

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



**DISEÑO Y CONTROL DE UN DISPOSITIVO ROBÓTICO
MODULAR DE TIPO EXOESQUELETO PARA LA
ASISTENCIA DE LA EXTREMIDAD SUPERIOR.**

ANDREA BLANCO IVORRA

Director: NICOLÁS MANUEL GARCÍA ARACIL

Elche, Febrero 2022



La presente Tesis Doctoral está sustentada por un compendio de trabajos previamente publicados, uno de ellos en revista de impacto indexada según JCR Science Edition. El cuerpo de dicha tesis queda constituido por el siguiente artículo, cuya referencia bibliográfica completa se indica a continuación:

Blanco, A.; Catalán, J. M.; Díez, J. A.; García, J. V.; Lobato, E. y García-Aracil, N. (2019), «Electromyography Assessment of the Assistance Provided by an Upper-Limb Exoskeleton in Maintenance Tasks», *Sensors* **19**(15), DOI: [10.3390/s19153391](https://doi.org/10.3390/s19153391)

- 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 un dispositivo robótico modular de tipo exoesqueleto para la asistencia de la extremidad superior.**

Autor: Andrea Blanco Ivorra

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

El director de la tesis reseñada certifica que ha sido realizada bajo su dirección por Andrea Blanco Ivorra en el Departamento de Ingeniería de Sistemas y Automática de la Universidad Miguel Hernández de Elche, y autoriza su presentación.

Elche, Febrero 2022

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. Andrea Blanco Ivorra, titulado **Diseño y control de un dispositivo robótico modular de tipo exoesqueleto para la asistencia de la extremidad superior.**, 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 en

Elche, Febrero 2022

Óscar Reinoso García



ABSTRACT

Among the main physical risks occurring in the workplace are ergonomic risks, the most frequent in Europe, which give rise to musculoskeletal disorders. These diseases affect millions of people in Europe, as they are the main cause of work leave, representing a significant annual cost for European companies and health systems, as well as having a high impact on the working life of the workers who suffer from them. The incorporation of exoskeletons in the industrial field could be a solution that combines human skills to solve complex situations with the capabilities of robotic systems.

This doctoral thesis is focused on obtaining an integral robotic solution for the assistance of arm movements, consisting of an exoskeleton type robot and an intelligent control system, which will be adapted to different users according to their needs. In order to achieve this objective, a series of items have been established and fulfilled throughout this doctoral thesis. First, a study of the needs of the different users of the system is proposed in order to establish the minimum requirements to be met. Next, the concept design of the active upper-limb exoskeleton that will support the users is carried out, and a first prototype is manufactured, which will be validated by means of experimental tests, first in simulation environments and later with the participation of healthy subjects. After these validations, changes are made to the design based on the possible improvements observed during the experiments, and the final prototype of the system is developed, which can be used indistinctly on the right and left arm and can be adapted to the different complexions of the users. Finally, a new control mode that favors human-machine interaction has been developed, and a pilot study has been carried out to test the complete system.

The main results of this doctoral thesis have been published in three papers, one of them in a journal included in the Journal Citation Reports (JCR), and the other two as book chapters that collect the papers presented in two international congresses. The publication *Electromyography Assessment of the Assistance Provided by an Upper-Limb Exoskeleton in Maintenance Tasks* focuses on the design and manufacture of the first prototype of the upper-limb exoskeleton and its validation by analyzing the changes in the muscular activity of the subjects when performing a repetitive industrial task.

On the other hand, the publication *Advantages of the incorporation of an active upper-limb exoskeleton in industrial tasks* includes the study that analyzes how the incorporation of the robotic device would affect the execution of an industrial activity of frontal drilling. Finally, in the publication *Oxygen consumption in industrial tasks assisted by an active upper-limb exoskeleton*, the changes in the design of a new improved prototype and its validation by analyzing the oxygen consumption of the users when they carry out a certain task with the help of the proposed system are reported.



RESUMEN

Entre los principales riesgos físicos que ocurren en el puesto de trabajo se encuentran los riesgos ergonómicos, los más frecuentes en Europa, que dan lugar a los trastornos musculoesqueléticos. Estas dolencias afectan a millones de personas en Europa, ya que es la principal causa de baja laboral, suponiendo un importante coste anual para las empresas europeas y los sistemas de salud, además de tener un alto impacto en la vida laboral de los trabajadores que los padecen. La incorporación de exoesqueletos al ámbito industrial podría tratarse de una solución que combina las habilidades humanas para resolver situaciones complejas, con las capacidades de los sistemas robóticos.

La presente tesis doctoral se centra en obtener una solución robótica integral para la asistencia de los movimientos del brazo, formada por un robot de tipo exoesqueleto y un sistema inteligente de control, que se adaptarán a los distintos usuarios en función de sus necesidades. Para poder alcanzar este objetivo se han establecido una serie de hitos que se han ido cumpliendo a lo largo de esta tesis doctoral. En primer lugar, se plantea el estudio de las necesidades de los distintos usuarios del sistema para establecer los requisitos mínimos que debe cumplir. A continuación, se lleva a cabo el diseño de concepto del exoesqueleto de miembro superior que dará soporte a los usuarios, y se procede a la fabricación de un primer prototipo que será validado mediante pruebas experimentales, primero en entornos de simulación y posteriormente con la participación de sujetos sanos. Tras estas validaciones, se realizan cambios en el diseño a partir de las posibles mejoras observadas durante las experimentaciones, y se lleva a cabo el desarrollo del prototipo final del sistema, que puede emplearse indistintamente en brazo derecho e izquierdo y se adapta a las distintas complejidades de los usuarios. Por último, se ha desarrollado un nuevo modo de control que favorece la interacción hombre-máquina, y se ha realizado un estudio piloto para poner a prueba el sistema completo.

Los resultados principales de la presente tesis se han publicado en tres artículos, uno de ellos en revista incluida en el *Journal Citation Reports (JCR)*, y los otros dos como capítulos de libro que recogen los artículos presentados en dos congresos internacionales. La publicación *Electromyography Assessment of the Assistance Provided by an Upper-Limb Exoskeleton in Maintenance Tasks* se centra en el diseño y fabricación

del primer prototipo del exoesqueleto de miembro superior y su validación mediante el análisis de los cambios en la actividad muscular de los sujetos al realizar una tarea repetitiva de ámbito industrial. Por otro lado, la publicación *Advantages of the incorporation of an active upper-limb exoskeleton in industrial tasks* recoge el estudio que analiza cómo afectaría la incorporación del dispositivo robótico a la ejecución de una actividad industrial de taladrado frontal. Por otro último, en la publicación *Oxygen consumption in industrial tasks assisted by an active upper-limb exoskeleton* se recogen los cambios en el diseño de un nuevo prototipo mejorado y su validación mediante el análisis del consumo de oxígeno de los usuarios cuando llevan a cabo una determinada tarea con la ayuda del sistema propuesto.



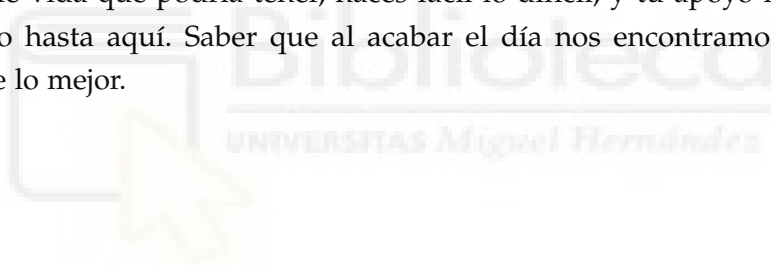
AGRADECIMIENTOS

En primer lugar, quiero agradecer a mi director de tesis por toda la ayuda, por su paciencia y apoyo, y para que no se notaran los kilómetros de distancia.

Por supuesto debo dar las gracias a mis compañeros de laboratorio, en primer lugar a *Chema* y *Josevi*, con quienes he compartido en los últimos años más horas que con cualquiera de mis familiares, y sin los que este trabajo no habría sido posible. También agradecer a David y Jesús el estar siempre al pie del cañón.

No podría olvidar dar las gracias a mi familia por todo el apoyo que me han brindado siempre, en lo profesional y en lo personal, y porque gracias a ellos soy la persona que quiero ser.

Por último, y por ello lo más importante, quiero dar las gracias a Javi. Eres el mejor compañero de vida que podría tener, haces fácil lo difícil, y tu apoyo incondicional nos ha traído hasta aquí. Saber que al acabar el día nos encontramos en casa, es sencillamente lo mejor.





ÍNDICE GENERAL

1	INTRODUCCIÓN	1
1.1	Definición de Exoesqueleto	1
1.2	Impacto de los Exoesqueletos en Aplicaciones Industriales	2
1.3	Motivación del trabajo	3
1.4	Principales contribuciones de la tesis	4
1.5	Estructura de la tesis	5
1.6	Publicaciones	6
1.6.1	Revistas indexadas en JCR	6
2	ESTADO DEL ARTE	7
2.1	Tipos de exoesqueletos en la industria	7
2.2	Metodologías de valoración de los exoesqueletos industriales	9
2.3	Exoesqueletos de miembro superior con aplicaciones industriales	10
3	DISEÑO Y VALIDACIÓN DE UN EXOESQUELETO ACTIVO DE MIEMBRO SUPERIOR MEDIANTE PRUEBAS EXPERIMENTALES CON SUJETOS SANOS	13
3.1	Introducción	13
3.2	Diseño del sistema robótico	13
3.2.1	Requisitos	14
3.2.2	Análisis cinemático y biomecánico del brazo humano	15
3.2.3	Exoesqueleto de miembro superior	18
3.2.4	Validación biomecánica del sistema robótico en entorno de simulación	23
3.2.5	Fabricación del primer prototipo del exoesqueleto robótico	28
3.3	Análisis electromiográfico del primer prototipo del exoesqueleto	29
3.3.1	Materiales y métodos	29
3.3.2	Resultados	33
3.3.3	Discusión	35
3.4	Conclusiones	36
4	EVALUACIÓN DE LAS VENTAJAS EN LA EJECUCIÓN DE UNA TAREA REPETITIVA CUANDO SE LLEVA A CABO CON LA AYUDA DEL DISPOSITIVO PROPUESTO	39
4.1	Introducción	39

4.2	Materiales y métodos	39
4.2.1	Participantes	39
4.2.2	Set up de la experimentación	39
4.2.3	Tarea realizada	41
4.2.4	Datos adquiridos	42
4.2.5	Protocolo de la experimentación	43
4.2.6	Análisis Estadístico	43
4.3	Resultados	44
4.3.1	Desviación media de la posición	44
4.3.2	Velocidad media	44
4.4	Discusión	45
4.4.1	Precisión en la ejecución de la tarea	45
4.4.2	Respuesta tras una perturbación inesperada	46
4.5	Conclusión	46
5	ESTUDIO DE LAS SEÑALES FISIOLÓGICAS DE LOS USUARIOS CUANDO REALIZAN UNA DETERMINADA ACTIVIDAD CON AYUDA DEL EXOESQUELETO ACTIVO DE MIEMBRO SUPERIOR	49
5.1	Introducción	49
5.2	Modificaciones en el exoesqueleto activo de miembro superior	50
5.3	Validación del exoesqueleto mediante el análisis de señales fisiológicas	56
5.3.1	Participantes	56
5.3.2	Descripción de la tarea	56
5.3.3	Set up de la experimentación	57
5.3.4	Protocolo del estudio	59
5.3.5	Datos adquiridos	60
5.3.6	Análisis estadístico	63
5.4	Resultados	64
5.4.1	Tiempo de ejecución de la tarea	64
5.4.2	Parámetros biomecánicos	65
5.4.3	Parámetros metabólicos	66
5.5	Discusión	70
5.6	Conclusión	73
6	DESARROLLO DEL PROTOTIPO FINAL DEL SISTEMA, IMPLEMENTACIÓN DEL NUEVO MODO DE CONTROL Y REALIZACIÓN DE PRUEBAS EXPERIMENTALES	75
6.1	Introducción	75

6.2	Modificaciones en el diseño	75
6.3	Implementación del nuevo modo de control	84
6.3.1	Cinemática inversa del prototipo final del exoesqueleto de miembro superior	84
6.3.2	Control en modo transparente	88
6.3.3	Comprobación del nuevo modo de control	90
6.4	Estudio piloto con sujetos sanos	90
6.4.1	Participantes	91
6.4.2	Descripción de la tarea	91
6.4.3	Set up de la experimentación	94
6.4.4	Protocolo del estudio	95
6.4.5	Datos adquiridos	96
6.5	Resultados preliminares obtenidos y discusión	98
6.6	Conclusión	103
7	CONCLUSIONES	105
7.1	Conclusión	105
7.2	Trabajos futuros	107
A	CONTRIBUCIONES PRINCIPALES	109
	BIBLIOGRAFÍA	131



ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 2.1	Ejemplos de exoesqueletos pasivos de miembro superior. A - EksoVest (Fuente: Ekso Bionics), B - ShoulderX (Fuente: SuitX) y C - Paexo Shoulder (Fuente: Ottobock).	11
Figura 2.2	Ejemplos de exoesqueletos activos que dan soporte al miembro superior. A - Stuttgart Exo-Jacket (Fuente: Fraunhofer IPA), B - Guardian [®] XO [®] (Fuente: SARCOS) y C - FORTIS Exiskeleton (Fuente: Lockheed Martin).	12
Figura 3.1	Ejemplos de actividades de mantenimiento industrial: operación de taladrado manual por encima de la cabeza y tarea de levantamiento y desplazamiento de cargas. <i>Todos los participantes que aparecen en la figura han dado su consentimiento por escrito y con conocimiento de causa para su publicación.</i>	15
Figura 3.2	Máximos rangos de movimiento del miembro superior: (a) abducción, (b) aducción, (c) flexión del hombro, (d) extensión del hombro, (e) rotación externa, (f) rotación interna, (g) flexión del codo, (h) extensión del codo.	16
Figura 3.3	Grabación de trayectorias simulando una de las tareas a realizar por el operador, donde (a) se muestra el montaje para la grabación de las trayectorias y (b) el modelo de AnyBody [™] replicando los movimientos. <i>El participante que aparece en la figura ha dado su consentimiento por escrito y con conocimiento de causa para su publicación.</i>	17
Figura 3.4	Sistemas de referencia y parámetros Denavit-Hartenberg (DH) de la configuración propuesta.	19
Figura 3.5	Diseño del exoesqueleto activo de miembro superior	22
Figura 3.6	(a) Detalle de los músculos más cargados en la simulación sin el exoesqueleto. (b) Detalle de los músculos más cargados en la simulación con el exoesqueleto del miembro superior. (c) Simulación con el exoesqueleto de miembro superior. (d) Simulación con el exoesqueleto completo.	26

Figura 3.7	Primer prototipo del exoesqueleto activo de miembro superior.	28
Figura 3.8	Set up de la experimentación. <i>Todos los participantes que aparecen en la figura han dado su consentimiento por escrito y con conocimiento de causa para su publicación.</i>	30
Figura 3.9	Disposición de los electrodos empleados para obtener las señales electromiografía (EMG) en el brazo y el torso. <i>El participante que aparece en la figura ha dado su consentimiento por escrito y con conocimiento de causa para su publicación.</i>	30
Figura 3.10	Protocolo del estudio llevado a cabo. Ambas condiciones se llevan a cabo de forma aleatoria para no condicionar los datos experimentales.	31
Figura 3.11	Boxplot de la señal EMG normalizada correspondiente al bíceps en todas las condiciones.	33
Figura 3.12	Boxplot de la señal EMG normalizada correspondiente al tríceps en todas las condiciones.	34
Figura 3.13	Boxplot de la señal EMG normalizada del pectoral en todas las condiciones.	34
Figura 3.14	Boxplot de la señal EMG normalizada del romboides en todas las condiciones.	35
Figura 4.1	Diseño del exoesqueleto activo de miembro superior.	40
Figura 4.2	Set up de la experimentación donde se muestran los distintos elementos que intervienen en el estudio.	41
Figura 4.3	Interfaz de usuario.	42
Figura 4.4	Boxplot de los valores medios de las desviaciones en la posición con respecto a la posición objetivo para cada una de las clases.	44
Figura 4.5	Boxplot del valor medio del perfil de velocidades de dos sujetos para todas las clases, donde los resultados corresponden al sujeto con el peor rendimiento (a, izquierda) y el del mejor rendimiento (b, derecha).	45
Figura 5.1	Nueva configuración de la articulación rotación interna/externa del hombro (rI/E).	51
Figura 5.2	Electrónicas empleadas para controlar los actuadores del sistema robótico (EPOS4, Maxon Motor®)	51
Figura 5.3	Encoders absolutos empleados en cada articulación (AksIM™ de RLS®).	52

Figura 5.4	Modificaciones en los elementos deslizantes. Se han sustituido los rodamientos (imagen superior) por un conjunto de mordazas que permiten su ajuste sobre la propia polea.	52
Figura 5.5	Modificaciones en la polea de salida (a la izquierda se observa la pieza del prototipo anterior, mientras que a la derecha se observa la nueva versión). Se ha modificado el perfil de la parte deslizante de la polea de salida y se ha dividido en dos piezas para facilitar su fabricación.	53
Figura 5.6	Nuevo ajuste del hombro mediante guía lineal con freno manual.	53
Figura 5.7	Modificaciones en la estructura de la espalda.	54
Figura 5.8	Diseño del nuevo exoesqueleto de miembro superior.	55
Figura 5.9	Segundo prototipo del exoesqueleto activo de miembro superior.	55
Figura 5.10	Set up de la experimentación en la condición con exoesqueleto (CE). Se muestra la colocación de algunos electrodos para recoger la señal EMG y una de las unidades Shimmer3 que adquieren dichas señales. El sujeto lleva una máscara VO2 Master Pro para medir el flujo de oxígeno inhalado y exhalado durante la tarea.	57
Figura 5.11	Set up de la experimentación en la condición sin exoesqueleto (SE). Se muestra la interfaz de usuario donde aparecen las instrucciones a seguir por los sujetos, entre el resto de dispositivos involucrados en el estudio.	58
Figura 5.12	Diseño y simulación del sistema completo para analizar los sobreesfuerzos al incorporar una estructura pasiva para los miembros inferiores que transmite el peso del dispositivo al suelo.	59
Figura 5.13	Protocolo del estudio. Ambas condiciones se llevan a cabo de forma consecutiva, con un descanso de 10 minutos entre ellas. Las condiciones Sin Exoesqueleto (SE) y Con Exoesqueleto (CE) se realizan de forma aleatoria para no condicionar la experimentación.	60
Figura 5.14	Variabilidad en el tiempo de subida del brazo hasta la posición objetivo.	64
Figura 5.15	Variabilidad en el tiempo en que los usuarios mantienen el brazo en la posición objetivo.	65

Figura 5.16	Representación gráfica de los resultados de la actividad muscular. Comparación de Boxplots de la integral de la señal EMG de cada músculo en cada condición.	66
Figura 5.17	Representación gráfica de los resultados de la frecuencia cardíaca (heart rate (HR)). Los resultados se han normalizado con respecto al nivel basal. Las diferencias estadísticas están representadas por * ($p \leq 0.05$) y ** ($p \leq 0.01$).	67
Figura 5.18	Representación gráfica de los resultados de la variabilidad de la frecuencia cardíaca (heart rate variability (HRV)). (a) Resultados de la media cuadrática de las diferencias de los intervalos RR sucesivos (RMSSD). (b) Resultados del espectro de la potencia en alta frecuencia (HF). Todos los parámetros se han normalizado con respecto al nivel basal.	68
Figura 5.19	Representación gráfica de los resultados de las medidas respiratorias (frecuencia respiratoria (FR), ventilación (VE) y volumen tidal (VT)). Todos los parámetros se han normalizado con respecto al nivel basal.	69
Figura 5.20	Representación gráfica de los resultados del consumo de oxígeno (VO₂). Todos los parámetros se han normalizado con respecto al nivel basal.	70
Figura 6.1	Concepto de la configuración cinemática del nuevo exoesqueleto de miembro superior, tanto para brazo derecho como para brazo izquierdo.	76
Figura 6.2	Disposición de los sistemas de referencia DH para ambas configuraciones.	77
Figura 6.3	Sensores de par utilizados en cada una de las articulaciones del exoesqueleto.	78
Figura 6.4	Comparación de las configuraciones de la articulación abducción/aducción de hombro (sA/A) tras la incorporación de los sensores de par. La imagen de la derecha muestra la articulación del prototipo anterior, mientras que en la imagen de la derecha se observa la nueva configuración.	79
Figura 6.5	Sección de la nueva configuración de la articulación sA/A	80
Figura 6.6	Comparación de las configuraciones de la articulación sA/A tras la incorporación de los sensores de par.	80

Figura 6.7	Incorporación de una polea externa en rI/E para aportar rigidez al sistema y dar estabilidad a la articulación.	81
Figura 6.8	Guías lineales que permiten ajustar la distancia entre flexión/extensión de hombro (sF/E) y flexión/extensión de codo (eF/E) para adaptarse a las longitudes de brazo de los distintos usuarios.	82
Figura 6.9	Versión final del exoesqueleto activo de miembro superior. . . .	82
Figura 6.10	Diseño del sistema completo desarrollado en las distintas configuraciones posibles.	83
Figura 6.11	Prototipo final del sistema.	84
Figura 6.12	Algoritmo empleado para el cálculo de la cinemática inversa. . .	85
Figura 6.13	Algoritmo empleado para el cálculo de la trayectoria en el espacio articular.	87
Figura 6.14	Comparación entre la trayectoria grabada empleando el control transparente y la trayectoria replicada por el exoesqueleto. . . .	90
Figura 6.15	Grabación de la trayectoria con el exoesqueleto para llevar a cabo la tarea completa.	93
Figura 6.16	Set up de la experimentación.	94
Figura 6.17	Protocolo de la prueba experimental llevada a cabo para validar el prototipo final del exoesqueleto de miembro superior.	95
Figura 6.18	Interpretación del System Usability Scale (SUS) mediante la asociación de las puntuaciones a una escala de calificaciones adjetivas y rangos de aceptabilidad.	98
Figura 6.19	Representación gráfica de los resultados del EMG del deltoides lateral y el deltoides anterior al llevar a cabo la tarea hacia delante. Todos los resultados se han normalizado con respecto a la Contracción Voluntaria Máxima (CVM).	99
Figura 6.20	Representación gráfica de los resultados del EMG del deltoides lateral y el deltoides anterior al llevar a cabo la tarea hacia arriba. Todos los resultados se han normalizado con respecto a la CVM.	99
Figura 6.21	Representación gráfica de la tendencia media del HR al realizar las tareas individuales. Todos los resultados se han normalizado con respecto al nivel basal.	100
Figura 6.22	Representación gráfica de los resultados del VO ₂ . Todos los resultados se han normalizado con respecto al nivel basal. . . .	101

Figura 6.23	Representación gráfica de los resultados de las medidas respiratorias (FR, VT y VE). Todos los resultados se han normalizado con respecto al nivel basal.	102
Figura 6.24	Puntuación obtenida en el SUS empleado para la evaluación subjetiva del sistema robótico.	103

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 3.1	Par y potencia máximos, incluyendo el peso estimado del exoesqueleto diseñado.	18
Tabla 3.2	Límites articulares del sistema robótico.	20
Tabla 3.3	Resultados obtenidos del análisis dinámico inverso en AnyBody™ para el modelo musculoesquelético del cuerpo humano.	25
Tabla 5.1	Rangos máximos de movimiento para cada grado de libertad y par nominal máximo que el dispositivo puede ejercer en cada articulación.	54
Tabla 5.2	Resultados de la comparación por pares entre condiciones para los resultados de EMG de cada músculo.	65
Tabla 6.1	Parámetros DH para la configuración de brazo derecho.	77
Tabla 6.2	Parámetros DH para la configuración de brazo izquierdo.	78

ACRÓNIMOS

AIDE	Adaptive Multimodal Interfaces to Assit Disabled People in Daily Activities
ANOVA MR	análisis de varianzas de medidas repetidas
CC	Con Carga
CE	Con Exoesqueleto
CE-CC	Con Exoesqueleto - Con Carga

CE-SC	Con Exoesqueleto - Sin Carga
CE-TA	Con Exoesqueleto - Tarea Arriba
CE-TC	Con Exoesqueleto - Tarea Completa
CE-TD	Con Exoesqueleto - Tarea Delante
CVM	Contracción Voluntaria Máxima
DH	Denavit-Hartenberg
ECG	electrocardiografía
eF/E	flexión/extensión de codo
EMG	electromiografía
ExIF	Intelligent Robotic Exoskeleton and Advanced Interface Systems Man Machine for Maintenance Tasks in the Industries of the Future
FR	frecuencia respiratoria
GDL	grados de libertad
HF	potencia en alta frecuencia
HR	heart rate
HRV	heart rate variability
NFA	nivel de fuerza alto
NFB	nivel de fuerza bajo
PF	Pared fina con aire en la parte posterior
PG	Pared gruesa con aire en la parte posterior
PM	Pared maciza continua
PIB	Producto Interior Bruto
rI/E	rotación interna/externa del hombro
RMSE	error cuadrático medio
RMSSD	media cuadrática de las diferencias de los intervalos RR sucesivos
sA/A	abducción/aducción de hombro
SC	Sin Carga
SE	Sin Exoesqueleto
SE-CC	Sin Exoesqueleto - Con Carga
SE-SC	Sin Exoesqueleto - Sin Carga
SE-TA	Sin Exoesqueleto - Tarea Arriba
SE-TC	Sin Exoesqueleto - Tarea Completa
SE-TD	Sin Exoesqueleto - Tarea Delante
sF/E	flexión/extensión de hombro
SUS	System Usability Scale
TME	trastorno musculoesquelético

UCBM Univesità Campus Bio-Medico di Roma
VE ventilación
VO₂ consumo de oxígeno
VT volumen tidal
wP/S pronación/supinación de muñeca





INTRODUCCIÓN

1.1 DEFINICIÓN DE EXOESQUELETO

El concepto de "exoesqueleto" se utilizó originalmente como término biológico para describir la estructura que proporciona soporte y protección a los órganos blandos dentro del cuerpo de los animales (Downey, 1912; Heuermann y Kurtz, 1955). Aunque el primer exoesqueleto para humanos se desarrolló en 1890 (Yagn, 1890), no fue hasta 1960 cuando el término "exoesqueleto" recibió el significado que tiene hoy día en el campo de la robótica, cuando las Fuerzas Armadas estadounidenses y General Electric inventaron el primer exoesqueleto motorizado, Hardiman (Ding et al., 2016; Knapik et al., 2004).

Los sistemas robóticos de tipo exoesqueleto son estructuras mecánicas vestibles cuyos eslabones y articulaciones se corresponden con las humanas, haciendo coincidir sus ejes de giro. Se basan por tanto en la transmisión de pares a las articulaciones humanas dando soporte al usuario que lo porta y mejorando así su capacidad motriz (Gopura; Kiguchi et al., 2011).

Existen muchas formas de categorizar los dispositivos robóticos de tipo exoesqueleto, aunque es común clasificarlos de acuerdo a sus posibles campos de aplicación. En sus orígenes, los exoesqueletos se diseñaban para ser incorporados en aplicaciones militares (Rupal et al., 2016; Hong et al., 2019), aunque actualmente su principal campo de aplicación es el ámbito clínico, ya sea para la rehabilitación de las capacidades motoras de los usuarios, como para la asistencia en la realización de las actividades de la vida diaria de personas con algún tipo de déficit motor permanente (Diez et al., 2018; Crea et al., 2018; J. Catalán et al., 2018; Catalan et al., 2021; Badesa; Diez; Catalan; Trigili; Cordella; Nann; Crea; Soekadar; Zollo; Vitiello y Garcia-Aracil, 2019; Sandoval-Gonzalez et al., 2016; Jayaraman et al., 2020; Moreno et al., 2018; Rose y O'Malley, 2018). Por otro lado, cada vez es más común el desarrollo de exoesqueletos con fines industriales, donde su objetivo principal es dar soporte al operador que lo emplea en su puesto de

trabajo (Bogue, 2018; Howard et al., 2020), generalmente aumentando su capacidad de carga o reduciendo los esfuerzos y la fatiga al llevar a cabo determinadas tareas.

Además de clasificarlos en relación a su principal ámbito de aplicación, también suelen agruparse en función de la naturaleza de la asistencia que proporciona el dispositivo, como se describe en mayor detalle en el siguiente capítulo. De esta forma se pueden distinguir los exoesqueletos activos y los pasivos. Los primeros transmiten el movimiento de forma activa mediante el accionamiento de los actuadores que lo componen, mientras que los sistemas pasivos almacenan la energía generada por el usuario y la devuelven posteriormente de forma pasiva sin necesidad de aportar energía de una fuente externa.

Esta tesis doctoral tiene como objetivo el desarrollo de un exoesqueleto activo de miembro superior cuyo principal campo de aplicación es el ámbito industrial. A continuación se describe el impacto que tienen estos dispositivos en el entorno industrial, y se detalla la problemática actual que ha llevado a muchos investigadores a centrarse en este campo.

1.2 IMPACTO DE LOS EXOESQUELETOS EN APLICACIONES INDUSTRIALES

En la Sexta Encuesta Europea sobre las Condiciones de Trabajo (Parent-Thirion et al., 2017) se estudiaron y analizaron los principales riesgos físicos ocurridos en el puesto de trabajo, entre los que se encuentran los riesgos ergonómicos. Se trata de los riesgos laborales más frecuentes en Europa, y dan lugar a los trastornos musculoesqueléticos (TMEs), que se encuentran entre los problemas de salud más importantes en el entorno laboral, y tienen un alto impacto en la calidad de vida de los trabajadores, además de suponer un importante coste anual para las empresas y los sistemas de salud.

En particular, en la Unión Europea, los TMEs constituyen un problema sanitario importante y en crecimiento, ya que es la principal causa de baja laboral en los países desarrollados, afectando a más de 40 millones de trabajadores europeos, lo que representa un coste estimado para la sociedad de entre el 0,5 % y el 2 % del Producto Interior Bruto (PIB) (Roquelaure et al., 2012).

Los TMEs son un conjunto de afecciones dolorosas en músculos, ligamentos, tendones, etc., que pueden afectar distintas partes del cuerpo, especialmente al cuello, la zona lumbar y los miembros superiores (Van Eerd et al., 2016). Aparecen cuando las exigencias biomecánicas en el trabajo superan repetidamente la capacidad física del

trabajador, y normalmente son causados por la adopción de malas posturas en el puesto de trabajo, la realización de tareas repetitivas o la ejecución de trabajos manuales, especialmente aquellos que implican levantamiento de cargas pesadas (Garrafa Núñez et al., 2015; Luttmann et al., 2003).

La automatización total de las tareas o el uso de manipuladores robóticos ayudaría a reducir el riesgo de padecer TMEs. Sin embargo, un gran número de tareas requerirían una inversión inasumible para ser totalmente automatizadas debido a la complejidad de la actividad o del entorno. En este sentido, el empleo de sistemas robóticos que asisten al trabajador, especialmente la incorporación de exoesqueletos a la industria, es una solución que combina las habilidades humanas para enfrentarse a entornos complejos, con las capacidades de carga y detección de los dispositivos robóticos (Sylla et al., 2014; S. Kim et al., 2018).

El objetivo principal de los exoesqueletos diseñados específicamente para trabajar en entornos industriales, como se ha introducido anteriormente, es proporcionar soporte al usuario que lo porta en la realización de las tareas propias de su puesto de trabajo, reduciendo su fatiga y esfuerzo muscular, disminuyendo así la probabilidad de padecer TMEs en el futuro (Hoffmann et al., 2021; De Looze et al., 2016).

A pesar del gran interés actual por la incorporación de sistemas robóticos de tipo exoesqueleto en aplicaciones industriales, su implantación a gran escala tiene todavía un largo camino por recorrer.

1.3 MOTIVACIÓN DEL TRABAJO

Como se ha comentado anteriormente, es necesario dar soporte a los trabajadores en el empleo de sus funciones laborales para intentar reducir o eliminar la posibilidad de padecer TMEs en el futuro. Una posible solución es la incorporación de exoesqueletos al ámbito industrial, que mejorarían no sólo la calidad de la vida laboral de los trabajadores, sino que también afectaría positivamente a los propietarios de las compañías.

En ocasiones, son los propios empresarios los que se plantean integrar estos sistemas en sus industrias, aunque es difícil encontrar en el mercado un dispositivo que reúna los requisitos para cubrir las necesidades de sus trabajadores. Este es el caso de la empresa TMS-Movilfrio, compañía alicantina dedicada a realizar instalaciones, tanto en la construcción como en la industria, principalmente relacionadas con sistemas de

climatización, insonorización o logística, entre otras. TMS-Movilfrio ha observado en esta necesidad un posible nicho de mercado, y su departamento de I+D comenzó a finales del 2017 a gestionar el proyecto Intelligent Robotic Exoskeleton and Advanced Interface Systems Man Machine for Maintenance Tasks in the Industries of the Future (ExIF) junto con la colaboración de distintos grupos de investigación de universidades de la Comunidad Valenciana (el grupo nBio de la Universidad Miguel Hernández de Elche y el I3B de la Universidad Politécnica de Valencia).

La motivación de la presente tesis doctoral comienza con la colaboración en el proyecto ExIF, que surge de la necesidad de reducir o eliminar los TMEs derivados de la manipulación de cargas pesadas y la repetición de movimientos asociados a los trabajos de instalación y mantenimiento de instalaciones industriales propios de la empresa. Se establece entonces el objetivo principal del proyecto, que coincide con el objetivo fundamental de la tesis, que es el desarrollo de una solución robótica integral para la asistencia de los movimientos del brazo, formada por un robot de tipo exoesqueleto y un sistema inteligente de control, que se adaptarán a los distintos usuarios en función de sus necesidades.

1.4 PRINCIPALES CONTRIBUCIONES DE LA TESIS

El presente trabajo contiene algunas contribuciones originales en el campo de la robótica industrial. En particular, en el desarrollo de una solución robótica integral para la asistencia del miembro superior adaptable a las necesidades del usuario en su puesto de trabajo. A continuación se destacan las contribuciones principales:

- Se ha llevado a cabo el primer diseño de concepto de un exoesqueleto activo que asiste el miembro superior y se ha desarrollado un primer prototipo del sistema
- Se ha validado el dispositivo propuesto en entornos de simulación y mediante pruebas experimentales con usuarios sanos, donde se han analizado los cambios en la actividad muscular de los sujetos cuando se lleva a cabo una tarea repetitiva con la ayuda del exoesqueleto sistema.
- Se ha evaluado cómo afecta a la ejecución de una determinada tarea de precisión el hecho de incorporar el dispositivo robótico desarrollado.
- Se ha investigado cómo se ven afectadas las reacciones fisiológicas del usuario debido a realización de una determinada actividad con el sistema propuesto, con

el objetivo de determinar si existe una reducción en el nivel de intensidad de la actividad y en el consumo metabólico de los usuarios.

- Se ha llevado a cabo el prototipo final del sistema y se han incorporado sensores de par con el objetivo de medir la intención de movimiento del usuario, facilitando así que el control se lleve a cabo de forma más intuitiva. Además, se ha obtenido un sistema robótico único válido para personas con distintas complejidades, que puede ser empleado tanto en brazo izquierdo como en brazo derecho.

1.5 ESTRUCTURA DE LA TESIS

Esta tesis se encuentra enmarcada en el campo de la robótica industrial. Su objetivo principal es desarrollar una solución robótica integral para la asistencia de los movimientos del brazo, que dará soporte al usuario en su puesto de trabajo, reduciendo su esfuerzo muscular y evitando así la posibilidad de padecer TMEs en el futuro. La solución que se propone está formada por un robot de tipo exoesqueleto y un sistema de control, que se adaptarán a los distintos usuarios en función de sus necesidades.

Los principales resultados de esta tesis se han publicado en un artículo en revista incluida en el *Journal Citation Reports (JCR)*.

