) also points in the same direction, since there is a significant difference between conditions for finger flexor muscles (Post-Hoc: $p = 0.01$) and a clear trend toward significance in the case of the Biceps (Post-Hoc: $p = 0.02$).

In particular, finger flexor muscles show a higher activity when using the hand exoskeleton (sEMG integral = 0.731 ± 0.156) in comparison to the condition without exoskeleton (sEMG integral = 0.578 ± 0.21). This difference can also be observed in the finger flexor muscles evolution during the activity (Figure 4a). The time to maximum sEMG activity has been computed and no significant differences between HR and HR + E conditions has been found in any muscle.

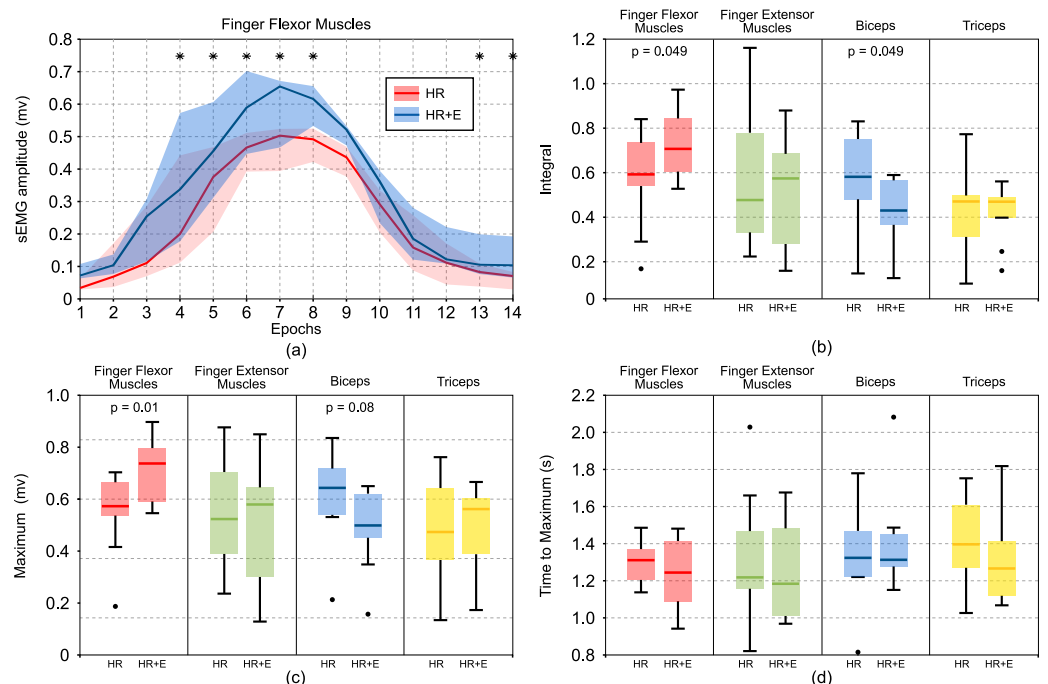


Figure 4. Graphical representation of the sEMG results. (a) Evolution of mean sEMG value during each condition. Shaded areas contains all of the mean values of all participants. Asterisk indicate a significant difference between conditions in that epoch. (b) Box plots comparison of the integral of the sEMG signal of each muscle in every condition. (c) Box plots comparison maximum sEMG activity of each muscle in every condition. (d) Box plots comparison of the time to maximum sEMG activity of each muscle in every condition. Outliers are shown as black dots.

The aforementioned muscular measures were computed as a difference with respect to the initial sEMG value at the beginning of the perturbation. The variation between the conditions of this initial value has also been explored and the difference between HR and HR + E conditions for finger flexor muscles has a certain trend toward significance (Post-Hoc: $p = 0.064$). When the hand exoskeleton is used (HR + E), the initial sEMG value for flexor is greater (initial sEMG = 0.056 ± 0.022) than in the HR condition (initial sEMG = 0.04 ± 0.03).

3.3. Hand Exoskeleton Interaction with Hand Rail

In Figure 5, the evolution of the resultant force in the instrumented hand rail is shown in epochs of 200 ms. The results do not present a significant difference between HR and HR + E conditions ($[HR + E] - [HR] = -1.13 \pm 14.94$; Post-Hoc; $p = 0.88$). However, the peak force is reached earlier when subjects wear the hand exoskeleton ($[HR + E] - [HR] = 0.097 \pm 0.13$ s; Post-Hoc; $p = 0.064$).

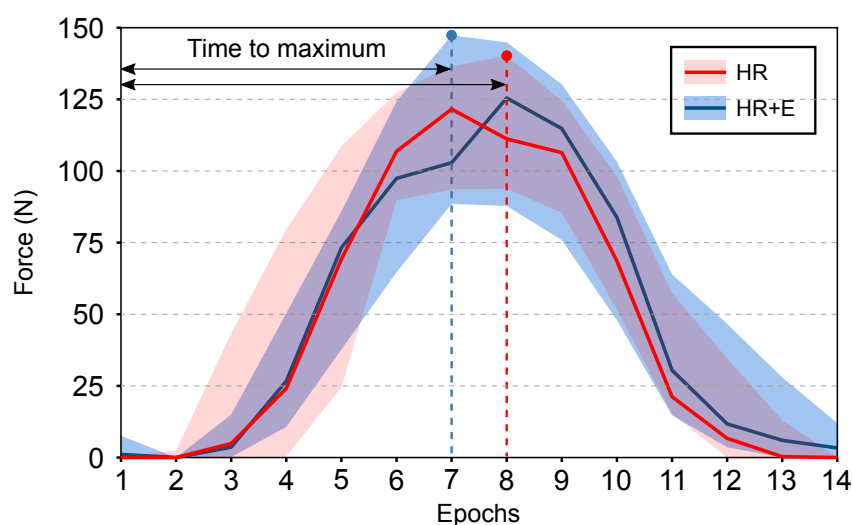


Figure 5. Evolution of the resultant force in the instrumented hand rail by epochs of 200 ms. Shaded areas contains all of the mean values of all participants in that condition.

Force sensors that are placed on the finger modules of the hand exoskeleton reveal that most of the subjects contract their hand, even if they were told not to do so, which results in a reduction of the total interaction force between the exoskeleton and the environment. Single sample *T*-test for each finger shows a significant reduction of the force for all fingers, as shown in Figure 6.

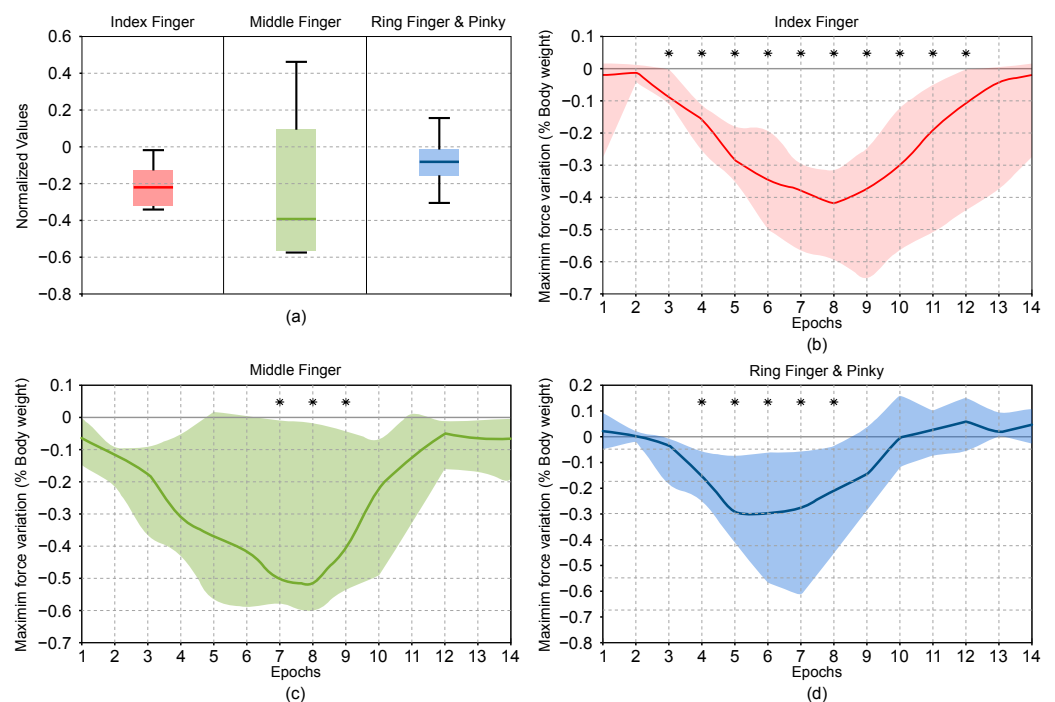


Figure 6. Results of the variation of the exoskeleton interaction forces. (a) Box plots of the exoskeleton interaction forces of all the subjects in every condition. (b) Evolution of interaction force of the index finger by epochs of 200 ms. (c) Evolution of interaction force of the middle finger by epochs of 200 ms. (d) Evolution of interaction force of the ring and pinky fingers by epochs of 200 ms. Shaded areas contains all the mean values of all participants. Asterisk indicates a significant difference from the reference of the force interaction in that epoch. In all graphs, positive values indicate a force that tries to open the finger modules of the hand exoskeleton. Negative values indicate a force that tries to close the finger modules of the hand exoskeleton.

4. Discussion

The present study in able-bodied individuals undergoing controlled perturbations with the Stand-Trainer reveals that the hand exoskeleton did not interfere with their postural control performance, as we corroborated in H1 and H2. In both cases (HR and HR + E), the subjects improved their standing stability when compared to receiving postural perturbations without hand support, as measured by postural COP. This result seems to also be supported by the measurement of the displacement of the belt of the robot (torso).

The use of the hand exoskeleton does not result in a clear difference in terms of trunk postural control. When taking into account that subjects do not present major physical or psychomotor impairments, it should be assumed that they are able to maintain a good balance of the trunk on their own. The results suggest that the exoskeleton does not interfere in the trunk postural control of unimpaired people. Therefore, this suggests that it could present benefits for impaired people who are not able to grip properly. In addition, for post stroke patients, the use of this device in this type of application is a plus in motor training after the initial phases of rehabilitation after a stroke incident. From a rehabilitation point of view, in order to partially incorporate this device into daily living, activities could make a difference in the recovery of post stroke patients.

The presence of the hand exoskeleton seems to have an effect in the way the upper-limb is used to interact with the external support: this fact is suggested by the earlier peak time in the force of the bar when the hand exoskeleton is introduced. It also introduces differences in the activation of certain upper-limb muscles (Hypothesis 3). In particular, there is a significant and important increase in the muscular activation for flexor muscles. This is a generalized effect, since this increase is observed in the integral of the signal (time-sustained) and in the peak value (instant). This augmented activity might be associated with the fact that most of the subjects contract their hand, which results in a reduction of the

interaction force that is measured in the hand exoskeleton. The extra effort that is exerted by the subjects is not applied in the bar, but mainly absorbed by the hand exoskeleton, which implements a rigid position control of the fingers. Muscular activity in the biceps presents some marginal differences between HR and HR + E conditions that, although they could be only spurious effects, are consistent with the other studied effects. In concrete terms, there is a marginal reduction of the integral of the sEMG signal.

Despite the encouraging results, a few study limitations should be discussed. We are aware that our study only involved eleven unimpaired subjects. Accordingly, while we believe that results can help us to know the effect of the use of the exoskeleton with impaired people, the results may not be generalized beyond the conditions of this study. The results should be investigated further, involving impaired people. Furthermore, this study has been limited only to the first reaction of the subjects to the hand exoskeleton, not allowing them time to learn new strategies. Therefore, the next logical step might be studying how the observed effects can be modified by the training in order to check whether subjects can make profit of the hand exoskeleton more efficiently by means of a constant training.

5. Conclusions

In summary, the utilization of the hand exoskeleton with the external support on non-impaired subjects seems to be as effective as using their fully capable hand from the functional point of view. However, despite there being no functional differences, the exoskeleton apparently introduces certain differences in the role of the upper-limb in their postural strategy. In the absence of further evidence, we hypothesize that these changes in the muscular activity could be associated to over-compensation strategies to try balance the lack of tactile and force feedback inherent to the utilization of a wearable device. This could explain the higher muscular activation previous to the perturbation, the application of unnecessary additional gripping force, and the anticipation in supporting on the handrail. In addition, the reduction in the time-sustained activation of the biceps and increase in the elbow maximum extension could denote that this lack of feedback could also make subjects slightly less confidence in their arm's capabilities.

The exploratory nature of this study prevents us from making strong conclusions, but it allows for us to state more concrete questions regarding the use of a hand exoskeleton, not only as a tool to grasp and manipulate objects, but as a reliable interface to interact with the environment and the rest of the human neuro-muscular control system.

Author Contributions: Conceptualization, J.A.D., V.S., S.K.A.; methodology, J.A.D. and V.S.; software, J.A.D., M.I.K. and J.M.C.; validation, V.S., S.K.A. and N.G.-A.; formal analysis, J.A.D., V.S., and J.M.C.; investigation, J.A.D.; resources, J.M.C.; data curation, J.M.C. and J.A.D.; writing—original draft preparation, J.A.D.; writing—review and editing, J.A.D., V.S., J.M.C. and N.G.-A.; visualization, J.M.C.; supervision, S.K.A. and N.G.-A.; project administration, N.G.-A.; funding acquisition, N.G.-A. All authors have read and agreed to the published version of the manuscript.

Funding: This work was supported by the Conselleria d'Educacio, Cultura i Esport of Generalitat Valenciana, by the European Social Fund-Investing in your future, through the grants BEFPI 2018/002, ACIF 2016/216 and ACIF 2018/214.

Data Availability Statement: Data available in a publicly accessible repository. The data presented in this study are openly available in FigShare at <https://doi.org/10.6084/m9.figshare.13480272.v1> and <https://doi.org/10.6084/m9.figshare.13480287.v1>.

Conflicts of Interest: The authors declare no conflict of interest. The funders had no role in the design of the study; in the collection, analyses, or interpretation of data; in the writing of the manuscript, or in the decision to publish the results.

Abbreviations

The following abbreviations are used in this manuscript:

PID	Proportional-Integral-Derivative
sEMG	Surface Electromyography
RMS	Root-mean square
COP	Center of pressure
nEMG	Normalized electromyography

References

- Leonardis, D.; Barsotti, M.; Loconsole, C.; Solazzi, M.; Troncossi, M.; Mazzotti, C.; Castelli, V.P.; Procopio, C.; Lamola, G.; Chisari, C.; et al. An EMG-Controlled Robotic Hand Exoskeleton for Bilateral Rehabilitation. *IEEE Trans. Haptics* **2015**, *8*, 140–151. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
- Ho, N.S.K.; Tong, K.Y.; Hu, X.L.; Fung, K.L.; Wei, X.J.; Rong, W.; Susanto, E.A. An EMG-driven exoskeleton hand robotic training device on chronic stroke subjects: Task training system for stroke rehabilitation. In Proceedings of the 2011 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics, Zurich, Switzerland, 29 June–1 July 2011; pp. 1–5. [[CrossRef](#)]
- Popov, D.; Gaponov, I.; Ryu, J.H. Portable Exoskeleton Glove With Soft Structure for Hand Assistance in Activities of Daily Living. *IEEE/ASME Trans. Mechatron.* **2017**, *22*, 865–875. [[CrossRef](#)]
- Yap, H.K.; Lim, J.H.; Nasrallah, F.; Goh, J.C.H.; Yeow, R.C.H. A soft exoskeleton for hand assistive and rehabilitation application using pneumatic actuators with variable stiffness. In Proceedings of the 2015 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA), Seattle, WA, USA, 26–30 May 2015; pp. 4967–4972. [[CrossRef](#)]
- Liu, S.Q.; Zhang, H.B.; Yin, R.X.; Chen, A.; Zhang, W.J. In Proceedings of the Flexure hinge based fully compliant prosthetic finger. In Proceedings of the SAI Intelligent Systems Conference, London, UK, 21 September 2016; pp. 839–849.
- Heo, P.; Gu, G.M.; Lee, S.J.; Rhee, K.; Kim, J. Current hand exoskeleton technologies for rehabilitation and assistive engineering. *Int. J. Precis. Eng. Manuf.* **2012**, *13*, 807–824. [[CrossRef](#)]
- McConnell, A.; Muioli, R.; Brasil, F.; Vallejo, M.; Corne, D.; Vargas, P.; Stokes, A. Robotic devices and brain-machine interfaces for hand rehabilitation post-stroke. *J. Rehabil. Med.* **2017**, *49*, 449–460. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
- Jeka, J.; Lackner, J. Fingertip contact influences human postural control. *Exp. Brain Res.* **1994**, *79*, 495–502. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
- Clapp, S.; Wing, A.M. Light touch contribution to balance in normal bipedal stance. *Exp. Brain Res.* **1999**, *125*, 521–524. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
- Dickstein, R.; Shupert, C.L.; Horak, F.B. Fingertip touch improves postural stability in patients with peripheral neuropathy. *Gait Posture* **2001**, *14*, 238–247. [[CrossRef](#)]
- Hall, L.M.; Brauer, S.; Horak, F.; Hodges, P.W. Adaptive Changes in Anticipatory Postural Adjustments with Novel and Familiar Postural Supports. *J. Neurophysiol.* **2010**, *103*, 968–976. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
- Slijper, H.; Latash, M. The effects of instability and additional hand support on anticipatory postural adjustments in leg, trunk, and arm muscles during standing. *Exp. Brain Res.* **2000**, *135*, 81–93. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
- Cirstea, M.C.; Levin, M.F. Compensatory strategies for reaching in stroke. *Brain* **2000**, *123*, 940–953. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
- Quaney, B.M.; Perera, S.; Maletsky, R.; Luchies, C.W.; Nudo, R.J. Impaired grip force modulation in the ipsilesional hand after unilateral middle cerebral artery stroke. *Neurorehabil. Neural Repair* **2005**, *19*, 338–349. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
- De Kam, D.; Roelofs, J.M.; Bruijnes, A.K.; Geurts, A.C.; Weerdesteyn, V. The Next Step in Understanding Impaired Reactive Balance Control in People with Stroke: The Role of Defective Early Automatic Postural Responses. *Neurorehabil. Neural Repair* **2017**, *31*, 708–716. [[CrossRef](#)]
- Hyndman, D.; Ashburn, A.; Stack, E. Fall events among people with stroke living in the community: Circumstances of falls and characteristics of fallers. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* **2002**, *83*, 165–170. [[CrossRef](#)]
- Khan, M.I.; Santamaria, V.; Agrawal, S.K. Improving Trunk-Pelvis Stability Using Active Force Control at the Trunk and Passive Resistance at the Pelvis. *IEEE Robot. Autom. Lett.* **2018**, *3*, 2569–2576. [[CrossRef](#)]
- Díez, J.A.; Blanco, A.; Catalán, J.M.; Badesa, F.J.; Lledó, L.D.; García-Aracil, N. Hand exoskeleton for rehabilitation therapies with integrated optical force sensor. *Adv. Mech. Eng.* **2018**, *10*, 168781401775388. [[CrossRef](#)]
- Díez, J.; Catalán, J.; Blanco, A.; García-Perez, J.; Badesa, F.; Gacia-Aracil, N. Customizable Optical Force Sensor for Fast Prototyping and Cost-Effective Applications. *Sensors* **2018**, *18*, 493. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
- Khan, M.; Luna, T.; Santamaria, V.; Omofuma, I.; Martelli, D.; Rejc, E.; Stein, J.; Harkema, S.; Agrawal, S. Stand Trainer With Applied Forces at the Pelvis and Trunk: Response to Perturbations and Assist-As-Needed Support. *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.* **2019**, *27*, 1855–1864. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]