Este documento se estructura en cuatro capítulos que desarrollan el contenido del artículo principal, las mejoras en el diseño y la validación del prototipo final mediante pruebas experimentales. También se ha incluido un capítulo introductorio, un capítulo correspondiente al estado del arte, y un capítulo final donde se detallan las conclusiones y trabajos futuros. El documento se ha estructurado como se muestra a continuación:

- **CAPÍTULO 1:** Introducción al concepto de "exoesqueleto" desde sus orígenes hasta la actualidad, así como la descripción de sus principales campos de aplicación. También se expone la motivación de esta tesis doctoral y se lleva a cabo un resumen de las principales contribuciones.
- **CAPÍTULO 2:** Estudio del estado del arte de los dispositivos robóticos de tipo exoesqueleto diseñados para ser aplicados en la industria.
- **CAPÍTULO 3:** Estudio de las necesidades de los usuarios, diseño y desarrollo del primer prototipo de exoesqueleto activo de miembro superior para dar soporte a los usuarios en la realización de una tarea de tipo industrial. Validación del

sistema en entorno de simulación y en pruebas experimentales con sujetos sanos mediante el análisis de las diferencias en la actividad muscular.

- **CAPÍTULO 4:** Evaluación de las ventajas en la ejecución de una tarea repetitiva de ámbito industrial cuando se lleva a cabo con la ayuda del dispositivo propuesto.
- **CAPÍTULO 5:** Estudio de las señales fisiológicas de los usuarios cuando realizan una determinada actividad con ayuda del exoesqueleto activo de miembro superior.
- **CAPÍTULO 6:** Desarrollo del prototipo final del sistema, implementación del nuevo modo de control y realización de pruebas experimentales.
- **CAPÍTULO 7:** Conclusiones obtenidas durante el desarrollo de la tesis doctoral y posibles trabajos futuros.

1.6 PUBLICACIONES

El trabajo realizado durante la tesis doctoral ha dado como resultado la siguiente publicación:

1.6.1 Revistas indexadas en JCR

- Blanco, A.; Catalán, J. M.; Díez, J. A.; García, J. V.; Lobato, E. y García-Aracil, N. (2019), «Electromyography Assessment of the Assistance Provided by an Upper-Limb Exoskeleton in Maintenance Tasks», *Sensors* **19**(15), DOI: [10.3390/s19153391](https://doi.org/10.3390/s19153391)

ESTADO DEL ARTE

En este capítulo se pretende hacer una revisión bibliográfica de los distintos sistemas robóticos de tipo exoesqueleto diseñados específicamente para ser empleados en entornos industriales. En primer lugar, se describen las diferentes opciones de clasificación encontradas en la literatura, y a continuación se pretende dar una visión más detallada de los distintos modos de evaluación y validación de este tipo de dispositivos. También se recogen algunos de los ejemplos de exoesqueletos de miembro superior, que constituyen un punto de partida para el desarrollo del sistema robótico presentado en esta tesis doctoral.

2.1 TIPOS DE EXOESQUELETOS EN LA INDUSTRIA

Como se ha introducido anteriormente, los exoesqueletos diseñados con fines industriales tienen como objetivo principal reducir la fatiga o el esfuerzo físico de los usuarios en su puesto de trabajo, reduciendo así la probabilidad de que padezcan **TMEs** en el futuro. El interés por la incorporación de los exoesqueletos al ámbito industrial es evidente, pues ambas partes afectadas resultan beneficiadas. Por un lado, los empresarios verían aumentada su productividad y reducirían los costes derivados de las indemnizaciones, mientras que los empleados tendrían un menor desgaste físico y, por tanto, una mayor longevidad en su carrera profesional (Bogue, 2018).

Existen diversas formas de clasificar los sistemas robóticos de tipo exoesqueleto que se diseñan para ser incorporados a la industria, pero una de las más comunes es en función de cómo se transmite la fuerza al usuario, es decir, de la naturaleza de la asistencia que proporciona el dispositivo (Howard et al., 2020). Según esta clasificación, los podemos dividir en:

- **Exoesqueletos pasivos:** Los sistemas estrictamente pasivos no emplean ningún tipo de actuador, sino que utilizan la deformación de resortes u otros materiales elásticos con capacidad para almacenar la energía generada por el propio movimiento humano y utilizarla posteriormente según se requiera sin necesidad

de inyectar energía al dispositivo a través de fuentes externas. Un exoesqueleto pasivo, por ejemplo, puede almacenar energía cuando una persona se inclina hacia delante y, mientras está en esa posición, esta energía puede servir de apoyo para que la persona mantenga esa postura o para que erija el cuerpo mientras levanta un objeto (Ko et al., 2018; Xiong et al., 2019).

- **Exoesqueletos activos:** Un exoesqueleto activo está compuesto por uno o varios actuadores que aumentan la potencia del ser humano y le ayudan a accionar las articulaciones, aportando energía al sistema. Estos actuadores pueden ser motores eléctricos, actuadores hidráulicos o músculos neumáticos, principalmente (Wei et al., 2020; Qiu et al., 2021).
- **Exoesqueletos cuasi-pasivos:** Se trata de una combinación de las dos categorías anteriores, donde las características de un sistema de accionamiento basado en muelles se modifican mediante un actuador activo (Grazi et al., 2020; Di Natali et al., 2020).

Otra forma de categorizar este tipo de exoesqueletos es haciendo referencia a la parte del cuerpo humano a la que asisten. Según esta clasificación, los podemos dividir en:

- **Exoesqueletos de miembro superior:** Son los que se centran en dar soporte a los brazos del trabajador, reduciendo así la carga muscular que recae principalmente en los hombros y el cuello. Las actividades más comunes en las que se puede emplear este tipo de dispositivos son aquellas que implican realizar movimientos por encima de la cabeza, especialmente si se manipulan cargas pesadas o es necesario mantener una postura durante un largo periodo de tiempo. En este grupo suelen predominar los exoesqueletos pasivos, aunque también existen algunos activos para la manipulación de cargas especialmente pesadas (Feiyun et al., 2018; Spada et al., 2017; Pacifico; Aprigliano et al., 2020).
- **Exoesqueletos de miembro inferior:** Se centran en dar soporte a las piernas y la espalda del trabajador. Se incluyen en este grupo los exoesqueletos que reducen el consumo metabólico o la actividad muscular durante la marcha, y aquellos que reducen el esfuerzo físico que aparece en la zona lumbar durante el levantamiento de cargas. Suelen predominar los exoesqueletos activos, debido al par requerido en las articulaciones que asiste (Deng et al., 2017; Zhou et al., 2020; Lazzaroni et al., 2021).
- **Exoesqueletos de cuerpo entero:** Son los menos frecuentes debido a su envergadura y complejidad. Asisten tanto al miembro inferior como al superior,

y generalmente transmiten el movimiento de forma activa mediante motores eléctricos o neumáticos (Strickland, 2018).

2.2 METODOLOGÍAS DE VALORACIÓN DE LOS EXOESQUELETOS INDUSTRIALES

Analizando los estudios que se encuentran en la literatura relacionados con la valoración de los exoesqueletos desarrollados con fines industriales (De Bock et al., 2022), se pueden diferenciar 3 categorías:

- **Validación:** Son aquellos estudios que se llevan a cabo en un entorno controlado y que no tienen una relación clara con el trabajo ocupacional. Se empleará este tipo de estudio para verificar el efecto de un nuevo concepto.
- **Evaluación:** Se trata de aquellos estudios realizados en un entorno controlado que, a diferencia de los estudios de validación, sí tienen un vínculo con el trabajo ocupacional. Pertenecen a este grupo, por tanto, aquellos estudios que analicen el efecto del exoesqueleto en el usuario, dentro de un entorno controlado pero relacionado con el ámbito de aplicación.
- **Estudios de campo:** Son aquellos estudios que se llevan a cabo en un entorno ocupacional real. Puesto que el entorno no está controlado, sólo se empleará este análisis en dispositivos muy evolucionados y robustos que ya se hayan estudiado en las categorías anteriores.

No existe una estandarización de los métodos de evaluación de los exoesqueletos con propósitos industriales, lo que provoca que su validación sea compleja y no pueda realizarse de forma cuantitativa (Torricelli et al., 2020). Encontramos en la bibliografía, por tanto, multitud de estudios que pretenden validar exoesqueletos mediante la toma de medidas muy diversas (Maurice et al., 2019), combinando aspectos objetivos mediante indicadores técnicos, biomecánicos y fisiológicos, con la percepción que tiene el usuario que combina aspectos perceptivos, emocionales y cognitivos. Estos métodos de evaluación también varían en función del tipo de exoesqueleto que se pretende validar (De Bock et al., 2022), siendo las medidas más frecuentes para un exoesqueleto de miembro superior las siguientes:

- **Indicadores electromiográficos:** Es común encontrar estudios que analizan los cambios en la actividad muscular mediante **EMG**, siendo las tareas más habituales aquellas que implican una flexión en el hombro de 90°. También es frecuente

añadir al estudio una condición en la que se añade peso a la actividad y se realizan tareas por encima de la cabeza (Huysamen; Looze et al., 2018; Alabdulkarim y Nussbaum, 2019; Pacífico; Scano et al., 2020). Entre los grupos musculares más estudiados para los exoesqueletos que dan soporte al miembro superior, destaca en primer lugar el deltoides anterior, seguido del bíceps braquial, el trapecio descendente, el deltoides medialis y el tríceps braquial (De Bock et al., 2022).

- **Indicadores biomecánicos:** Sobre todo se estudian los rangos de movimiento en las distintas articulaciones cuando se lleva a cabo una tarea con el dispositivo robótico (Alshahrani et al., 2021; Tröster et al., 2020). En exoesqueletos de miembro superior, es común que se analicen medidas referentes a los ángulos de las articulaciones del brazo, donde prevalece la articulación del hombro, seguida de los ángulos del codo y la rotación interna/externa del hombro (De Bock et al., 2022).
- **Indicadores fisiológicos:** Hacen referencia a cualquiera de las señales fisiológicas del cuerpo humano. Entre ellas se analiza con mayor asiduidad la frecuencia cardíaca (HR), seguida de cerca por distintas medidas respiratorias (consumo de oxígeno, frecuencia respiratoria, etc.) (Theurel et al., 2018; Badesa; Diez; Catalan; Trigili; Cordella; Nann; Crea; Soekadar; Zollo; Vitiello et al., 2019). También puede analizarse el consumo metabólico, aunque a menudo se lleva a cabo una aproximación a partir de los datos anteriores (De Bock et al., 2022).
- **Datos del exoesqueleto:** Entre estas medidas se encuentran las posiciones articulares del dispositivo, las velocidades a las que se mueven los eslabones o el perfil par-ángulo en cada articulación para reconstruir el soporte proporcionado durante la asistencia (Van Engelhoven et al., 2019; De Bock et al., 2022).
- **Percepción del usuario:** Se lleva a cabo mediante el estudio de parámetros subjetivos, mayoritariamente realizando tests donde se analizan, principalmente, el confort y el grado de esfuerzo percibido (Huysamen; Bosch et al., 2018; De Bock et al., 2022).

2.3 EXOESQUELETOS DE MIEMBRO SUPERIOR CON APLICACIONES INDUSTRIALES

Como se ha introducido anteriormente, una de las principales formas de clasificar los exoesqueletos de tipo industrial es en función de la parte del cuerpo humano a la que brindan soporte. Aunque los más comunes son aquellos que asisten la zona lumbar, en

esta sección se va a hacer hincapié en los exoesqueletos de miembro superior, por tener una mayor similitud con el dispositivo desarrollado en esta tesis doctoral.

En la actualidad, la mayoría de los sistemas robóticos de tipo exoesqueleto que dan soporte a la extremidad superior son pasivos, y muchos de ellos se centran únicamente en la articulación de hombro. En la Fig. 2.1 se muestran algunos de ellos, que ya disponen de una versión comercial.

Puede observarse que todos los sistemas comerciales guardan mucha similitud entre ellos, y además existen en la literatura numerosos estudios que ponen a prueba este tipo de dispositivos. Todo ello parece indicar que es un campo ampliamente estudiado y que cuenta con sistemas muy evolucionados.



Figura 2.1: Ejemplos de exoesqueletos pasivos de miembro superior. A - EksoVest (Fuente: Ekso Bionics), B - ShoulderX (Fuente: SuitX) y C - Paexo Shoulder (Fuente: Ottobock).

No sucede lo mismo con los exoesqueletos activos, que suponen un grupo mucho más reducido dentro de los exoesqueletos con aplicaciones industriales, posiblemente porque su coste, mantenimiento y complejidad son más elevados que los sistemas pasivos.

Por ejemplo, es difícil encontrar en la bibliografía dispositivos que, además de las articulaciones del hombro, también brinden soporte a los movimientos del codo, como es el caso del Stuttgart Exo-Jacket (Fraunhofer Institute for Manufacturing Engineering and Automation IPA, Fig. 2.2-A).

Por otro lado, están los exoesqueletos *full-body*, que brindan soporte tanto a miembro superior como inferior, y que suelen ser completamente activos. Como puede observarse en la Fig. 2.2-B, son dispositivos muy aparatosos y su tamaño dificulta su incorporación en líneas de producción. Es por ello que resultan ser los menos comunes.

El último grupo de sistemas robóticos portables con aplicaciones industriales es el que se observa en la Fig. 2.2-C. Se trata de un exoesqueleto pasivo para los miembros inferiores que soporta el peso de una estructura externa que reduce la carga que debe manipular el operario. Aunque no se trata de un exoesqueleto de miembro superior, se ha incluido en este grupo ya que, en realidad, sí ayuda a reducir el esfuerzo que recae sobre los brazos de la persona que lo utiliza.



Figura 2.2: Ejemplos de exoesqueletos activos que dan soporte al miembro superior. A - Stuttgart Exo-Jacket (Fuente: Fraunhofer IPA), B - Guardian®XO®(Fuente: SARCOS) y C - FORTIS Exiskeleton (Fuente: Lockheed Martin).

Debido a la escasez de exoesqueletos activos de miembro superior encontrados en la literatura, surge la idea del desarrollo del sistema robótico de tipo exoesqueleto que se presenta en esta tesis doctoral, con el objetivo de cubrir la necesidad reducir los **TMEs** de los trabajadores de las líneas de producción.

DISEÑO Y VALIDACIÓN DE UN EXOESQUELETO ACTIVO DE MIEMBRO SUPERIOR MEDIANTE PRUEBAS EXPERIMENTALES CON SUJETOS SANOS

3.1 INTRODUCCIÓN

En este capítulo se presenta el diseño y validación del primer prototipo del sistema. En la primera parte se detalla el estudio de los requisitos que debe cumplir el exoesqueleto de miembro superior a desarrollar en función de las necesidades de los usuarios. A continuación se describe el proceso de diseño del dispositivo robótico y se procede a su análisis cinemático. En este punto se lleva a cabo también una validación del diseño mediante el estudio biomecánico en entorno de simulación utilizando la herramienta AnyBody™. Por último, se realiza un estudio para validar el primer prototipo del exoesqueleto propuesto mediante el análisis de las diferencias en la actividad muscular de los usuarios cuando llevan a cabo una determinada tarea repetitiva de ámbito industrial.

3.2 DISEÑO DEL SISTEMA ROBÓTICO

En primer lugar, es necesario establecer los requisitos que debe cumplir el sistema. Algunos de ellos son los propios para el desarrollo de este tipo de dispositivos, pero la empresa TMS-Movilfrio, promotora del proyecto [ExIF](#), también ha impuesto unos requisitos específicos que se adecuan a las necesidades de sus trabajadores.

Una vez detallados los requisitos, se ha llevado a cabo el análisis cinemático y dinámico del brazo humano mientras los usuarios finales del sistema realizan las tareas propias de su puesto de trabajo. El objetivo de este análisis es diseñar el exoesqueleto en base a las tareas industriales en las que se pretende incorporar. Para este estudio se ha empleado el software AnyBody™, que permite simular el funcionamiento del cuerpo humano en concierto con su entorno ([AnyBody, s.f.](#)). Este programa, por tanto,

es útil para estudiar cómo se comporta el cuerpo humano en diferentes situaciones, y permite conocer los esfuerzos necesarios en cada articulación cuando se realizan distintas tareas. Se ha utilizado AnyBody™ en esta simulación debido al gran número de ejemplos que se han encontrado en la literatura donde se emplea este programa (Bassani et al., 2017; Rajaei et al., 2015; Zander et al., 2015; Varady et al., 2015) y que por tanto demuestra su amplio grado de aplicación en este campo.

Por último, se ha diseñado un primer concepto del sistema, y se ha evaluado en un entorno de simulación con el objetivo de confirmar que la solución propuesta realmente ofrece beneficios a los usuarios reduciendo los esfuerzos que deben soportar durante la ejecución de una tarea de tipo industrial.

3.2.1 Requisitos

En primer lugar se describen los requisitos generales que debía cumplir el sistema a desarrollar, que son los típicos que se encuentran en los mecanismos robóticos de tipo exoesqueleto utilizados con fines industriales, los cuales se mencionan a continuación:

- El sistema debe ser cómodo para el usuario y deberá ser tan ligero y pequeño como sea posible
- El dispositivo debe ser seguro para el operario, ya que se encuentra en contacto permanente con el mismo
- El mecanismo debe ser capaz de realizar los movimientos del brazo de forma natural, sin limitar el rango de movimiento del usuario

Además de estos requisitos generales, como se ha comentado anteriormente, la empresa TMS-Movilfrio tenía una idea clara del objetivo final del exoesqueleto que debía desarrollarse: el dispositivo debe permitir al operario trabajar herramientas pesadas sin notar la carga que manipula. Para poder alcanzar ese objetivo, la compañía determinó las siguientes especificaciones técnicas:

- El sistema debe tener una arquitectura modular. Esto implica que las articulaciones sean independientes unas de otras, de forma que se puedan accionar de forma activa o pasiva cada una de ellas según las necesidades del usuario
- El dispositivo debe ser fácil de manipular por el trabajador

- El exoesqueleto debe poder adaptarse a distintas complejiones, de forma que un único mecanismo pueda ser utilizado por distintos usuarios
- Los actuadores deben ofrecer el par suficiente para soportar el peso del brazo del usuario cuando manipula su herramienta de trabajo.
- El peso máximo del sistema robótico no debe exceder los 20 kg
- El exoesqueleto debe ser capaz de levantar una herramienta de 6 kg en posición vertical, cuando hay una flexión de 90° en el hombro y en el codo
- El exoesqueleto debe ser capaz de manipular una carga de 8 kg cuando se realiza una abducción de 10° en el hombro

En la Fig. 3.1 se observan algunas de las actividades que llevan a cabo los trabajadores de TMS-Movilfrio que podrían causar TMEs en el futuro, y que son por tanto a las que se pretende dar soporte mediante la fabricación del exoesqueleto de miembro superior objeto de la presente tesis doctoral.



Figura 3.1: Ejemplos de actividades de mantenimiento industrial: operación de taladrado manual por encima de la cabeza y tarea de levantamiento y desplazamiento de cargas. Todos los participantes que aparecen en la figura han dado su consentimiento por escrito y con conocimiento de causa para su publicación.

3.2.2 Análisis cinemático y biomecánico del brazo humano

Para modelar el concepto de diseño, es necesario conocer primero los movimiento del miembro superior humano y los rangos máximos de movimiento de cada una de sus articulaciones.

El exoesqueleto que se propone tiene 5 grados de libertad (GDL) para dar soporte a los siguientes movimientos: abducción/aducción de hombro (sA/A), flexión/extensión de hombro (sF/E), rotación interna/externa del hombro (rI/E), flexión/extensión de codo (eF/E) y pronación/supinación de muñeca (wP/S). En este diseño se ha empleado un robot vestible para asistir los movimientos de wP/S que se desarrolló previamente en el marco del proyecto europeo Adaptive Multimodal Interfaces to Assist Disabled People in Daily Activities (AIDE) (Díez et al., 2017; Catalan et al., 2021; Lauretti et al., 2018).

Los rangos máximos de los movimientos de cada una de las articulaciones se muestra en la Fig. 3.2 (Norkin y White, 2016). Limitando el diseño del mecanismo a estos rangos máximos, estaremos del lado de la seguridad, ya que el operario no sobrepasará estos límites articulares al realizar las tareas de su trabajo.

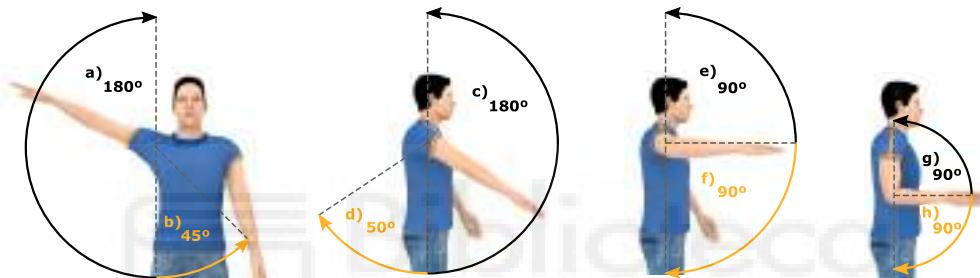


Figura 3.2: Máximos rangos de movimiento del miembro superior: (a) abducción, (b) aducción, (c) flexión del hombro, (d) extensión del hombro, (e) rotación externa, (f) rotación interna, (g) flexión del codo, (h) extensión del codo.

Teniendo en cuenta estos movimientos, se ha llevado a cabo un primer concepto de diseño donde el mecanismo es capaz de seguir las trayectorias realizadas por el operador mediante articulaciones pasivas.

Para el análisis de los esfuerzos soportados en cada una de las articulaciones, se han grabado algunas trayectorias del brazo del usuario durante la realización de algunas de las tareas objetivo en el entorno de trabajo en el que se pretende incorporar el dispositivo, como la elevación de cargas o la manipulación de herramientas de montaje.

Para recoger los datos referentes a estas trayectorias se ha grabado a distintos sujetos realizando dichas actividades empleando la cámara V120:Trio de OptiTrack®, que es un sistema de cámaras de seguimiento con tecnología de infrarrojos de muy alta precisión. Estas cámaras permiten el seguimiento en tres dimensiones de rastreadores fijos formados por reflectores infrarrojos esféricos. Para registrar el movimiento realizado por el miembro superior, se ha utilizado un traje especialmente diseñado para acoplar este

tipo de rastreadores reconocibles por el sistema de cámaras, como puede verse en la Fig. 3.3.a, al que se le han colocado rastreadores basados en los puntos de reconstrucción cinemática que hay definidos en la marca AnyBody™, mostrados en la Fig. 3.3.b.

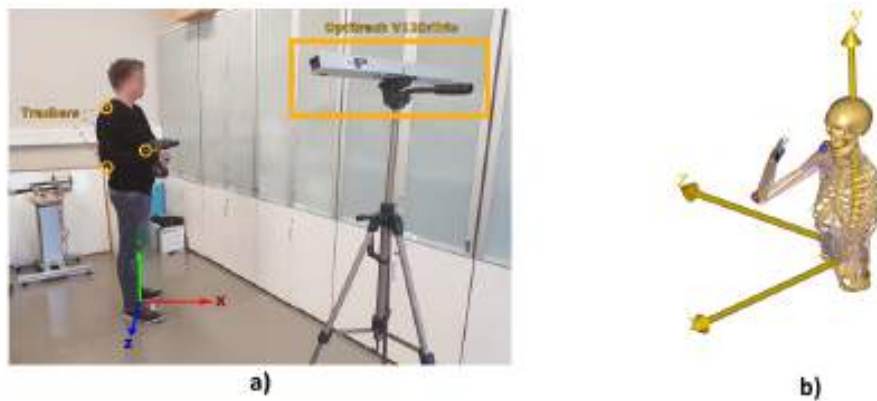


Figura 3.3: Grabación de trayectorias simulando una de las tareas a realizar por el operador, donde (a) se muestra el montaje para la grabación de las trayectorias y (b) el modelo de AnyBody™ replicando los movimientos. *El participante que aparece en la figura ha dado su consentimiento por escrito y con conocimiento de causa para su publicación.*

Las trayectorias registradas permiten definir cuál es el movimiento natural que describe el brazo portando una determinada carga a una velocidad específica. En este caso, la tarea analizada consiste en levantar un taladro de 3 kg por encima del hombro, donde el brazo derecho (brazo en el que estaría anclado el exoesqueleto) soporta 2 kg, y el brazo izquierdo actuaría como guía y soporte del anterior. La duración de la tarea es de aproximadamente 2 segundos.

Posteriormente se simulan en AnyBody™, las trayectorias grabadas, indicando la magnitud y la dirección de la fuerza que representa que el operador está manipulando una herramienta. Con esta información se pueden calcular los esfuerzos que son necesarios en las articulaciones del dispositivo mecánico para realizar las trayectorias registradas, pudiendo así estimar cuál es el par que debe realizar cada actuador para compensar la carga que debe soportar el trabajador sin la ayuda del sistema robótico.

Por un lado, tenemos los datos obtenidos en la simulación anterior referentes a los pares máximos que se necesitan en cada articulación para realizar la actividad propuesta, y por otro lado, tenemos los datos referentes a la potencia máxima generada en cada articulación. Estos valores corresponden al esfuerzo del operario cuando realiza la tarea sin el sistema robótico. Dado que la simulación se realizó en una fase previa al diseño del mecanismo para seleccionar los componentes y materiales definitivos del

sistema, los datos obtenidos no tienen en cuenta el peso real del mecanismo. Por ello, se ha establecido un factor de seguridad por el que se han triplicado los valores obtenidos en la simulación, tal y como se muestra en la Tabla 3.1, para que en ningún caso los esfuerzos soportados por el usuario relacionados con el peso del exoesqueleto superen los valores establecidos.

Tabla 3.1: Par y potencia máximos, incluyendo el peso estimado del exoesqueleto diseñado.

Movimiento	Par máximo (Nm)	Potencia Máxima (W)
Abducción/aducción de hombro (sA/A)	21	18
Flexión/extensión de hombro (sF/E)	42	63
Rotación interna/externa de hombro (rI/E)	18	27
Flexión/extensión de codo (eF/E)	30	33

3.2.3 Exoesqueleto de miembro superior

Partiendo del concepto de exoesqueleto pasivo, se realizó el diseño del exoesqueleto activo de miembro superior que se detalla a continuación. Para ello, se seleccionaron los actuadores en base a los resultados de la simulación previa, y se analizó el análisis cinemático del mecanismo propuesto, que ha sido útil para su control en fases posteriores.

3.2.3.1 Análisis cinemático del exoesqueleto de miembro superior

La cinemática del exoesqueleto de miembro superior de 5 GDL se analiza utilizando la representación Denavit-Hartenberg (DH) (Siciliano et al., 2009). Los sistemas de referencia del mecanismo, así como sus parámetros DH, se muestran en la Fig. 3.4, donde L_1 y L_2 son las longitudes del brazo y el antebrazo respectivamente, que pueden variar dependiendo de la configuración del brazo del usuario. Dado que la disposición de los motores en el exoesqueleto de la extremidad superior coincide con las articulaciones del brazo del usuario, la cinemática del dispositivo coincide con la cinemática del brazo humano.

Por otro lado, el problema de la cinemática inversa consiste en encontrar las variables de las articulaciones dadas las posiciones y orientaciones deseadas del efector final a través del mapeo inverso. Cuando la morfología del robot impone restricciones sobre los

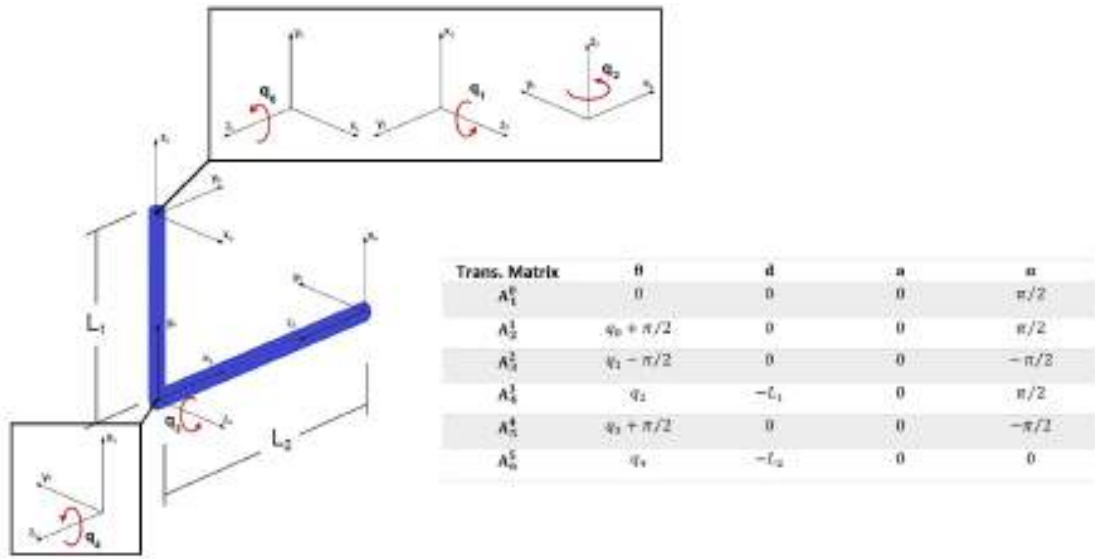


Figura 3.4: Sistemas de referencia y parámetros DH de la configuración propuesta.

ángulos máximos alcanzables del motor, como en el caso de un exoesqueleto robótico, el problema de la cinemática inversa no es trivial. En concreto, esas restricciones no son fijas sino variables, y dependen de la posición del brazo del usuario en el caso de los exoesqueletos para miembro superior. Por ello, se ha desarrollado un método de cálculo de la cinemática inversa que modifica estos límites de forma sencilla, basado en el enfoque presentado en (Pattacini et al., 2010):

$$q^* = \arg \min_{q \in \mathbb{R}^n} \left(\|\alpha_d - K_x(q)\|^2 + \beta \cdot (q_{rest} - q)^T W (q_{rest} - q) \right) \quad (3.1)$$

$$s.t. \begin{cases} \|x_d - K_x(q)\|^2 < \varepsilon \\ q_L < q < q_U \end{cases}$$

Donde:

- $q^* \in \mathbb{R}_5$: vector de coordenadas articulares que alcanzan una posición determinada
- $x_d \in \mathbb{R}_3$: coordenadas cartesianas del efector final
- $\alpha_d \in \mathbb{R}_4$: cuaternión de orientación del efector final

- $K_x(q)$: función de la cinemática directa que calcula la posición del efector final a partir de los ángulos en las articulaciones q
- $K_\alpha(q)$: función de la cinemática directa que calcula la orientación del efector final a partir de los ángulos en las articulaciones q
- $q_{rest} \in \mathbb{R}_5$: configuración preferente de las articulaciones
- $W \in \mathbb{R}_{5 \times 5}$: matriz diagonal de factores de ponderación
- β : escalar positivo que pondera la influencia de q_{rest}
- ε : error máximo permitido en la posición del efector final
- $q_L, q_U \in \mathbb{R}_5$: mínimo y máximo vector permisible de coordenadas articulares

A continuación, se transforma el cálculo de la cinemática inversa en un problema de optimización, consistente en encontrar el vector q^* que minimiza la expresión anterior, satisfaciendo así las restricciones. Para resolver este problema se utiliza la función *fmincon* de Matlab®.

Los límites de los ángulos se han elegido siguiendo los límites anatómicos del brazo calculados en (Lenarcic y Umek, 1994), y se presentan en la Tabla 3.2:

Tabla 3.2: Límites articulares del sistema robótico.

Ángulo	Límite Inferior	Límite Superior
q_0	-9°	160°
q_1	$-43^\circ + q_0/3$	$153^\circ - q_0/6$
q_2	$-60^\circ - q_0 \cdot 4/9 + q_1 \cdot 5/9 - q_0 q_1 \cdot 5/810$	$90^\circ - q_0 \cdot 7/9 + q_1/9 - q_0 q_1 \cdot 2/810$
q_3	-90°	60°
q_4	-90°	90°

3.2.3.2 Selección de actuadores

Dado que el exoesqueleto está diseñado para asistir al operario en las tareas de instalación y mantenimiento de instalaciones industriales, el dispositivo debe soportar parte de la carga que soporta el operario en escenarios reales de mantenimiento industrial. Por ello, será necesario que el mecanismo cuente con actuadores de tipo motor-reductor que cumplan con características y requisitos específicos.

Estos requisitos se extraen de los datos resultantes de las simulaciones llevadas a cabo anteriormente mediante el software AnyBody™, que se recogen en la Tabla 3.1. Teniendo en cuenta estos datos, se procede a la selección de aquellos actuadores (conjunto motor+reductora) que cumplan con estas características, intentando reducir al máximo su peso y tamaño con el fin de evitar posibles colisiones y facilitar la manipulación del mecanismo. Los motores eléctricos son los actuadores más comúnmente utilizados para los robots de tipo exoesqueleto debido a sus ventajas como la alta dinámica, la precisión y la mayor controlabilidad mediante un sistema de control de movimiento avanzado (Gopura; Bandara et al., 2016).

En este caso, hemos seleccionado diferentes conjuntos formados por actuadores de Maxon Motor®, acoplados con una reductora del tipo *strain wave gearing* (engranaje por onda de tensión, también conocidos como engranajes armónicos o *engranaje Harmonic*). Para los movimientos sA/A y sF/E , se ha elegido un motor plano EC90 de 90 W con una reductora con una relación de transmisión de 100 : 1, obteniendo un par nominal de salida de 44,4 Nm. Para rI/E , el conjunto seleccionado es un motor plano EC45 de 50 W con una reductora con una relación de transmisión de 100 : 1. Mediante esta reducción tenemos un par a la salida menor que el que se requiere, pero se ha incorporado un conjunto de poleas que añaden una reducción de la relación de 3,5 : 1, obteniendo un par nominal de salida de 28,84 Nm. Finalmente, para eF/E , se ha optado por utilizar el mismo modelo de actuador que para rI/E pero con una potencia algo mayor (70 W), con una relación de reducción de 160 : 1, por lo que el par nominal de salida es de 20,48 Nm.

3.2.3.3 Adaptabilidad del mecanismo

Como se ha introducido anteriormente, es interesante considerar la posibilidad de adaptar el mismo dispositivo a diferentes configuraciones de brazo, de forma que se pueda utilizar un solo exoesqueleto para diferentes operarios. Esto no sólo reducirá los costes para la empresa, sino que favorecerá la comodidad del usuario, uno de los principales inconvenientes que existen actualmente a la hora de utilizar un dispositivo robótico de tipo exoesqueleto. Para ello, se ha dotado a los eslabones de ranuras para modificar su longitud, y se han incorporado dos guías lineales comerciales de la marca HepcoMotion® para adaptar la altura de los hombros y así alinear el eje de rotación del exoesqueleto con el eje de rotación del usuario. Además, cada una de estas guías está provista de un freno para que la manipulación y el transporte del dispositivo sean cómodos.

Las dimensiones antropométricas que se han tomado como referencia para el diseño del mecanismo se recogen en el artículo de (Benjumea, 2001).

3.2.3.4 *Diseño del dispositivo*

Teniendo en cuenta todos los requisitos descritos en las secciones anteriores, se ha diseñado el exoesqueleto de miembro superior mostrado en la Fig. 3.5 utilizando Inventor® (software de Autodesk®). Este programa permite analizar el comportamiento de los diferentes elementos que componen el sistema en función de su material, simulando las deformaciones que sufrirán al aplicar diferentes cargas en los puntos más conflictivos de la estructura.



Figura 3.5: Diseño del exoesqueleto activo de miembro superior

El material seleccionado para los eslabones del exoesqueleto es la fibra de carbono, debido a la alta relación resistencia/peso que proporciona, a excepción del eslabón que une los motores situados en el hombro que será de acero, tras analizar la deformación que sufre la pieza como consecuencia de la torsión que aparece en ella.

Por otro lado, el conjunto de poleas que dan lugar al movimiento de rotación interna/externa del hombro se fabricará en PET-G (polietileno tereftalato modificado con glicol) mediante impresora 3D. Se han fabricado versiones de estos modelos con distintas tecnologías y materiales para analizar la resistencia a la abrasión que soportan las piezas debido al contacto con el cable que transmite el movimiento, así como para comprobar que el movimiento realizado es el deseado.