BIBLIOGRAFÍA

- Actuonix, Victoria, BC, Canada (s.f.), *Miniature Linear Motion Series · PQ12*, Retrieved from <https://actuonix.s3.amazonaws.com/Actuonix+PQ12+Datasheet.pdf>, visitado 10-01-2020 (vid. pág. 33).
- Al Janaideh, M.; Rakheja, S. y Su, C. Y. (2011), «An analytical generalized Prandtl-Ishlinskii model inversion for hysteresis compensation in micropositioning control», *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics* **16**(4), págs. 734-744, DOI: [10.1109/TMECH.2010.2052366](https://doi.org/10.1109/TMECH.2010.2052366) (vid. pág. 56).
- Albert, S. J. y Kesselring, J. (2012), «Neurorehabilitation of stroke», *Journal of Neurology* **259**(5), págs. 817-832, DOI: [10.1007/s00415-011-6247-y](https://doi.org/10.1007/s00415-011-6247-y) (vid. pág. 2).
- Anderson, D. C. y Cychosz, J. (1990), «An introduction to ray tracing», *Image and Vision Computing* **8**(2), pág. 169, DOI: [10.1016/0262-8856\(90\)90033-2](https://doi.org/10.1016/0262-8856(90)90033-2) (vid. pág. 47).
- Ang, K. K. y Guan, C. (2017), «EEG-Based Strategies to Detect Motor Imagery for Control and Rehabilitation», *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* **25**(4), págs. 392-401, DOI: [10.1109/TNSRE.2016.2646763](https://doi.org/10.1109/TNSRE.2016.2646763) (vid. pág. 3).
- AnyBody Technology (2017), *The AnyBody Modeling System (Version 7.0.0)*, Aalborg, Denmark (vid. pág. 25).
- Badesa, F. J.; Diez, J. A.; Catalan, J. M.; Trigili, E.; Cordella, F.; Nann, M.; Crea, S.; Soekadar, S. R.; Zollo, L.; Vitiello, N. y Garcia-Aracil, N. (2019), «Physiological Responses During Hybrid BNCI Control of an Upper-Limb Exoskeleton», *Sensors* **19**(22), pág. 4931, DOI: [10.3390/s19224931](https://doi.org/10.3390/s19224931) (vid. págs. 11, 116).
- Badesa, F. J.; Morales, R.; Garcia-Aracil, N.; Sabater, J. M.; Casals, A. y Zollo, L. (2014), «Auto-adaptive robot-aided therapy using machine learning techniques», *Computer Methods and Programs in Biomedicine* **116**(2), págs. 123-130, DOI: [10.1016/j.cmpb.2013.09.011](https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2013.09.011) (vid. pág. 3).
- Badesa, F. J.; Morales, R.; Garcia-Aracil, N.; Sabater, J. M.; Perez-Vidal, C. y Fernandez, E. (2012), «Multimodal Interfaces to Improve Therapeutic Outcomes in Robot-Assisted Rehabilitation», *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics, Part C (Applications and Reviews)* **42**(6), págs. 1152-1158, DOI: [10.1109/TSMCC.2012.2201938](https://doi.org/10.1109/TSMCC.2012.2201938) (vid. pág. 69).
- Baker, M. D.; McDonough, M. K.; McMullin, E. M.; Swift, M. y BuSha, B. F. (2011), «Orthotic hand-assistive exoskeleton», en: *2011 IEEE 37th Annual Northeast Bioengineering*

- Conference, NEBEC 2011*, ISBN: 9781612848273, DOI: [10.1109/NEBC.2011.5778523](https://doi.org/10.1109/NEBC.2011.5778523) (vid. pág. 43).
- Balasubramanian, S.; Klein, J. y Burdet, E. (2010), «Robot-assisted rehabilitation of hand function», *Current Opinion in Neurology* 23(6), págs. 661-670, DOI: [10.1097/WCO.0b013e32833e99a4](https://doi.org/10.1097/WCO.0b013e32833e99a4) (vid. pág. 14).
- Barios, J. A.; Ezquerro, S.; Bertomeu-Motos, A.; Díez, J. A.; Catalan, J. M.; Lledó, L. D. y Garcia-Aracil, N. (2019), «Modulation of Functional Connectivity Evaluated by Surface EEG in Alpha and Beta Band During a Motor-Imagery Based BCI Task», en: *Biosystems and Biorobotics*, vol. 21, págs. 1087-1091, DOI: [10.1007/978-3-030-01845-0_217](https://doi.org/10.1007/978-3-030-01845-0_217) (vid. pág. 116).
- Bertomeu-Motos, A.; Blanco, A.; Badesa, F. J.; Barios, J. A.; Zollo, L. y Garcia-Aracil, N. (2018), «Human arm joints reconstruction algorithm in rehabilitation therapies assisted by end-effector robotic devices», *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 15(1), pág. 10, DOI: [10.1186/s12984-018-0348-0](https://doi.org/10.1186/s12984-018-0348-0) (vid. pág. 71).
- Broeren, J.; Rydmark, M. y Sunnerhagen, K. S. (2004), «Virtual reality and haptics as a training device for movement rehabilitation after stroke: A single-case study», *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 85(8), págs. 1247-1250, DOI: [10.1016/j.apmr.2003.09.020](https://doi.org/10.1016/j.apmr.2003.09.020) (vid. pág. 69).
- Brokaw, E. B.; Black, I.; Holley, R. J. y Lum, P. S. (2011), «Hand Spring Operated Movement Enhancer (HandSOME): A Portable, Passive Hand Exoskeleton for Stroke Rehabilitation», *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* 19(4), págs. 391-399, DOI: [10.1109/TNSRE.2011.2157705](https://doi.org/10.1109/TNSRE.2011.2157705) (vid. pág. 13).
- Camacho-Salas, A.; Pallás-Alonso, C. R.; Cruz-Bértolo, J de la; Simón-de las Heras, R y Mateos-Beato, F (2007), «Parálisis cerebral: concepto y registros de base poblacional [Cerebral palsy: Concept and population-based registers].», *Revista de Neurología* 45(8), págs. 503-508 (vid. pág. 1).
- Carrozza, M. C.; Massa, B; Micera, S; Lazzarini, R; Zecca, M y Dario, P (2002), «The development of a novel prosthetic hand - Ongoing research and preliminary results», *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics* 7(2), págs. 108-114, DOI: [10.1109/TMECH.2002.1011247](https://doi.org/10.1109/TMECH.2002.1011247) (vid. pág. 43).
- Catalán, J.; Díez, J.; Bertomeu-Motos, A.; Badesa, F. y Garcia-Aracil, N. (2017), *Multimodal control architecture for assistive robotics*, vol. 15, DOI: [10.1007/978-3-319-46669-9_85](https://doi.org/10.1007/978-3-319-46669-9_85) (vid. pág. 12).
- Cempini, M.; Cortese, M. y Vitiello, N. (2015), «A Powered Finger–Thumb Wearable Hand Exoskeleton With Self-Aligning Joint Axes», *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics* 20(2), págs. 705-716, DOI: [10.1109/TMECH.2014.2315528](https://doi.org/10.1109/TMECH.2014.2315528) (vid. pág. 13).

- Cesqui, B.; Tropea, P.; Micera, S. y Krebs, H. (2013), «EMG-based pattern recognition approach in post stroke robot-aided rehabilitation: a feasibility study», *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* **10**(1), pág. 75, DOI: [10.1186/1743-0003-10-75](https://doi.org/10.1186/1743-0003-10-75) (vid. pág. 85).
- Chen Chen, F.; Appendino, S.; Battezzato, A.; Favetto, A.; Mousavi, M. y Pescarmona, F. (2013), «Constraint study for a hand exoskeleton: Human hand kinematics and dynamics», *Journal of Robotics* **2013**, págs. 1-17, DOI: [10.1155/2013/910961](https://doi.org/10.1155/2013/910961) (vid. pág. 15).
- Chen, Y.; Yang, Z. y Wen, Y. (2021), «A soft exoskeleton glove for hand bilateral training via surface EMG», *Sensors (Switzerland)*, DOI: [10.3390/s21020578](https://doi.org/10.3390/s21020578) (vid. pág. 14).
- Chiri, A.; Vitiello, N.; Giovacchini, F.; Roccella, S.; Vecchi, F. y Carrozza, M. C. (2012), «Mechatronic Design and Characterization of the Index Finger Module of a Hand Exoskeleton for Post-Stroke Rehabilitation», *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics* **17**(5), págs. 884-894, DOI: [10.1109/TMECH.2011.2144614](https://doi.org/10.1109/TMECH.2011.2144614) (vid. págs. 43, 69).
- Cirstea, M. C. y Levin, M. F. (2000), «Compensatory strategies for reaching in stroke», *Brain*, DOI: [10.1093/brain/123.5.940](https://doi.org/10.1093/brain/123.5.940) (vid. pág. 99).
- Clapp, S. y Wing, A. M. (1999), «Light touch contribution to balance in normal bipedal stance», *Experimental Brain Research*, DOI: [10.1007/s002210050711](https://doi.org/10.1007/s002210050711) (vid. pág. 99).
- Cobos, S.; Ferre, M.; Sánchez-Urán, M. y Ortego, J. (2007), «Constraints for Realistic Hand Manipulation», *Proc. Presence 2007*, págs. 369-370, Retrieved from https://citeseerx.ist.psu.edu/viewdoc/download?doi=10.1.1.564.1309{\&}rep=rep1{\&}type=pdfhttp://www.temple.edu/ispr/prev{_}conferences/proceedings/2007/Cobos,Ferre,Sanchez-Uran,andOrtego.pdf (vid. pág. 15).
- De Kam, D.; Roelofs, J. M.; Bruijnes, A. K.; Geurts, A. C. y Weerdesteyn, V. (2017), «The Next Step in Understanding Impaired Reactive Balance Control in People with Stroke: The Role of Defective Early Automatic Postural Responses», *Neurorehabilitation and Neural Repair*, DOI: [10.1177/1545968317718267](https://doi.org/10.1177/1545968317718267) (vid. pág. 99).
- Dickstein, R.; Shupert, C. L. y Horak, F. B. (2001), «Fingertip touch improves postural stability in patients with peripheral neuropathy», *Gait & Posture* **14**(3), págs. 238-247, DOI: [10.1016/S0966-6362\(01\)00161-8](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(01)00161-8) (vid. pág. 99).
- Díez, J. A.; Catalán, J. M.; Blanco, A.; Barios, J.; Ezquerro, S.; Bertomeu-Motos, A. y García-Aracil, N. (2019), «Grasping Detection with Force Sensor Embedded in a Hand Exoskeleton», en: *Biosystems and Biorobotics*, vol. 22, págs. 386-390, DOI: [10.1007/978-3-030-01887-0_74](https://doi.org/10.1007/978-3-030-01887-0_74) (vid. pág. 12).
- Díez, J. A.; Badesa, F. J.; Lledó, L. D.; Sabater, J. M.; García-Aracil, N.; Beltrán, I. y Bernabeu, Á. (2016a), «Design and Development of a Pneumatic Robot for Neurorehabilitation

- Therapies», en: *Advances in Intelligent Systems and Computing*, vol. 418, págs. 315-326, ISBN: 9783319271484, DOI: [10.1007/978-3-319-27149-1_25](https://doi.org/10.1007/978-3-319-27149-1_25) (vid. págs. 11, 117).
- Díez, J. A.; Blanco, A.; Catalán, J. M.; Bertomeu-Motos, A.; Badesa, F. J. y García-Aracil, N. (2018a), «Mechanical Design of a Novel Hand Exoskeleton Driven by Linear Actuators», en: *Advances in Intelligent Systems and Computing*, vol. 694, págs. 557-568, ISBN: 9783319708355, DOI: [10.1007/978-3-319-70836-2_46](https://doi.org/10.1007/978-3-319-70836-2_46) (vid. págs. 11, 117).
- Díez, J. A.; Blanco, A.; Catalán, J. M.; Badesa, F. J.; Lledó, L. D. y García-Aracil, N. (2018b), «Hand exoskeleton for rehabilitation therapies with integrated optical force sensor», *Advances in Mechanical Engineering* **10**(2), pág. 168781401775388, DOI: [10.1177/1687814017753881](https://doi.org/10.1177/1687814017753881) (vid. págs. iii, 11, 105, 117).
- Díez, J. A.; Catalán, J. M.; Lledó, L. D.; Badesa, F. J. y Garcia-Aracil, N. (2016b), «Multimodal robotic system for upper-limb rehabilitation in physical environment», *Advances in Mechanical Engineering* **8**(9), pág. 168781401667028, DOI: [10.1177/1687814016670282](https://doi.org/10.1177/1687814016670282) (vid. págs. iii, 70, 72).
- Diez, J. A.; Santamaria, V.; Khan, M. I.; Catalán, J. M.; Garcia-Aracil, N. y Agrawal, S. K. (2020), «Exploring New Potential Applications for Hand Exoskeletons: Power Grip to Assist Human Standing», *Sensors* **21**(1), pág. 30, DOI: [10.3390/s21010030](https://doi.org/10.3390/s21010030) (vid. págs. iii, 11, 118).
- Díez, J. A.; Blanco, A.; Catalán, J. M.; Badesa, F. J.; Sabater-Navarro, J. M. y Garcia-Aracil, N. (2017), «Diseño de sensor óptico de fuerza para exoesqueleto de mano», en: *Actas Jornadas de Automática 2017* (vid. pág. 12).
- Díez, J.; Catalán, J.; Blanco, A.; García-Perez, J.; Badesa, F. y Gacía-Aracil, N. (2018c), «Customizable Optical Force Sensor for Fast Prototyping and Cost-Effective Applications», *Sensors* **18**(2), pág. 493, DOI: [10.3390/s18020493](https://doi.org/10.3390/s18020493) (vid. págs. iii, 12).
- Dollar, A. M. (2014), «Classifying Human Hand Use and the Activities of Daily Living», en: *Balasubramanian R., Santos V. (eds) The Human Hand as an Inspiration for Robot Hand Development. Springer Tracts in Advanced Robotics*, vol. 95, ISBN: 9783319030173, DOI: [10.1007/978-3-319-03017-3](https://doi.org/10.1007/978-3-319-03017-3) (vid. págs. 8, 14).
- Dovat, L.; Lamercy, O.; Gassert, R.; Maeder, T.; Milner, T.; Leong, T. C. y Burdet, E. (2008), «HandCARE: A cable-actuated rehabilitation system to train hand function after stroke», *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* **16**(6), págs. 582-591, DOI: [10.1109/TNSRE.2008.2010347](https://doi.org/10.1109/TNSRE.2008.2010347) (vid. pág. 17).
- Dycem (s.f.), *Non Slip & Anti Slip Materials - Dycem*, Retrieved from <https://dycem-ns.com/>, visitado 07-11-2019 (vid. pág. 17).
- Edwards, D. F.; Hahn, M.; Baum, C. y Dromerick, A. W. (2006), «The Impact of Mild Stroke on Meaningful Activity and Life Satisfaction», *Journal of Stroke and*

- Cerebrovascular Diseases* **15**(4), págs. 151-157, DOI: [10.1016/j.jstrokecerebrovasdis.2006.04.001](https://doi.org/10.1016/j.jstrokecerebrovasdis.2006.04.001) (vid. pág. 8).
- Eichler, N.; Hel-Or, H.; Shimshoni, I.; Itah, D.; Gross, B. y Raz, S. (2018), «3D motion capture system for assessing patient motion during Fugl-Meyer stroke rehabilitation testing», *IET Computer Vision* **12**(7), págs. 963-975, DOI: [10.1049/iet-cvi.2018.5274](https://doi.org/10.1049/iet-cvi.2018.5274) (vid. pág. 2).
- Ezendam, D.; Bongers, R. M. y Jannink, M. J. A. (2009), «Systematic review of the effectiveness of mirror therapy in upper extremity function», *Disability and Rehabilitation* **31**(26), págs. 2135-2149, DOI: [10.3109/09638280902887768](https://doi.org/10.3109/09638280902887768) (vid. pág. 85).
- Felton, E. A.; Williams, J. C.; Vanderheiden, G. C. y Radwin, R. G. (2012), «Mental workload during brain-computer interface training», *Ergonomics* **55**(5), págs. 526-537, DOI: [10.1080/00140139.2012.662526](https://doi.org/10.1080/00140139.2012.662526) (vid. pág. 70).
- Fernandez Fernandez, A.; Berghmans, F.; Brichard, B.; Mégret, P.; Décréton, M.; Blondel, M. y Delchambre, A. (2001), «Multi-component force sensor based on multiplexed fibre Bragg grating strain sensors», *Measurement Science and Technology* **12**(7), págs. 810-813, DOI: [10.1088/0957-0233/12/7/310](https://doi.org/10.1088/0957-0233/12/7/310) (vid. pág. 44).
- Fifth Dimension Technologies, Orlando, FL, U. (s.f.), *5DT Data Glove*, Retrieved from <https://5dt.com/5dt-data-glove-ultra/> (vid. pág. 86).
- Fok, S.; Schwartz, R.; Wronkiewicz, M.; Holmes, C.; Zhang, J.; Somers, T.; Bundy, D. y Leuthardt, E. (2011), «An EEG-based brain computer interface for rehabilitation and restoration of hand control following stroke using ipsilateral cortical physiology», *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS*, págs. 6277-6280, DOI: [10.1109/IEMBS.2011.6091549](https://doi.org/10.1109/IEMBS.2011.6091549) (vid. pág. 3).
- Fontana, M.; Fabio, S.; Marcheschi, S. y Bergamasco, M. (2013), «Haptic hand exoskeleton for precision grasp simulation», *Journal of Mechanisms and Robotics* **5**(4), DOI: [10.1115/1.4024981](https://doi.org/10.1115/1.4024981) (vid. pág. 43).
- Fontana, M.; Marcheschi, S.; Salsedo, F. y Bergamasco, M. (2012), «A three-axis force sensor for dual finger haptic interfaces», *Sensors (Switzerland)* **12**(10), págs. 13598-13616, DOI: [10.3390/s121013598](https://doi.org/10.3390/s121013598) (vid. pág. 43).
- Franco, W.; Maffiodo, D.; De Benedictis, C. y Ferraresi, C. (2019), «Use of McKibben muscle in a haptic interface», *Robotics*, DOI: [10.3390/robotics8010013](https://doi.org/10.3390/robotics8010013) (vid. pág. 14).
- Friedman, J. y Flash, T. (2009), «Trajectory of the index finger during grasping», *Experimental Brain Research* **196**(4), págs. 497-509, DOI: [10.1007/s00221-009-1878-2](https://doi.org/10.1007/s00221-009-1878-2) (vid. pág. 15).