Las conexiones entre el sistema robótico y el usuario se han diseñado basándose en la forma de las órtesis comerciales utilizadas por las ortopedias, para que el usuario esté lo más cómodo posible. Se fabricarán en PLA (ácido poliláctico) mediante impresión 3D y se recubrirán en su interior con goma-EVA (etilvinilacetato), un material hipoalérgico que estará en contacto con la piel del usuario.

Con estos materiales se consigue un exoesqueleto de miembro superior con un peso de 9,5 kg, dando como resultado un dispositivo más ligero que otros sistemas comerciales. Puesto que en esta fase del desarrollo todavía no se contaba con un prototipo fabricado, el peso del mecanismo es teórico en base a las propiedades materiales que ofrece la librería de Inventor[®], pero es una buena aproximación, ya que se tiene en cuenta todos los elementos de los que dispondrá. Por último, faltaría añadir el peso del exoesqueleto de miembro inferior y comprobar que no se supera el requisito impuesto por la empresa que determina que el sistema robótico completo no debe superar los 20 kg.

3.2.4 Validación biomecánica del sistema robótico en entorno de simulación

En esta sección, se procede a describir la experimentación en entorno de simulación realizada a través del programa AnyBody[™], mediante el cual se pretende validar el dispositivo propuesto, demostrando los beneficios del uso de un exoesqueleto de miembro superior cuando se realizan las tareas que se han descrito a lo largo de este capítulo. Además, se ha incorporado a la simulación un exoesqueleto pasivo de miembro inferior para comparar si realmente existe una reducción de la actividad muscular cuando se ensambla al exoesqueleto de brazo diseñado. Dado que este dispositivo aún no está desarrollado, se utilizó el diseño de un concepto previo que servirá de base para futuras versiones.

Para ello, se van a analizar estáticamente los pares transmitidos a las correspondientes articulaciones del brazo del operario, no sólo con el exoesqueleto sino también sin el sistema robótico, comparando los resultados obtenidos para determinar si la solución propuesta supone una mejora para la empresa y sus trabajadores. Para ello, se han simulado las siguientes hipótesis de carga:

1. Trabajador cargando una herramienta de 3,1 kg sobre el hombro.
2. Trabajador cargando una herramienta de 3,1 kg por encima del hombro con un exoesqueleto de miembro superior no asistido.
3. Trabajador cargando una herramienta de 3,1 kg por encima del hombro con un exoesqueleto de miembro superior asistido.

4. Trabajador cargando una herramienta de 3,1 kg por encima del hombro con un exoesqueleto completo asistido (exoesqueleto de miembro superior unido a un exoesqueleto de miembro inferior).
5. Trabajador cargando una herramienta de 3,1 kg por encima del hombro con un exoesqueleto completo cuando el exoesqueleto del brazo está bloqueado.

El modelo utilizado en la simulación está compuesto por el *Shoulder-Arm Model* (Veeger et al., 1997), el *Lumbar-Spine Model* (De Zee et al., 2007) y el *Twente Lower Extremity Model* (Horsman et al., 2007). Las condiciones de contorno en relación con la interfaz hombre-suelo son las siguientes:

- a. El centro de masa del cuerpo humano debe mantenerse por encima del origen del marco de referencia global.
- b. La punta del pie y el talón de ambos pies deben estar en el suelo.
- c. Los ejes de rotación de ambos tobillos deben estar alineados.
- d. Ambos pies deben estar colocados de forma simétrica con respecto al plano sagital del cuerpo.

Para estos requisitos sólo la restricción b genera fuerzas de reacción externas, el resto debe realizarse con fuerzas internas del cuerpo (músculos) y reacciones (articulaciones).

En cuanto a las condiciones de contorno en relación con la interfaz Hombre-Objeto, hay que tener en cuenta que el objeto está unido a las manos mediante una articulación de revolución cuyo eje de rotación está alineado con el pulgar extendido. Por otro lado, en cuanto a las condiciones de contorno en relación con la interfaz Humano-Exoesqueleto, tenemos lo siguiente:

- Interfaz del antebrazo → articulación cilíndrica alineada con el eje longitudinal del antebrazo, por lo que se puede modelar una fijación no rígida
- Interfaz del brazo → articulación cilíndrica alineada con el eje longitudinal del brazo
- Cuando el exoesqueleto de miembro inferior no está incorporado → la parte trasera del exoesqueleto está unida rígidamente al tronco
- Cuando el exoesqueleto de miembro inferior está incorporado → la parte trasera del exoesqueleto está unida rígidamente al sistema de referencia del suelo

Como AnyBody™ trabaja con dinámica inversa, para calcular las tensiones en las articulaciones es necesario definir las posiciones de cada una de ellas. En este estudio, se han especificado como se describen a continuación:

- $sA/A \rightarrow -0.4009$ rad
- $sF/E \rightarrow -0.37419$ rad
- $rI/E \rightarrow -0.09553$ rad
- $eF/E \rightarrow -2.1746$ rad

Los resultados obtenidos para las simulaciones realizadas se han recogido en la Tabla 3.3. En este análisis también se calcula el porcentaje máximo de actividad muscular en brazos, piernas y espalda. Este valor se refiere al valor máximo registrado entre todos los músculos de la zona a analizar, respecto al esfuerzo máximo que dicho músculo puede realizar/soportar.

Tabla 3.3: Resultados obtenidos del análisis dinámico inverso en AnyBody™ para el modelo musculoesquelético del cuerpo humano.

	Trabajador sin Exoesqueleto	Exoesqueleto brazo No asistido	Exoesqueleto brazo Asistido	Exoesqueleto completo Asistido	Exoesqueleto brazo Bloqueado
sA/A [Nm]	2.27	9.97	1.26	1.20	0.089
sF/E [Nm]	12.83	10.23	4.93	4.63	-0.082
rI/E [Nm]	6.12	7.58	0.12	0.01	-0.04
eF/E [Nm]	3.32	4.03	2.66	2.69	-0.04
Max. Activ. Muscular Brazo [%]	3.90	42.20	20.67	14.00	17.27
Max. Activ. Muscular Piernas [%]	5.33	6.57	22.82	1.78	2.00
Max. Activ. Muscular Torso [%]	18.61	23.00	44.00	2.37	2.77

En el primer caso, se ha restringido la posición del usuario simulando la tarea de taladrar un objeto situado en el techo. Para ello, se ha importado un modelo de herramienta en AnyBody™ para realizar una simulación más realista, y se han

analizado los esfuerzos que se generan en las articulaciones del trabajador. En la Fig. 3.6.a, se puede observar el resultado del modelo de simulación, donde se aprecian los músculos que están sometidos a mayor esfuerzo en una escala de azul oscuro a verde, en la que los músculos en azul oscuro son los menos cargados y en verde los más.

En la segunda simulación se han exportado todos los elementos que componen el exoesqueleto a archivos *.stl*, que luego se importan en AnyBody™. Para poder simular el análisis musculoesquelético, el sistema debe estar bien sujeto al usuario, para que los resultados sean lo más parecidos a la realidad.

Comparando los resultados que se muestran en la Tabla 3.3, se puede observar que los esfuerzos soportados por el trabajador aumentan considerablemente. Puesto que el mecanismo no está accionado (no ofrece asistencia), es el usuario quien realiza todo el esfuerzo para moverlo. De esta forma se suma el peso del dispositivo a los esfuerzos que se realizaron anteriormente.



Figura 3.6: (a) Detalle de los músculos más cargados en la simulación sin el exoesqueleto. (b) Detalle de los músculos más cargados en la simulación con el exoesqueleto del miembro superior. (c) Simulación con el exoesqueleto de miembro superior. (d) Simulación con el exoesqueleto completo.

A continuación, se procede a actuar el exoesqueleto para reducir el peso que recae sobre el operario. Para ello, se simula que los motores del mecanismo realizan unos pares que contrarrestan los esfuerzos producidos previamente en las articulaciones. Los pares que se han introducido en la simulación son los siguientes:

- $sA/A \rightarrow -12 \text{ Nm}$
- $sF/E \rightarrow -12 \text{ Nm}$
- $rI/E \rightarrow 7.5 \text{ Nm}$
- $eF/E \rightarrow -4 \text{ Nm}$

Como se puede ver en la Tabla 3.3, la reducción de los esfuerzos es considerable. Sin embargo, el porcentaje de actividad muscular en brazos, piernas y espalda sigue siendo demasiado elevado, como puede verse en la Fig. 3.6.b y 3.6.c. Esto se debe, como se ha descrito a lo largo de la sección, al peso que introduce la incorporación del exoesqueleto miembro superior. Es por esta razón que se propone añadir una estructura pasiva de tipo exoesqueleto para los miembros inferiores que transmita el peso del sistema robótico al suelo.

Finalmente se importó el modelo inicial del exoesqueleto de miembro inferior a AnyBody™ y se analizó la reducción de la actividad muscular del usuario, como se muestra en la Fig. 3.6.d.

Comparando los resultados obtenidos en ambos casos (Tabla 3.3), se observa una mejora en cuanto a la reducción de los esfuerzos soportados por el trabajador, así como una considerable disminución del porcentaje de actividad muscular en brazos, piernas y espalda. Esto implica un menor esfuerzo en los músculos y articulaciones del operario a lo largo de su jornada laboral, lo que se traduce en una menor probabilidad de sufrir TMEs en el futuro.

Hay que comentar que existe un aumento de la actividad muscular del brazo respecto a la simulación sin el exoesqueleto. Dado que el dispositivo no permite movimientos en la clavícula, aparecen cargas adicionales en los músculos de esta zona debido a la limitación en el movimiento. Para evitar esto, se propone añadir en futuras versiones, un grado de libertad adicional que permita los movimientos de la escápula, proporcionando mayor comodidad al usuario.

Aunque los esfuerzos a realizar por el operario han disminuido significativamente, se pretende minimizar dichos esfuerzos calculando el par que deben proporcionar los actuadores del sistema robótico.

Para ello se han bloqueado las articulaciones del dispositivo en AnyBody™ para calcular el par que deben proporcionar los motores para garantizar un esfuerzo prácticamente nulo del usuario. Estos momentos se muestran a continuación, y los

esfuerzos que aparecen como resultado en las articulaciones se muestran en la Tabla 3.3.

- $sA/A \rightarrow -12.2 \text{ Nm}$
- $sF/E \rightarrow -16.8 \text{ Nm}$
- $rI/E \rightarrow 8.2 \text{ Nm}$
- $eF/E \rightarrow -7.5 \text{ Nm}$

Por lo tanto, aplicando estos pares en cada uno de los motores, se demuestra que el trabajador apenas hace esfuerzos para realizar la tarea analizada, y también que los actuadores están por debajo de su valor nominal.

3.2.5 Fabricación del primer prototipo del exoesqueleto robótico

Tras la validación del diseño del exoesqueleto robótico a partir de los resultados obtenidos en la simulación con AnyBody™, se procede a fabricar el primer prototipo del sistema, mostrado en la Fig. 3.7.

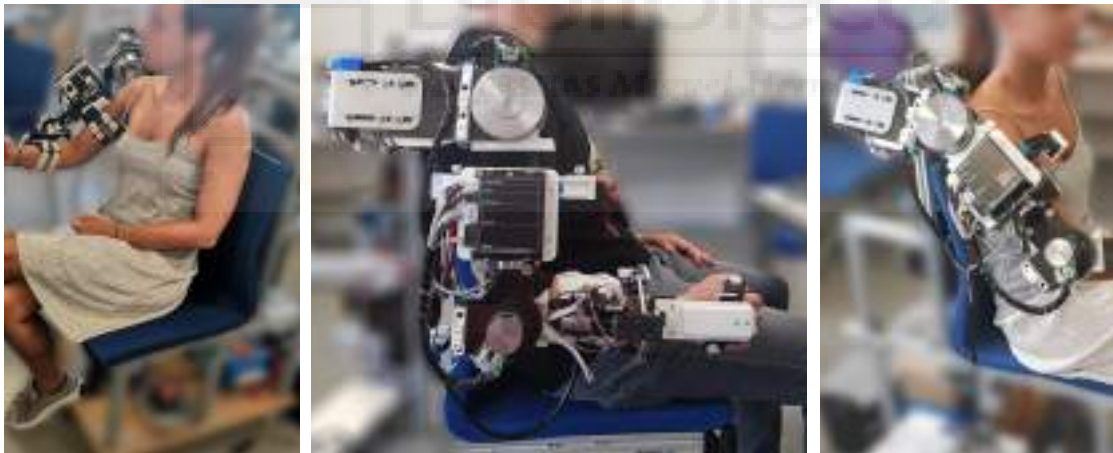


Figura 3.7: Primer prototipo del exoesqueleto activo de miembro superior.

Como puede observarse, se ha colocado el dispositivo sobre una estructura de perfiles de aluminio a la que se ha añadido una silla para poder llevar a cabo pruebas experimentales de una forma cómoda.

3.3 ANÁLISIS ELECTROMIOGRÁFICO DEL PRIMER PROTOTIPO DEL EXOESQUELETO

En esta sección se ha realizado una experimentación en el laboratorio con el primer prototipo del exoesqueleto de miembro superior, donde diferentes usuarios deben replicar la tarea simulada en la validación anterior, que consiste en simular una tarea de taladrado por encima de la cabeza, manteniendo una flexión en hombro y codo de 90°. Esta tarea se lleva a cabo tanto con la ayuda del exoesqueleto como sin él, con el objetivo de recoger y comparar las señales **EMG** producidas por algunos músculos clave durante la actividad.

Con este estudio se pretende demostrar que existe una reducción de la actividad muscular cuando el usuario ejecuta la tarea con la ayuda del exoesqueleto de miembro superior propuesto, confirmando que el sistema diseñado es una posible solución para reducir los trastornos musculoesqueléticos en las tareas industriales.

3.3.1 *Materiales y métodos*

3.3.1.1 *Participantes*

En este estudio han participado 10 sujetos sanos. El grupo de sujetos consiste en 8 hombres y 1 mujer, todos ellos diestros y sin ningún tipo de discapacidad motora o cognitiva. Las edades de los participantes están comprendidas entre 23 a 35 años (28.8 ± 3.4 años), su altura estaba en un rango de 1.63 y 1.83 metros (1.733 ± 0.064 m) y un peso entre 56 y 86 kilogramos (72.32 ± 11.97 kg)

3.3.1.2 *Set up de la experimentación*

Dependiendo de la condición que se vaya a realizar en primer lugar, los sujetos se sentaban frente a una pantalla llevando o no el exoesqueleto en su brazo dominante. Se empleó una interfaz gráfica para dar instrucciones al usuario, y dos unidades Shimmer3 para capturar la señal **EMG**, como se explica en las secciones siguientes. La Fig. 3.8 muestra una imagen con la disposición de los elementos que intervienen en el estudio.

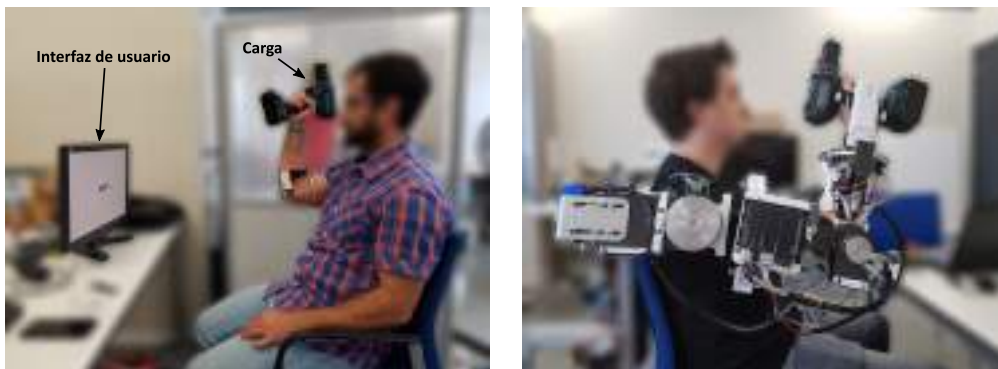


Figura 3.8: Set up de la experimentación. Todos los participantes que aparecen en la figura han dado su consentimiento por escrito y con conocimiento de causa para su publicación.

3.3.1.3 Datos adquiridos

Para esta experimentación, como se ha introducido anteriormente, se emplearon dos unidades Shimmer3 (Burns et al., 2010). Cada uno de estos dispositivos tiene 2 canales para adquirir señales EMG. Uno de los aparatos se utilizó para monitorizar la zona de la parte superior del brazo (bíceps y tríceps braquial) y un segundo para la zona del torso (el pectoral y los romboides). Los electrodos de referencia se colocaron en la epitróclea en la parte superior del brazo y en la clavícula para el torso. La Fig. 3.9 muestra la configuración de los electrodos utilizados, donde los verdes corresponden al dispositivo que registra las señales musculares en el torso, y los rojos corresponden al dispositivo que recoge las señales musculares en el brazo superior.



Figura 3.9: Disposición de los electrodos empleados para obtener las señales EMG en el brazo y el torso. El participante que aparece en la figura ha dado su consentimiento por escrito y con conocimiento de causa para su publicación.

El dato de salida proporcionado por la unidad Shimmer3 es el nivel del **EMG** expresado en milivoltios (mV). Mide la respuesta del músculo, en otras palabras, la actividad eléctrica en respuesta a la estimulación de un nervio del músculo. La señal se muestreó a una frecuencia de muestreo de 1 kHz. Las señales se procesaron estableciendo un filtro de paso alto de 8 grados a 15 Hz para eliminar el componente continuo de la señal **EMG**. Después, se extrajeron las envolventes superiores de la señal.

Además de las unidades Shimmer3, el otro elemento utilizado en la experimentación es el prototipo de exoesqueleto miembro superior que se muestra en la Fig. 3.8, del que no se han registrado datos en esta ocasión.

3.3.1.4 Protocolo de la experimentación

La Fig. 3.10 resume los pasos seguidos para realizar la experimentación. En primer lugar, se explica al sujeto en qué consiste la experimentación y se colocan los electrodos para la captación de las señales **EMG**, tal y como se ha descrito en el apartado anterior. Una vez comprobado que la comunicación entre los dispositivos se ha realizado correctamente, se comienza la experimentación. La tarea consiste en realizar un movimiento de elevación del brazo con un taladro por encima de la cabeza, realizando una flexión de hombro de 90 grados y manteniendo en todo momento un ángulo entre el brazo y el antebrazo de 90 grados (flexión de codo).

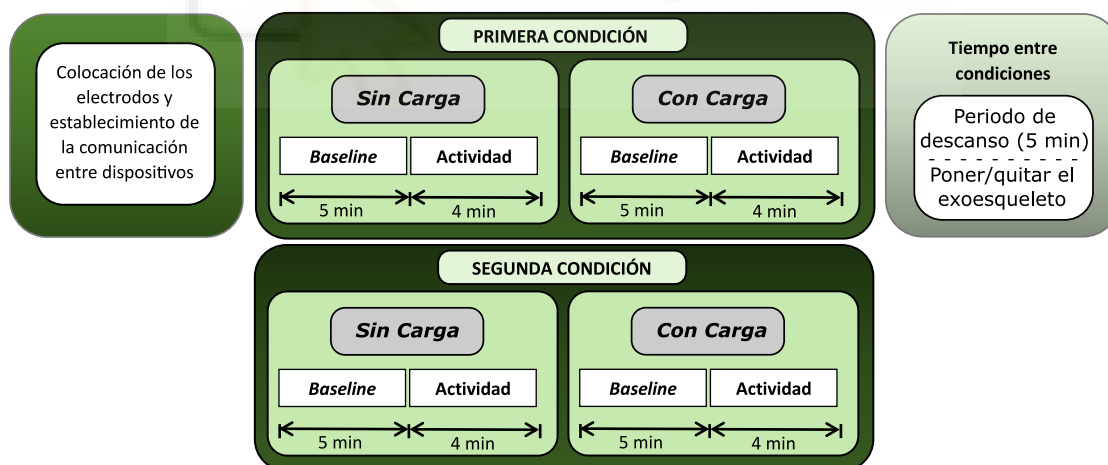


Figura 3.10: Protocolo del estudio llevado a cabo. Ambas condiciones se llevan a cabo de forma aleatoria para no condicionar los datos experimentales.

Se ha realizado la actividad bajo dos condiciones: con la ayuda del exoesqueleto de miembro superior (**CE**, Fig. 3.8, derecha) y sin dispositivo robótico (**SE**, Fig. 3.8,

izquierda). Estas condiciones se han llevado a cabo de forma aleatoria con el fin de no condicionar los datos experimentales.

Se llevaron a cabo 15 repeticiones en cada condición, primero sin la herramienta para establecer los datos de referencia (Sin Carga (SC)), y luego cargando un taladro de 1.7 kg con el brazo derecho (Con Carga (CC)). Se obtienen por tanto 60 repeticiones en total, 30 en modo libre (Sin Exoesqueleto - Sin Carga (SE-SC) y Sin Exoesqueleto - Con Carga (SE-CC)) y 30 contando con la asistencia del sistema diseñado (Con Exoesqueleto - Sin Carga (CE-SC) y Con Exoesqueleto - Con Carga (CE-CC)). Cada una de estas repeticiones se divide en cuatro fases o *trials*:

- Mensaje de advertencia (1 s)
- Movimiento de subida del brazo (5 s)
- Mantenimiento del brazo en posición de trabajo vertical, con una flexión en hombro y codo de 90 grados (3 s)
- Movimiento de bajada del brazo (5 s)

Para controlar que se cumplen los tiempos establecidos cuando se ejecuta la tarea sin el exoesqueleto, el sujeto dispone de una interfaz que le indica cuándo iniciar y detener cada uno de los movimientos (Fig. 3.8), lo que nos permite tener indicados cada uno de los eventos realizados sobre la señal EMG obtenida.

Los sujetos, como se ha introducido anteriormente, realizaron la experimentación sentados frente a la pantalla que muestra la interfaz, y el peso del exoesqueleto es soportado por la estructura de perfiles de aluminio fijada al suelo, ya que en esa fase del desarrollo del proyecto no se disponía del prototipo de exoesqueleto pasivo de miembro inferior para transmitir dicho peso al suelo.

La duración media de la experimentación es de unos 40 minutos por sujeto, desde que se explica la tarea a realizar hasta que finaliza la última repetición y se retiran los electrodos.

3.3.1.5 Análisis estadístico

Se ha extraído el valor medio de la señal EMG para cada uno de los músculos de cada sujeto. Este valor se ha obtenido mediante los 15 valores medios de la señal EMG correspondientes a las 15 repeticiones de cada condición.

Para el estudio de las diferencias entre condiciones para cada uno de los 4 músculos, se realizó un análisis de varianzas de medidas repetidas (ANOVA MR). En las comparaciones por pares se ha utilizado el método de Holm-Bonferroni. Para comprobar que las distribuciones de los datos son normales se han empleado los test Shapiro-Wilk y Kolmogorov-Smirnov.

3.3.2 Resultados

3.3.2.1 Bíceps

En la Fig. 3.11 se muestra un boxplot de la media de la señal EMG del bíceps normalizada.

El test ANOVA MR muestra diferencias significativas entre grupos ($p = 0,0005$). En las comparaciones por pares encontramos una diferencia significativa entre ambas condiciones sin exoesqueleto (SE-SC vs. SE-CC, $p = 0,0327$), y tal como se esperaba, una diferencia evidente entre las condiciones sin dispositivo con el taladro y con exoesqueleto sin peso (SE-CC vs. CE-SC, $p = 0,0031$).

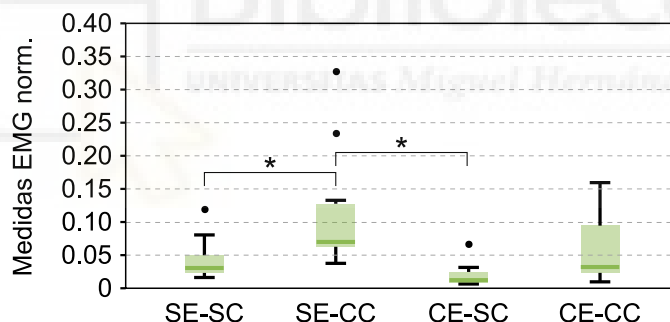


Figura 3.11: Boxplot de la señal EMG normalizada correspondiente al bíceps en todas las condiciones.

3.3.2.2 Tríceps Braquial

En cuanto al tríceps braquial (Fig. 3.12), a pesar de que el test ANOVA MR ($p = 0,046$), en las comparaciones por pares no encontramos diferencias significativas entre las distintas condiciones.

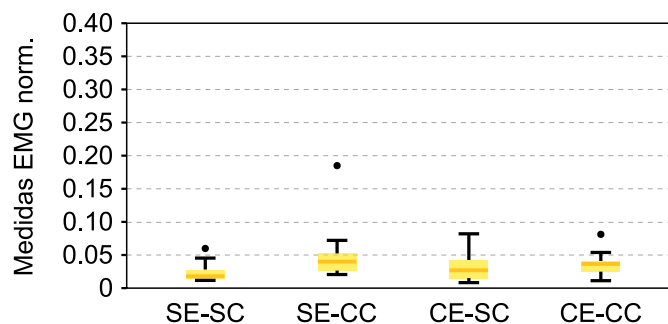


Figura 3.12: Boxplot de la señal EMG normalizada correspondiente al tríceps en todas las condiciones.

3.3.2.3 Pectoral

En el caso del pectoral (Fig. 3.13), ANOVA MR muestra una gran diferencia estadística ($p < 0,0001$). Existe una diferencia significativa cuando se realiza la actividad sin el dispositivo y se agrega el peso (SE-SC vs. SE-CC, $p = 0,015$), y también entre SE-CC y CE-SC, ($p < 0,0001$). Por último, también se ha obtenido una diferencia significativa entre las condiciones libre y con el exoesqueleto cuando se mueve la herramienta (SE-CC vs. CE-CC, $p = 0,0004$).

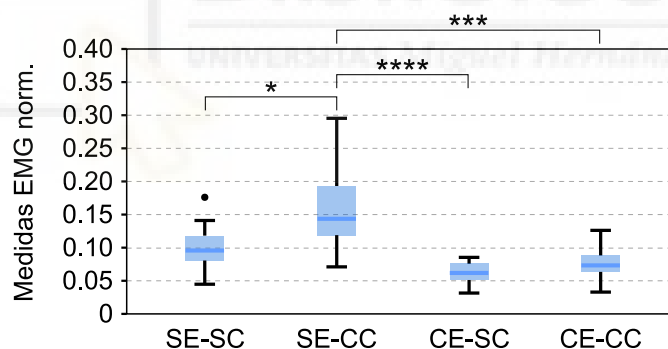


Figura 3.13: Boxplot de la señal EMG normalizada del pectoral en todas las condiciones.

3.3.2.4 Romboides

La Fig. 3.14 muestra un boxplot de la media de la señal EMG del romboides.

En este caso, ANOVA MR muestra una diferencia significativa muy alta entre los grupos ($p < 0,0001$). En la comparación por pares encontramos diferencias significativas muy elevadas entre las dos condiciones libres (SE-SC vs. SE-CC,

$p = 6,2 \times 10^{-5}$), cuando manipulamos la carga en modo libre o utilizamos el dispositivo robótico sin herramienta (SE-CC vs. CE-SC, $p = 4,5 \times 10^{-7}$) y cuando comparamos el hecho de mover el taladro con y sin el exoesqueleto de miembro superior (SE-CC vs. CE-CC, $p = 0,00012$).

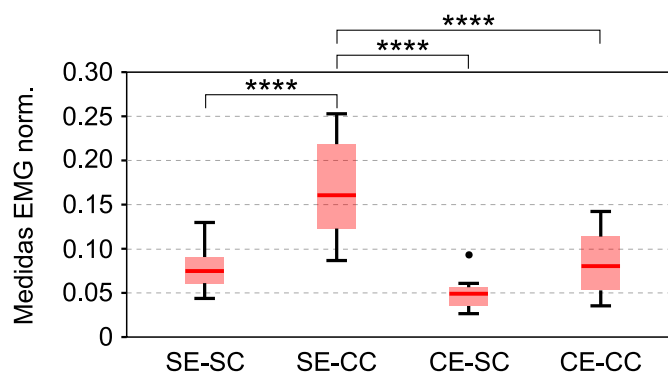


Figura 3.14: Boxplot de la señal EMG normalizada del romboides en todas las condiciones.

3.3.3 Discusión

En la Fig. 3.11 se puede observar que existe una diferencia significativa en los niveles de EMG del bíceps entre ambas condiciones libres (SE-SC vs. SE-CC), lo que implica que la incorporación de la carga en la tarea aumenta significativamente el esfuerzo muscular en dicho músculo. Sin embargo, entre las dos condiciones con el dispositivo robótico (CE-SC vs. CE-CC), aunque se observa una diferencia, ésta no es significativa. Además, como se puede ver en la Fig. 3.11, los niveles en la actividad muscular en el bíceps son más bajos en los casos en que la actividad se lleva a cabo con la ayuda del dispositivo, lo que indica que el exoesqueleto activo de miembro superior es eficaz para reducir la actividad muscular en el bíceps. El bíceps es el único de los cuatro músculos medidos que actúa como músculo tónico, el tríceps braquial, el pectoral y los romboides actúan como músculos fásicos.

Por otra parte, en el caso de los niveles de EMG correspondientes al tríceps braquial (Fig. 3.12), no se observaron diferencias entre condiciones. De los datos obtenidos se deduce que la actividad observada en este músculo se debe principalmente al agarre de la carga con la mano. Por ello, no se observa ninguna reducción al utilizar el exoesqueleto.

Con respecto al pectoral y al romboides (Fig. 3.13 y Fig. 3.14), se observa una reducción muy elevada de la actividad de ambos músculos en los casos en los que se incorpora el exoesqueleto a la actividad. En primer lugar, al igual que en el caso del bíceps, se observa que para el pectoral y el romboides también hay una diferencia significativa entre ambas modalidades libres (SE-SC vs. SE-CC), pero no hay una diferencia significativa entre las condiciones con el sistema robótico (CE-SC vs. CE-CC). Sin embargo, a diferencia de lo que ocurre en el caso del bíceps, se observa que el aumento de la actividad muscular entre estas condiciones es mucho menor en estos grupos musculares (pectorales y romboides). Además, se observa que la reducción provocada en el caso de manipular la herramienta con el exoesqueleto en comparación con no utilizar el dispositivo (SE-CC vs. CE-CC), es muy significativa, lo que es un claro indicador de que el uso del exoesqueleto activo de miembro superior propuesto es muy eficaz para la reducción de la actividad muscular tanto en el pectoral como en el romboides. Según los datos obtenidos en el estudio, no sólo se reduce el nivel muscular medio medido por la amplitud de las señales EMG, sino que también se reduce considerablemente la dispersión de estas medidas, alcanzando valores cercanos a la mitad de los obtenidos para la condición sin exoesqueleto (de $0,159 \pm 0,067$ a $0,077 \pm 0,027$ en el caso del pectoral y de $0,167 \pm 0,060$ mV a $0,083 \pm 0,0382$ mV en el caso del romboides).

3.4 CONCLUSIONES

En este capítulo se presenta el proceso de diseño del exoesqueleto de miembro superior objeto de la tesis, la fabricación del primer prototipo del sistema robótico y su validación mediante una experimentación llevada a cabo en el laboratorio. Con este estudio se pretende evaluar la solución propuesta en referencia al problema de los TMEs existentes en la industria desarrollados por los sofreesfuerzos y la adopción de malas posturas que adoptan los trabajadores durante la jornada laboral.

En primer lugar, se han establecido los requisitos que debía cumplir el sistema impuestos por la empresa y se ha llevado a cabo el primer diseño de concepto. Posteriormente, se ha validado este diseño en un entorno de simulación mediante el software AnyBody™ para su posterior fabricación. Los resultados de la simulación muestran que el exoesqueleto diseñado ayuda a reducir los esfuerzos musculares soportados por los usuarios en la realización de una determinada tarea de tipo industrial.

A continuación, se procede a la fabricación y validación del dispositivo diseñado y analizado anteriormente, para comprobar que efectivamente supone un beneficio para los usuarios finales del sistema. Para ello, se ha llevado a cabo una experimentación en laboratorio en la que se analizan y comparan las señales **EMG** recogidas al realizar una actividad industrial con y sin la ayuda del exoesqueleto. Tras estudiar los resultados obtenidos en dicha experimentación, podemos concluir que el prototipo de exoesqueleto activo de miembro superior propuesto reduce la actividad muscular y por tanto los esfuerzos soportados por el usuario durante la tarea realizada.





EVALUACIÓN DE LAS VENTAJAS EN LA EJECUCIÓN DE UNA TAREA REPETITIVA CUANDO SE LLEVA A CABO CON LA AYUDA DEL DISPOSITIVO PROPUESTO

4.1 INTRODUCCIÓN

En este capítulo se presenta una experimentación realizada con el primer prototipo del sistema robótico de tipo exoesqueleto para analizar las posibles ventajas que aparecen cuando se incorpora a una determinada tarea de tipo industrial. Con este objetivo se procede a estudiar los cambios en la ejecución de una tarea repetitiva cuando se lleva a cabo con la ayuda del exoesqueleto de miembro superior, donde se ha analizado la precisión al alcanzar la posición objetivo y las respuestas de los usuarios frente a perturbaciones externas.

4.2 MATERIALES Y MÉTODOS

4.2.1 *Participantes*

En este estudio han participado 10 sujetos, 5 hombres y 5 mujeres, ninguno de ellos con discapacidades motoras o cognitivas. Todos los sujetos son diestros, con edades comprendidas entre 24 y 48 años ($29,8 \text{ años} \pm 6,795 \text{ años}$), con alturas que oscilan entre 1.60 y 1.83 metros ($1.69 \text{ m} \pm 0.067 \text{ m}$), y un peso entre 55 y 86 kg ($65.9 \text{ kg} \pm 12.087 \text{ kg}$).

4.2.2 *Set up de la experimentación*

En esta sección se describen los distintos componentes involucrados en esta prueba experimental, entre los que se encuentra el prototipo de exoesqueleto activo de miembro superior descrito a lo largo del capítulo anterior. Tras el estudio realizado previamente,

se ha observado que el dispositivo encargado de dar soporte a la articulación wP/S no supone una mejora sustancial para los usuarios a la hora de llevar a cabo la actividad. Puesto que se trata de sujetos sanos, tienen la capacidad de controlar la orientación del efector final sin problemas y poder afinar mejor la orientación de la herramienta cuando se prescinde de ese grado de libertad. Por tanto, para esta experimentación se ha eliminado dicho dispositivo, dando como resultado el exoesqueleto que se muestra en la Fig. 4.1, que tiene 4 GDL activos.

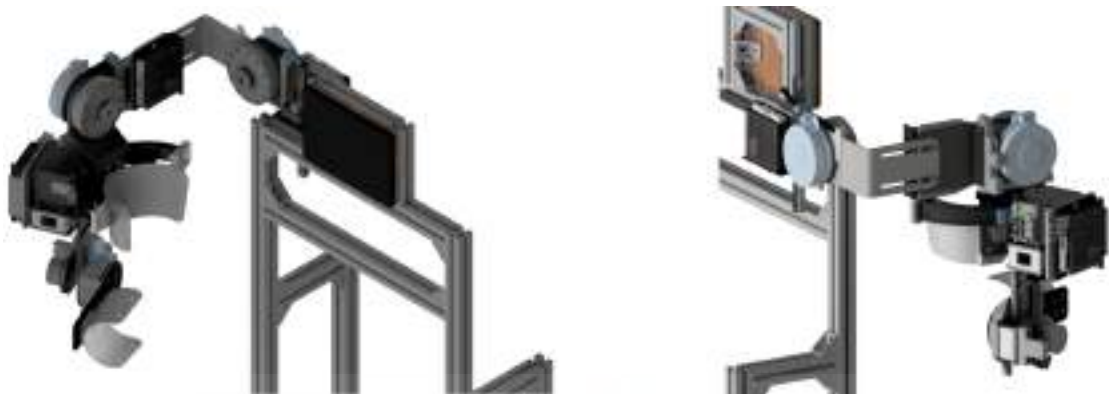


Figura 4.1: Diseño del exoesqueleto activo de miembro superior.

Por otro lado se ha empleado un dispositivo robótico planar para la tele-rehabilitación domiciliar que ya ha sido validado en otros trabajos (Díaz et al., 2018; J. Catalán, 2021). Este robot puede ser controlado en posición y en velocidad, pero también permite ejercer una fuerza determinada mediante su efector final en una dirección cualquiera del plano en el que se encuentra su espacio de trabajo. Para este estudio se ha escogido este modo de control con el objetivo de simular una fuerza externa a la que los usuarios deberán oponerse para alcanzar la posición objetivo, tal como se describe en secciones posteriores.

El set up completo de la experimentación se muestra en la Fig. 4.2. Los sujetos se sientan frente a una pantalla que muestra las instrucciones para realizar la actividad. Dependiendo de la condición que realicen, los sujetos tomarán el efector final del dispositivo robótico de rehabilitación, llevando o no el exoesqueleto de brazo.

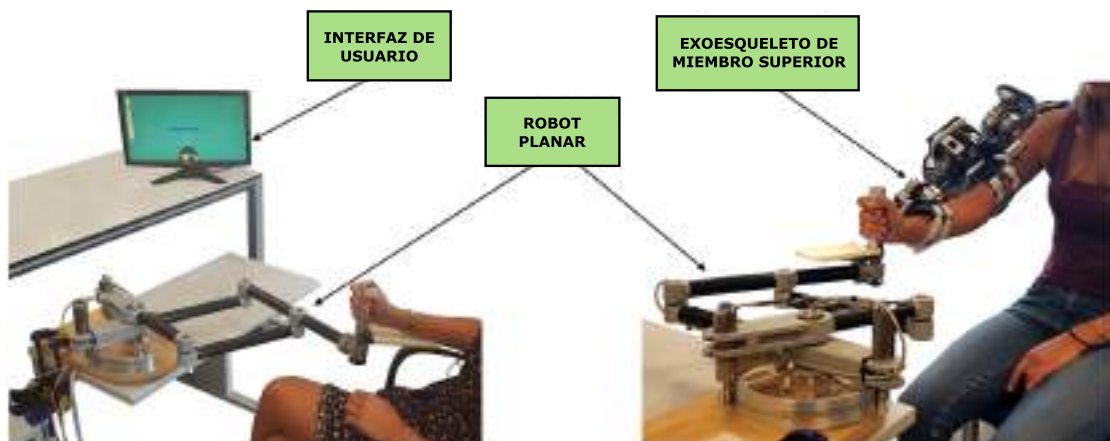


Figura 4.2: Set up de la experimentación donde se muestran los distintos elementos que intervienen en el estudio.

4.2.3 Tarea realizada

La tarea llevada a cabo durante el estudio consiste en la simulación de la perforación de un muro en el que se debe alcanzar una profundidad de 10 cm. La actividad se realizará bajo dos condiciones, en modo libre (SE) y con la ayuda del exoesqueleto de miembro superior (CE), que se llevan a cabo de forma aleatoria con el fin de no condicionar los datos obtenidos en la prueba.

Se han simulado distintos escenarios para analizar cómo reaccionan los usuarios ante perturbaciones repentinas, para lo que se han establecido las siguientes hipótesis:

- Pared maciza continua (PM)
- Pared gruesa con aire en la parte posterior (PG)
- Pared fina con aire en la parte posterior (PF)

Cada uno de estos supuestos se realiza con 2 niveles de fuerza diferentes, un nivel de fuerza bajo (NFB) (8 N) y un nivel de fuerza alto (NFA) (12 N), que representan dos materiales de pared distintos (uno blando y uno duro), obteniendo así 6 condiciones diferentes. Cada una de estas clases se ejecuta 10 veces en orden aleatorio, por lo que cada sujeto realizará 60 repeticiones para cada condición (60 repeticiones CE y 60 SE).

El robot planar, como se ha introducido anteriormente, se encarga de realizar dicha fuerza sobre su eje Y, y los sujetos deberán oponerse a ella para alcanzar la posición

objetivo. Esta fuerza simula la pared que se opone al avance de la herramienta, mientras que la posición de su efector final representa la broca que debe desplazarse desde la posición inicial hasta una profundidad de 10 cm. Para simular que se ha atravesado la pared, el sistema robótico deja de aplicar la fuerza de forma repentina, y el sujeto debe ser capaz de controlar el efector final para alcanzar el objetivo sin superar la profundidad indicada previamente.

La interfaz mostrada en la pantalla (Fig. 4.3) indica al sujeto en todo momento las acciones a realizar durante la experimentación: tiempo de espera, ejecución del movimiento, objetivo alcanzado y vuelta a la posición inicial. Estas acciones aparecen en la parte central de la pantalla, mientras que a la izquierda se muestra una barra que simboliza el movimiento de la herramienta desde la posición inicial hasta alcanzar la profundidad deseada. En la esquina superior derecha se indica el número de repeticiones que el usuario debe realizar para completar la actividad.



Figura 4.3: Interfaz de usuario.

4.2.4 Datos adquiridos

Durante la experimentación se han recogido los datos que proporciona el robot planar asociados a la distancia recorrida por el efector final en función del tiempo, lo que permite conocer cuándo el sujeto alcanza el objetivo (velocidad al ejecutar la

tarea), la distancia máxima recorrida (precisión del sujeto) y las trayectorias realizadas (repetitividad al ejecutar la tarea). Puesto que el exoesqueleto de miembro superior propuesto ha llevado a cabo la actividad mediante un control de posición rígido, no es necesario registrar ningún dato de este dispositivo.

Al inicio de cada sesión, el robot planar envía la secuencia de las clases que se va a realizar durante las 60 repeticiones, para identificar qué clase se va a impartir y así poder comparar los resultados obtenidos por los sujetos en cada una de ellas.

4.2.5 *Protocolo de la experimentación*

Una vez explicado al sujeto en qué consiste la experimentación, y comprobado que la comunicación con los dispositivos funciona correctamente, se procede a iniciar estudio. El propósito del sujeto, como se ha detallado anteriormente, es conseguir un objetivo mediante la simulación de un taladro en una pared, en el que se debe introducir la broca a una profundidad de 10 cm.

La tarea se lleva a cabo mediante dos condiciones que se ejecutan de forma aleatoria: en una condición la actividad se realiza libremente (SE), mientras que en la otra el exoesqueleto del miembro superior ejecuta los movimientos del brazo del sujeto (CE). Para cada una de estas condiciones, el sujeto realiza 60 repeticiones, haciendo un total de 120 trayectorias.

4.2.6 *Análisis Estadístico*

Teniendo en cuenta las 10 repeticiones que se han realizado para cada una de las 6 condiciones, se ha obtenido para cada usuario la media de la desviación estándar del error en la posición alcanzada con respecto a la posición objetivo. También se ha obtenido la velocidad media del perfil de velocidad para cada una de las clases.

Para estudiar las diferencias existentes a la hora de realizar las actividades en modo libre (SE) con respecto a llevarlas a cabo utilizando el sistema robótico (CE), se ha utilizado la prueba-t para muestras relacionadas. Se ha contrastado la normalidad de los distintos conjuntos de datos por medio del Test de Shapiro–Wilk.

4.3 RESULTADOS

4.3.1 Desviación media de la posición

En la Fig. 4.4, se muestra la media de las desviaciones en la posición con respecto a la posición objetivo por parte de todos los usuarios para cada una de las clases. Estos parámetros muestran la influencia de la perturbación repentina cuando los usuarios intentan alcanzar el objetivo con precisión.

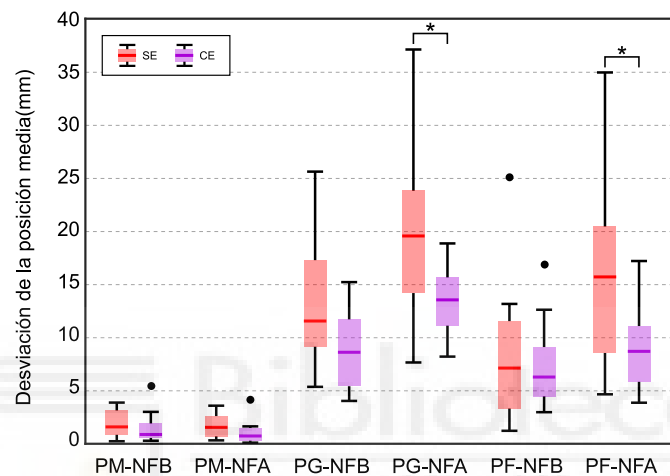


Figura 4.4: Boxplot de los valores medios de las desviaciones en la posición con respecto a la posición objetivo para cada una de las clases.

El análisis muestra que existe una diferencia significativa entre condiciones cuando el robot planar realiza una fuerza elevada para los casos de pared gruesa (SE vs. CE, PG con NFA, $p = 0,0365$) y pared fina (SE vs. CE, PF con NFA, $p = 0,0379$).

4.3.2 Velocidad media

La Fig. 4.5, muestra los valores medios del perfil de velocidad de cada ensayo en el caso de dos sujetos, el de mejor rendimiento y el de peor, considerando un mejor rendimiento cuando la dispersión en los datos es menor.

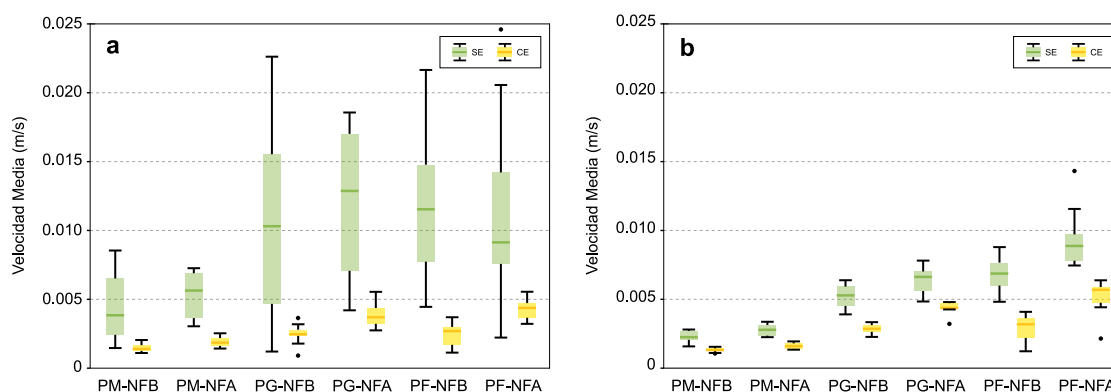


Figura 4.5: Boxplot del valor medio del perfil de velocidades de dos sujetos para todas las clases, donde los resultados corresponden al sujeto con el peor rendimiento (a, izquierda) y el del mejor rendimiento (b, derecha).

4.4 DISCUSIÓN

4.4.1 Precisión en la ejecución de la tarea

Analizando los datos obtenidos, se observa que la media de las desviaciones respecto a la posición alcanzada es mayor cuando la tarea se realiza de forma libre (SE), lo que se traduce en una mayor precisión en la ejecución de la tarea cuando se realiza con la ayuda del exoesqueleto activo de miembro superior (CE).

Esta desviación, tal y como se muestra en la Fig. 4.4, es significativa en las clases en las que se aplica un nivel de fuerza mayor (NFA), en concreto para los casos en los que se simula que se atraviesa una PG y una PF. Esto sucede porque, en estos casos, la perturbación producida de forma repentina es mayor, y a los sujetos les resulta más complicado controlar la posición de la herramienta frente a dichas perturbaciones cuando llevan a cabo la actividad en modo libre. Tras la obtención de estos datos se puede afirmar que el hecho de ejecutar la tarea con la ayuda del exoesqueleto activo de miembro superior diseñado implica una ventaja en cuanto a la precisión alcanzada por el usuario respecto a la realización de la misma actividad sin asistencia.

4.4.2 Respuesta tras una perturbación inesperada

Observando la Fig. 4.5, para ambos sujetos (los que tienen el mejor y el peor rendimiento), la desviación estándar de los valores medios del perfil de velocidad de todas las clases, es mucho mayor en la condición libre que cuando realizan la actividad con asistencia (SE vs. CE), llegando a ser aproximadamente 3 veces mayor en determinadas clases en el caso del usuario con mejor rendimiento, y hasta un máximo de aproximadamente 15 veces mayor en algunas clases en el caso del usuario con peor rendimiento.

Otro aspecto que se puede observar es que, independientemente del rendimiento del usuario en la condición libre (SE), en general, los usuarios alcanzan un perfil de velocidad casi idéntico respectivamente para cada clase cuando reciben asistencia (CE).

Estos efectos reflejan cómo el exoesqueleto es capaz de mitigar los efectos no deseados causados por las perturbaciones externas durante la tarea. Todo esto favorece no sólo a tener una mayor precisión, como se ha visto en el apartado anterior, sino también a evitar lesiones debido a movimientos bruscos inesperados, a reducir los posibles fallos provocados por estas perturbaciones o a tener un mejor control debido a la capacidad de llevar a cabo un movimiento más estable y continuo.

4.5 CONCLUSIÓN

En este capítulo se presenta el estudio realizado con el objetivo de analizar las posibles ventajas que aparecen al utilizar el exoesqueleto activo de miembro superior desarrollado en esta tesis doctoral durante la ejecución de una tarea de tipo industrial.

Con este objetivo se ha simulado una tarea de taladrado horizontal de una pared con diferentes espesores. El usuario debe ser capaz de avanzar 10 cm con la herramienta, independientemente del grosor de la pared. Para simular la fuerza resistente que supondría dicha pared, se ha empleado un robot planar que ejerce una fuerza constante en su eje Y, y para representar que el usuario ha atravesado completamente la pared, el robot deja de aplicar la fuerza de forma repentina, creando una perturbación externa que el usuario debe ser capaz de controlar. Con el fin de añadir más variables al estudio, se han simulado paredes con dos materiales diferentes, uno más duro y otro más blando, por lo que el robot planar realiza dos niveles de fuerza distintos, un nivel alto (12 N, NFA) y uno bajo (8 N, NFB), respectivamente.

Todas estas condiciones se han llevado a cabo de forma aleatoria, tanto con el sistema robótico (CE) como sin asistencia (SE), y se han comparado los resultados con el fin de medir si existen diferencias en el control que tienen los usuarios ante las perturbaciones externas repentinas.

Analizando los resultados obtenidos en el estudio, se puede afirmar que, en general, la incorporación del exoesqueleto activo de miembro superior supone una ventaja en la ejecución de la tarea estudiada, y en particular, se observa que es significativamente beneficioso para obtener una mayor precisión y más control ante las perturbaciones externas que puedan aparecer.





ESTUDIO DE LAS SEÑALES FISIOLÓGICAS DE LOS USUARIOS CUANDO REALIZAN UNA DETERMINADA ACTIVIDAD CON AYUDA DEL EXOESQUELETO ACTIVO DE MIEMBRO SUPERIOR

5.1 INTRODUCCIÓN

A lo largo de este capítulo se procede a describir las modificaciones llevadas a cabo sobre el sistema robótico de tipo exoesqueleto a raíz de las posibles mejoras observadas durante la realización de las experimentaciones detalladas en los capítulos anteriores. A continuación, se ha fabricado un segundo prototipo del dispositivo, que se ha evaluado mediante un estudio realizado en el laboratorio, en la que 12 sujetos realizan una tarea de tipo industrial por encima de la cabeza con y sin el exoesqueleto de miembro superior.

Como se ha descrito en capítulos anteriores, el objetivo principal de los exoesqueletos de tipo industrial es apoyar a los operarios en su puesto de trabajo, reduciendo la fatiga física y las molestias producidas por la realización de tareas repetitivas, principalmente aquellos movimientos realizados por encima de la cabeza (Sylla et al., 2014; Huo et al., 2014; Toxiri et al., 2018). Todavía no existe una estandarización en la metodología empleada para evaluar el efecto de este tipo de dispositivos en el usuario, pero sí es posible encontrar en la literatura estudios donde se validan sistemas similares al propuesto en esta tesis doctoral. Entre los métodos más comunes se encuentra el análisis del rendimiento funcional y el impacto físico del dispositivo en el usuario (Torricelli et al., 2020). El rendimiento funcional se suele evaluar a través de señales **EMG**, medidas fisiológicas, parámetros biomecánicos e información proporcionada por el exoesqueleto, como posición, velocidad, fuerza, etc (De Bock et al., 2022). Por otro lado, el impacto físico del dispositivo en el usuario se evalúa principalmente a través de medidas subjetivas, como la incomodidad, la facilidad de uso, el tiempo de colocación y retirada, etc.

Es por este motivo por el que se han analizado las respuestas fisiológicas de los usuarios que han participado en el estudio para validar el nuevo prototipo

de exoesqueleto robótico, donde se han recogido datos referentes a parámetros biomecánicos, como las señales *EMG*, y a parámetros metabólicos, como la frecuencia cardíaca (*HR*), la variabilidad de la frecuencia cardíaca (*HRV*), la frecuencia respiratoria (*FR*), el volumen tidal (*VT*), la ventilación (*VE*) y el consumo de oxígeno (*VO₂*). Estas medidas están estrechamente relacionadas con el nivel de intensidad de la actividad y pueden utilizarse para aproximar el coste metabólico (Ingraham et al., 2019; Schmalz et al., 2019; Park et al., 2017), lo que nos permite comprobar si el dispositivo propuesto reduce la fatiga del usuario al realizar la tarea.

Además de estas medidas, también se ha estudiado el tiempo que tardan los sujetos en alcanzar la posición objetivo, así como se ha analizado si los usuarios son capaces de mantener la posición de trabajo durante el tiempo indicado tanto en modo libre como con la ayuda del sistema robótico, con el objetivo de comprobar si el exoesqueleto propuesto ayuda a realizar la actividad de una forma más controlada.

5.2 MODIFICACIONES EN EL EXOESQUELETO ACTIVO DE MIEMBRO SUPERIOR

Tras las experimentaciones descritas en los capítulos anteriores, se han observado posibles mejoras en el diseño del dispositivo que permitirían obtener un sistema más robusto, seguro y cómodo para el usuario final.

El segundo prototipo del exoesqueleto activo de miembro superior también tiene 4 *GDL* para asistir los mismos movimientos que el prototipo anterior (*sA/A*, *sF/E*, *rI/E* y *eF/E*). Se han utilizado los mismos conjuntos motor+reductora que se emplearon anteriormente para todas las articulaciones, a excepción de la articulación *rI/E*, como se observa en la Fig. 5.1, donde se ha sustituido la reductora de tipo Harmonic por una de engranajes planetarios de Maxon Motor[®] con una relación de transmisión de 74 : 1, y también se ha cambiado el motor por un modelo similar de menor potencia (30 W). En el caso de *sA/A* y *sF/E*, se ha optado por el mismo modelo de motor pero con una potencia mayor (160 W), lo que proporciona más de par a la salida del conjunto (45,7 Nm).

Al aumentar la potencia de los motores, también ha sido necesario cambiar las electrónicas por otras que permiten alimentar los motores a mayor intensidad. Se han utilizado las EPOS4, también de Maxon Motor[®], que permiten controlar los motores tanto en posición como en velocidad (Fig. 5.2).



Figura 5.1: Nueva configuración de la articulación rI/E .



Figura 5.2: Electrónicas empleadas para controlar los actuadores del sistema robótico (EPOS4, Maxon Motor®)

Otra novedad de este nuevo prototipo con respecto al anterior es la incorporación de encoders absolutos en cada una de las articulaciones, que permiten conocer en cada momento la posición absoluta del brazo robótico, incluso después de dejar al dispositivo sin alimentación eléctrica o tras haber realizado una parada de emergencia del mismo. Esta incorporación supone una gran ventaja en comparación con el prototipo anterior, ya que no es necesario realizar un *homing* (llevar el robot hasta los finales de carrera para tomar la referencia y establecer la posición "cero") tras sufrir un corte en la alimentación del robot, especialmente importante teniendo en cuenta que el usuario tiene anclado el dispositivo y podría no resultar seguro. Se ha optado por los encoders magnéticos rotativos AksIM™ de RLS®, como los que se muestran en la Fig. 5.3, con una resolución de 20 bits en el caso de sA/A , sF/E y eF/E , y de 19 bits para rI/E .

También se ha rediseñado la polea que realiza el movimiento de rI/E , ya que se han observado deterioros en su versión anterior al finalizar las experimentaciones descritas en los capítulos 3 y 4. Se han sustituido los rodamientos que hacían deslizar al carro sobre la polea por un sistema de mordazas que permite un mejor ajuste, además



Figura 5.3: Encoders absolutos empleados en cada articulación (AksIM™ de RLS®).

de facilitar el montaje, como se muestra en la Fig. 5.4. De esta forma aplicamos el ajuste deseado sobre las partes deslizantes, lo que permite corregir posibles fallos en la fabricación de estas piezas, evitando así los deterioros que se producían anteriormente por forzar las piezas entre sí.

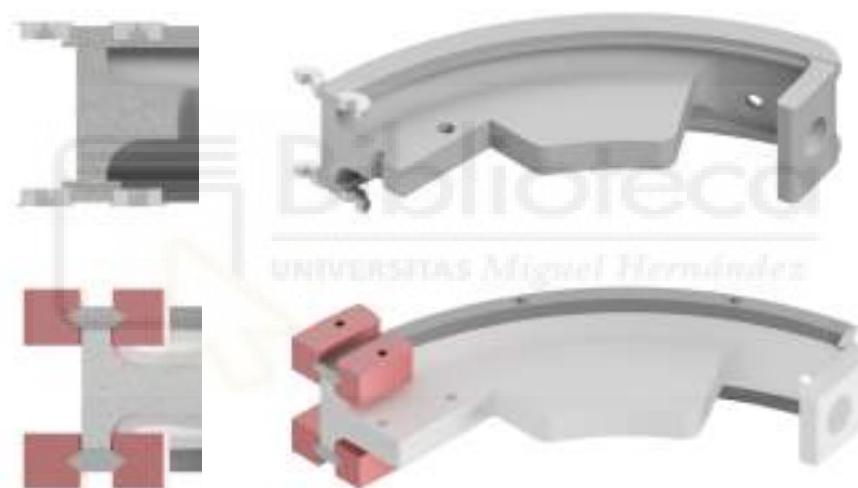


Figura 5.4: Modificaciones en los elementos deslizantes. Se han sustituido los rodamientos (imagen superior) por un conjunto de mordazas que permiten su ajuste sobre la propia polea.

En el nuevo prototipo, la parte de la polea que desliza sobre las mordazas se ha fabricado externamente mediante la técnica de sinterizado láser en nylon con fibras de vidrio, en lugar de ser material de impresión 3D. Posteriormente se ha fijado esa parte deslizante con el alma de la polea por donde desliza el cable de acero, que continúa siendo de PET-G. En la Fig. 5.5 se observaban las diferentes versiones de la polea

de salida, a la izquierda se observa la pieza del prototipo anterior, mientras que a la derecha se observa la nueva versión.



Figura 5.5: Modificaciones en la polea de salida (a la izquierda se observa la pieza del prototipo anterior, mientras que a la derecha se observa la nueva versión). Se ha modificado el perfil de la parte deslizante de la polea de salida y se ha dividido en dos piezas para facilitar su fabricación.

Para poder ajustar el mecanismo de forma más sencilla a las distintas complejidades de los usuarios (diferentes dimensiones de brazos), se ha añadido una guía lineal con freno manual de la marca HepcoMotion® en la articulación sF/E (Fig. 5.6). Por otro lado, a las guías lineales que había en la parte de la espalda para ajustar la posición del eje de giro del motor en sA/A, se han añadido dos guías lineales de Igus® que dan soporte a las anteriores y aportan mayor rigidez y estabilidad al sistema, tal como se muestran en Fig. 5.7.

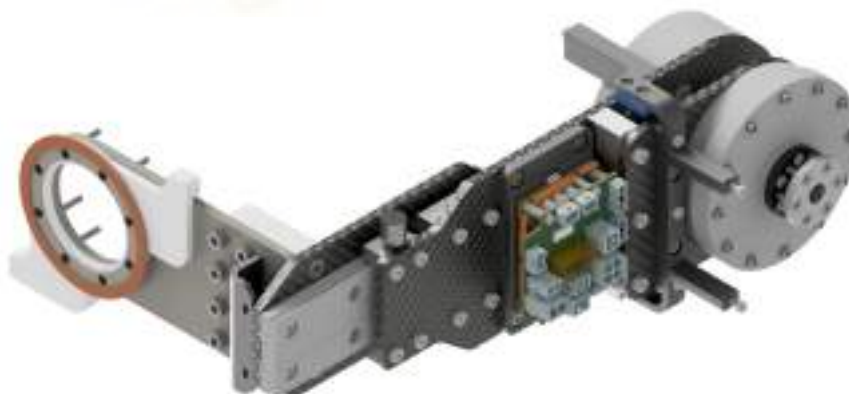


Figura 5.6: Nuevo ajuste del hombro mediante guía lineal con freno manual.

Por último, se ha modificado la estructura de la parte de la espalda y se le ha incorporado la estructura de una mochila para transporte de niños, que ya cuenta con

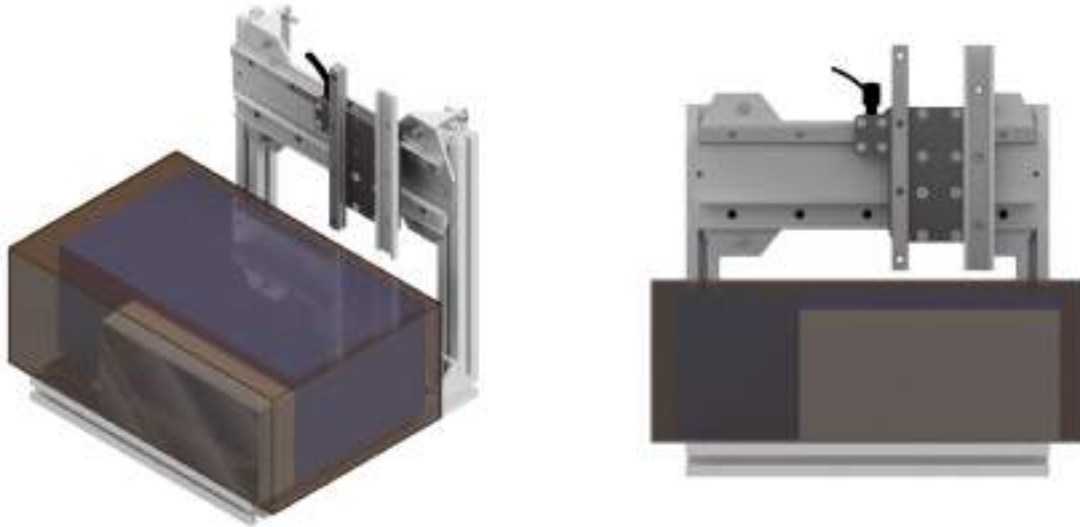


Figura 5.7: Modificaciones en la estructura de la espalda.

los refuerzos para soportar 20 kg de peso sin deformarse. También se le ha añadido una batería que alimenta el sistema, se ha anclado el ordenador a los perfiles que componen la estructura de la espalda y se ha diseñado una carcasa para que no haya contacto entre el usuario y los elementos peligrosos del dispositivo.

Todos estos cambios en el diseño y en la selección de motores y reductoras han dado lugar a cambios en los rangos máximos de movimiento y en los pares de salida que puede ejercer el mecanismo en cada articulación. Los valores correspondientes a este segundo prototipo se recogen en la Tabla 5.1:

Tabla 5.1: Rangos máximos de movimiento para cada grado de libertad y par nominal máximo que el dispositivo puede ejercer en cada articulación.

Movimiento	Rango (grados)	Par máximo (Nm)
sA/A	90° abd / 0° ad	40
sF/E	170° flex / 0° ext	40
rI/E	57° int / 42° ext	15
eF/E	40° flex / 85° ext	20

En cuanto al control de este prototipo, no se han realizado cambios con respecto a la versión anterior, y pudiendo ser controlado tanto en posición como en velocidad.

Se obtiene como resultado tras las modificaciones descritas el sistema portable que se muestra en las Fig. 5.8 y Fig. 5.9, donde se observan, respectivamente, el diseño y el prototipo del nuevo exoesqueleto de miembro superior desarrollado.



Figura 5.8: Diseño del nuevo exoesqueleto de miembro superior.



Figura 5.9: Segundo prototipo del exoesqueleto activo de miembro superior.

5.3 VALIDACIÓN DEL EXOESQUELETO MEDIANTE EL ANÁLISIS DE SEÑALES FISIOLÓGICAS

5.3.1 *Participantes*

Doce sujetos sanos se ofrecieron como voluntarios para el estudio, 11 hombres y 1 mujer. Todos ellos son diestros, y sus edades están comprendidas entre los 22 y los 42 años ($27,6$ años $\pm 5,53$ años), con alturas que oscilan entre $1,63$ y $1,83$ metros ($1,76$ m $\pm 0,56$ m), y un peso entre 63 y 90 kilogramos ($72,4$ kg $\pm 8,16$ kg). Todos los participantes dieron su consentimiento informado por escrito antes de participar en el estudio.

5.3.2 *Descripción de la tarea*

La tarea consiste en simular una acción de perforación por encima de la cabeza, manteniendo el brazo con una flexión en hombro y en codo de 90 grados. Como en los estudios llevados a cabo en los capítulos anteriores, los sujetos realizan la actividad bajo dos condiciones: en modo libre (SE) y con la ayuda del dispositivo robótico (CE), que se realizan de forma aleatoria para no condicionar los datos experimentales.

Los sujetos se sitúan de pie frente a una pantalla que les indica en todo momento las instrucciones que deben seguir para realizar la experimentación. El sistema se ajustó en función de la altura de los sujetos, de forma que todos pudieran llevar a cabo la actividad de forma cómoda y con las articulaciones del robot alineadas con las de su brazo.

La tarea se compone de 3 movimientos o estados:

- Levantar el brazo hasta alcanzar la posición objetivo.
- Mantener la posición objetivo durante 5 segundos.
- Bajar el brazo a la posición de inicio.

Estos 3 estados componen una *trial*, que dura aproximadamente 15 segundos (5 segundos por estado). Para cada una de las condiciones (SE y CE), se realizan 20 repeticiones de cada *trial*, primero sin el peso de la herramienta para tomar las medidas de referencia (SC), y luego con un taladro de $1,7$ kg (CC).

Los sujetos deben intentar completar cada fase en el tiempo indicado (5 segundos por fase), pero para comprobar si esto se cumple, se ha instalado un botón en la estructura como se describe en la próxima sección. Este botón nos permite saber en qué momento exacto el sujeto alcanza el objetivo (el tiempo que tarda en subir) y si es capaz de mantener esa posición durante los 5 segundos restantes. No se ha medido el movimiento de bajada del brazo porque no es relevante para este estudio. Transcurridos 5 segundos desde que se deja de pulsar el botón, la siguiente instrucción a realizar se inicia automáticamente.

5.3.3 Set up de la experimentación

El set up del estudio se puede ver en la Fig.5.10 y en la Fig.5.11, donde se muestran todos los dispositivos utilizados en la experimentación.

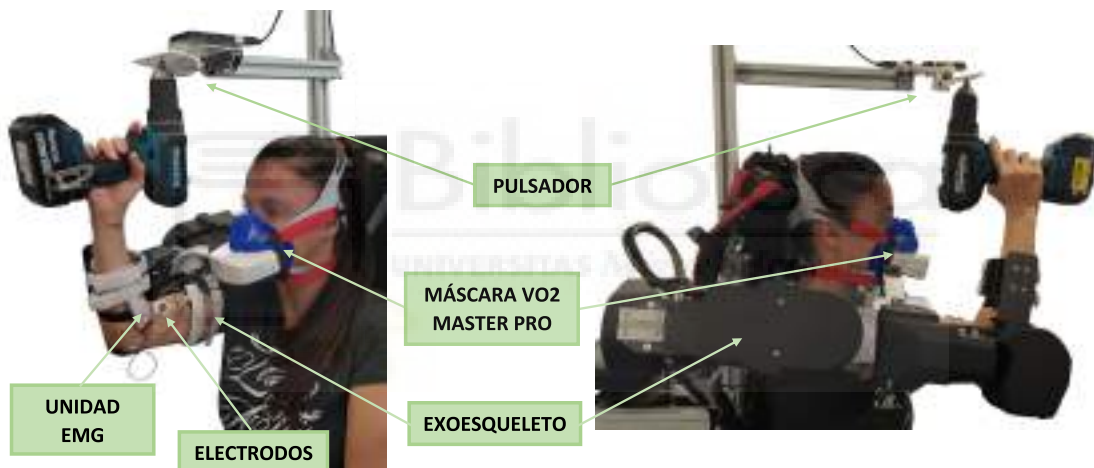


Figura 5.10: Set up de la experimentación en la condición con exoesqueleto (CE). Se muestra la colocación de algunos electrodos para recoger la señal EMG y una de las unidades Shimmer3 que adquieren dichas señales. El sujeto lleva una máscara VO2 Master Pro para medir el flujo de oxígeno inhalado y exhalado durante la tarea.

Como ya se especificó en el capítulo 3, el exoesqueleto de miembro superior ha sido diseñado para ser anclado a una estructura de tipo exoesqueleto de miembro inferior que transmite el peso del sistema al suelo. Esta estructura de soporte es necesaria para evitar los posibles sobreesfuerzos que puedan aparecer debido al peso adicional cuando se emplea el exoesqueleto de miembro superior. En las simulaciones llevadas a cabo en el capítulo 3 se analizó cómo afectaría la incorporación de esta estructura que transmite el peso del dispositivo al suelo. Los resultados obtenidos en la simulación llevada

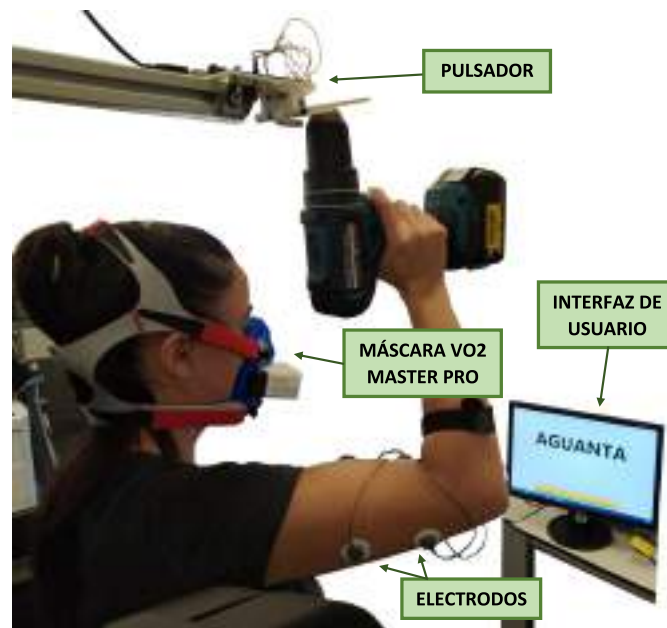


Figura 5.11: Set up de la experimentación en la condición sin exoesqueleto (SE). Se muestra la interfaz de usuario donde aparecen las instrucciones a seguir por los sujetos, entre el resto de dispositivos involucrados en el estudio.

a cabo anteriormente y que se muestra en la Fig. 5.12 indican que, cuando se utiliza el exoesqueleto de miembro superior y todo su peso recae sobre el usuario, aparecen sobreesfuerzos en la zona lumbar que resultarían contraproducentes para la persona que lo porta. Sin embargo, cuando se añade a la simulación el modelo conceptual de la estructura que soporta el peso del exoesqueleto, estos sobreesfuerzos se ven considerablemente reducidos.