- Frisoli, A.; Loconsole, C.; Leonardis, D.; Banno, F.; Barsotti, M.; Chisari, C. y Bergamasco, M. (2012), «A New Gaze-BCI-Driven Control of an Upper Limb Exoskeleton for Rehabilitation in Real-World Tasks», *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics, Part C (Applications and Reviews)* **42**(6), págs. 1169-1179, DOI: [10.1109/TSMCC.2012.2226444](https://doi.org/10.1109/TSMCC.2012.2226444) (vid. págs. 69, 70).
- Garcia-Aracil, N.; Sabater-Navarro, J. M.; Gugliemeli, E. y Casals, A. (2011), «Trends in rehabilitation robotics», *Medical & Biological Engineering & Computing* **49**(10), págs. 1089-1091, DOI: [10.1007/s11517-011-0836-x](https://doi.org/10.1007/s11517-011-0836-x) (vid. pág. 13).
- Goldenberg, M. M. (2012), «Multiple sclerosis review.», *P & T : a peer-reviewed journal for formulary management* **37**(3), págs. 175-84, Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22605909><http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=PMC3351877> (vid. pág. 2).
- Gourlay, D.; Lun, K. C.; Lee, Y. N. y Tay, J. (2000), «Virtual reality for relearning daily living skills», *International Journal of Medical Informatics* **60**(3), págs. 255-261, DOI: [10.1016/S1386-5056\(00\)00100-3](https://doi.org/10.1016/S1386-5056(00)00100-3) (vid. pág. 2).
- Guidali, M.; Duschau-Wicke, A.; Broggi, S.; Klamroth-Marganska, V.; Nef, T. y Riener, R. (2011), «A robotic system to train activities of daily living in a virtual environment», *Medical & Biological Engineering & Computing* **49**(10), págs. 1213-1223, DOI: [10.1007/s11517-011-0809-0](https://doi.org/10.1007/s11517-011-0809-0) (vid. pág. 69).
- Hall, L. M.; Brauer, S.; Horak, F. y Hodges, P. W. (2010), «Adaptive Changes in Anticipatory Postural Adjustments With Novel and Familiar Postural Supports», *Journal of Neurophysiology*, DOI: [10.1152/jn.00479.2009](https://doi.org/10.1152/jn.00479.2009) (vid. pág. 99).
- Henao-Lema, C. P. y Pérez-Parra, J. E. (2010), «Spinal Cord Injuries and Disabilities: A Review», *Aquichan* **10**(2), págs. 157-172, DOI: [10.5294/aqui.2010.10.2.5](https://doi.org/10.5294/aqui.2010.10.2.5) (vid. pág. 1).
- Heo, P.; Gu, G. M.; Lee, S.-j.; Rhee, K. y Kim, J. (2012), «Current hand exoskeleton technologies for rehabilitation and assistive engineering», *International Journal of Precision Engineering and Manufacturing* **13**(5), págs. 807-824, DOI: [10.1007/s12541-012-0107-2](https://doi.org/10.1007/s12541-012-0107-2) (vid. pág. 13).
- Hesse, S.; Kuhlmann, H.; Wilk, J.; Tomelleri, C. y Kirker, S. G. (2008), «A new electromechanical trainer for sensorimotor rehabilitation of paralysed fingers: A case series in chronic and acute stroke patients», *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* **5**(1), pág. 21, DOI: [10.1186/1743-0003-5-21](https://doi.org/10.1186/1743-0003-5-21) (vid. pág. 17).
- Hidler, J.; Nichols, D.; Pelliccio, M. y Brady, K. (2005), «Advances in the Understanding and Treatment of Stroke Impairment Using Robotic Devices», *Topics in Stroke Rehabilitation* **12**(2), págs. 22-35, DOI: [10.1310/RYT5-62N4-CTVX-8JTE](https://doi.org/10.1310/RYT5-62N4-CTVX-8JTE) (vid. pág. 4).

- Hirose, S. y Yoneda, K. (1990), «Development of optical six-axial force sensor and its signal calibration considering nonlinear interference», en: *Proceedings., IEEE International Conference on Robotics and Automation*, IEEE Comput. Soc. Press, págs. 46-53, ISBN: 0-8186-9061-5, DOI: [10.1109/ROBOT.1990.125944](https://doi.org/10.1109/ROBOT.1990.125944) (vid. pág. 44).
- Ho, N. S. K.; Tong, K. Y.; Hu, X. L.; Fung, K. L.; Wei, X. J.; Rong, W. y Susanto, E. A. (2011), «An EMG-driven exoskeleton hand robotic training device on chronic stroke subjects: Task training system for stroke rehabilitation», en: *2011 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, Zurich: IEEE, págs. 1-5, ISBN: 978-1-4244-9862-8, DOI: [10.1109/ICORR.2011.5975340](https://doi.org/10.1109/ICORR.2011.5975340) (vid. págs. 13, 16, 21, 69).
- Houtsma, J. A. y Van Houten, F. J. A. M. (2006), «Virtual reality and a haptic master-slave set-up in post-stroke upper-limb rehabilitation», *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine* **220**(6), págs. 715-718, DOI: [10.1243/09544119H06104](https://doi.org/10.1243/09544119H06104) (vid. pág. 69).
- Huang, J. D. (2011), «Kinerehab: A kinect-based system for physical rehabilitation - A pilot study for young adults with motor disabilities», *ASSETS'11: Proceedings of the 13th International ACM SIGACCESS Conference on Computers and Accessibility* **32**(6), págs. 319-320, DOI: [10.1145/2049536.2049627](https://doi.org/10.1145/2049536.2049627) (vid. pág. 2).
- Hussein, S. E. y Granat, M. H. (2002), «Intention detection using a neuro-fuzzy EMG classifier», *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine* **21**(6), págs. 123-129, DOI: [10.1109/MEMB.2002.1175148](https://doi.org/10.1109/MEMB.2002.1175148) (vid. pág. 3).
- Hyndman, D.; Ashburn, A. y Stack, E. (2002), «Fall events among people with stroke living in the community: Circumstances of falls and characteristics of fallers», *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* **83**(2), págs. 165-170, DOI: [10.1053/apmr.2002.28030](https://doi.org/10.1053/apmr.2002.28030) (vid. pág. 99).
- Hyun, D. (2012), «On the Dynamics and Control of a Medical Exoskeleton», Tesis doct., Retrieved from <https://search.proquest.com/openview/ddfd7de4db42afa071fa119d312010c0/1?pq-origsite=gscholar&cbl=18750&diss=y> (vid. pág. 43).
- Invernizzi, M; Negrini, S y Carda, S (2013), «The value of adding mirror therapy for upper limb motor recovery of subacute stroke patients: a randomized controlled trial», *Eur J Phys Rehabil Med* **49**, págs. 311-317 (vid. pág. 85).
- Irie, B. y Miyake, S. (1988), «Capabilities of three-layered perceptrons», en: *IEEE International Conference on Neural Networks*, IEEE, págs. 641-648, ISBN: 0-7803-0999-5, DOI: [10.1109/icnn.1988.23901](https://doi.org/10.1109/icnn.1988.23901) (vid. pág. 58).
- Islam, T. y Saha, H. (2006), «Hysteresis compensation of a porous silicon relative humidity sensor using ANN technique», *Sensors and Actuators, B: Chemical* **114**(1), págs. 334-343, DOI: [10.1016/j.snb.2005.05.022](https://doi.org/10.1016/j.snb.2005.05.022) (vid. pág. 58).

- Jeka, J. y Lackner, J. (1994), «Fingertip contact influences human postural control», *Experimental Brain Research* **79**(2), DOI: [10.1007/BF00229188](https://doi.org/10.1007/BF00229188) (vid. pág. 99).
- Jeong, S. H.; Lee, H. J.; Kim, K.-R. y Kim, K.-S. (2018), «Design of a miniature force sensor based on photointerrupter for robotic hand», *Sensors and Actuators A: Physical* **269**, págs. 444-453, DOI: [10.1016/j.sna.2017.11.052](https://doi.org/10.1016/j.sna.2017.11.052) (vid. pág. 44).
- Jo, I. y Bae, J. (2017), «Design and control of a wearable and force-controllable hand exoskeleton system», *Mechatronics*, DOI: [10.1016/j.mechatronics.2016.12.001](https://doi.org/10.1016/j.mechatronics.2016.12.001) (vid. pág. 13).
- Johnston, D.; Zhang, p.; Hollerbach, J. y Jacobsen, S. (1996), «Full tactile sensing suite for dextrous robot hands and use in contact force control», en: *Proceedings - IEEE International Conference on Robotics and Automation*, vol. 4, págs. 3222-3227, DOI: [10.1109/robot.1996.509203](https://doi.org/10.1109/robot.1996.509203) (vid. pág. 44).
- Jones, L. A. y Lederman, S. J. (2007), *Human Hand Function*, págs. 1-280, ISBN: 9780199786749, DOI: [10.1093/acprof:oso/9780195173154.001.0001](https://doi.org/10.1093/acprof:oso/9780195173154.001.0001) (vid. pág. 15).
- Kamper, D. G.; Cruz, E. G. y Siegel, M. P. (2003), «Stereotypical Fingertip Trajectories during Grasp», *Journal of Neurophysiology* **90**(6), págs. 3702-3710, DOI: [10.1152/jn.00546.2003](https://doi.org/10.1152/jn.00546.2003) (vid. págs. 15, 16, 24).
- Kazeminasab, S.; Hadi, A.; Alipour, K. y Elahinia, M. (2018), «Force and motion control of a tendon-driven hand exoskeleton actuated by shape memory alloys», *Industrial Robot*, DOI: [10.1108/IR-01-2018-0020](https://doi.org/10.1108/IR-01-2018-0020) (vid. pág. 14).
- Keller, U. y Riener, R. (2014), «Design of the pediatric arm rehabilitation robot ChARMin», en: *5th IEEE RAS/EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechanics*, IEEE, págs. 530-535, ISBN: 978-1-4799-3128-6, DOI: [10.1109/BIOROB.2014.6913832](https://doi.org/10.1109/BIOROB.2014.6913832) (vid. pág. 69).
- Kelly-Hayes, M.; Robertson, J. T.; Broderick, J. P.; Duncan, P. W.; Hershey, L. A.; Roth, E. J.; Thies, W. H. y Trombly, C. A. (1998), «The American Heart Association Stroke Outcome Classification: Executive Summary», *Circulation* **97**(24), págs. 2474-2478, DOI: [10.1161/01.CIR.97.24.2474](https://doi.org/10.1161/01.CIR.97.24.2474) (vid. pág. 8).
- Khan, M. I.; Santamaria, V. y Agrawal, S. K. (2018), «Improving Trunk-Pelvis Stability Using Active Force Control at the Trunk and Passive Resistance at the Pelvis», *IEEE Robotics and Automation Letters* **3**(3), págs. 2569-2576, DOI: [10.1109/LRA.2018.2809919](https://doi.org/10.1109/LRA.2018.2809919) (vid. págs. 101, 104).
- Kong, W.; Sessa, S.; Cosentino, S.; Zecca, M.; Saito, K.; Wang, C.; Imtiaz, U.; Lin, Z.; Bartolomeo, L.; Ishii, H.; Ikai, T. y Takanishi, A. (2013), «Development of a real-time IMU-based motion capture system for gait rehabilitation», *2013 IEEE International*

- Conference on Robotics and Biomimetics, ROBIO 2013* (December), págs. 2100-2105, DOI: [10.1109/ROBIO.2013.6739779](https://doi.org/10.1109/ROBIO.2013.6739779) (vid. pág. 2).
- Krebs, H.; Hogan, N.; Aisen, M. y Volpe, B. (1998), «Robot-aided neurorehabilitation», *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering* **6**(1), págs. 75-87, DOI: [10.1109/86.662623](https://doi.org/10.1109/86.662623) (vid. págs. 3, 69).
- Krebs, H.; Volpe, B.; Lynch, D. y Hogan, N. (2005), «Stroke Rehabilitation: An Argument in Favor of a Robotic Gym», en: *9th International Conference on Rehabilitation Robotics, 2005. ICORR 2005*. IEEE, págs. 219-222, ISBN: 0-7803-9003-2, DOI: [10.1109/ICORR.2005.1501089](https://doi.org/10.1109/ICORR.2005.1501089) (vid. pág. 4).
- Lamercy, O.; Dovat, L.; Gassert, R.; Burdet, E.; Teo, C. L. y Milner, T. (2007), «A haptic knob for rehabilitation of hand function», *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* **15**(3), págs. 356-366, DOI: [10.1109/TNSRE.2007.903913](https://doi.org/10.1109/TNSRE.2007.903913) (vid. págs. 17, 69).
- Landsmeer, J. M. F. (1962), «Power Grip and Precision Handling», *Annals of the Rheumatic Diseases* **21**(2), págs. 164-170, DOI: [10.1136/ard.21.2.164](https://doi.org/10.1136/ard.21.2.164) (vid. pág. 7).
- Lanzotti, A.; Grasso, M.; Staiano, G. y Martorelli, M. (2015), «The impact of process parameters on mechanical properties of parts fabricated in PLA with an open-source 3-D printer», *Rapid Prototyping Journal* **21**(5), ed. por D. Eujin Pei, págs. 604-617, DOI: [10.1108/RPJ-09-2014-0135](https://doi.org/10.1108/RPJ-09-2014-0135) (vid. págs. 52, 62).
- Leonardis, D.; Barsotti, M.; Loconsole, C.; Solazzi, M.; Troncossi, M.; Mazzotti, C.; Castelli, V. P.; Procopio, C.; Lamola, G.; Chisari, C.; Bergamasco, M. y Frisoli, A. (2015), «An EMG-Controlled Robotic Hand Exoskeleton for Bilateral Rehabilitation», *IEEE Transactions on Haptics* **8**(2), págs. 140-151, DOI: [10.1109/TOH.2015.2417570](https://doi.org/10.1109/TOH.2015.2417570) (vid. pág. 13).
- Li, Z. M. y Tang, J. (2007), «Coordination of thumb joints during opposition», *Journal of Biomechanics* **40**(3), págs. 502-510, DOI: [10.1016/j.jbiomech.2006.02.019](https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2006.02.019) (vid. pág. 16).
- Lin, F. J.; Shieh, H. J. y Huang, P. K. (2006), «Adaptive wavelet neural network control with hysteresis estimation for piezo-positioning mechanism», *IEEE Transactions on Neural Networks* **17**(2), págs. 432-444, DOI: [10.1109/TNN.2005.863473](https://doi.org/10.1109/TNN.2005.863473) (vid. pág. 58).
- Liu, S. Q.; Zhang, H. B.; Yin, R. X.; Chen, A y Zhang, W. J. (2016), «Flexure hinge based fully compliant prosthetic finger», en: *SAI Intelligent Systems Conference*, págs. 839-849 (vid. pág. 14).
- Liu, S.; Su, C. Y. y Li, Z. (2014), «Robust adaptive inverse control of a class of nonlinear systems with Prandtl-Ishlinskii hysteresis model», *IEEE Transactions on Automatic Control* **59**(8), págs. 2170-2175, DOI: [10.1109/TAC.2014.2298732](https://doi.org/10.1109/TAC.2014.2298732) (vid. pág. 56).

- Lledó, L. D.; Díez, J. A.; Bertomeu-Motos, A.; Ezquerro, S.; Badesa, F. J.; Sabater-Navarro, J. M. y García-Aracil, N. (2016), «A Comparative Analysis of 2D and 3D Tasks for Virtual Reality Therapies Based on Robotic-Assisted Neurorehabilitation for Post-stroke Patients», *Frontiers in Aging Neuroscience* 8(AUG), DOI: [10.3389/fnagi.2016.00205](https://doi.org/10.3389/fnagi.2016.00205) (vid. págs. 2, 4).
- Loureiro, R. C. y Harwin, W. S. (2007), «Reach & Grasp Therapy: Design and Control of a 9-DOF Robotic Neuro-rehabilitation System», en: *2007 IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics*, IEEE, págs. 757-763, ISBN: 978-1-4244-1319-5, DOI: [10.1109/ICORR.2007.4428510](https://doi.org/10.1109/ICORR.2007.4428510) (vid. pág. 69).
- Ma, Z.; Ben-Tzvi, P. y Danoff, J. (2015), «Sensing and Force-Feedback Exoskeleton Robotic (SAFER) Glove Mechanism for Hand Rehabilitation», en: *Proceedings of the ASME Design Engineering Technical Conference*, vol. 5A-2015, ISBN: 9780791857120, DOI: [10.1115/DETC2015-46661](https://doi.org/10.1115/DETC2015-46661) (vid. pág. 69).
- Makaran, J. E.; Dittmer, D. K. y Buchal, R. O. (1993), «The SMART wrist-hand orthosis (WHO) for quadriplegic patients», *J Prosthet Orthot* 5, págs. 73-76 (vid. pág. 14).
- Maren, A. J.; Harston, C. T. y Pap, R. M. (1990), *Handbook of Neural Computing Applications*, Academic Press, pág. 448, ISBN: 9781483264844, DOI: [10.1016/c2013-0-11292-5](https://doi.org/10.1016/c2013-0-11292-5) (vid. pág. 58).
- Marrón, E. M.; Martínez, D. d. N. y Ana Sanz Cortés (2017), *Neuropsicología del daño cerebral adquirido*, ed. por E. UOC, Barcelona, pág. 165, ISBN: 9788491167471 (vid. pág. 1).
- Martinez, L. A.; Olaloye, O. O.; Talarico, M. V.; Shah, S. M.; Arends, R. J. y BuSha, B. F. (2010), «A power-assisted exoskeleton optimized for pinching and grasping motions», en: *Proceedings of the 2010 IEEE 36th Annual Northeast Bioengineering Conference (NEBEC)*, New York: IEEE, págs. 1-2, ISBN: 978-1-4244-6879-9, DOI: [10.1109/NEBC.2010.5458232](https://doi.org/10.1109/NEBC.2010.5458232) (vid. pág. 13).
- Masia, L.; Krebs, H. I.; Cappa, P. y Hogan, N. (2007), «Design and characterization of hand module for whole-arm rehabilitation following stroke», en: *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, vol. 12, 4, NIH Public Access, págs. 399-407, DOI: [10.1109/TMECH.2007.901928](https://doi.org/10.1109/TMECH.2007.901928) (vid. pág. 17).
- Masiero, S.; Armani, M. y Rosati, G. (2011), «Upper-limb robot-assisted therapy in rehabilitation of acute stroke patients: Focused review and results of new randomized controlled trial», *The Journal of Rehabilitation Research and Development* 48(4), pág. 355, DOI: [10.1682/JRRD.2010.04.0063](https://doi.org/10.1682/JRRD.2010.04.0063) (vid. pág. 69).

- Maxim Integrated, San José, CA, U. (s.f.), *MAX14870 Compact 4.5V to 36V Full-Bridge DC Motor Drivers*, Retrieved from <https://www.maximintegrated.com/en/products/power/motor-driver-ics/MAX14870.html/product-details/tabs-4> (vid. pág. 40).
- McConnell, A; Moioli, R; Brasil, F; Vallejo, M.; Corne, D; Vargas, P y Stokes, A (2017), «Robotic devices and brain-machine interfaces for hand rehabilitation post-stroke», *Journal of Rehabilitation Medicine* **49**(6), págs. 449-460, DOI: [10.2340/16501977-2229](https://doi.org/10.2340/16501977-2229) (vid. pág. 13).
- Merians, A. S.; Fluet, G.; Tunik, E.; Qiu, Q. Y.; Saleh, S. y Adamovich, S. (2014), *Movement rehabilitation in virtual reality from then to now: How are we doing?*, DOI: [10.1515/ijdh-2014-0321](https://doi.org/10.1515/ijdh-2014-0321) (vid. pág. 69).
- Morales, R.; Badesa, F. J.; García-Aracil, N.; Sabater, J. M. y Pérez-Vidal, C. (2011), «Pneumatic robotic systems for upper limb rehabilitation», *Medical & Biological Engineering & Computing* **49**(10), págs. 1145-1156, DOI: [10.1007/s11517-011-0814-3](https://doi.org/10.1007/s11517-011-0814-3) (vid. pág. 69).
- Mulas, M; Folgheraiter, M y Gini, G (2005), «An EMG-Controlled Exoskeleton for Hand Rehabilitation», en: *9th International Conference on Rehabilitation Robotics, 2005. ICORR 2005*. Chicago, IL: IEEE, págs. 371-374, ISBN: 0-7803-9003-2, DOI: [10.1109/ICORR.2005.1501122](https://doi.org/10.1109/ICORR.2005.1501122) (vid. pág. 13).
- Murtagh, F. (1991), «Multilayer perceptrons for classification and regression», *Neurocomputing* **2**(5-6), págs. 183-197, DOI: [10.1016/0925-2312\(91\)90023-5](https://doi.org/10.1016/0925-2312(91)90023-5) (vid. pág. 58).
- Napier, J. R. (1956), «THE PREHENSILE MOVEMENTS OF THE HUMAN HAND», *The Journal of Bone and Joint Surgery. British volume* **38-B**(4), págs. 902-913, DOI: [10.1302/0301-620X.38B4.902](https://doi.org/10.1302/0301-620X.38B4.902) (vid. pág. 7).
- Natural Point, Corvallis, OR, U. (s.f.), *OptiTrack Trio*, Retrieved from <https://optitrack.com/cameras/v120-trio/> (vid. pág. 75).
- Nef, T.; Guidali, M. y Riener, R. (2009), «ARMin III – arm therapy exoskeleton with an ergonomic shoulder actuation», *Applied Bionics and Biomechanics* **6**(2), págs. 127-142, DOI: [10.1080/11762320902840179](https://doi.org/10.1080/11762320902840179) (vid. pág. 69).
- Noraxon, Scottsdale, AZ, U. (s.f.), *TeleMyo DTS*, Retrieved from <https://www.noraxon.com/noraxon-download/telemetry-clinical-dts-user-manual/> (vid. pág. 105).
- Nordin, M. y Frankel, V. H. (2012), *Basic biomechanics of the musculoskeletal system*, ISBN: 9781451180886, DOI: [10.1136/bjism.26.1.69-a](https://doi.org/10.1136/bjism.26.1.69-a) (vid. pág. 5).
- Nordin, N.; Xie, S. y Wünsche, B. (2014), «Assessment of movement quality in robot-assisted upper limb rehabilitation after stroke: a review», *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* **11**(1), pág. 137, DOI: [10.1186/1743-0003-11-137](https://doi.org/10.1186/1743-0003-11-137) (vid. pág. 69).