Puesto que el desarrollo de esta estructura se encuentra en una fase inicial y no está disponible para ser empleada en el estudio, el dispositivo se ha anclado parcialmente a una estructura de perfiles de aluminio para simular el efecto de esta estructura de soporte y que el peso del exoesqueleto de miembro superior no recaiga sobre el usuario.

Además del segundo prototipo del exoesqueleto activo de miembro superior desarrollado en el marco de la tesis, se han utilizado dos unidades Shimmer3 (Shimmer Sensing) para medir la actividad muscular mediante la captura de señales EMG (Burns et al., 2010), tal y como se realizó en la experimentación descrita en el capítulo 3. También se ha empleado un Zephyr BioHarness™ (Zephyr Technology Corporation) utilizado para medir las señales cardíacas mediante electrocardiografía (ECG) de los sujetos (Badesa; Diez; Barrios et al., 2020).

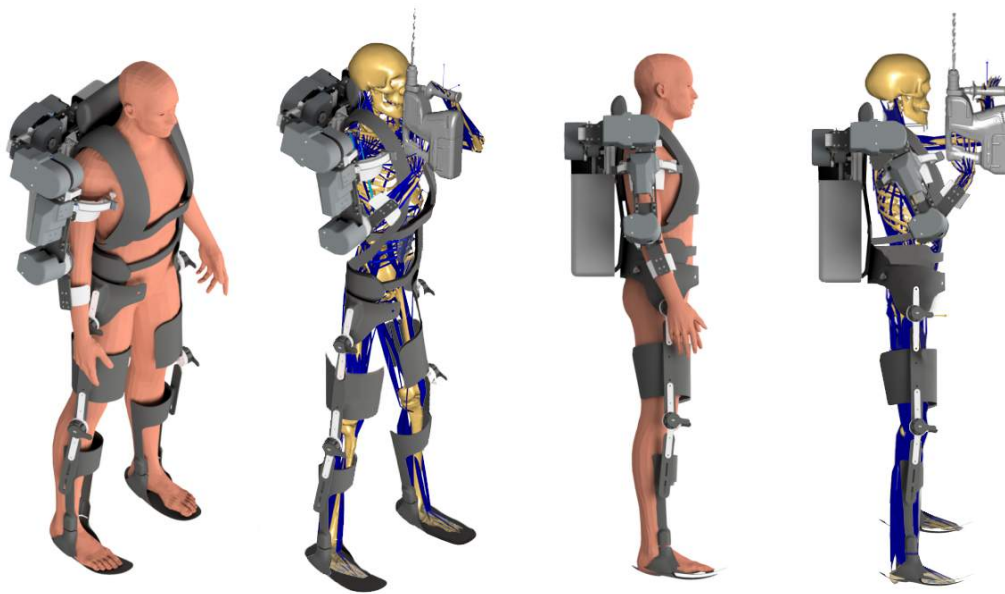


Figura 5.12: Diseño y simulación del sistema completo para analizar los sobreesfuerzos al incorporar una estructura pasiva para los miembros inferiores que transmite el peso del dispositivo al suelo.

Como se ha introducido en la sección anterior, se ha incorporado un botón que nos permite conocer el momento exacto en que los sujetos alcanzan la posición objetivo, así como comprobar que mantienen dicha posición el tiempo establecido. También se ha utilizado la máscara VO₂ Master Pro para medir el flujo de oxígeno inhalado y exhalado por los usuarios durante el estudio (VO₂ Master Health Sensors Inc.).

5.3.4 Protocolo del estudio

El protocolo seguido para este estudio, que se muestra en la Fig. 5.13, tiene una duración de algo más de 1 hora, desde que explicamos al sujeto en qué consiste la experimentación hasta que finaliza el último periodo de recuperación y retiramos todos los dispositivos.

En primer lugar, se procede a explicar a los sujetos en qué consiste la experimentación y se les muestra las instrucciones que deben seguir a través de la interfaz que aparece en la pantalla para realizar la tarea correctamente. A continuación, como se puede ver en la Fig. 5.13, se colocan todos los dispositivos que intervienen en el experimento y se comprueba que la comunicación entre todos los elementos funciona correctamente.

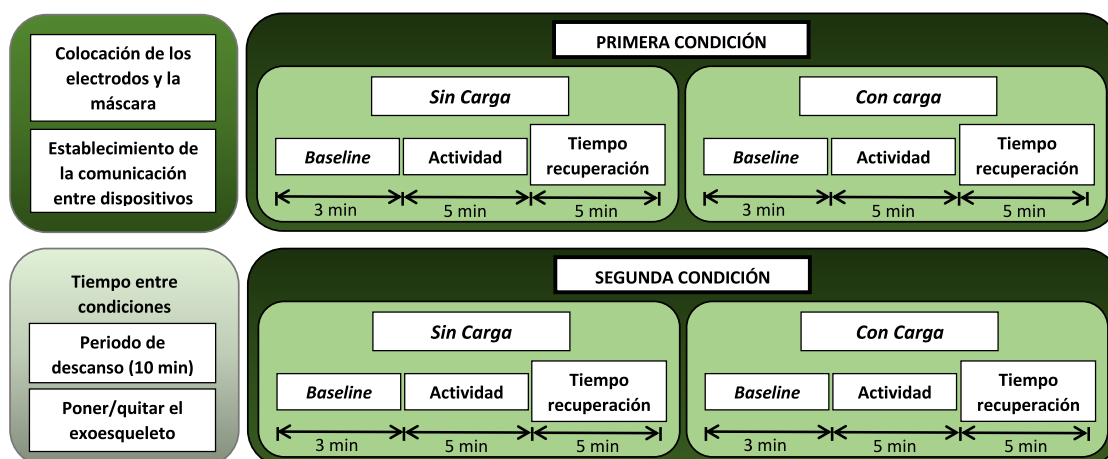


Figura 5.13: Protocolo del estudio. Ambas condiciones se llevan a cabo de forma consecutiva, con un descanso de 10 minutos entre ellas. Las condiciones SE y CE se realizan de forma aleatoria para no condicionar la experimentación.

Como se ha comentado anteriormente, para cada una de las condiciones (SE y CE), se realizan 20 repeticiones de cada *trial*, primero sin el peso de la herramienta (SC), y después moviendo un taladro de 1,7 kg (CC), haciendo un total de 80 repeticiones (40 para cada condición). Antes de comenzar cada bloque de 20 repeticiones, realizamos un *baseline* de 3 minutos para tener los datos de referencia del sujeto en ese momento. Durante el *baseline* los usuarios se encuentran en reposo, intentando estar relajados con el objetivo de medir su estado de relajación (su nivel basal) que se empleará posteriormente en la normalización. Al final de las 20 repeticiones, los sujetos se tienen un tiempo de recuperación de 5 minutos antes de comenzar el *baseline* que precede al siguiente bloque de *trials*. Una vez que el sujeto ha completado la primera condición, se toma un descanso de 10 minutos, tiempo que se emplea para quitarle o ponerle el exoesqueleto, dependiendo de la condición que haya realizado previamente. A continuación se repite todo el proceso para la segunda condición.

5.3.5 Datos adquiridos

5.3.5.1 Tiempo de ejecución de la tarea

Del pulsador que se ha instalado en la estructura se han obtenido los datos correspondientes al tiempo que emplea cada sujeto en alcanzar la posición objetivo (Time-UP), así como el tiempo que el brazo se mantiene en la posición de trabajo

(Time-KEEP). El Time-UP es el tiempo medido desde el momento en que la instrucción de mover el brazo aparece en la interfaz de usuario hasta que se pulsa el botón, mientras que el Time-KEEP es el tiempo medido desde el momento en que se pulsa el botón hasta que se suelta. Para cada sujeto, se obtiene un valor de Time-UP para cada una de las *trials* correspondientes a cada condición, y luego se calcula la desviación estándar de estos valores, obteniendo para cada sujeto el valor de la desviación del Time-UP para cada condición (SE-SC, SE-CC, CE-SC y CE-CC). De manera análoga se ha obtenido el valor de Time-KEEP para cada sujeto para cada una de las condiciones.

5.3.5.2 Electromiografía

La actividad muscular está estrechamente relacionada con el nivel de intensidad de la tarea realizada, por lo que su aumento podría tener importantes repercusiones en los parámetros metabólicos. A mayor actividad muscular, mayor nivel de intensidad, por lo que el usuario debe realizar un mayor esfuerzo para completar la tarea (Theurel et al., 2018).

En este caso, igual que en el capítulo 3, se ha medido la actividad EMG para analizar si existe una reducción de la actividad muscular del usuario durante la ejecución de la tarea cuando ésta se realiza con la ayuda del exoesqueleto. Para ello se han utilizado las unidades Shimmer3 mencionadas en la sección anterior, situando los electrodos en los mismos grupos musculares que se estudiaron en el capítulo 3, por ser algunos de los más involucrados en la actividad que se plantea en este estudio (bíceps, tríceps braquial, el pectoral y el romboides).

Los electrodos EMG utilizados en este estudio son electrodos pregelificados desechables de Ag/AgCl adhesivos de forma circular. El tamaño de la parte adhesiva es de 26 mm de diámetro, mientras que el tamaño de los electrodos es de 7 mm (el estándar SENIAM recomienda un máximo de 10 mm) (Hermens et al., 1999).

Para cada músculo, los electrodos EMG de superficie se colocaron entre el centro del vientre muscular y una inserción tendinosa. El eje longitudinal de los electrodos (línea que une ambas superficies de detección) es paralelo a las fibras musculares. Las referencias de los sensores EMG se colocaron en un tejido eléctricamente neutro. La referencia del sensor para medir la actividad EMG del bíceps y tríceps braquial se colocó en el codo, más concretamente, en el epicóndilo lateral. La referencia del sensor encargado de medir la actividad EMG del pectoral y los romboides se colocó en la clavícula.

Las señales **EMG** se muestrearon a una frecuencia de muestreo de 1 kHz. Las medidas obtenidas se han procesado siguiendo las recomendaciones del estándar SENIAM para señales **EMG** de superficie (filtro paso banda con frecuencia de corte de 20 Hz a 500 Hz). Para cada usuario, se han normalizado las medidas de cada músculo respecto a la **CVM**.

5.3.5.3 Respuestas cardiorespiratorias

La frecuencia cardíaca (heart rate (**HR**)) y la variabilidad en la frecuencia cardíaca (heart rate variability (**HRV**)) son mediciones cada vez más comunes en entornos deportivos para medir la intensidad de la actividad realizada, ya que son potentes biomarcadores sensibles a las condiciones fisiológicas y psicológicas (Gilgen-Ammann et al., 2019). Generalmente, un valor bajo del **HR** se refiere a un estado de reposo o de ejercicio moderado, mientras que los valores más elevados corresponden a niveles más altos de ejercicio o esfuerzo. Por otro lado, los valores más altos de **HRV** (mayor variabilidad en el intervalo de tiempo entre latidos consecutivos) se refieren a valores de menor intensidad o esfuerzo.

Como se ha comentado anteriormente, para obtener las medidas del **ECG**, se ha empleado el dispositivo de telemetría de monitorización fisiológica Zephyr BioHarness™. Este dispositivo tiene un procesamiento de señales incorporado, por lo que la señal recibida ya está limpia. Sólo se ha aplicado un filtro de paso alto de 0,004 Hz para eliminar el componente de corriente continua de la señal.

La **HRV** ha sido ampliamente utilizada para estimar la carga de trabajo mental y el nivel de estrés causados por una determinada actividad (Meshkati, 1988; S. Kim et al., 2018). Varios estudios utilizan diferentes parámetros extraídos de la **HRV** para detectar el estrés mental mediante su análisis a muy corto plazo (Boonnithi y Phongsuphap, 2011). Por ejemplo, la media cuadrática de las diferencias de los intervalos RR sucesivos (**RMSSD**) se considera una buena medida de la actividad del sistema nervioso autónomo a corto plazo (European Society of Cardiology et al., 1996; DeGiorgio et al., 2010). Además, uno de los factores más frecuentemente asociados a variaciones en la **HRV** es una actividad parasimpática baja, la cual se caracteriza por una disminución de la potencia en alta frecuencia (**HF**) (S. Kim et al., 2018). Algunos estudios indican que la **HF** está fuertemente correlacionada con las mediciones de la **RMSSD** (Shaffer y Ginsberg, 2017).

En este estudio, la **HF** se ha calculado a partir de los datos recogidos durante el último minuto de cada condición (Shaffer y Ginsberg, 2017). Por otro lado, se ha calculado la **RMSSD** a partir de los últimos 30 segundos de cada condición (Baek et al., 2015).

Además de los datos extraídos del **ECG**, se ha empleado la máscara **VO₂ Master Pro** para medir el consumo de oxígeno (**VO₂**), la frecuencia respiratoria (**FR**), el volumen tidal (**VT**) y la ventilación (**VE**), para cada sujeto al final de cada una de las condiciones. Todas estas medidas suelen emplearse en la calorimetría indirecta para obtener una aproximación del consumo metabólico de forma no invasiva (Ndahimana y E.-K. Kim, 2017; Guillamón, 2015; Reis et al., 2011).

El **VT** es el volumen de aire que circula entre una inspiración y una espiración normales sin esfuerzo adicional, es decir, es el volumen de aire que se moviliza durante un ciclo respiratorio.

Por otro lado, la **FR** hace referencia al número de respiraciones que una persona realiza por minuto.

Y por último, la **VE** se define como el volumen de aire que fluye entre el interior de los pulmones y el exterior por unidad de tiempo, es decir, es el volumen de aire inhalado o exhalado por minuto. Este parámetro puede deducirse a partir del **VT** y de la **FR**.

5.3.6 Análisis estadístico

Se ha contrastado la normalidad de los datos mediante el Test de Shapiro-Wilk. Los resultados demuestran que los parámetros no se distribuyen normalmente. Se empleó el test de Friedman para estudiar las diferencias entre condiciones.

En el análisis post-hoc, se han estudiado las comparaciones por pares mediante la prueba de los rangos con signo de Wilcoxon, empleando el método del cero propuesto por Pratt (Pratt, 1959). Además, se ha utilizado el método de Holm-Bonferroni para ajustar los niveles de significancia al realizar múltiples comparaciones.

En los periodos dedicados a registrar el nivel basal (*baseline*) se toman los valores asociados al estado más relajado del usuario (previo a la condición). Todos los parámetros fisiológicos (**HR**, **HRV** y los diferentes parámetros relacionados con las funciones respiratorias) se han normalizado al valor del nivel basal obtenido antes

de cada condición mediante (5.1). Este método de normalización ya se ha utilizado en otros estudios similares (J. M. Catalán et al., 2021; Badesa; Diez; Catalan; Trigili; Cordella; Nann; Crea; Soekadar; Zollo; Vitiello et al., 2019). En el caso del EMG, las medidas se han normalizado a la CVM. El análisis estadístico se realizó con los valores normalizados de cada uno de los parámetros.

$$x_{norm} = \frac{x - x_{baseline}}{x_{baseline}} \quad (5.1)$$

5.4 RESULTADOS

5.4.1 Tiempo de ejecución de la tarea

La desviación estándar del tiempo empleado en el movimiento ascendente del brazo (Time-UP) muestra diferencias significativas entre las condiciones (Test de Friedman $p = 0,0162$, Fig. 5.14).

En la comparación por parejas se muestra una cierta tendencia hacia una diferencia significativa entre usar o no el exoesqueleto sin cargar el peso de la herramienta (SE-SC vs. CE-SC, $p = 0,0995$), así como entre usar o no el exoesqueleto mientras se mueve el taladro (SE-CC vs. CE-CC, $p = 0,0029$).

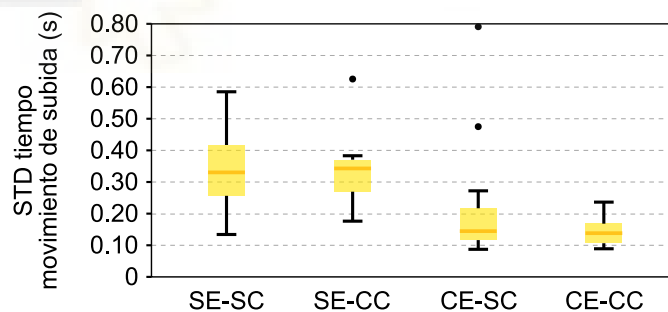


Figura 5.14: Variabilidad en el tiempo de subida del brazo hasta la posición objetivo.

En cuanto al tiempo en el que los usuarios mantienen el brazo en la posición de trabajo (Time-KEEP), el análisis muestra diferencias significativas entre las condiciones (Test de Friedman $p < 0,0001$, Fig. 5.15).

En el análisis post-hoc, sólo hay dos casos en los que no se obtuvo una diferencia significativa, cuando se realiza la actividad en modo libre y evaluamos cómo afecta

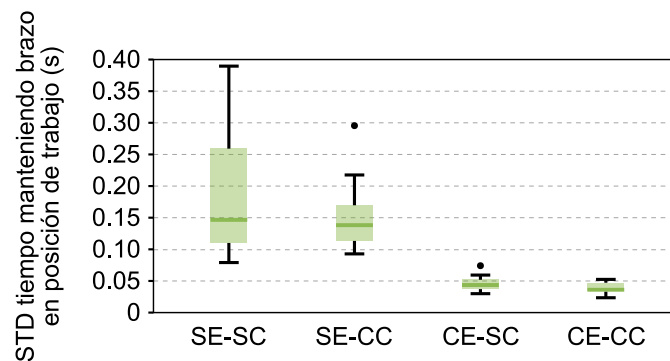


Figura 5.15: Variabilidad en el tiempo en que los usuarios mantienen el brazo en la posición objetivo.

el peso de la herramienta (SE-SC vs. SE-CC, $p = 0,117$) y cuando la actividad se lleva a cabo con el exoesqueleto (CE-SC vs. SE-CC, $p = 0,0712$). Para todos los demás casos, encontramos una tendencia elevada a obtener una diferencia significativa entre condiciones ($p < 0,001$).

5.4.2 Parámetros biomecánicos

En la tabla 5.2 se recogen los resultados de la comparación por pares, mientras que la Fig. 5.16 muestra los resultados de la actividad muscular (EMG) para cada uno de los grupos musculares analizados. Los resultados muestran diferencias significativas entre las condiciones para todos los músculos (Test de Friedman $p < 0,0001$).

Tabla 5.2: Resultados de la comparación por pares entre condiciones para los resultados de EMG de cada músculo.

Comparación		Bíceps	Tríceps	Pectoral	Romboides
SE-SC	SE-CC	0.003	0.008	0.003	0.003
SE-SC	CE-SC	0.004	0.042	0.054	0.005
SE-SC	CE-CC	0.054	0.83	0.7	0.024
SE-CC	CE-CC	0.004	0.005	0.004	0.004
CE-SC	CE-CC	0.004	0.008	0.004	0.004

Nota: los valores no significativos se han remarcado en **negrita** ($p > 0.05$).

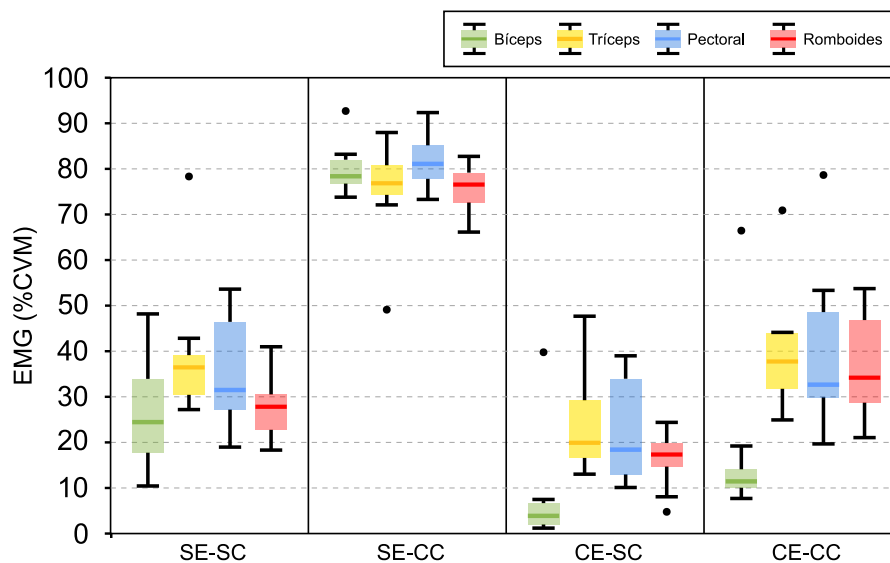


Figura 5.16: Representación gráfica de los resultados de la actividad muscular. Comparación de Boxplots de la integral de la señal EMG de cada músculo en cada condición.

Las comparaciones por pares muestran que todas las condiciones son significativamente diferentes en todos los casos, excepto en la condición en la que se lleva a cabo la actividad en modo libre sin el peso del taladro con respecto a la condición que utiliza el exoesqueleto para manipular la herramienta (SE-SC vs. CE-CC), donde sólo se observan diferencias significativas en el caso del romboides ($p = 0,024$).

Además, todos los músculos analizados (bíceps, tríceps, pectoral y romboides) presentaron una reducción significativa de la actividad muscular en los dos estados llevando el exoesqueleto en comparación con los que no lo llevaban (SE-SC vs. CE-SC, SE-CC vs. CE-CC). En concreto, las reducciones entre llevar o no el exoesqueleto con el peso de la herramienta (SE-CC vs. CE-CC) fueron de casi un 64 % para el bíceps, un 37 % para el tríceps, un 38 % para el pectoral y un 40 % para el romboides.

5.4.3 Parámetros metabólicos

5.4.3.1 Frecuencia cardíaca

El análisis muestra diferencias significativas entre las condiciones en el caso del HR (Test de Friedman $p < 0,0001$, Fig. 5.17). En la comparación por pares, los resultados indican que sin exoesqueleto, la carga provoca un aumento significativo del HR (SE-SC

vs. SE-CC, $p = 0,003$) pero cuando se utiliza el exoesqueleto, los resultados sugieren que no hay diferencia entre las condiciones con y sin el peso de la herramienta (CE-SC vs. CE-CC, $p = 0,76$).

Por otro lado, los resultados muestran una reducción significativa en el pulso cuando los usuarios llevan el exoesqueleto para mover el taladro comparado con manipular la herramienta sin el sistema robótico (SE-CC vs. CE-CC, $p = 0,037$).

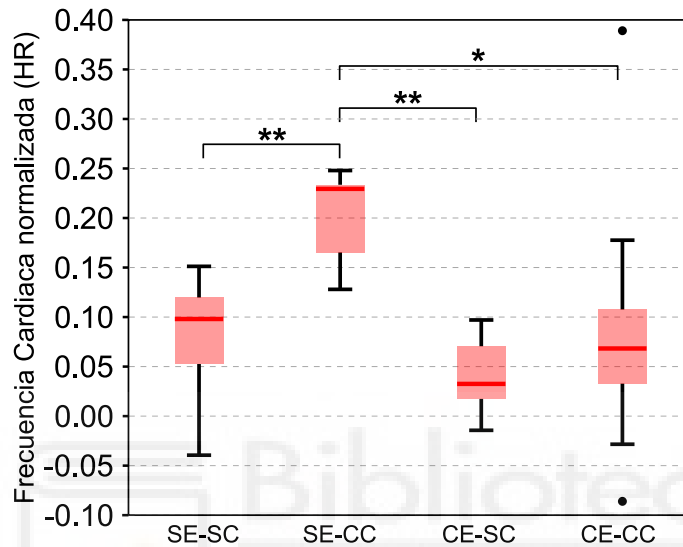


Figura 5.17: Representación gráfica de los resultados de la frecuencia cardíaca (HR). Los resultados se han normalizado con respecto al nivel basal. Las diferencias estadísticas están representadas por * ($p \leq 0.05$) y ** ($p \leq 0.01$).

Por tanto, se observa que la carga aumenta la frecuencia cardíaca un 13 % cuando se realiza la actividad sin el dispositivo robótico (SE-SC vs. SE-CC), y sin embargo se reduce significativamente en las dos condiciones en las que se emplea el exoesqueleto. De hecho, la reducción en el HR entre llevar o no llevar el exoesqueleto moviendo el taladro (SE-CC vs. CE-CC) es aproximadamente un 15 %. Además, se observa que incluso hay una reducción del pulso de casi un 2 % al mover la carga con el exoesqueleto en comparación con realizar la actividad sin el dispositivo y sin el peso de la herramienta (SE-SC vs. CE-CC).

5.4.3.2 Variabilidad en la frecuencia cardíaca

En cuanto a las medidas de **HRV**, los resultados de la **RMSSD** muestran que las diferencias entre las condiciones no son estadísticamente significativas (Test de Friedman $p = 0,068$, Fig. 5.18). Sin embargo, los resultados sugieren que el valor obtenido en la condición en la que se mueve la herramienta sin la ayuda del exoesqueleto es menor (**SE-CC**), mientras que los resultados obtenidos en el resto de condiciones son muy similares.

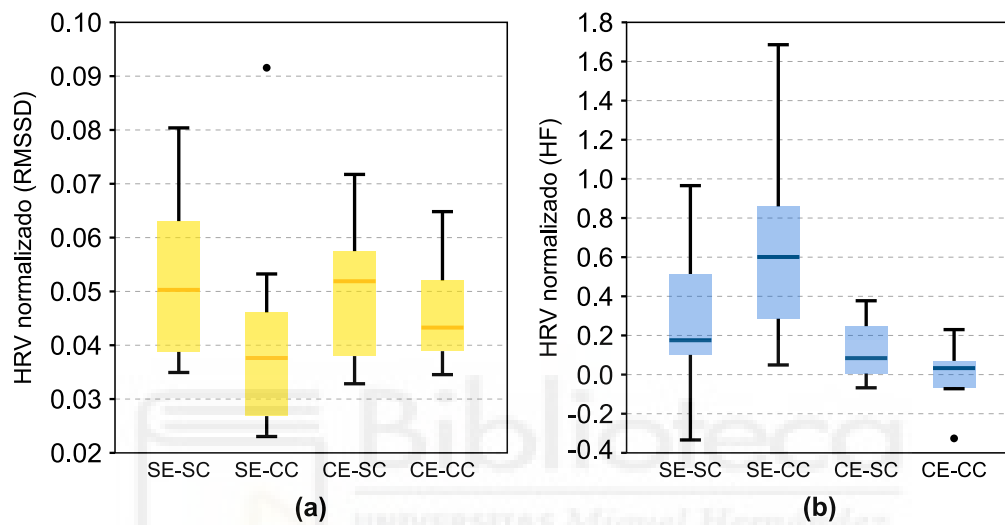


Figura 5.18: Representación gráfica de los resultados de la variabilidad de la frecuencia cardíaca (**HRV**). (a) Resultados de la **RMSSD**. (b) Resultados del espectro de la **HF**. Todos los parámetros se han normalizado con respecto al nivel basal.

Por otro lado, el análisis de la **HF** muestra diferencias significativas entre las condiciones (Test de Friedman $p = 0,012$). En la comparación por pares, los resultados no muestran diferencias significativas entre grupos, aunque sí sugieren que la medida obtenida en condición en la que se manipula la carga sin ayuda del dispositivo es más elevada que cuando se emplea el exoesqueleto (**SE-CC** vs. **CE-CC**).

5.4.3.3 Respuesta ventilatoria

La Fig. 5.19 muestra un boxplot de los datos relativos a la frecuencia respiratoria, el volumen tidal y la ventilación. El análisis no muestra diferencias significativas entre las condiciones para la **FR** (Test de Friedman $p = 0,7291$), ni para la **VE** (Test de Friedman $p = 0,1646$). Sin embargo, aunque no se observan diferencias significativas, el **VT**

tiene una tendencia clara a ser significativamente diferente entre condiciones (Test de Friedman $p = 0,0576$).

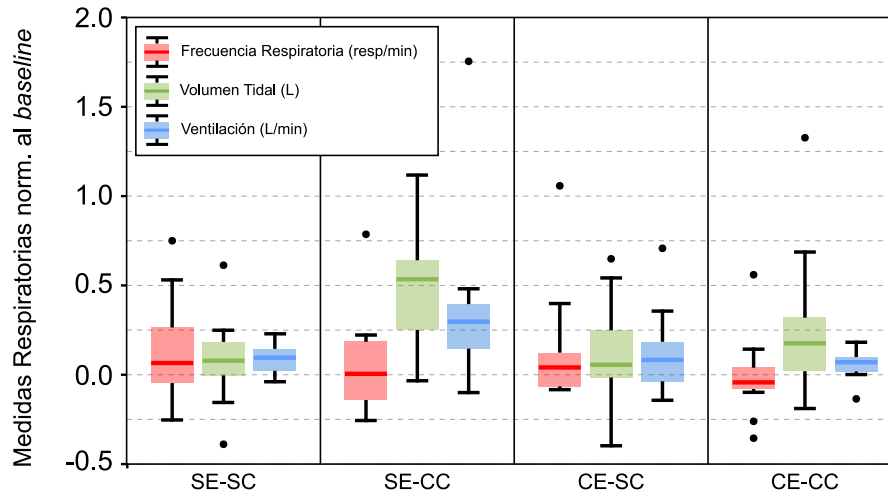


Figura 5.19: Representación gráfica de los resultados de las medidas respiratorias (FR, VE y VT). Todos los parámetros se han normalizado con respecto al nivel basal.

5.4.3.4 Consumo de oxígeno

La Fig. 5.20 muestra un boxplot de los datos de consumo de oxígeno. Los resultados muestran diferencias significativas entre las condiciones (Test de Friedman $p = 0,004$).

En la comparación por pares, puede observarse que el peso del taladro aumenta el consumo de oxígeno cuando que no se emplea el exoesqueleto, aunque la diferencia entre condiciones no sea significativamente diferente (SE-SC vs. SE-CC, $p = 0,0557$). Cuando se utiliza el exoesqueleto, no se observan diferencias en los resultados entre llevar o no la carga (CE-SC vs. CE-CC, $p = 1,0$). Además, aunque los resultados muestran una clara diferencia, en cuanto al consumo de oxígeno, no se obtiene una reducción estadísticamente significativa al llevar el exoesqueleto con la carga en comparación con no utilizarlo (SE-CC vs. CE-CC, $p = 0,17$). Sin embargo, cabe destacar que los resultados del consumo de oxígeno al llevar el exoesqueleto con carga son similares al resultado obtenido en la condición sin carga ni exoesqueleto (CE-CC vs. SE-SC, $p = 1,0$). La reducción del consumo de oxígeno se puede cuantificar en casi un 25 % entre llevar o no el exoesqueleto con carga (SE-CC vs. CE-CC).

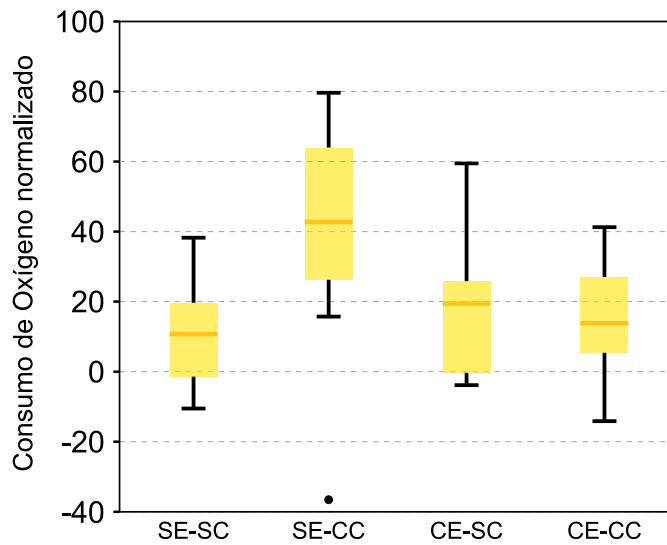


Figura 5.20: Representación gráfica de los resultados del VO_2 . Todos los parámetros se han normalizado con respecto al nivel basal.

5.5 DISCUSIÓN

A la vista de los resultados recogidos en la Fig. 5.14 y la Fig. 5.15, se observa que el peso de la herramienta no influye en el tiempo que los usuarios invierten en llevar a cabo la actividad. Sin embargo, estos resultados sugieren que el uso del exoesqueleto reduce significativamente la variabilidad en el tiempo que emplean para alcanzar la posición objetivo, así como la variabilidad en el tiempo que son capaces de mantener la posición de trabajo, lo que se traduce en que la actividad se lleva a cabo de una forma más controlada.

Analizando los cambios en la actividad muscular (EMG), en la Fig. 5.16 se puede observar que el peso de la herramienta aumenta significativamente la actividad muscular en todos los grupos musculares, ya que existe una diferencia significativa entre el levantamiento del taladro sin el exoesqueleto (SE-CC) y el resto de condiciones. Además, cabe destacar la similitud en la distribución de los datos entre la condición libre sin peso y la condición con la herramienta y el dispositivo (SE-SC vs. CE-CC). Por tanto, los resultados sugieren que el exoesqueleto desarrollado ayuda a reducir la actividad muscular de los principales músculos implicados en la ejecución de la tarea, lo que se traduce en una reducción del esfuerzo para realizar el ejercicio completo.

Cuantificando los resultados, podemos afirmar que el exoesqueleto de miembro superior propuesto reduce la actividad muscular en más de un 36 % (concretamente un 36,76 %) en el músculo que menos cambios ha sufrido durante el estudio, el tríceps, y la reducción aumenta hasta un 63,5 % en el caso del bíceps (el músculo más asistido por el sistema robótico diseñado). Estos resultados concuerdan con otros estudios similares en la literatura que reportaron un estudio de validación para evaluar la funcionalidad de un exoesqueleto para los miembros superiores realizando tareas isométricas y dinámicas. En *Tiseni et al.* los resultados muestran una reducción media del bíceps braquial del 45,5 % (*Tiseni et al., 2019*), y *Kim et al.* informaron de una reducción de los esfuerzos musculares en el bíceps braquial del 23,4 % (*S. Kim et al., 2018*).

En cuanto a la frecuencia cardíaca (HR), la Fig. 5.17 muestra que el peso de la herramienta tiende a aumentar significativamente el pulso cuando se levanta el taladro y la tarea se realiza en modo libre (SE-CC) en comparación con el resto de condiciones. En concreto, este aumento en el HR es de un 13 % si lo comparamos con la condición en la que los sujetos hacen la actividad sin peso ni exoesqueleto (SE-SC vs. SE-CC). Por otro lado, se observa una reducción en el pulso de aproximadamente un 15 % cuando se incorpora el dispositivo robótico a la actividad (SE-CC vs. CE-CC). Analizando el resto de condiciones, se observa que la distribución de los datos es muy similar cuando se realiza la tarea con y sin exoesqueleto. De hecho, el HR se reduce casi un 2 % cuando se mueve el taladro sin dispositivo en comparación con hacer la tarea sin peso ni sistema robótico (SE-SC vs. CE-CC). Estos resultados, al igual que observamos en el EMG, sugieren que el dispositivo propuesto ofrece apoyo al usuario, reduciendo el esfuerzo realizado por los sujetos para llevar a cabo la actividad.

Estos resultados están en línea con los trabajos encontrados en la literatura que presentan un estudio similar para la validación de un exoesqueleto de miembro superior mediante la medición de las respuestas cardíacas. *Schmalz et al.* reportaron dos pruebas experimentales en laboratorio donde se realiza una tarea de trabajo por encima de la cabeza en con el soporte del exoesqueleto pasivo PAEXO (*Schmalz et al., 2019*), donde los resultados muestran una reducción de la frecuencia cardíaca del 6 % entre llevar o no el dispositivo. Otros estudios (*Maurice et al., 2019*; *Grazi et al., 2020*), informaron de una reducción del pulso entre el 6 % y el 10 %, dependiendo del nivel de asistencia proporcionado por el sistema robótico que pretenden evaluar.

Por otro lado tenemos las medidas referentes a la variabilidad de la frecuencia cardíaca (HRV). La RMSSD (Fig. 5.18.a) no muestra diferencias significativas entre condiciones, sin embargo, hay una reducción apreciable cuando se manipula la

herramienta en modo libre (SE-CC). En el caso de la HF (Fig. 5.18.b), el análisis muestra una clara tendencia hacia la obtención de una diferencia significativa entre la condición mencionada anteriormente (SE-CC) y el resto de condiciones. Por lo tanto, en ambas medidas del HRV observamos una diferencia en el caso del modo libre con carga. Esto coincide con los resultados que hemos observado anteriormente, y por tanto refuerza la hipótesis de que el exoesqueleto de miembro superior propuesto ayuda a reducir el esfuerzo realizado por los sujetos para realizar la actividad.

Las medidas de la frecuencia respiratoria (FR) no muestran diferencias significativas entre las condiciones, como se observa en la Fig. 5.19. Durante el ejercicio, a medida que avanzaba la actividad, los usuarios tendían a contener la respiración mientras levantaban la carga y la mantenían en la posición objetivo. Esto podría explicarse por la naturaleza anaeróbica de la actividad, ya que se trata de un ejercicio de fuerza, y por tanto podría ser la razón por la que se obtuvo una FR similar para todas las condiciones.

Sin embargo, en el volumen tidal (VT) se observa una tendencia hacia la obtención de una diferencia significativa cuando los sujetos mueven el taladro sin el exoesqueleto (SE-CC). Esto podría indicar que, aunque los sujetos aguantan la respiración, realizan respiraciones más profundas debido al sobreesfuerzo. Lo mismo ocurre con los datos de ventilación (VE), donde se observa un valor ligeramente superior cuando los sujetos cargan con el peso de la herramienta sin la asistencia del sistema robótico (SE-CC) respecto al resto de condiciones. Aunque no se observan diferencias significativas, los resultados parecen indicar de nuevo que los sujetos experimentan un aumento de la demanda respiratoria cuando el taladro se eleva sin el exoesqueleto (SE-CC).

En cuanto a los resultados referentes al consumo de oxígeno (VO_2), analizando los datos obtenidos y recogidos en la Fig. 5.20 se observa que el VO_2 incrementa significativamente cuando los sujetos deben levantar la herramienta sin la ayuda del exoesqueleto (SE-CC), siendo esta condición la que mayor esfuerzo físico requiere. Con estos datos se puede afirmar que el exoesqueleto activo de miembro superior desarrollado en esta tesis doctoral reduce significativamente el consumo de oxígeno cuando se incorpora a la ejecución de la actividad estudiada, ya que además se puede observar que los resultados cuando la tarea se completa con la asistencia del sistema robótico (CE) son muy similares a los obtenidos cuando la actividad se realiza en modo libre sin añadir el peso del taladro (SE-SC vs. CE-SC y SE-SC vs. CE-CC). De hecho, cuando se utilizó el exoesqueleto para mover la herramienta, se obtuvo una reducción del VO_2 de más del 24 % en comparación con la realización de la tarea sin la ayuda del dispositivo robótico (SE-CC vs. CE-CC). Estos resultados coinciden con estudios

similares en la literatura científica, como en *Maurice et al.* (Maurice et al., 2019) y *Schmalz et al.* (Schmalz et al., 2019), donde se reporta una reducción del consumo de oxígeno del 28% y 12%, respectivamente. Como se ha comentado anteriormente en este capítulo, es realmente difícil comparar los resultados debido a las diferencias en los protocolos experimentales y en los dispositivos, pero se puede concluir que el estudio llevado a cabo está en concordancia con otros trabajos recogidos en la literatura.

Puesto que el VO_2 está directamente relacionado con el consumo metabólico, tras analizar los datos obtenidos durante la experimentación se puede concluir que la única condición que requiere un mayor consumo metabólico es aquella en la que se manipula la herramienta sin asistencia (SE-CC). Por tanto, se puede concluir que el exoesqueleto de miembro superior propuesto ayuda a los usuarios a levantar la carga sin realizar apenas esfuerzo físico, reduciendo así el consumo metabólico de los sujetos al ejecutar la tarea.

Por último, cabe mencionar que todos los resultados obtenidos en este estudio parecen indicar que el exoesqueleto reduce significativamente el esfuerzo físico requerido para realizar la tarea, cumpliendo así el objetivo para el que ha sido diseñado.

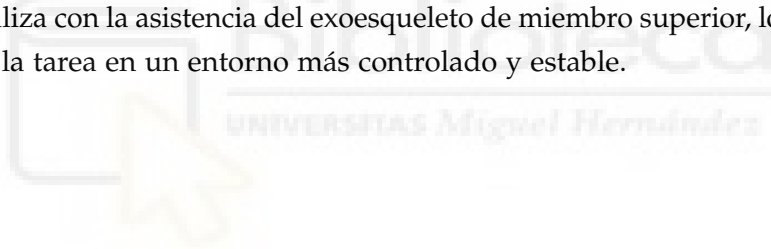
5.6 CONCLUSIÓN

En este capítulo se han descrito los distintos cambios realizados sobre el diseño del exoesqueleto analizado en capítulos anteriores para fabricar una versión más avanzada del sistema, obteniendo un segundo prototipo más cómodo y seguro para el usuario que deberá trabajar con él. Además, se ha llevado a cabo un estudio donde se comparan distintos parámetros metabólicos y biomecánicos cuando se lleva a cabo una determinada tarea de ámbito industrial con y sin la ayuda del exoesqueleto de miembro superior desarrollado. Los datos analizados están directamente relacionados con el esfuerzo físico y el consumo metabólico de los usuarios que realizan la actividad, lo que nos permite verificar si el dispositivo propuesto cumple la función para la que ha sido diseñada: dar soporte a los operarios en su puesto de trabajo. Además, también se ha evaluado el tiempo empleado por los sujetos para completar cada una de las fases en que se ha dividido la tarea, con el fin de comprobar que la realización de la actividad con la ayuda del exoesqueleto permite un mayor control sobre su ejecución.

Para llevar a cabo dicho estudio, se han recogido datos relativos a la actividad muscular (EMG), las respuestas cardíacas (HR y HRV) y la actividad respiratoria (FR,

VT, VE y VO₂), ya que son medidas no invasivas y constituyen una buena forma de aproximar el nivel de intensidad de una tarea y el coste metabólico derivado de su realización. También se ha analizado en tiempo que los usuarios necesitan para levantar el brazo desde la posición de reposo hasta la posición objetivo (Time-UP), y el tiempo que son capaces de mantener dicha posición de trabajo (Time-KEEP).

Tras analizar los resultados obtenidos, se puede concluir que el exoesqueleto propuesto supone una ventaja en la ejecución de la tarea analizada, ya que reduce la actividad muscular y la frecuencia cardíaca de los usuarios. Esto se traduce en una disminución del nivel de intensidad de la actividad, lo que implicaría una reducción de la posibilidad de sufrir futuros trastornos musculoesqueléticos si el sistema se incorporara al ámbito industrial. Además, los resultados muestran una disminución en el consumo máximo de oxígeno y en el volumen de aire requerido por los sujetos para completar la actividad cuando la tarea se realiza con la asistencia proporcionada por el exoesqueleto robótico. Estas reducciones están directamente relacionadas con la disminución del consumo metabólico del trabajador en el lugar de trabajo. También se ha observado una reducción en la variabilidad de los resultados referentes al tiempo empleado por los participantes en completar cada fase que compone la tarea analizada cuando se realiza con la asistencia del exoesqueleto de miembro superior, lo que permite llevar a cabo la tarea en un entorno más controlado y estable.



DESARROLLO DEL PROTOTIPO FINAL DEL SISTEMA, IMPLEMENTACIÓN DEL NUEVO MODO DE CONTROL Y REALIZACIÓN DE PRUEBAS EXPERIMENTALES

6.1 INTRODUCCIÓN

En este capítulo se procede a describir el proceso de desarrollo del prototipo final del exoesqueleto de miembro superior diseñado en esta tesis doctoral. Tras ser evaluado en las pruebas experimentales recogidas en los capítulos anteriores, se han llevado a cabo modificaciones en el diseño y en los distintos modos control del dispositivo robótico con el objetivo de obtener un sistema más evolucionado y mejorar, además, la interacción hombre-máquina. A raíz de estos cambios, se ha obtenido un exoesqueleto de miembro superior que puede utilizarse tanto en brazo derecho como en brazo izquierdo, y que además es capaz de medir la intención de movimiento del usuario gracias a la incorporación de sensores de par en cada una de las articulaciones. También se han mejorado los elementos de ajuste entre las articulaciones para obtener un dispositivo que se adapte más fácilmente a las distintas complejidades de los usuarios.

Por otro lado, se presenta el estudio piloto llevado a cabo por 4 participantes en el que se pretende poner a prueba el prototipo final del exoesqueleto desarrollado, el funcionamiento de los distintos modos de control, y el protocolo que se propone emplear en una experimentación futura con un mínimo de 10 sujetos.

6.2 MODIFICACIONES EN EL DISEÑO

Como se ha definido anteriormente, el objetivo principal de esta tesis doctoral es desarrollar un sistema robótico integral para la asistencia del miembro superior, y en concreto, se ha establecido como requisito que un único dispositivo debe ser válido para cualquier configuración de brazo, independientemente de la complejidad del usuario que lo portará, y además, debe poder utilizarse indistintamente en el brazo izquierdo o

en el derecho. Este requisito, añadido a las posibles mejoras del mecanismo que se han observado en las experimentaciones realizadas y descritas en los capítulos anteriores, han dado lugar al prototipo final del sistema.

En primer lugar, se ha abordado de nuevo el problema cinemático, ya que constituye el primer paso para llevar a cabo el rediseño del dispositivo. Además, es importante tener en cuenta la cinemática del exoesqueleto a la hora de realizar el cambio de configuración de brazo izquierdo a derecho para evitar problemas posteriores. En la Fig. 6.1 se muestra el concepto estructural del nuevo exoesqueleto a desarrollar, mientras que en la Fig. 6.2 se observa la disposición de los sistemas de referencia DH del dispositivo para cada una de las posibles configuraciones.

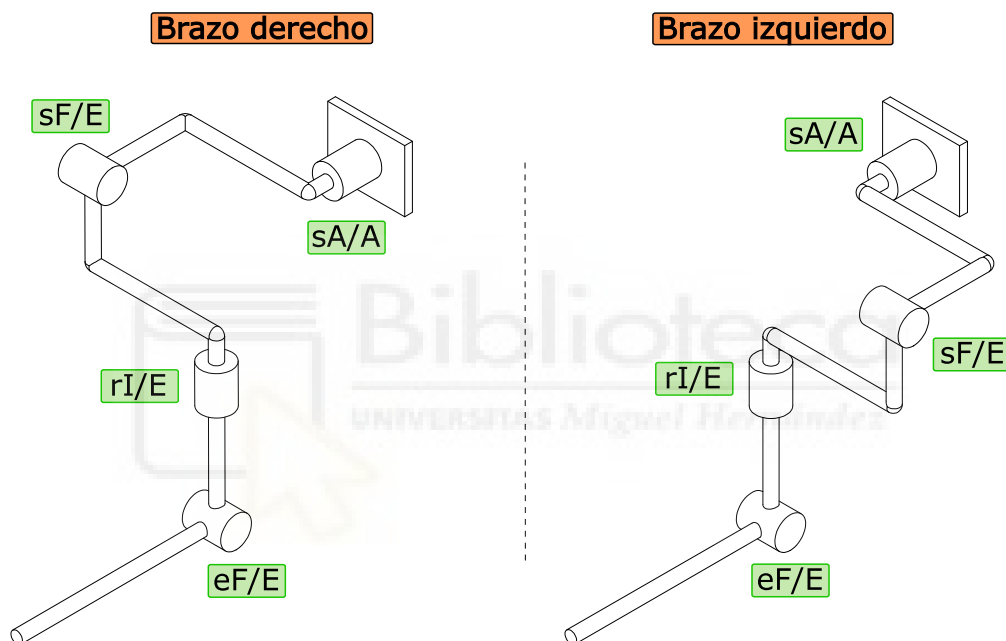


Figura 6.1: Concepto de la configuración cinemática del nuevo exoesqueleto de miembro superior, tanto para brazo derecho como para brazo izquierdo.

El sistema de referencia b es el que se emplea como sistema de referencia base del robot, de forma que, para ambas configuraciones de brazo, todo lo que se encuentre a la derecha del brazo del usuario tendrá una coordenada X positiva, lo que esté por delante de su hombro tendrá una coordenada Y positiva, y lo que se sitúe por encima de su hombro tendrá una coordenada Z positiva. Los sistemas de referencia 0, 1, 2 y 3 se han alineado con el giro de sus respectivas articulaciones, y se han orientado de forma que sean giros positivos la abducción en sA/A , la flexión en sF/E , la rotación interna en rI/E y la flexión en eF/E , resultando negativos los movimientos de aducción,

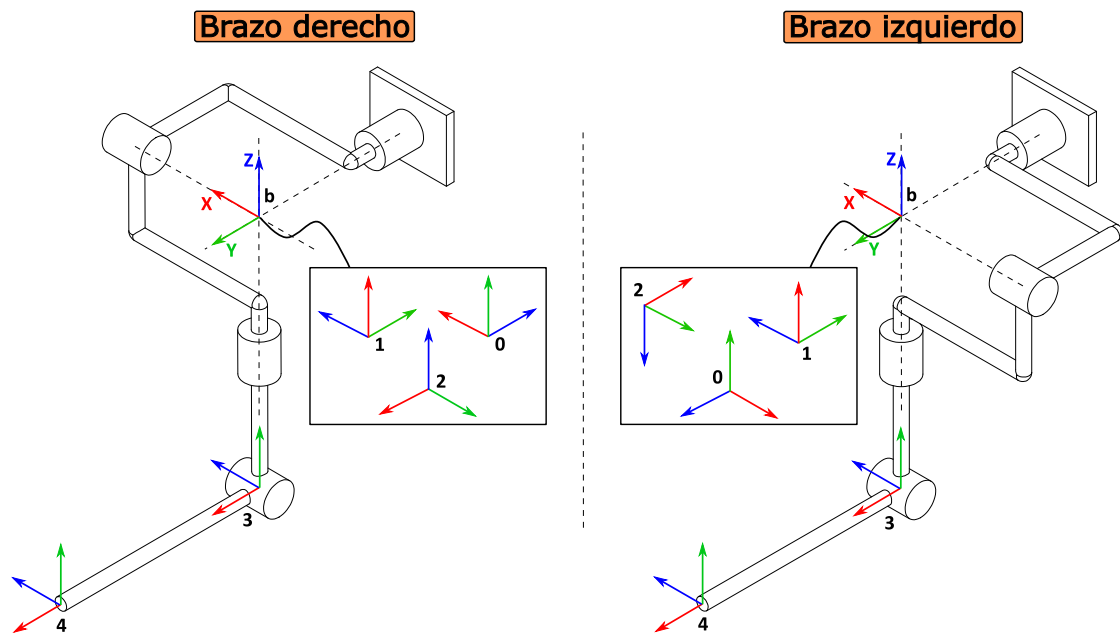


Figura 6.2: Disposición de los sistemas de referencia DH para ambas configuraciones.

extensión y rotación externa en el hombro, así como la extensión en codo. El sistema de referencia 4 tiene la misma orientación que sistema de referencia 3 por sencillez.

En las tablas 6.1 y 6.2 se recogen las transformaciones entre dichos sistemas de referencia según el convenio DH para cada una de las configuraciones. $L1$ hace referencia a la distancia entre los ejes de giro en sF/E y eF/E , mientras que $L2$ se corresponde con la distancia entre el eje de giro en eF/E y el centro de la mano del usuario.

Tabla 6.1: Parámetros DH para la configuración de brazo derecho.

Matriz de Transf.	θ	\mathbf{d}	\mathbf{a}	α
A_0^b	0	0	0	90°
A_1^0	$q_1 + 90^\circ$	0	0	90°
A_2^1	$q_2 - 90^\circ$	0	0	-90°
A_3^2	q_3	$-L1$	0	90°
A_4^3	q_4	0	$L2$	0

Otro de los requisitos que debe cumplir el prototipo del exoesqueleto es que debe ser capaz de medir la intención de movimiento del usuario que lo portará para poder llevar

Tabla 6.2: Parámetros DH para la configuración de brazo izquierdo.

Matriz de Transf.	θ	\mathbf{d}	\mathbf{a}	α
A_0^b	180°	0	0	90°
A_1^0	$q_1 + 90^\circ$	0	0	-90°
A_2^1	$q_2 + 90^\circ$	0	0	-90°
A_3^2	$q_3 + 180^\circ$	$L1$	0	-90°
A_4^3	q_4	0	$L2$	0

a cabo un control más intuitivo del sistema. Para medir el par de interacción entre el usuario y el dispositivo robótico en cada una de las articulaciones, se han incorporado al mecanismo los sensores de par F209W, capaces de registrar hasta 60 Nm. En la Fig. 6.3 se muestra el diseño CAD del sensor empleado (izquierda) y su montaje sobre la articulación que realiza los movimientos de sF/E (derecha). Se ha incorporado un sensor en cada una de las articulaciones, y se han conectado a través de un bus CAN.



Figura 6.3: Sensores de par utilizados en cada una de las articulaciones del exoesqueleto.

Estos sensores son muy sensibles, por lo que permiten medir pares muy pequeños. Esto se traduce en que serán capaces de detectar deformaciones muy pequeñas entre su anillo exterior y su anillo interior, lo que se produce cuando el usuario intenta mover el dispositivo a voluntad. De esta forma, podemos conocer la intención de movimiento del usuario, y podemos aplicar la asistencia conveniente en cada caso.

El hecho de añadir los sensores de par al sistema robótico ha hecho necesario el rediseño de las articulaciones, puesto que no sólo hay que tener en cuenta las dimensiones del propio sensor, sino también la disposición y el recorrido del cable

que lo alimenta en función del propio movimiento del exoesqueleto. En la Fig. 6.4 se observan las diferencias entre la articulación sA/A del prototipo anterior (izquierda) y su análoga actual (derecha).

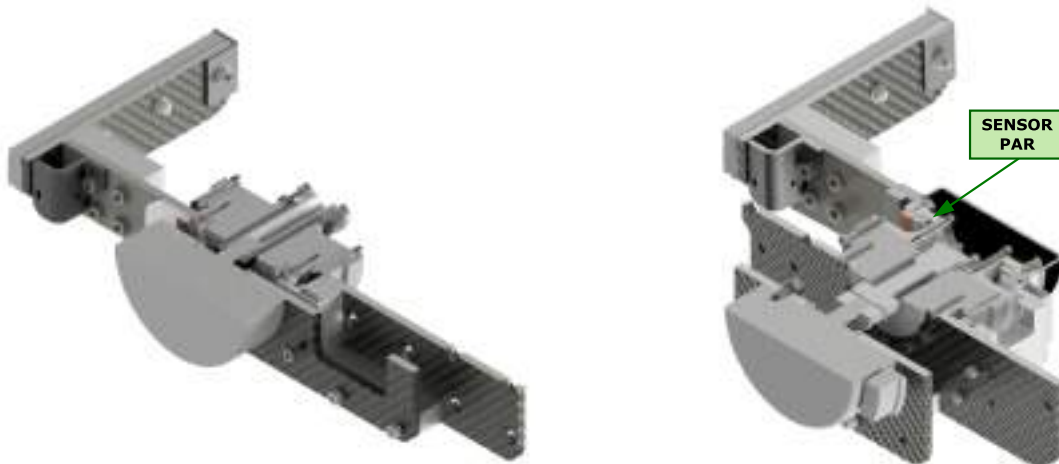


Figura 6.4: Comparación de las configuraciones de la articulación sA/A tras la incorporación de los sensores de par. La imagen de la izquierda muestra la articulación del prototipo anterior, mientras que en la imagen de la derecha se observa la nueva configuración.

Las articulaciones, en general, han quedado algo más grandes que en el prototipo anterior, pero también se ha mejorado el ensamblaje de los distintos elementos, dando lugar a articulaciones más rígidas y más fáciles de montar. En la Fig. 6.5 se muestra como ejemplo el detalle de la sección de una de las articulaciones, en concreto sA/A , donde se observan los distintos elementos que la componen y su disposición. Puede apreciarse que en el modelo actual, el eslabón de salida no se encuentra entre el motor y la reductora, como sucedía anteriormente, sino que se ha situado en uno de los extremos de la articulación. Esta nueva disposición tiene lugar en las articulaciones sA/A , sF/E y eF/E , facilitando la conversión del exoesqueleto de configuración de brazo izquierdo a derecho, y viceversa.

Estos cambios en las articulaciones han sido especialmente difíciles de asumir en la articulación rI/E , ya que no había margen para hacer crecer la articulación, pues podría provocarse la colisión entre el motor de rI/E y el de eF/E al ajustarse la distancia entre sF/E y eF/E para adaptarse a la longitud del brazo del usuario. Para ello se ha girado 180 grados el motor en rI/E , y se han añadido dos engranajes de dientes rectos de Norelem® para transmitir el movimiento del motor a la polea de entrada, como se

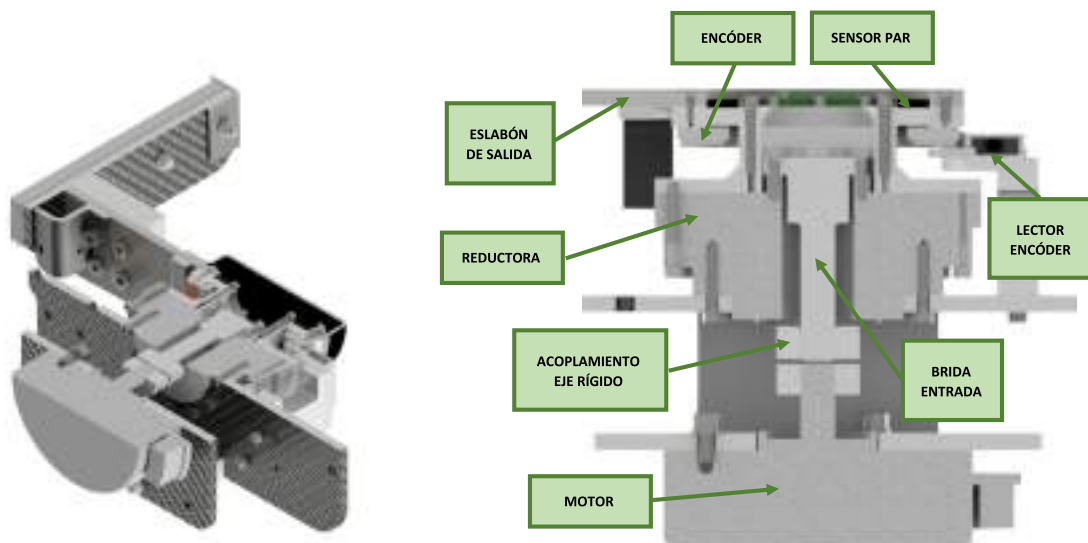


Figura 6.5: Sección de la nueva configuración de la articulación sA/A .

muestra en la Fig. 6.6, donde se observa la configuración antigua (izquierda) y la nueva articulación correspondiente a los movimientos de rI/E (derecha).

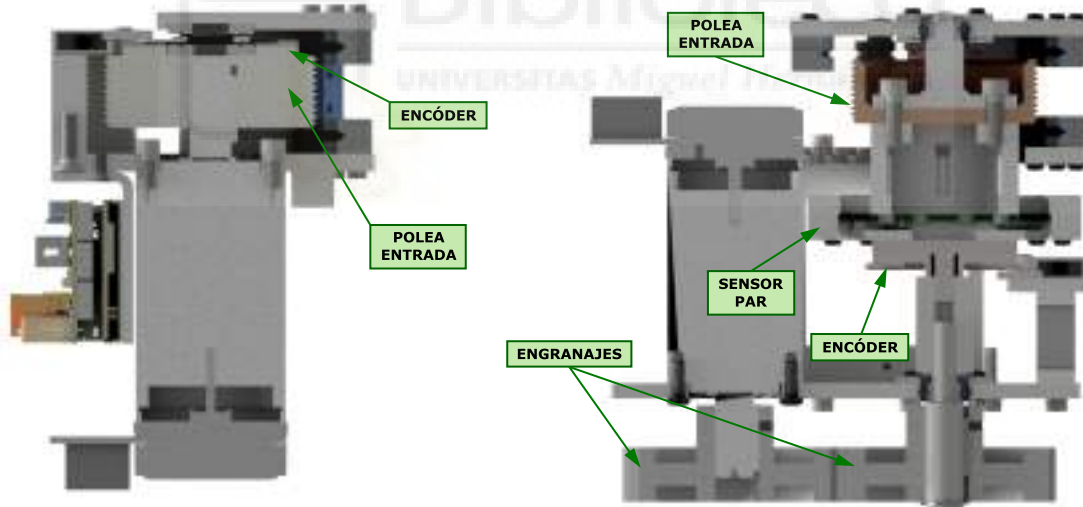


Figura 6.6: Comparación de las configuraciones de la articulación sA/A tras la incorporación de los sensores de par.

Al colocar el motor en la parte externa de la articulación, la unión entre las mordazas y la polea de salida se encuentra muy forzada, ya que la palanca realizada en esa zona es mayor que antes. Para compensarlo se ha añadido una segunda polea, situada en el

otro extremo, de forma que el bloque que contiene el motor y la polea de entrada en rI/E se encuentre biapoyado. Esto ha eliminado el juego que había en el mecanismo anterior entre la parte deslizante de la polea y las mordazas, y también ha mejorado su rigidez. Además, se ha modificado el rango de movimiento de esta articulación, ya que uno de los objetivos del rediseño de este último prototipo es la obtención de un exoesqueleto válido tanto para brazo derecho como para brazo izquierdo, y para ellos se ha diseñado la polea de salida de forma que sea simétrica, obteniéndose los mismos grados en la rotación interna que en la externa (Fig. 6.7).



Figura 6.7: Incorporación de una polea externa en rI/E para aportar rigidez al sistema y dar estabilidad a la articulación.

En cuanto a la adaptabilidad del exoesqueleto, el prototipo anterior ya contaba con guías lineales para ajustar la distancia entre sA/A y sF/E , así como para hacer coincidir el eje de giro de la articulación sA/A con su análoga humana. Sin embargo, por limitaciones de espacio no se había podido mejorar la adaptabilidad en la distancia entre el hombro y el codo (sF/E y eF/E), lo que viene determinado por la longitud del brazo del usuario. Anteriormente, se llevaba a cabo este ajuste aflojando 4 tornillos en la parte exterior del codo y dejando deslizar los eslabones de rI/E y eF/E entre sí.

Actualmente se han incorporado dos guías lineales con freno manual de la marca Igus[®], como las que se observan en la Fig. 6.8, que no sólo facilitan el ajuste entre sF/E y eF/E , sino que además aportan mayor rigidez a la unión entre rI/E y eF/E .

Agrupando todas estas modificaciones en el dispositivo anterior se obtiene la versión final del exoesqueleto de miembro superior, mostrado en la Fig. 6.9.

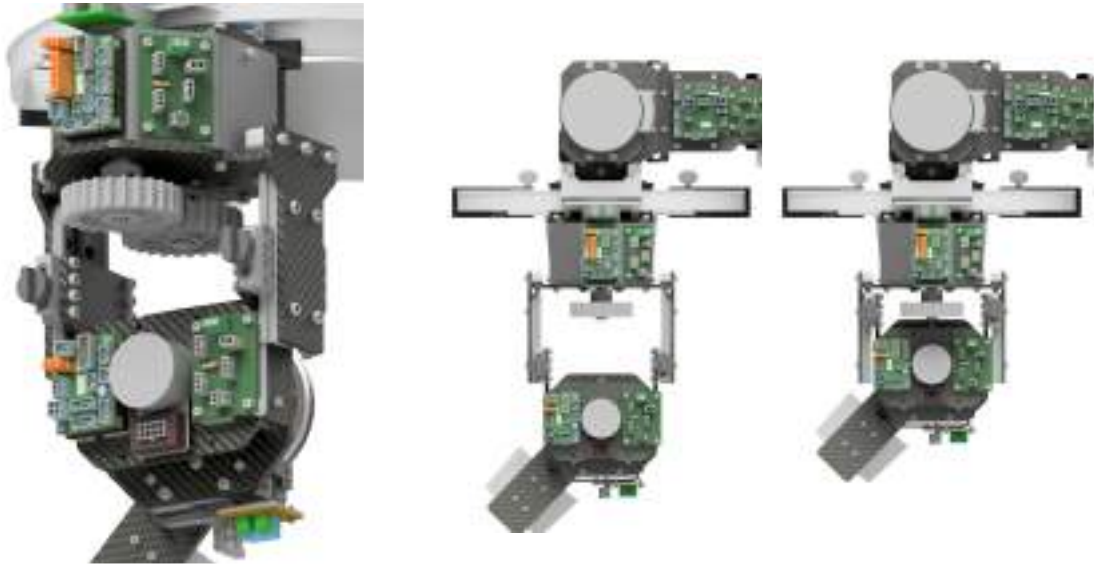


Figura 6.8: Guías lineales que permiten ajustar la distancia entre sF/E y eF/E para adaptarse a las longitudes de brazo de los distintos usuarios.



Figura 6.9: Versión final del exoesqueleto activo de miembro superior.

Para poder facilitar las pruebas experimentales que se lleven a cabo posteriormente, se ha mejorado la estructura sobre la que se apoya el dispositivo, que puede observarse en la Fig. 6.10. También pueden observarse las posiciones establecidas para llevar a cabo el cambio entre ambas configuraciones de forma cómoda y segura.

Esta estructura se compone de una base con ruedas que pueden ser bloqueadas manualmente, un husillo para regular la altura del dispositivo, y un sistema de anclaje que permite colocar fácilmente el exoesqueleto sobre la estructura. También se ha

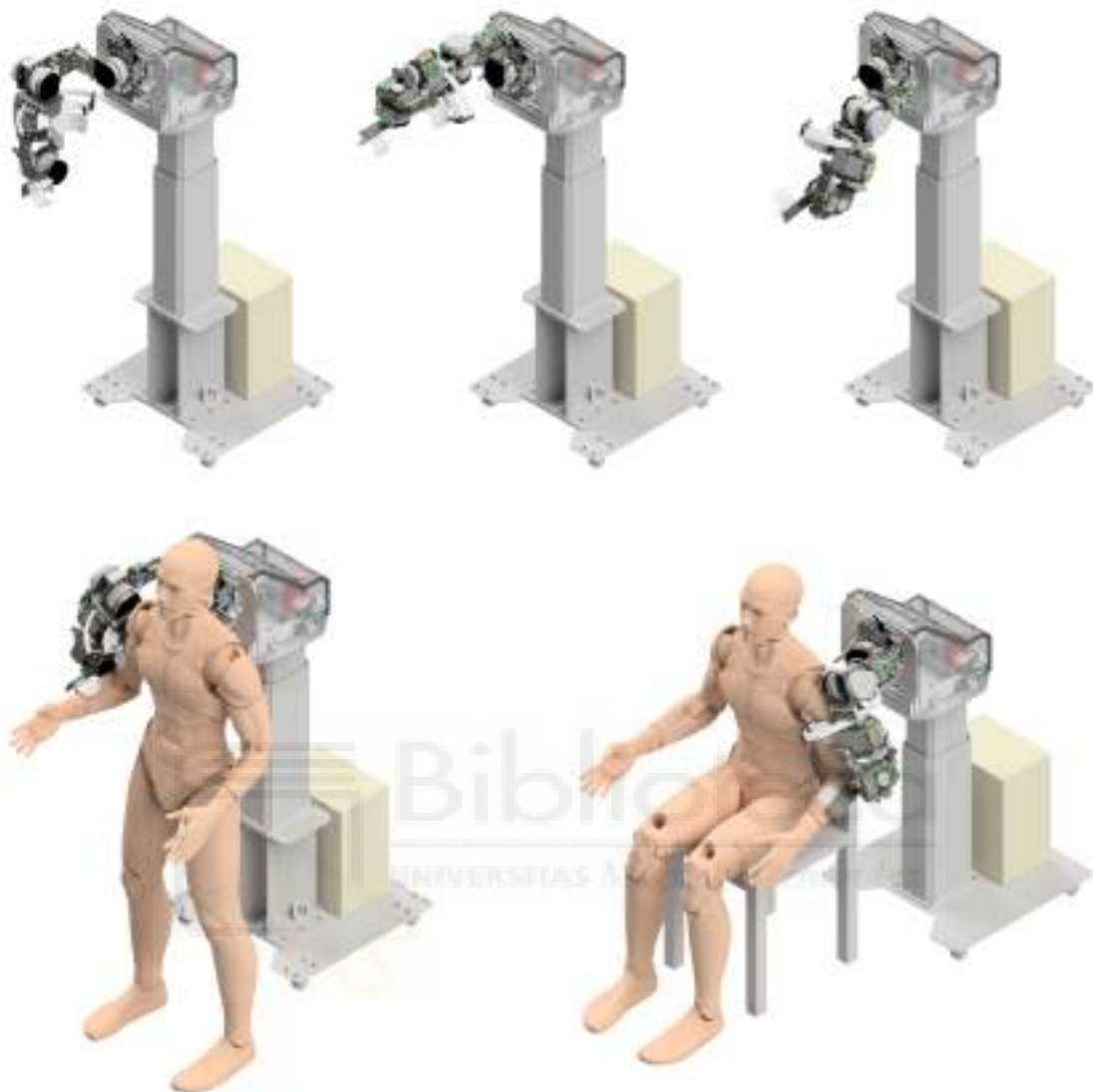


Figura 6.10: Diseño del sistema completo desarrollado en las distintas configuraciones posibles.

añadido al sistema un cuadro de alimentación con corriente continua para poder llevar a cabo experimentaciones más largas sin necesidad de depender de la batería diseñada anteriormente, así como un soporte adicional que permite aumentar la altura del exoesqueleto sobre el suelo de forma considerable.

Todo ello permite tener un set up mucho más versátil a la hora de llevar a cabo las experimentaciones, ya que se ha obtenido un dispositivo que puede ser desplazado fácilmente por la sala, que no necesita baterías y que ofrece la posibilidad de realizar pruebas con los usuarios de pie o sentados.

Tras realizar el diseño del nuevo exoesqueleto, se lleva a cabo la fabricación del prototipo final del sistema robótico desarrollado en esta tesis doctoral, mostrado en la Fig. 6.11.

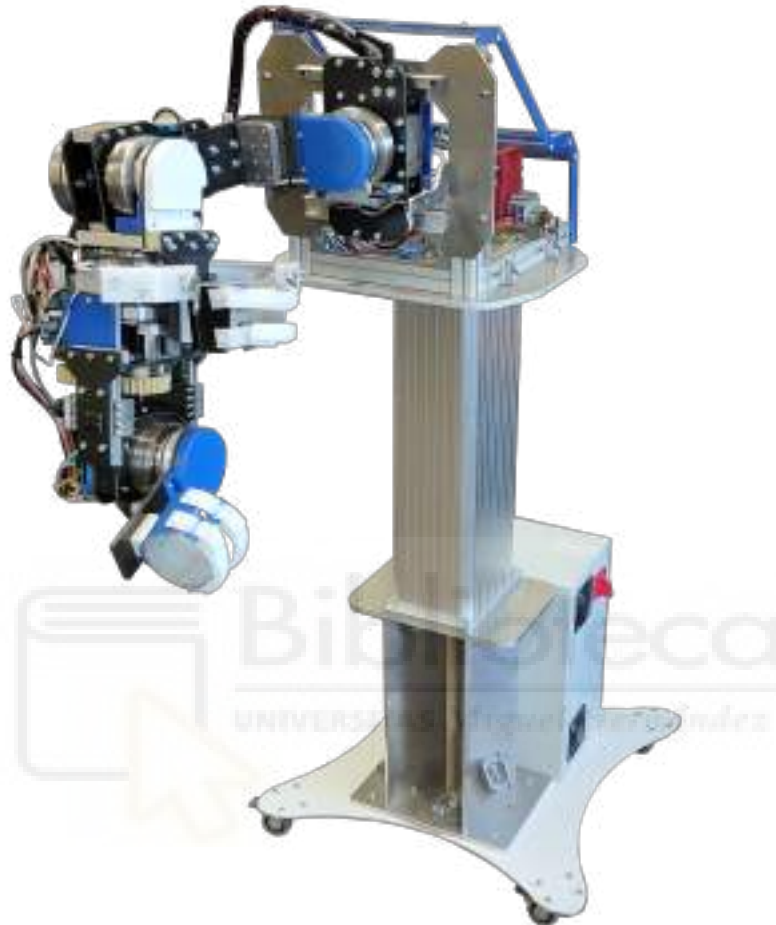


Figura 6.11: Prototipo final del sistema.