- Novak, D. y Riener, R. (2013), «Enhancing patient freedom in rehabilitation robotics using gaze-based intention detection», en: *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, ISBN: 9781467360241, DOI: [10.1109/ICORR.2013.6650507](https://doi.org/10.1109/ICORR.2013.6650507) (vid. pág. 69).
- Nowak, D (2008), «The impact of stroke on the performance of grasping: Usefulness of kinetic and kinematic motion analysis», *Neuroscience & Biobehavioral Reviews* **32**(8), págs. 1439-1450, DOI: [10.1016/j.neubiorev.2008.05.021](https://doi.org/10.1016/j.neubiorev.2008.05.021) (vid. pág. 8).
- PJRC, Sherwood, OR, U. (s.f.), *Teensy 3.2. USB Development Board*, Retrieved from <https://www.pjrc.com/store/teensy32.html> (vid. pág. 40).
- Page, S. J. (2003), «Intensity Versus Task-Specificity After Stroke», *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation* **82**(9), págs. 730-732, DOI: [10.1097/01.PHM.0000078226.36000.A5](https://doi.org/10.1097/01.PHM.0000078226.36000.A5) (vid. pág. 4).
- Palli, G.; Hosseini, M. y Melchiorri, C. (2018), «A simple and easy-to-build optoelectronics force sensor based on light fork: Design comparison and experimental evaluation», *Sensors and Actuators A: Physical* **269**, págs. 369-381, DOI: [10.1016/j.sna.2017.04.054](https://doi.org/10.1016/j.sna.2017.04.054) (vid. pág. 44).
- Park, Y. L.; Ryu, S. C.; Black, R. J.; Chau, K. K.; Moslehi, B. y Cutkosky, M. R. (2009), «Exoskeletal force-sensing end-effectors with embedded optical fiber-bragg-grating sensors», *IEEE Transactions on Robotics* **25**(6), págs. 1319-1331, DOI: [10.1109/TR0.2009.2032965](https://doi.org/10.1109/TR0.2009.2032965) (vid. pág. 44).
- Pignolo, L. (2009), «Robotics in neuro-rehabilitation», *Journal of Rehabilitation Medicine* **41**(12), págs. 955-960, DOI: [10.2340/16501977-0434](https://doi.org/10.2340/16501977-0434) (vid. pág. 3).
- Pons, J. L.; Rocon, E.; Ceres, R.; Reynaerts, D.; Saro, B.; Levin, S. y Van Moorlegghem, W. (2004), «The MANUS-HAND Dextrous Robotics Upper Limb Prosthesis: Mechanical and Manipulation Aspects», *Autonomous Robots* **16**(2), págs. 143-163, DOI: [10.1023/B:AURO.0000016862.38337.f1](https://doi.org/10.1023/B:AURO.0000016862.38337.f1) (vid. pág. 44).
- Popov, D.; Gaponov, I. y Ryu, J.-H. (2017), «Portable Exoskeleton Glove With Soft Structure for Hand Assistance in Activities of Daily Living», *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics* **22**(2), págs. 865-875, DOI: [10.1109/TMECH.2016.2641932](https://doi.org/10.1109/TMECH.2016.2641932), arXiv: [NIHMS150003](https://arxiv.org/abs/150003) (vid. pág. 13).
- Quaney, B. M.; Perera, S.; Maletsky, R.; Luchies, C. W. y Nudo, R. J. (2005), «Impaired grip force modulation in the ipsilesional hand after unilateral middle cerebral artery stroke», *Neurorehabilitation and Neural Repair*, DOI: [10.1177/1545968305282269](https://doi.org/10.1177/1545968305282269) (vid. pág. 99).
- Rodriguez-Cheu, L. E.; Gonzalez, D. y Rodriguez, M. (2008), «Result of a perceptual feedback of the grasping forces to prosthetic hand users», en: *2008 2nd IEEE RAS & EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics*, IEEE,

- págs. 901-906, ISBN: 978-1-4244-2882-3, DOI: [10.1109/BIOROB.2008.4762813](https://doi.org/10.1109/BIOROB.2008.4762813) (vid. pág. 43).
- Rowland, L. P. y Shneider, N. A. (2001), «Amyotrophic Lateral Sclerosis», *New England Journal of Medicine* 344(22), págs. 1688-1700, DOI: [10.1056/NEJM200105313442207](https://doi.org/10.1056/NEJM200105313442207) (vid. pág. 2).
- Sánchez-Durán, J. A.; Oballe-Peinado, Ó.; Castellanos-Ramos, J. y Vidal-Verdú, F. (2012), «Hysteresis correction of tactile sensor response with a generalized Prandtl-Ishlinskii model», en: *Microsystem Technologies*, vol. 18, 7-8, págs. 1127-1138, ISBN: 9780819486554, DOI: [10.1007/s00542-012-1455-7](https://doi.org/10.1007/s00542-012-1455-7) (vid. pág. 56).
- Sayyaadi, H.; Zakerzadeh, M. R.; Ali, M. y Zanjani, V. (2011), «Accuracy Evaluation of Generalized Prandtl-Ishlinskii Model in Characterizing Asymmetric Saturated Hysteresis Nonlinearity Behavior of Shape Memory Alloy Actuators», *pdfs.semanticscholar.org* 1(3), Retrieved from <https://pdfs.semanticscholar.org/9117/68cb2a25310bdcfd076f70ecc7cfb5c8a7a5.pdf> (vid. pág. 56).
- Schabowsky, C. N.; Godfrey, S. B.; Holley, R. J. y Lum, P. S. (2010), «Development and pilot testing of HEXORR: Hand EXOskeleton Rehabilitation Robot», *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 7(1), pág. 36, DOI: [10.1186/1743-0003-7-36](https://doi.org/10.1186/1743-0003-7-36) (vid. págs. 43, 69).
- Shah, N.; Amirabdollahian, F. y Basteris, A. (2014), «Designing motivational games for stroke rehabilitation», en: *2014 7th International Conference on Human System Interactions (HSI)*, IEEE, págs. 166-171, ISBN: 978-1-4799-4714-0, DOI: [10.1109/HSI.2014.6860468](https://doi.org/10.1109/HSI.2014.6860468) (vid. pág. 4).
- Shao, Q.; Bassett, D. N.; Manal, K. y Buchanan, T. S. (2009), «An EMG-driven model to estimate muscle forces and joint moments in stroke patients», *Computers in Biology and Medicine* 39(12), págs. 1083-1088, DOI: [10.1016/j.compbiomed.2009.09.002](https://doi.org/10.1016/j.compbiomed.2009.09.002) (vid. pág. 3).
- Shaughnessy, M.; Resnick, B. M. y Macko, R. F. (2006), «Testing a model of post-stroke exercise behavior», *Rehabilitation Nursing*, DOI: [10.1002/j.2048-7940.2006.tb00005.x](https://doi.org/10.1002/j.2048-7940.2006.tb00005.x) (vid. pág. 4).
- Shields, B.; Main, J.; Peterson, S. y Strauss, A. (1997), «An anthropomorphic hand exoskeleton to prevent astronaut hand fatigue during extravehicular activities», *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics - Part A: Systems and Humans* 27(5), págs. 668-673, DOI: [10.1109/3468.618265](https://doi.org/10.1109/3468.618265) (vid. pág. 43).
- Shimmer Sensing, Glasnevin, Dublin, I. (s.f.), *Shimmer 3 EMG Unit*, Retrieved from <https://www.shimmersensing.com/products/shimmer3-emg-sensor> (vid. pág. 77).