6.3 IMPLEMENTACIÓN DEL NUEVO MODO DE CONTROL

6.3.1 *Cinemática inversa del prototipo final del exoesqueleto de miembro superior*

Para la resolución de la cinemática inversa del dispositivo desarrollado se ha empleado un algoritmo numérico basado en el cálculo de la matriz Jacobiana (J)

para converger a una solución (6.1), donde se asume un determinado error de posición (ϵ).

$$q = J(q)^{-1} * X_{des} \quad (6.1)$$

Este algoritmo se divide en los siguientes pasos, que se resumen en la Fig. 6.12:

1. Se establece la posición del efector final que se desea alcanzar (X_{des}) y se calculan los valores articulares iniciales (q_0)
2. Se lleva a cabo la cinemática directa para determinar la posición del efector final (X) a partir de los valores articulares anteriores
3. Se calcula el error entre posición deseada y posición del efector final actual ($\Delta X = X_{des} - X$)
4. Si el valor absoluto del error es menor que el error máximo establecido ($|\Delta X| < \epsilon$), se considera que se ha llegado a una solución aceptable y se detiene el algoritmo, siendo el valor actual de q la solución
5. Si el valor absoluto del error en posición es demasiado grande, se deben calcular de nuevo los valores articulares, cuya actualización depende del cálculo de la pseudoinversa de la matriz Jacobiana, además de un factor que regula "la velocidad de cambio" (α)
6. Se actualiza q y volvemos al punto 2

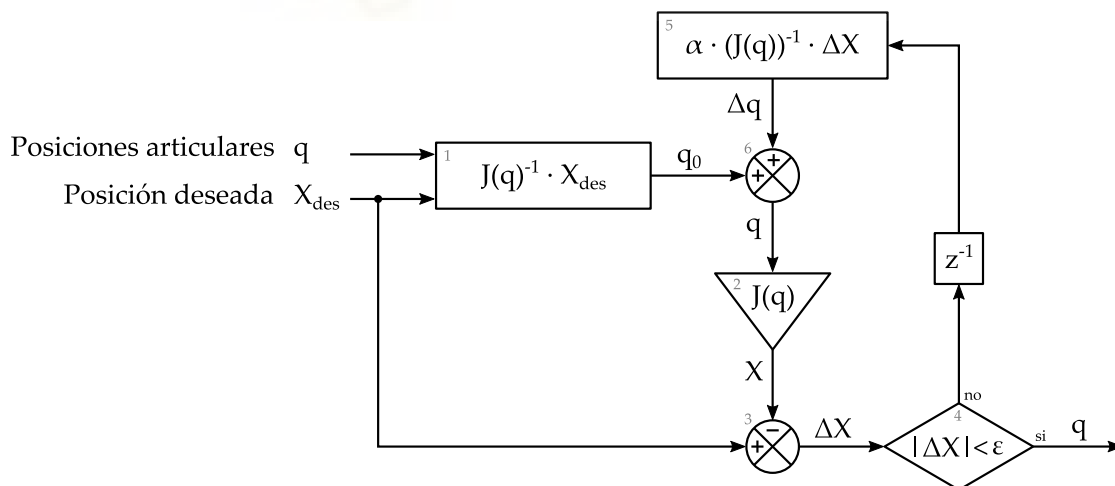


Figura 6.12: Algoritmo empleado para el cálculo de la cinemática inversa.

Además, se aplica un control sobre el número máximo de iteraciones del algoritmo, el cual se establecerá en 1000. Puesto que es posible que el algoritmo no converja a una solución válida, es necesario aplicar un número máximo de intentos, a partir del cuál se cambiará el valor inicial q_0 .

Para observar el comportamiento del algoritmo según los parámetros α y ε se han llevado a cabo unas pruebas con el fin de optimizar el tiempo de resolución. Para ello se establecen dos posibles valores de ε (1 cm y 1 mm) y diversos valores de α . Para cada valor de estos parámetros se resuelve la cinemática inversa para una posición aleatoria del espacio de trabajo un total de 100 veces, y se contabiliza en cuántas de ellas se ha logrado alcanzar una posición válida (dentro de los límites articulares), así como el número de iteraciones que se han necesitado para alcanzar dicha solución. Se ha observado que cuando el error máximo es de 1 cm, es más fácil alcanzar una solución de forma general. Además, se observa que el valor óptimo de α debería encontrarse entre 1 y 1.5. Tras varias pruebas con el exoesqueleto, se decide establecer el valor de α a 1.3.

Una vez se obtiene la resolución de la cinemática inversa, se procede a planificar una trayectoria en el espacio cartesiano. En este caso, el objetivo será planificar una trayectoria recta entre la posición actual del exoesqueleto (X) y la posición deseada (X_{des}). Para planificar una trayectoria recta en el espacio cartesiano se han seguido los siguientes pasos:

1. Muestrear la trayectoria en puntos
2. Establecer una distancia máxima entre puntos ($d = 1 \text{ cm}$).
3. Calcular el número de puntos de la trayectoria (N)
4. Calcular incrementos en el espacio cartesiano (x, y, z) a partir de la distancia entre posición actual y final ($q(i+1) - q(i)$) y el número de puntos N
5. Hallar posición en el espacio cartesiano de todos los puntos de la trayectoria

Una vez se han obtenido todos los puntos de la trayectoria en el espacio cartesiano, se calcula la trayectoria en el espacio articular de acuerdo al algoritmo representado en el diagrama de la Fig. 6.13.

Si se ha realizado una primera búsqueda de la solución a la cinemática inversa sin éxito, es necesario buscar de nuevo una solución partiendo de una posición q_0 cercana a la posición articular anterior, que se establecerá como dicho valor $\pm 3^\circ$. Al aplicar este

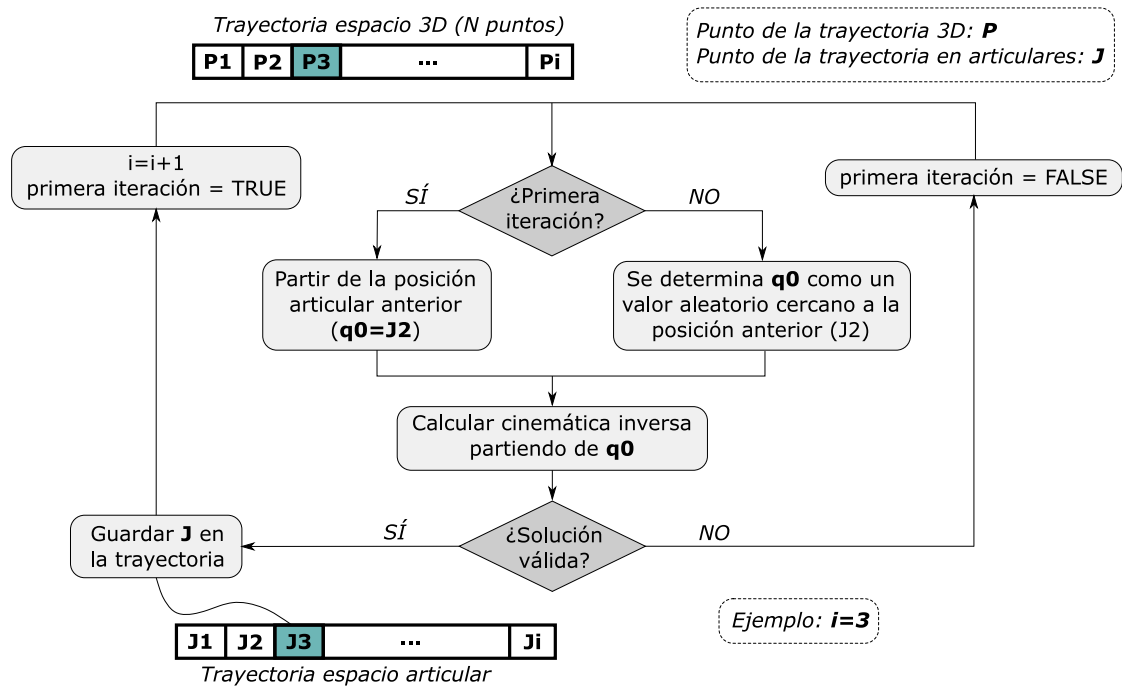


Figura 6.13: Algoritmo empleado para el cálculo de la trayectoria en el espacio articular.

algoritmo se calcula una trayectoria en el espacio articular capaz de mover linealmente el efector final hasta la posición deseada.

Una vez se ha generado dicha trayectoria en el espacio articular se replicará controlando las articulaciones del exoesqueleto en velocidad. Para ello, primero se establece el tiempo en el que se desea completar la trayectoria, y a continuación, se establece el tiempo en que se alcanzará cada uno de los puntos de esa trayectoria (Δt) mediante la ecuación 6.2:

$$\Delta t = \text{Tiempo trayectoria} / N \quad (6.2)$$

Por otra parte, como tenemos todos los valores articulares de la trayectoria, junto con Δt , se calcula la velocidad que se le debe enviar a cada articulación mediante la ecuación 6.3:

$$\text{Velocidad articular} = \frac{q(i+1) - q(i)}{\Delta t} \quad (6.3)$$

6.3.2 Control en modo transparente

Este modo de control permite al usuario mover el exoesqueleto sin que el dispositivo oponga resistencia, es decir, como si estuviera moviendo el brazo en modo libre (sin sistema robótico). En entornos industriales, el control en modo transparente podría resultar especialmente útil en tareas de teleoperación, donde el trabajador podría manejar un dispositivo en remoto a través del movimiento del exoesqueleto.

Para ello es necesario que los motores ayuden al usuario a vencer las reductoras existentes en las articulaciones y el resto de las fricciones que el exoesqueleto pudiera presentar debido a los elementos que lo componen. Con el objetivo de determinar el grado de asistencia que los actuadores deben aportar se utilizan los sensores de par incorporados en las articulaciones. Estos sensores, como se ha descrito anteriormente, registran el par que se ejerce en cada articulación cuando el usuario intenta mover el dispositivo y las altas relaciones de transmisión de las reductoras se lo impiden.

Puesto que se conoce la constante de corriente/par de cada motor, se utiliza la información de los sensores para aplicar una corriente proporcional de forma que las articulaciones giren acorde con la intención del usuario, buscando que la lectura en los sensores se reduzca a 0 Nm.

Sin embargo, puesto que en un sistema robótico de este tipo existen fricciones, vibraciones, cargas y otros factores que no se limitan a pares puros en las articulaciones, utilizar la constante corriente/par del motor no resulta suficiente para lograr un control satisfactorio. Por ello, se han empleado reguladores PID para el cálculo de la corriente que se debe aplicar en cada una de las articulaciones del robot y compensar así el par realizado por el usuario al intentar mover el dispositivo.

Debido a que los propios eslabones del exoesqueleto aplican de por sí un cierto par en las articulaciones debido a su propio peso, se han establecido dos mecanismos para obviar estas contribuciones y así tener en cuenta únicamente las lecturas de los sensores que se deban a la interacción entre el usuario y el dispositivo. Por un lado, al iniciar el control transparente se establece un valor de lectura cero, eliminando el *offset* que los sensores puedan presentar en función de la posición actual del dispositivo. Por otro lado se ha utilizado un regresor lineal para aproximar el par obtenido en los sensores debido al peso del propio dispositivo en función de las distintas coordenadas articulares.

En este último caso se decide hacer un muestreo de diferentes posiciones del exoesqueleto mediante el cual se registran los valores de los sensores para cada una de esas posiciones articulares. De esta forma tendremos los pares asociados a las deformaciones del dispositivo debido al propio peso de sus elementos, en función de la posición de sus articulaciones. Este muestreo en el espacio de trabajo se realiza moviendo el exoesqueleto a 120 posiciones articulares diferentes, tratando de cubrir el máximo espacio posible. Las 120 posiciones resultan de combinar todos los valores siguientes, expresados en grados:

- sA/A : 5, 20, 35, 50, 65, 80
- sF/E : 5, 25, 45, 65, 85
- eF/E : 0, -30, -60, -90

Los pares recogidos en cada una de las articulaciones para cada una de estas posiciones se almacenan en un fichero que se utilizará posteriormente para entrenar en Matlab el regresor empleado. Se utilizarán 90 de estas posiciones (el 75%) para ajustar el regresor, y las 30 restantes (el 25%) como conjunto de test para comprobar el error cometido en las predicciones de los pares. Con los datos de entrenamiento de este modelo se ha obtenido un error cuadrático medio (**RMSE**) entre el par estimado y el medido de 0,975 Nm para la articulación sA/A , y un **RMSE** de validación de 1,257 Nm. En cuanto a la articulación sF/E , se ha obtenido un **RMSE** de 0,75 Nm con los datos de entrenamiento del modelo, y 0,765 Nm en la validación. Puesto que los valores del **RMSE** de entrenamiento y validación son similares, podemos decir que el modelo empleado generaliza correctamente la relación entre pares medidos y posiciones articulares. Además, se ha comprobado que dichos errores no suponen un problema a la hora de controlar el dispositivo robótico, ya que el empleo de los PID corrige la mayor parte de dicho error.

Una vez se ha entrenado el regresor, se introduce el modelo en el controlador, que se divide en los siguientes pasos:

1. Lectura del valor del par en la articulación (τ_{sensor})
2. Cálculo mediante el regresor del par en dicha articulación en función de la posición articular ($\tau_{regresor}$)
3. Cálculo de la diferencia entre el valor medido en el sensor y el calculado por el regresor ($\Delta\tau = \tau_{sensor} - \tau_{regresor}$)
4. Se introduce el valor $\Delta\tau$ en el regulador PID para tomar una acción de control

6.3.3 Comprobación del nuevo modo de control

Como se ha comentado anteriormente, el control en modo transparente es especialmente útil en industria para llevar a cabo tareas de teleoperación, o incluso para que el operario grabe una trayectoria que podrá ser almacenada y replicada posteriormente por el exoesqueleto para dar soporte a cualquier otro usuario. Para ello, es necesario comprobar que el sistema robótico propuesto es capaz de moverse en función de la intención de movimiento del usuario, y que la trayectoria guardada se replica correctamente, es decir, que los errores en las posiciones articulares no supongan un problema a la hora de realizar las tareas asignadas.

Con el objetivo de llevar a cabo esta comprobación, se ha grabado una trayectoria empleando el nuevo control implementado y posteriormente se ha replicado el movimiento del exoesqueleto 3 veces. La Fig. 6.14 muestra las posiciones articulares alcanzadas durante todos los movimientos para analizar las diferencias entre la trayectoria grabada y las repetidas por el exoesqueleto. Analizando las distintas posiciones articulares alcanzadas por el dispositivo robótico en sA/A , sF/E y eF/E , se ha obtenido una media de error de 0,075 radianes teniendo en cuenta las 3 repeticiones conjuntamente, lo que no dificulta alcanzar las posiciones deseadas.

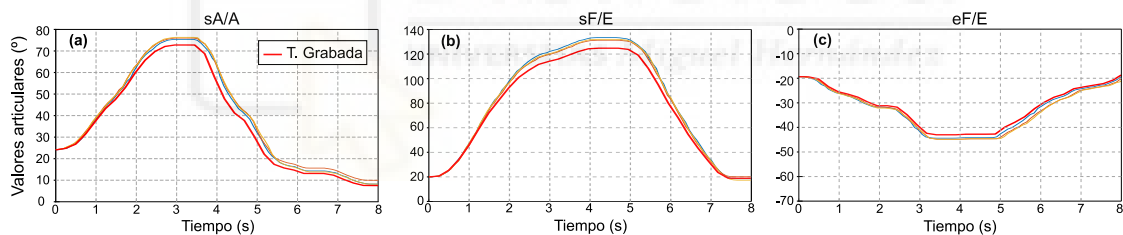


Figura 6.14: Comparación entre la trayectoria grabada empleando el control transparente y la trayectoria replicada por el exoesqueleto.

6.4 ESTUDIO PILOTO CON SUJETOS SANOS

En esta sección se procede a describir la experimentación llevada a cabo para poner a prueba el prototipo final del sistema y los modos de control implementados. Para ello se ha realizado un estudio piloto en la Univesità Campus Bio-Medico di Roma (UCBM), donde se han analizado los cambios en la actividad muscular y en distintos parámetros fisiológicos cuando se lleva a cabo una tarea de ámbito industrial con la ayuda del

dispositivo robótico. Se trata, por tanto, de un estudio similar a la experimentación descrita en el capítulo anterior de esta memoria de tesis, donde se ha aumentado el número de datos adquiridos y se ha contado con la experiencia que la UCBM tiene en el empleo de estos sensores para adquirir medidas fisiológicas.

El objetivo principal de este estudio piloto es evaluar el protocolo de experimentación necesario para comprobar si el exoesqueleto de miembro superior desarrollado reduce la fatiga y el consumo metabólico cuando se incorpora a la ejecución de la actividad. Por tanto, se pretende verificar que las medidas adquiridas ofrecen información suficiente para evaluar el correcto funcionamiento del dispositivo, y permite optimizar el protocolo que se empleará en experimentaciones posteriores.

6.4.1 Participantes

Para este estudio se ha contado con la colaboración de 4 sujetos sanos, 3 hombres y 1 mujer, todos ellos diestros.

Sus edades están comprendidas entre los 25 y los 27 años ($25,75 \text{ años} \pm 0,957 \text{ años}$), con alturas que oscilan entre 1,64 y 1,82 metros ($1,765 \text{ m} \pm 0,084 \text{ m}$), y un peso entre 53 y 79 kilogramos ($72,25 \text{ kg} \pm 12,894 \text{ kg}$). Todos los participantes dieron su consentimiento informado por escrito antes de participar en el estudio.

6.4.2 Descripción de la tarea

La actividad consiste en la ejecución de 3 tareas relacionadas con una actividad industrial de taladrado. Por un lado se realizará una operación de perforación horizontal a una altura determinada, por otro se llevará a cabo una operación de taladrado por encima de la cabeza, y por último se englobarán ambas tareas en una única que comprenda ambos movimientos. Todas ellas se llevarán a cabo de forma aleatoria por cada sujeto con el fin de no condicionar los datos experimentales.

El objetivo de separar las tres tareas también permite observar cuál de ellas genera una mayor fatiga al usuario que la realiza, y en cuál de ellas el exoesqueleto asiste más al sujeto. Las tareas simples se componen únicamente de las siguientes 3 etapas, que forman una *trial*:

1. Mover el brazo desde la posición "INICIO" a la posición "OBJETIVO"

2. Volver a la posición "INICIO"
3. Esperar 2 segundos

En el caso de la tarea completa, se ha dividido el movimiento en las 14 etapas que se muestran a continuación, donde se han añadido los movimientos que harían falta para coger y dejar la herramienta necesaria para llevar a cabo la actividad (Fig. 6.15).

1. Mover el brazo desde la posición "INICIO" a la posición "COGER TALADRO"
2. Volver a la posición "INICIO"
3. Esperar 2 segundos
4. Mover el brazo desde la posición "INICIO" a la posición "TALADRO_a"
5. Esperar 2 segundos
6. Volver a la posición "INICIO"
7. Esperar 2 segundos
8. Mover el brazo desde la posición "INICIO" a la posición "TALADRO_b"
9. Esperar 2 segundos
10. Volver a la posición "INICIO"
11. Esperar 2 segundos
12. Mover el brazo desde la posición "INICIO" a la posición "DEJAR TALADRO"
13. Volver a la posición "INICIO"
14. Esperar 2 segundos

La tarea se lleva a cabo bajo dos condiciones, en modo libre (SE) y con la ayuda del exoesqueleto de miembro superior (CE), al igual que en los capítulos anteriores. Se obtienen, por tanto, las siguientes clasificaciones:

- Sin Exoesqueleto - Tarea Arriba (SE-TA)
- Sin Exoesqueleto - Tarea Delante (SE-TD)
- Sin Exoesqueleto - Tarea Completa (SE-TC)
- Con Exoesqueleto - Tarea Arriba (CE-TA)
- Con Exoesqueleto - Tarea Delante (CE-TD)
- Con Exoesqueleto - Tarea Completa (CE-TC)



Figura 6.15: Grabación de la trayectoria con el exoesqueleto para llevar a cabo la tarea completa.

Para establecer las trayectorias de cada uno de los movimientos, los usuarios harán uso del control en modo transparente desarrollado y descrito anteriormente en este capítulo para que el movimiento replicado posteriormente sea lo más natural posible. Con el objetivo de que las posiciones articulares en ambas condiciones sean lo más parecidas posibles, se ha marcado sobre una pared la posición a la que tienen que llevar el taladro, así como se ha indicado la posición donde deben situarse y donde cogerán y dejarán la herramienta.

Mientras se graban las trayectorias, se recogen mediante una interfaz de usuario los tiempos necesarios para completar cada uno de los movimientos. Posteriormente, para la condición *SE*, se mostrará por pantalla al sujeto el movimiento que deberá realizar en cada momento, indicando inicio, final y tiempo de espera. De esta forma se

podrá comparar posteriormente los datos recogidos en cada condición, pues tanto las trayectorias como los tiempos empleados en ambas serán similares.

6.4.3 Set up de la experimentación

El set up del estudio se puede ver en la Fig. 6.16, donde se muestran algunos de los dispositivos empleados en la experimentación, puesto que el resto se encuentran bajo la ropa. Como puede observarse, los sujetos se posicionan de pie delante de una pantalla donde se mostrará en cada momento el movimiento que deben realizar y en cuánto tiempo deben completarlo. Deberán llevar a cabo la actividad con su brazo dominante, y antes de comenzar la experimentación se procederá al ajuste del exoesqueleto para adaptarlo a cada participante, tanto en altura como en la distancia entre articulaciones.



Figura 6.16: Set up de la experimentación.

Además del prototipo final del exoesqueleto de miembro superior desarrollado en el marco de la tesis, se ha utilizado la máscara VO2 Master Pro Mask (VO2 Master Health Sensors Inc.) para medir distintas respuestas respiratorias, al igual que en el estudio presentado en el capítulo anterior. También se ha empleado un Zephyr BioHarness™ (Zephyr Technology Corporation) para medir las señales cardíacas mediante las señales ECG de los sujetos.

Por otro lado, la UCBM ha colaborado en el estudio mediante el empleo de los sensores Trigno™ Avanti Sensor (Delsys) para la obtención de la señal EMG de diversos músculos.

6.4.4 Protocolo del estudio

La Fig. 6.17 resume el protocolo del estudio llevado a cabo, que tiene una duración de unas 2 horas aproximadamente.

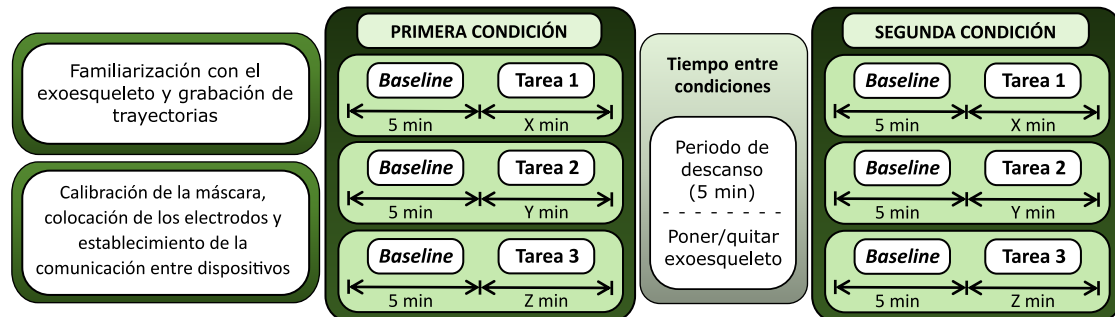


Figura 6.17: Protocolo de la prueba experimental llevada a cabo para validar el prototipo final del exoesqueleto de miembro superior.

En primer lugar se explica al sujeto en qué consiste la experimentación, y se realizan una serie de movimientos con el exoesqueleto con el objetivo de que se familiarice con el dispositivo robótico. Tras realizar unas trayectorias de prueba y comprobar que el exoesqueleto le resulta cómodo y que está bien colocado sobre su brazo, se procede a grabar las trayectorias de cada una de las tareas.

Posteriormente se le quita el exoesqueleto al sujeto, se procede a la colocación de los sensores empleados en el estudio y se comprueba la comunicación entre todos los dispositivos. A continuación se lleva a cabo la calibración de la máscara VO₂ Master Pro Mask y se inicia la grabación de los datos. Por último, se envía un *trigger* inicial a todos los dispositivos que servirá para tener todas las señales sincronizadas.

Para tener los datos de referencia de cada sujeto, se realiza un *baseline* de 5 minutos antes de cada una de las actividades, donde el usuario estará colocado en la posición de inicio y se le pedirá que se relaje y se mueva lo menos posible. Para cada una de las tareas, se repetirá cada *trial* 15 veces con el objetivo de medir el esfuerzo y la fatiga que le supone al sujeto llevar a cabo la actividad. No se ha hecho descanso entre actividades, ya que durante los *baselines* el sujeto tiene 5 minutos para recuperarse un poco y estabilizar sus señales de nuevo.

Completadas todas las tareas de la primera condición, se hace un descanso de 5 minutos y se prepara el set up para comenzar la segunda condición. Igual que en caso anterior, se realiza un *baseline* al inicio de cada actividad para obtener los datos de

partida cuando el sujeto está relajado, y se repiten todos los pasos de forma análoga para la segunda condición. Una vez el usuario ha terminado todas las tareas, realiza un test de usabilidad que nos sirve para evaluar el exoesqueleto de forma subjetiva, analizando la percepción que los sujetos tienen del sistema cuando incorporan el dispositivo a la ejecución de la actividad.

6.4.5 Datos adquiridos

6.4.5.1 Electromiografía

Para este estudio se han empleado los sensores inalámbricos Trigno™ Avanti Sensor (Delsys) para medir la actividad muscular de los usuarios cuando realizan la tarea SE y CE. En esta ocasión, a diferencia de los estudios llevados a cabo y presentados en los capítulos anteriores, se han medido los 8 músculos siguientes:

- Deltoides lateral
- Deltoides anterior
- Deltoides posterior
- Pectoral
- Trapecio
- Bíceps braquial
- Tríceps lateral
- Dorsal ancho (*latissimus dorsi*)

El posicionamiento de estos electrodos se ha establecido siguiendo el estándar SENIAM (Hermens et al., 1999), por lo que fueron colocados entre el centro del vientre muscular y una inserción tendinosa.

Las señales EMG se muestrearon a una frecuencia de muestreo de 1 kHz. Igual que en el capítulo anterior, se han procesado las medidas obtenidas mediante un filtro paso banda con frecuencia de corte de 20 a 500 Hz, y se han normalizado las medidas de cada músculo respecto a la CVM.

6.4.5.2 *Respuestas cardíacas*

Como se ha descrito en el capítulo anterior, la frecuencia cardíaca (HR) y la variabilidad en el pulso (HRV) son datos que se emplean con frecuencia para medir la intensidad de la actividad realizada, ya que son potentes biomarcadores sensibles a las condiciones fisiológicas y psicológicas (Gilgen-Ammann et al., 2019). Mientras que un valor bajo del HR hace referencia generalmente a un estado de reposo o de ejercicio moderado, los valores más elevados corresponden a niveles más altos de ejercicio o esfuerzo. Por el contrario, en el caso del HRV los valores más altos se refieren a valores de menor intensidad o esfuerzo, mientras que si se reduce ese valor corresponderá a un mayor nivel de intensidad.

Para obtener las medidas del ECG, como se ha introducido anteriormente, se ha empleado el dispositivo de telemetría de monitorización fisiológica Zephyr BioHarness™. Puesto que este dispositivo realiza un procesamiento de las señales, sólo se ha aplicado un filtro de paso alto de 0,004 Hz a la señal obtenida para eliminar su componente de corriente continua.

6.4.5.3 *Respuesta ventilatoria*

Para estudiar la respuesta ventilatoria de los usuarios se ha utilizado la máscara VO₂ Master Pro. Mediante este dispositivo, se ha extraído el consumo de oxígeno (VO₂), la frecuencia respiratoria (FR), el volumen tidal (VT) y la ventilación (VE) para todos los usuarios en cada una de las condiciones. Como se detallaba en el capítulo anterior, estas medidas suelen emplearse en la calorimetría indirecta para obtener una aproximación del consumo metabólico de forma no invasiva.

6.4.5.4 *Evaluación subjetiva de la usabilidad del sistema*

Con el objetivo de evaluar la usabilidad del sistema, se ha empleado el cuestionario SUS (Brooke, 1996), que se entregó a cada sujeto al finalizar la última de las tareas que debía realizar. Se trata de un test de 10 preguntas que los usuarios deben responder en función de su nivel de acuerdo/desacuerdo utilizando una escala de 5 puntos de tipo Likert (Likert, 1974). El SUS se ha empleado en numerosos trabajos recogidos en la literatura para medir el grado de usabilidad percibida por el usuario del sistema (J. Catalán, 2021; Catalan et al., 2021).

Este test puede interpretarse de formas muy diversas. En este caso concreto se ha utilizado una escala de adjetivos y rangos de aceptabilidad, que se muestran en la Fig. 6.18. Por un lado se asocian las puntuaciones obtenidas en el SUS con una escala de adjetivos para describir la experiencia de los usuarios mediante palabras en lugar de números (Bangor et al., 2009). Por otro, se hace otra asociación de las puntuaciones obtenidas en el test, con el objetivo de describir el grado de usabilidad del sistema en función de si lo consideran *acceptable* o *no acceptable* (Bangor et al., 2009).

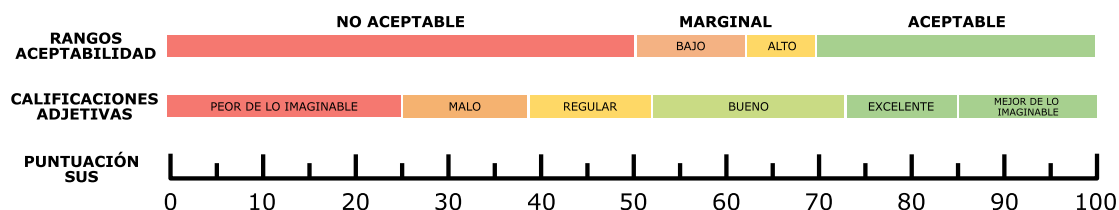


Figura 6.18: Interpretación del SUS mediante la asociación de las puntuaciones a una escala de calificaciones adjetivas y rangos de aceptabilidad.

6.5 RESULTADOS PRELIMINARES OBTENIDOS Y DISCUSIÓN

El objetivo de este estudio piloto con sólo 4 sujetos no es realizar un estudio estadístico para extraer conclusiones firmes, sino que pretende comprobar que la tendencia de los resultados obtenidos a partir del protocolo propuesto sigue la hipótesis que se pretende confirmar en una experimentación con un mayor número de usuarios. De esta forma será posible comprobar si el protocolo está bien definido o si por el contrario es posible realizar algún tipo de mejora en él o en la forma de adquirir las medidas para obtener unos datos más concluyentes.

Referente a los cambios en la actividad muscular, en general, se ha observado una reducción en las señales EMG cuando los sujetos llevan a cabo la tarea con el exoesqueleto. En concreto, las Fig. 6.19 y 6.20 muestran a modo de ejemplo los resultados obtenidos para el deltoides anterior y el deltoides lateral de uno de los usuarios al realizar las tareas individuales. Se han elegido estos músculos por tratarse de los más estudiados en trabajos que pretenden validar sistemas similares al propuesto (De Bock et al., 2022), además de ser una de las medidas que no se analizaron en el estudio anterior.

Observando los resultados se puede apreciar que existe una reducción considerable para el deltoides anterior y el deltoides lateral al realizar ambas tareas con la ayuda

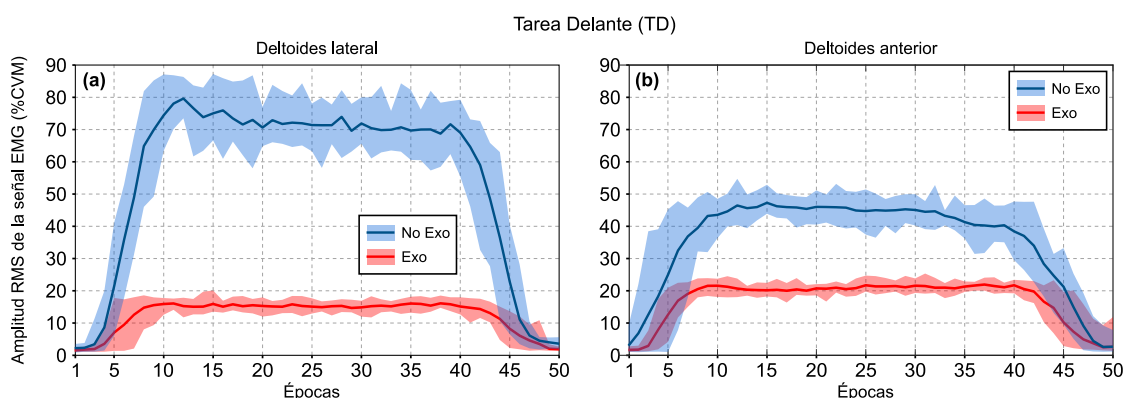


Figura 6.19: Representación gráfica de los resultados del **EMG** del deltoides lateral y el deltoides anterior al llevar a cabo la tarea hacia delante. Todos los resultados se han normalizado con respecto a la **CVM**.

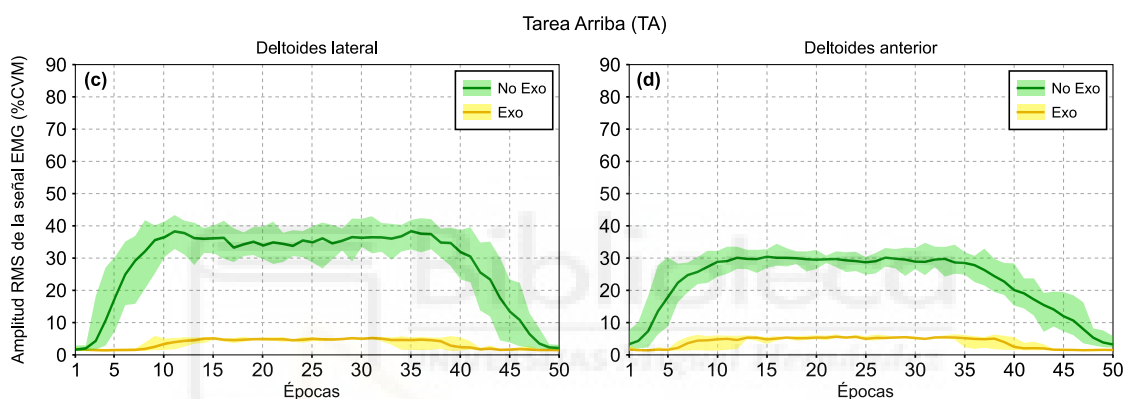


Figura 6.20: Representación gráfica de los resultados del **EMG** del deltoides lateral y el deltoides anterior al llevar a cabo la tarea hacia arriba. Todos los resultados se han normalizado con respecto a la **CVM**.

del sistema robótico, y en el caso concreto de la actividad por encima de la cabeza (**CE-TA**), el valor de la actividad muscular sugiere que el sujeto apenas realiza esfuerzo en esa condición. Cuantificando estos resultados, en la tarea hacia delante (**CE-TD**, Fig. 6.19) se ha obtenido una reducción de más del 56 % en el deltoides lateral, y del 24 % en deltoides anterior. En la tarea hacia arriba (**CE-TA**, Fig. 6.20), se ha reducido la actividad muscular en el deltoides lateral alrededor de un 30 %, y un 24 % en el caso del deltoides anterior.