- Slijper, H. y Latash, M. (2000), «The effects of instability and additional hand support on anticipatory postural adjustments in leg, trunk, and arm muscles during standing», *Experimental Brain Research* **135**(1), págs. 81-93, DOI: [10.1007/s002210000492](https://doi.org/10.1007/s002210000492) (vid. pág. 99).
- Song, A.; Pan, L.; Xu, G. y Li, H. (2015), «Adaptive motion control of arm rehabilitation robot based on impedance identification», *Robotica* **33**(9), págs. 1795-1812, DOI: [10.1017/S026357471400099X](https://doi.org/10.1017/S026357471400099X) (vid. pág. 69).
- Song, A.; Wu, C.; Ni, D.; Li, H. y Qin, H. (2016), «One-Therapist to Three-Patient Telerehabilitation Robot System for the Upper Limb after Stroke», *International Journal of Social Robotics* **8**(2), págs. 319-329, DOI: [10.1007/s12369-016-0343-1](https://doi.org/10.1007/s12369-016-0343-1) (vid. pág. 69).
- Su, H.; Zervas, M.; Furlong, C. y Fischer, G. S. (2011), «A miniature MRI-compatible fiber-optic force sensor utilizing fabry-perot interferometer», en: *Conference Proceedings of the Society for Experimental Mechanics Series*, vol. 4, págs. 131-136, ISBN: 9781461402091, DOI: [10.1007/978-1-4614-0210-7_19](https://doi.org/10.1007/978-1-4614-0210-7_19) (vid. pág. 44).
- Sveistrup, H. (2004), «Motor rehabilitation using virtual reality», *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* **1**, págs. 1-8, DOI: [10.1186/1743-0003-1-10](https://doi.org/10.1186/1743-0003-1-10) (vid. pág. 2).
- Tada, M y Kanade, T (2005), «Design of an MR-compatible three-axis force sensor», en: *2005 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, Edmonton, AB, Canada: IEEE, págs. 3505-3510, ISBN: 0-7803-8912-3, DOI: [10.1109/IR0S.2005.1545371](https://doi.org/10.1109/IR0S.2005.1545371) (vid. pág. 44).
- Tadano, K.; Akai, M.; Kadota, K. y Kawashima, K. (2010), «Development of grip amplified glove using bi-articular mechanism with pneumatic artificial rubber muscle», en: *2010 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Anchorage, AK: IEEE, págs. 2363-2368, ISBN: 978-1-4244-5038-1, DOI: [10.1109/ROBOT.2010.5509393](https://doi.org/10.1109/ROBOT.2010.5509393) (vid. pág. 14).
- Takahashi, C. D. y Reinkensmeyer, D. J. (2003), «Hemiparetic stroke impairs anticipatory control of arm movement», *Experimental Brain Research* **149**(2), págs. 131-140, DOI: [10.1007/s00221-002-1340-1](https://doi.org/10.1007/s00221-002-1340-1) (vid. pág. 44).
- Thibaut, A.; Chatelle, C.; Ziegler, E.; Bruno, M. A.; Laureys, S. y Gosseries, O. (2013), *Spasticity after stroke: Physiology, assessment and treatment*, DOI: [10.3109/02699052.2013.804202](https://doi.org/10.3109/02699052.2013.804202) (vid. pág. 18).
- Tobii Pro, Danderyd, S. (s.f.), *Tobii Pro Glasses 2*, Retrieved from <https://www.tobiipro.com/es/products/tobii-pro-glasses-2/> (vid. pág. 73).
- Ueki, S.; Kawasaki, H.; Ito, S.; Nishimoto, Y.; Abe, M.; Aoki, T.; Ishigure, Y.; Ojika, T. y Mouri, T. (2012), «Development of a Hand-Assist Robot With Multi-Degrees-of-Freedom

- for Rehabilitation Therapy», *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics* **17**(1), págs. 136-146, DOI: [10.1109/TMECH.2010.2090353](https://doi.org/10.1109/TMECH.2010.2090353) (vid. pág. 13).
- Wang, H. y Song, G. (2014), «Innovative NARX recurrent neural network model for ultra-thin shape memory alloy wire», *Neurocomputing* **134**, págs. 289-295, DOI: [10.1016/j.neucom.2013.09.050](https://doi.org/10.1016/j.neucom.2013.09.050) (vid. pág. 58).
- Wege, A.; Kondak, K. y Hommel, G. (2006), «Development and control of a hand exoskeleton for rehabilitation», en: *Human Interaction with Machines Proceedings of the 6th International Workshop held at the Shanghai JiaoTong University, 2005*, págs. 149-157, ISBN: 9781402040429, DOI: [10.1007/1-4020-4043-1_16](https://doi.org/10.1007/1-4020-4043-1_16) (vid. pág. 43).
- Westra, L. y Baribeau, B. (2010), *Apparatus for holding objects and methods of using and making the same*, Retrieved from <https://patents.google.com/patent/US20110057002A1/en> (vid. pág. 17).
- Wieloch, T. y Nikolich, K. (2006), «Mechanisms of neural plasticity following brain injury», *Current Opinion in Neurobiology* **16**(3), págs. 258-264, DOI: [10.1016/j.conb.2006.05.011](https://doi.org/10.1016/j.conb.2006.05.011) (vid. pág. 2).
- Wu, C.-Y.; Huang, P.-C.; Chen, Y.-T.; Lin, K.-C. y Yang, H.-W. (2013), «Effects of Mirror Therapy on Motor and Sensory Recovery in Chronic Stroke: A Randomized Controlled Trial», *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* **94**(6), págs. 1023-1030, DOI: [10.1016/j.apmr.2013.02.007](https://doi.org/10.1016/j.apmr.2013.02.007) (vid. pág. 85).
- Wu, J. Z.; An, K.-N.; Cutlip, R. G.; Krajnak, K.; Welcome, D. y Dong, R. G. (2008), «Analysis of musculoskeletal loading in an index finger during tapping», *Journal of Biomechanics* **41**(3), págs. 668-676, DOI: [10.1016/j.jbiomech.2007.09.025](https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2007.09.025) (vid. pág. 25).
- Xiao, L.; Yang, T.; Huo, B.; Zhao, X.; Han, J. y Xu, W. (2017), «Impedance control of a robot needle with a fiber optic force sensor», en: *International Conference on Signal Processing Proceedings, ICSP*, págs. 1379-1383, ISBN: 9781509013449, DOI: [10.1109/ICSP.2016.7878052](https://doi.org/10.1109/ICSP.2016.7878052) (vid. pág. 44).
- Xu, B.; Song, A.; Zhao, G.; Xu, G.; Pan, L.; Yang, R.; Li, H.; Cui, J. y Zeng, H. (2015), «Robotic neurorehabilitation system design for stroke patients», *Advances in Mechanical Engineering* **7**(3), págs. 1-12, DOI: [10.1177/1687814015573768](https://doi.org/10.1177/1687814015573768) (vid. pág. 69).
- Xu, G.; Song, A. y Li, H. (2011), «Control System Design for an Upper-Limb Rehabilitation Robot», *Advanced Robotics* **25**(1-2), págs. 229-251, DOI: [10.1163/016918610X538561](https://doi.org/10.1163/016918610X538561) (vid. pág. 69).
- Yahud, S; Dokos, S; Morley, J. W. y Lovell, N. H. (2009), «Experimental validation of a tactile sensor model for a robotic hand», en: *Proceedings of the 31st Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society: Engineering the Future*

- of Biomedicine, *EMBC 2009*, págs. 2300-2303, ISBN: 9781424432967, DOI: [10.1109/IEMBS.2009.5335048](https://doi.org/10.1109/IEMBS.2009.5335048) (vid. pág. 43).
- Yamamoto, K.; Furudate, Y.; Chiba, K.; Ishida, Y. y Mikami, S. (2018), «Home robotic device for rehabilitation of finger movement of hemiplegia patients», en: *SII 2017 - 2017 IEEE/SICE International Symposium on System Integration*, vol. 2018-Janua, IEEE, págs. 300-305, ISBN: 9781538622636, DOI: [10.1109/SII.2017.8279229](https://doi.org/10.1109/SII.2017.8279229) (vid. pág. 17).
- Yang, J.; Shi, J. y Xie, H. (2015), «Research on SMA actuated tendon driven hand exoskeleton with bidirectional finger joint motion coupling for rehabilitation usage», en: *2015 IEEE International Conference on Cyber Technology in Automation, Control, and Intelligent Systems (CYBER)*, IEEE, págs. 336-340, ISBN: 978-1-4799-8728-3, DOI: [10.1109/CYBER.2015.7287959](https://doi.org/10.1109/CYBER.2015.7287959) (vid. pág. 14).
- Yap, H. K.; Jeong Hoon Lim; Nasrallah, F.; Goh, J. C. H. y Yeow, R. C. H. (2015), «A soft exoskeleton for hand assistive and rehabilitation application using pneumatic actuators with variable stiffness», en: *2015 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, IEEE, págs. 4967-4972, ISBN: 978-1-4799-6923-4, DOI: [10.1109/ICRA.2015.7139889](https://doi.org/10.1109/ICRA.2015.7139889) (vid. pág. 14).
- Yasuhisa Hasegawa; Yasuyuki Mikami; Kosuke Watanabe y Yoshiyuki Sankai (2008), «Five-fingered assistive hand with mechanical compliance of human finger», en: *2008 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Pasadena, CA: IEEE, págs. 718-724, ISBN: 978-1-4244-1646-2, DOI: [10.1109/ROBOT.2008.4543290](https://doi.org/10.1109/ROBOT.2008.4543290) (vid. pág. 13).
- Yavuzer, G.; Selles, R.; Sezer, N.; Sütbeyaz, S.; Bussmann, J. B.; Köseoğlu, F.; Atay, M. B. y Stam, H. J. (2008), «Mirror Therapy Improves Hand Function in Subacute Stroke: A Randomized Controlled Trial», *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* **89**(3), págs. 393-398, DOI: [10.1016/j.apmr.2007.08.162](https://doi.org/10.1016/j.apmr.2007.08.162) (vid. pág. 85).
- Yeong, C. F.; Melendez-Calderon, A.; Gassert, R. y Burdet, E. (2009), «ReachMAN: A personal robot to train reaching and manipulation», en: *2009 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, IROS 2009*, IEEE, págs. 4080-4085, ISBN: 9781424438044, DOI: [10.1109/IROS.2009.5354837](https://doi.org/10.1109/IROS.2009.5354837) (vid. pág. 17).
- Zhang, J.; Merced, E.; Sepúlveda, N. y Tan, X. (2014), «Modeling and inverse compensation of hysteresis in vanadium dioxide using an extended generalized Prandtl-Ishlinskii model», *Smart Materials and Structures* **23**(12), pág. 125017, DOI: [10.1088/0964-1726/23/12/125017](https://doi.org/10.1088/0964-1726/23/12/125017) (vid. pág. 56).
- Zhou, M.; Wang, Y.; Xu, R.; Zhang, Q. y Zhu, D. (2017), «Feed-forward control for magnetic shape memory alloy actuators based on the radial basis function neural

network model», *Journal of Applied Biomaterials and Functional Materials* **15**(Suppl. 1), S25-S30, DOI: [10.5301/jabfm.5000355](https://doi.org/10.5301/jabfm.5000355) (vid. pág. 58).