Estos primeros resultados están en concordancia con los obtenidos en las experimentaciones descritas anteriormente, y sugieren que, efectivamente, el exoesqueleto reduce la actividad muscular de los usuarios cuando se incorpora a

la tarea estudiada. Además, se ha podido comprobar que la incorporación de nuevos grupos musculares al estudio, como es el caso del deltoides, aporta información útil para la validación del sistema en un futuro. En este aspecto se ha observado que es un músculo realmente involucrado en la tarea analizada y que el exoesqueleto reduce significativamente la actividad muscular en el mismo.

Respecto a la frecuencia cardíaca, en la Fig. 6.21 se muestra la evolución media del pulso de un usuario para ambas tareas individuales.

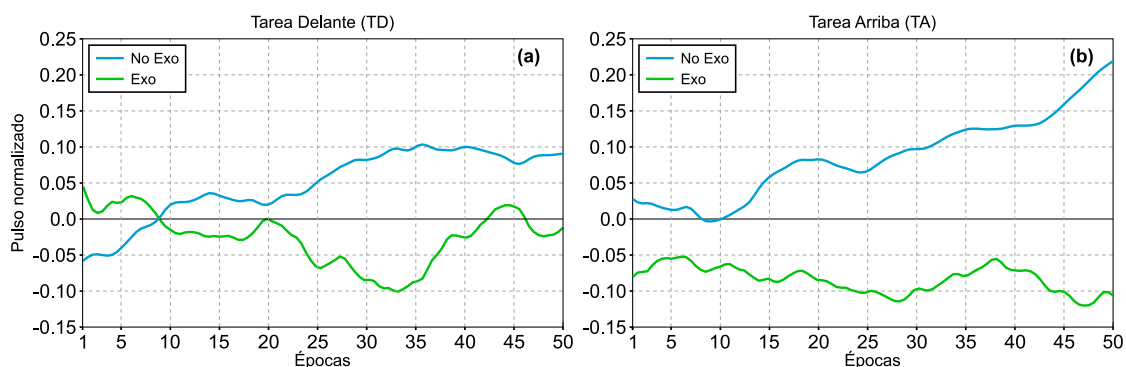


Figura 6.21: Representación gráfica de la tendencia media del HR al realizar las tareas individuales. Todos los resultados se han normalizado con respecto al nivel basal.

Observando estos resultados se puede apreciar como el HR tiende a aumentar durante la realización de la tarea sin el exoesqueleto (SE-TD, Fig. 6.21.a; y SE-TA, Fig. 6.21.b). Sin embargo, cuando la actividad se lleva a cabo con la ayuda del sistema propuesto, la evolución media de la frecuencia cardíaca tiende a mantenerse a lo largo de la tarea, sobretodo en en la condición CE-TA. También puede observarse que, en ambos casos, el HR cuando se utiliza el exoesqueleto se encuentra por debajo del nivel basal del usuario, lo que sugiere que se encuentra relajado, y que por tanto, la actividad no le supone un esfuerzo excesivo.

Por otro lado, la Fig. 6.22 muestra los resultados del consumo de oxígeno de todos los usuarios cuando realizan cada una de las 3 actividades con el robot CE y en modo libre SE.

Como puede observarse, los resultados presentan una ligera tendencia que sugiere que el consumo de oxígeno (VO_2) es menor cuando los sujetos realizan la actividad con el exoesqueleto. En particular, observamos que en la tarea por encima de la cabeza (CE-TA) se reduce la media del VO_2 en un 27 %, y en la tarea frontal (CE-TD) esta reducción es del 12 %, alcanzándose una reducción de más del 38 % cuando se lleva a cabo la tarea completa (CE-TC).

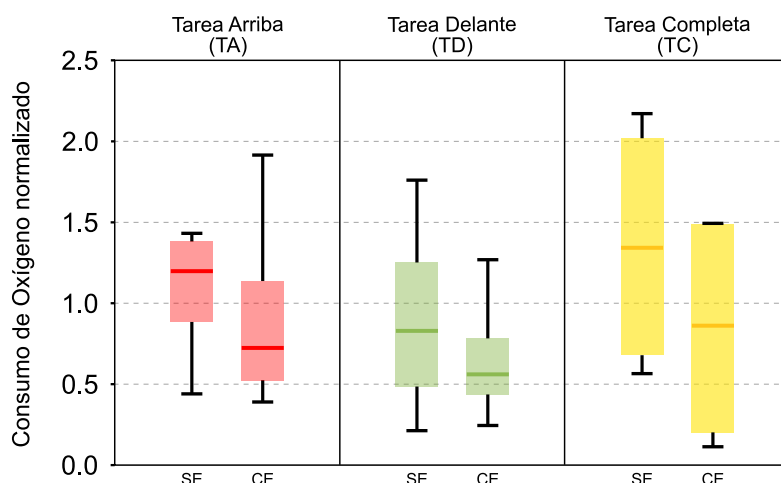


Figura 6.22: Representación gráfica de los resultados del VO_2 . Todos los resultados se han normalizado con respecto al nivel basal.

Esta tendencia en los resultados está en concordancia con los presentados en el capítulo anterior, lo que constituye un buen punto de partida de cara a realizar un estudio más extenso en el futuro.

También se puede observar en la Fig. 6.22 que los valores obtenidos en el VO_2 al llevar a cabo la tarea completa son más altos en comparación con las otras dos actividades. Esta diferencia era de esperar teniendo en cuenta que la tarea completa consiste en realizar las otras dos tareas de forma consecutiva, realizando un mayor número de movimientos, lo que requiere un esfuerzo físico mucho mayor.

En cuanto a los parámetros relacionados con la ventilación mecánica, la Fig. 6.23 muestra los resultados recogidos en este estudio, entre los que se encuentran la frecuencia respiratoria (FR), el volumen tidal (VT) y la ventilación (VE). En este caso, como puede observarse, no se han obtenido grandes diferencias entre condiciones.

En cuanto a la ventilación (VE), puede observarse que los resultados son ligeramente menores cuando las tareas se llevan a cabo con el exoesqueleto. En este caso se ha obtenido una reducción en la media de la VE de un 56 % para la tarea por encima de la cabeza (CE-TA), y más de un 24 % en la tarea frontal (CE-TD), alcanzándose una reducción del 75 % cuando se lleva a cabo la tarea completa (CE-TC). La tendencia observada en los resultados no es muy grande, pero se espera que aumente en un estudio posterior con un mayor número de datos obtenidos, teniendo en cuenta que los resultados están en concordancia con los obtenidos en el capítulo anterior.

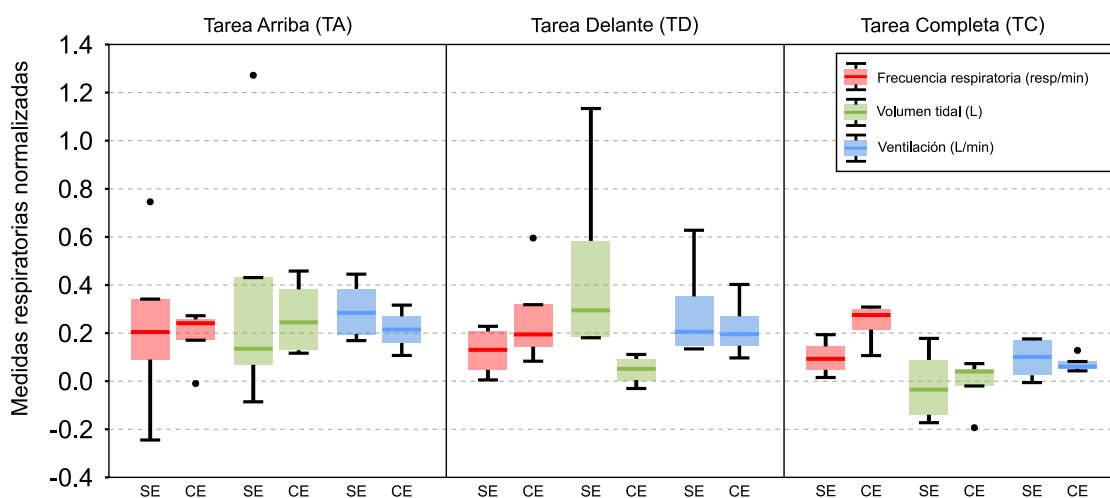


Figura 6.23: Representación gráfica de los resultados de las medidas respiratorias (FR, VT y VE). Todos los resultados se han normalizado con respecto al nivel basal.

La VE es un parámetro que se obtiene a partir de la frecuencia respiratoria (FR) y el volumen tidal (VT). Por tanto, observando los resultados de estos dos parámetros por separado, podemos estudiar desde otro punto de vista la diferencia observada en la VE.

Igual que se describe en el capítulo anterior, las medidas de la frecuencia respiratoria (FR) son similares en ambas condiciones, debido a la naturaleza anaeróbica del ejercicio. Se ha comprobado, como ya se sospechaba anteriormente, que los sujetos contienen la respiración cuando la actividad les supone mucho esfuerzo físico. En el caso particular de la FR, este fenómeno provoca que los resultados obtenidos no reflejen fielmente el estado del usuario. Por este motivo se ha propuesto modificar el protocolo para establecer un periodo de descanso posterior a la ejecución de cada una de las tareas que nos permita medir una respuesta ventilatoria que realmente refleje el estado del sujeto tras completar cada una de las tareas.

En cuanto al volumen tidal (VT), aunque no observamos una tendencia generalizada en las 3 actividades, los resultados parecen sugerir que el exoesqueleto podría reducir su valor. Si bien este parámetro no se ve tan influido por el hecho de que los usuarios contengan la respiración, si se ve afectado en cierta medida. Como se ha comentado en el caso de la VE, se espera que se aprecie una mayor diferencia en los resultados del VT al llevar a cabo un estudio posterior más completo donde se apliquen las propuestas de mejora del protocolo.

Por último, en relación a la evaluación subjetiva de la usabilidad del sistema percibida por los usuarios, puede observarse en la Fig. 6.24 que se ha obtenido una puntuación bastante buena (71.25, calificación *bueno*, cercana a *excelente*).

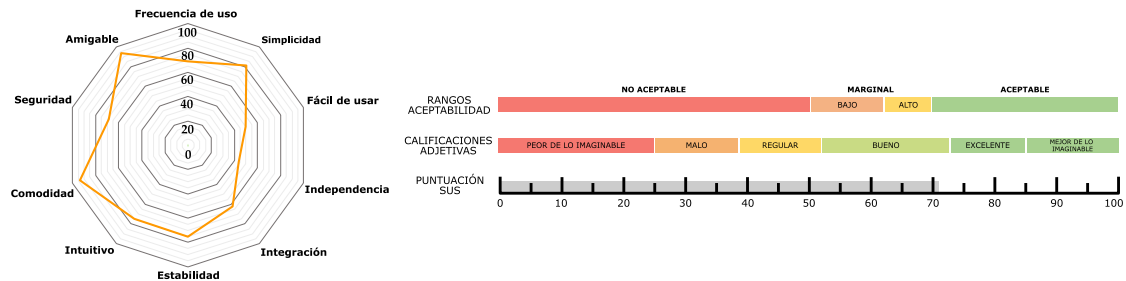


Figura 6.24: Puntuación obtenida en el SUS empleado para la evaluación subjetiva del sistema robótico.

Las puntuaciones, en general, han sido bastante buenas, aunque pueden observarse algunos adjetivos en los que se han obtenido resultados algo más bajos, como son la frecuencia de uso que harían del sistema, su facilidad a la hora de emplearlo, lo independientes que se sienten manipulando el mecanismo y la integración de todos los elementos, principalmente. Estos datos sugieren que, según los sujetos, el exoesqueleto desarrollado es cómodo y no les produce rechazo, pero les resulta complejo y no se sienten del todo capaces para utilizarlos sin ayuda de otra persona más familiarizada con el sistema.

Estos resultados tienen sentido ya que se trata de un prototipo y no de un producto comercial, por lo que aún existen aspectos de mejora. Además, los usuarios que han participado en el estudio no han tenido tiempo para familiarizarse con el sistema y eso también influye a la hora de tener una percepción más positiva en cuanto a la independencia y la facilidad de uso.

6.6 CONCLUSIÓN

En este capítulo se han descrito los cambios realizados en el desarrollo del prototipo final del exoesqueleto activo de miembro superior, tanto a nivel de hardware como de software, lo que ha dado lugar a un dispositivo más robusto que puede emplearse indistintamente en brazo izquierdo o derecho, sin importar la complejidad del usuario que lo manipulará.

La incorporación de sensores de par en las articulaciones ha hecho posible un nuevo modo de control que permite medir la intención de movimiento del sujeto y compensarlo con el par proporcionado por los actuadores localizados en las articulaciones del robot. De esta forma el usuario es capaz de mover el exoesqueleto como si se encontrara en modo libre (SE) y grabar las trayectorias que podrá replicar posteriormente de forma totalmente asistida.

Con el prototipo final del sistema se ha llevado a cabo un estudio piloto con sujetos sanos en colaboración con UCBM, cuyo objetivo principal era poner a prueba el sistema completo y los nuevos modos de control desarrollados. Los datos obtenidos en este estudio están en consonancia con los resultados presentados en los capítulos anteriores, y constituyen un buen punto de partida para experimentaciones a realizar en el futuro con un mayor número de sujetos y un protocolo optimizado que proporcionará información suficiente para validar el prototipo final.



CONCLUSIONES

7.1 CONCLUSIÓN

Se ha demostrado que los exoesqueletos de miembro superior son una ventaja en multitud de aplicaciones, desde su incorporación en el ámbito clínico para reforzar las terapias de rehabilitación, hasta su implantación en la realización de tareas de tipo industrial. En concreto, en el entorno industrial, el empleo de exoesqueletos resulta especialmente interesante ya que combina las ventajas de las habilidades humanas en la toma de decisiones, con las capacidades de los dispositivos robóticos como son la precisión y la capacidad de cargas pesadas. Sin embargo, queda un largo camino por recorrer para que su incorporación en este ámbito se lleve a cabo a gran escala.

En concreto, la mayoría de los exoesqueletos aplicados en la industria que se pueden encontrar en la literatura son pasivos, por lo que su capacidad de carga se ve limitada en muchos de los casos. Además, es fácil encontrar mecanismos que asisten los movimientos del hombro, pero a menudo no suelen dar soporte a la articulación del codo. En este aspecto se ha diseñado un exoesqueleto activo de miembro superior con 4 grados de libertad que puede adaptarse a distintas configuraciones de brazo de forma sencilla, y que es válido tanto para brazo derecho como para izquierdo. Además, se ha desarrollado un modo de control que permite medir la intención de movimiento del usuario, y controlar el dispositivo como si se moviera en modo libre, es decir, que los elementos del robot no oponen resistencia al movimiento, sino que acompañan el movimiento del brazo del usuario.

En cuanto a la validación de este tipo de dispositivos, se ha observado una falta de estandarización a la hora de evaluar su correcto funcionamiento, así como la dificultad que supone la comparación de los distintos sistemas existentes entre sí. En este aspecto se han desarrollado distintos protocolos de experimentación para poder validar el sistema propuesto, tanto de forma objetiva como subjetiva, que además podrían ser replicables en otros estudios similares. Puesto que el objetivo principal de los exoesqueletos con aplicaciones industriales es la reducción de los esfuerzos y

la fatiga de los trabajadores, se han analizado una serie de parámetros biomecánicos, respuestas fisiológicas y señales **EMG** para la valoración objetiva del sistema, y se han empleado los test de usabilidad **SUS** para la evaluar el exoesqueleto de forma subjetiva y analizar la percepción que tienen los usuarios del sistema en su campo de aplicación. Mediante la obtención de estas medidas en las distintas pruebas experimentales llevadas a cabo, se ha evaluado el exoesqueleto desarrollado y se ha comprobado que reduce los esfuerzos y la fatiga de la persona que lo emplea para realizar una determinada tarea de tipo industrial.



7.2 TRABAJOS FUTUROS

Durante el desarrollo de esta tesis doctoral han quedado pendientes algunas líneas de trabajo, que podrían resumirse en los siguientes puntos:

- Diseñar una estructura pasiva de tipo exoesqueleto que soporte el peso del sistema desarrollado
- Llevar a cabo un estudio más exhaustivo para validar el último prototipo del sistema, donde se recojan las posibles mejoras analizadas tras la realización del estudio piloto durante la estancia en [UCBM](#).
- Diseñar un sensor de par propio que pueda incorporarse fácilmente al exoesqueleto desarrollado y hacer las pruebas pertinentes para validarlo.
- Explorar distintos campos de aplicación, como el ámbito clínico, y realizar un estudio con pacientes para evaluar las ventajas de llevar a cabo una terapia de rehabilitación robótica con el exoesqueleto diseñado frente a una terapia convencional.





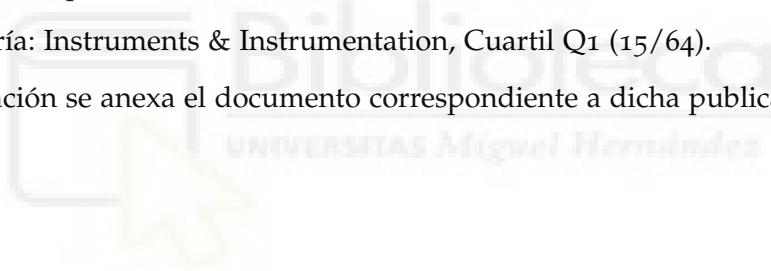
CONTRIBUCIONES PRINCIPALES

La presente Tesis Doctoral está sustentada por un compendio de trabajos previamente publicados, uno de ellos en revista de impacto indexada según JCR Science Edition. El cuerpo de dicha tesis queda constituido por el siguiente artículo, cuya referencia bibliográfica completa se indica a continuación:

Blanco, A.; Catalán, J. M.; Díez, J. A.; García, J. V.; Lobato, E. y García-Aracil, N. (2019), «Electromyography Assessment of the Assistance Provided by an Upper-Limb Exoskeleton in Maintenance Tasks», *Sensors* **19**(15), DOI: [10.3390/s19153391](https://doi.org/10.3390/s19153391)

- 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 anexa el documento correspondiente a dicha publicación.





Article

Electromyography Assessment of the Assistance Provided by an Upper-Limb Exoskeleton in Maintenance Tasks

Andrea Blanco ^{1,*}, José María Catalán ¹, Jorge Antonio Díez ¹, José Vicente García ¹, Emilio Lobato ² and Nicolás García-Aracil ¹ 

¹ Department of Systems Engineering and Automatic, Miguel Hernández University, 03202 Elche, Spain

² MovilFrio S.L., 03006 Alicante, Spain

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

Received: 30 June 2019; Accepted: 31 July 2019; Published: 2 August 2019



Abstract: In this paper, the analysis of the intensity of muscle activations in different subjects when they perform an industrial task in a repetitive way assisted by a robotic upper-limb exoskeleton is presented. To do that, surface electromyography (EMG) signals were monitored with and without a robotic upper-limb exoskeleton for 10 subjects during a drilling task, a typical tedious maintenance or industrial task. Our results show that wearing the upper-limb exoskeleton substantially reduces muscle activity during a drilling task above head height. Specifically, there is statistically significant differences in the pectoralis major and rhomboids muscles between the groups wearing or not wearing the robotic upper-limb exoskeleton.

Keywords: exoskeleton; upper limb; design; musculoskeletal injuries; validation; AnyBodyTM; electromyography

1. Introduction

In the Sixth European Working Conditions Survey [1] major physical risks at work were studied and analyzed, among which are ergonomic risks. These are the most prevalent risks in Europe—in particular, repetitive hand and arm movements (62% of workers report this)—and include the musculoskeletal disorders that can play a role in common workplace complaints, affecting millions of workers and costing billions of euros to employers.

Musculoskeletal injuries are a collection of painful disorders of muscles, ligaments, tendons, etc., which affect, above all, the neck, upper limbs, and back, although they can affect all body parts [2].

Exoskeletons are a well-accepted solution to carry out repetitive hand and arm movements in several industrial domains, reducing loads on operators in critical workflows and thus avoiding musculoskeletal disorders without hampering the workers [3], although their large-scale implementation in industry has still a long way to go.

A robotic exoskeleton system is an orthotic and wearable mechanical structure with corresponding joints and links to the human ones. It transmits torques to the human joints offering support to the user and therefore improving their motor capacity [4].

So many exoskeletons exist today that is difficult to categorized them. It is possible to consider two main aspects: mechanical structure and control system [5]. From the mechanical point of view, the characteristic of the exoskeleton has been reviewed many times, as in [6,7], where a review of the most recent exoskeleton developments is found. Even so, it is usual to classify them according to the final application such as haptic interaction [8,9], human power augmentations exoskeletons (such as the one proposed in this paper) [10,11], and medical/rehabilitation purposes. The latter

has been the main application area of the exoskeletons, where the devices are intended to help people with reduced mobility, such as CADEN-7 [12], WOTAS [13], SUEFUL-7 [14], ARMin III [15], IntelliArm [16], 6-REXOS [17], ETS-MARSE [18], among others. Nevertheless, there is an increasingly significant interest in the development of wearable robots or exoskeletons applicable specifically for industrial purposes.

1.1. Exoskeletons in Industry

These mechanisms, as already pointed out, reduce the mechanical efforts that fall on workers when they perform manual tasks, increasing therefore the operator's capacity and reducing the risk of suffering injuries such as musculoskeletal disorders. In [19,20] you can find a review of exoskeletons designed for industrial purposes, where their effect on reducing the physical load in the human body is evaluated. The authors state that the reviewed papers reported up to 80% of muscle activity reductions as a direct effect of performing hard and repetitive work tasks assisted by active exoskeletons, as opposed to the use of passive exoskeletons that result in a reduction of between 10% and 40%.

Similar devices to the one we proposed in this paper have been found in the literature review, but they are larger and heavier than the one that is intended to be manufactured. Some, such as the FORTIS Exoskeleton by Lockheed Martin [21], have a passive exoskeleton structure for the lower limbs. It does not manipulate the tool with an arm exoskeleton, but does so by means of an external structure. We propose an arm exoskeleton that aims to replicate the natural movement of the human arm and, therefore, makes its use more intuitive than the use of other robotic systems such as those found in the literature reviewed. Others, such as WSAD (Wearable Stopping-Assist Device) [22], consist of a passive structure that reduces possible back injuries, but could not support the weight of the arm exoskeleton.

Although there is great interest in the development of exoskeletons for industrial applications, the MovilFrio company, promoter of the ExIF project, has not found in the market any system that meets the requirements to meet the needs of its employees, and at the same time has seen that there is a real market niche for the systems that are intended to be developed within the framework of this project. This Spanish company is dedicated to performing technical assistance, maintenance, and installation of all types of systems both in construction and industry, among which are air-conditioning systems, automation, or logistics, and is committed to improving the well-being of its workers, promoting adapted schedules that favor reconciliation of professional and family life, and developing a comfortable and safe working environment.

Because of this, the ExIF project arises (Intelligent Robotic Exoskeleton and Advanced Interface Systems Man Machine for Maintenance Tasks in the Industries of the Future), which proposes the development of a robotic upper-limb exoskeleton that will be supported by a passive lower-limb exoskeleton that transmits the supported loads to the ground as they are introduced in [23]. In this way, it is intended to increase the user's own strength, allowing loads to be handled easily and efficiently, avoiding repetitive movements and the adoption of fatiguing or painful postures during the performance of industrial maintenance work, reducing or eliminating the musculoskeletal disorders described above.

The paper presented below specifically aims to validate a first prototype of the exoskeleton designed for the upper limb by comparing the muscle activity analyzed in a laboratory experiment, as well as to provide more details about the design process and validation in simulation environment of the design that was previously introduced in [23].

1.2. Electromyography (EMG)

Electromyography (EMG) is a diagnostic procedure used to evaluate the health of the muscles and nerve cells that control them. There are several ways to capture EMG signals, both invasive and non-invasive, the latter being interesting because of its flexibility, low cost, and less impact on the user compared to invasive sensors.

The use of the EMG signal to describe muscle activity during a specific task is widely employed in the bibliography. The information provided by this signal is employed for multiple purposes [24–27]. Among the applications most commonly studied within the near fields of study of this article is the design of cognitive Human–Robot Interfaces (cHRIs) to design an EMG-based control for power-assisted exoskeletons for assistive [28–31] and rehabilitation purposes [32,33], and the study on the effects of muscle activity during a certain activity [34,35].

In this study, EMG signals have been used to estimate the reduction of the muscle load by observing the differences in muscle activity when the exoskeleton exposed in the present work is used to perform a certain activity with respect to not using the exoskeleton. Among the different non-invasive sensors for measuring EMG signals, the Shimmer3 EMG unit [36] has been chosen because it is a widely used and verified device, as can be seen in the previous references.

2. Design of the Robotic System

First, it is necessary to establish the requirements that the system must meet. Some of them are typical of this type of device, and others are requirements imposed by MovilFrio, the company that develops the robotic device together with the Miguel Hernandez University of Elche.

Then, a kinematic and dynamic analysis of the human arm is carried out while the user performs the tasks of his/her job, in order to base the design of the exoskeleton on the tasks it is intended to support. For these simulations the program AnyBody™ will be used, which is software that performs a simulation of the mechanics of the body. This program is useful for studying how the human body will behave in different situations, which allows us to know the efforts carried out by the joints when performing various tasks. AnyBody™ has been used for the simulation due to the large number of examples that have been found in which this program is employed, such as [37–40], and that therefore demonstrates its wide degree of application in this field.

Finally, a first concept of the system is designed and validated in simulation environment with the objective of confirming that the solution, we propose, offers a benefit for the users, reducing the effort supported by them during the execution of industrial tasks.

2.1. Requirements

On one hand, there are certain common requirements to exoskeleton-type mechanisms used in industrial applications, among which are those mentioned below:

- The device should be comfortable and it should be as small and light as possible
- Since the mechanism is always in contact with the user, it must be safe for the operator
- The device must be able to perform the natural movements of the human arm, without limiting the user's range of motion

On the other hand, MovilFrio has a clear view of the final objective of the exoskeleton to be developed: the system developed should allow the average person to work with heavy tools, not noticing the load. To meet this objective, the company has determined the following requirements or technical specifications:

- The device must have a modular architecture, i.e., that the joints are independent of each other, to act actively or passively depending on the needs of the user
- The robotic system should be easy to manipulate for the operator
- The exoskeleton must be able to adapt to different arm configurations (a single system for several people)
- The actuators must offer enough torque to support the weight of the user's arm together with the work tool (the necessary torque is calculated in later sections of this paper)
- The maximum weight of the device must not exceed 20 kg

- The maximum permissible load in the vertical working position (90° shoulder and elbow flexion) must be 6 kg
- The maximum permissible weight in the load-carrying position with one arm (10° shoulder abduction) must be 8 kg

Figure 1 shows some of the activities to be carried out by the workers of MovilFrio that can cause musculoskeletal disorders and therefore it is intended to provide support through the manufacture of the exoskeleton.



Figure 1. Examples of industrial maintenance tasks: work tasks with the hands overhead in drilling holes into the ceiling and lifting and carrying loads. All the participants that appear in the figure have provided written and informed consent for its publication. Miguel Hernández

2.2. Kinematic and Biomechanical Analysis of the Human Arm

To model the concept design, we must first know the movements of the upper limb and the maximum range of movement of each of the joints that make up the human arm. Specifically, the proposed device will have 5 DoF to support the following user movements: shoulder abduction/adduction; shoulder flexion/extension; shoulder internal/external rotation; elbow flexion/extension; and wrist pronation/supination.

The maximum ranges of each of these movements have been defined based on the information collected in [41], shown in Figure 2. By limiting the design of the mechanism to these maximum ranges, it will be placed on the safety side, since the operator will not exceed these joint limits when performing the tasks of his work.

Taking into account these movements, a first concept design is made where the mechanism can follow the trajectories carried out by the operator through passive joints.

For the analysis of the efforts supported by each of the joints, the recording of some user's arm trajectories during the accomplishment of target tasks in his/her work environment in which the device is intended to be incorporated has been carried out, such as lifting loads or handling assembly tools.

The recording of these trajectories has been made by using the V120:Trio camera from OptiTrack[®], which is a tracking camera system with very high-precision infrared technology. These cameras allow the tracking in three dimensions of fixed trackers formed by spherical infrared reflectors. To record the movement made by the upper limb, it has been used a suit specially designed to attach this type of trackers recognizable by the cameras system, as can be seen in Figure 3a, to which has been placed trackers based on the points of kinematic reconstruction that there is defined in AnyBodyTM, shown in Figure 3b.

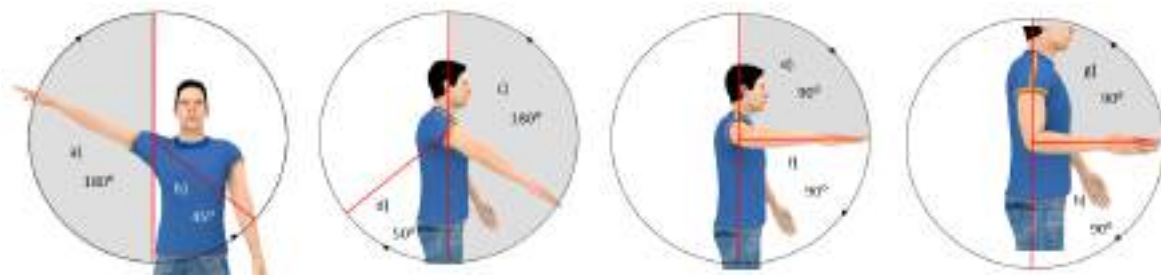


Figure 2. Maximum ranges of movements in the upper limb: (a) abduction, (b) adduction, (c) shoulder flexion, (d) shoulder extension, (e) external rotation, (f) internal rotation, (g) elbow flexion, (h) elbow extension.

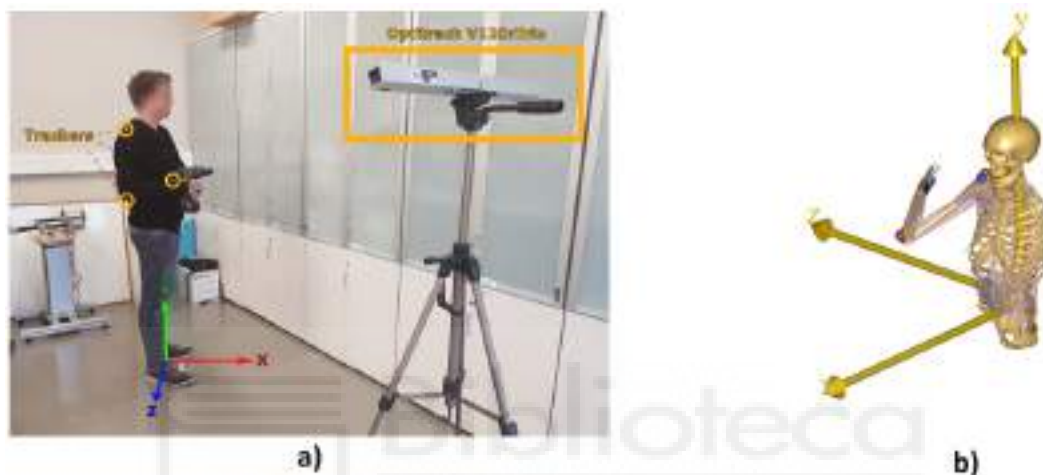


Figure 3. Recording of trajectories simulating one of the tasks to be performed by the operator, where (a) shows the setup for recording the trajectories and (b) the AnyBody™ model replicating the movements. *The participant that appears in the figure has provided written and informed consent for its publication.*

Recorded trajectories allow us to define which is the natural movement that describes the arm carrying a certain weight at a specific speed. In this case, the analyzed task consists of lifting a 3 kg drill over the shoulder, where the right arm (arm on which the exoskeleton would be anchored) supports 2 kg, and the left arm would act as a guide and support for the previous one. The duration of the task is approximately 2 s.

Then the recorded trajectories are simulated in AnyBody™, indicating the magnitude of the force and its direction that reflects that the operator is handling a tool. This information can be used to calculate the efforts that are necessary in the joints of the mechanical device to carry out the recorded trajectories, thus being able to estimate which is the torque that each actuator must perform in order to compensate the load that the worker should bear without the help of the robotic system.

On one hand, we have the data obtained in the previous simulation referring to the maximum torques that are needed in each joint to carry out the proposed activity, and on the other hand, we have the data referring to the maximum power generated at each joint.

These values correspond to the effort of the operator when performing the task without the robotic system. Since the simulation was carried out in a phase prior to the design of the mechanism to select the final components and materials of the system, the data obtained does not take into account the real weight of the mechanism. Therefore, a safety factor has been established by which the values obtained in the simulation have tripled, as shown in Table 1, so that in no case the efforts supported by the user related to the weight of the exoskeleton exceed the established values.

Table 1. Maximum torque and power, including the estimated weight of the exoskeleton.

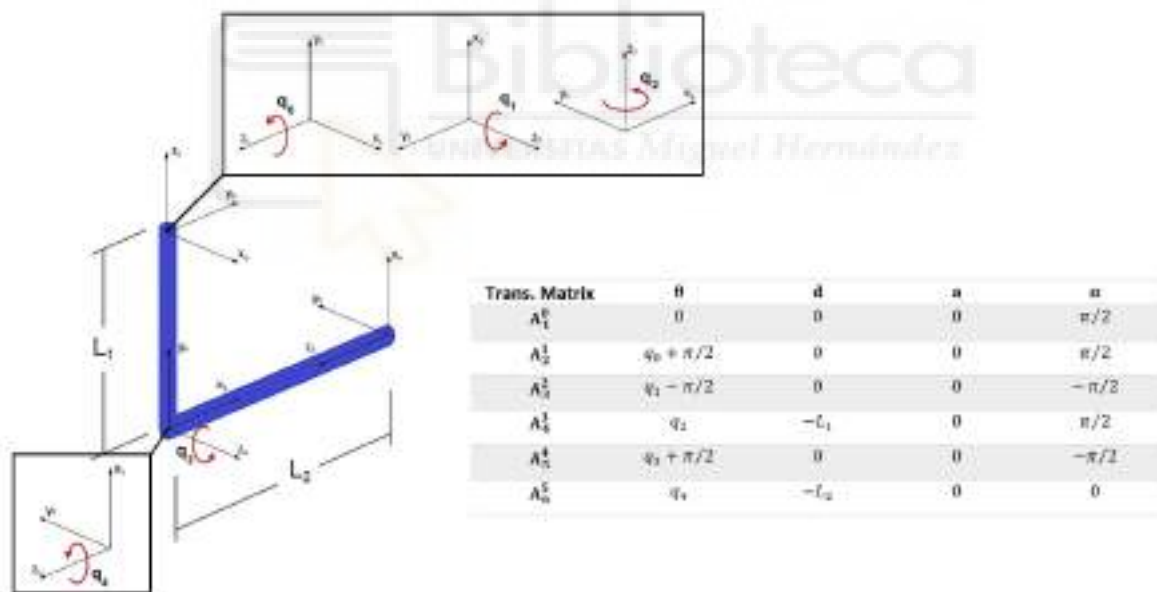
Movement	Maximum Torque (Nm)	Maximum Power (W)
Shoulder abduction/adduction (sA/A)	21	18
Shoulder flexion/extension (sF/E)	42	63
Shoulder internal/external rotation (sI/E)	18	27
Elbow flexion/extension (eF/E)	30	33

2.3. Upper-Limb Exoskeleton

Starting from the concept of passive exoskeleton, the design of the active upper-limb exoskeleton that appears in [23] was made, and is detailed below. For this, the actuators were selected based on the results of the previous simulation, and the kinematic analysis of the proposed mechanism was analyzed, which has been useful for its control in later phases.

2.3.1. Kinematic Analysis of the Upper-Limb Exoskeleton

The kinematics of the 5 DoF upper-limb exoskeleton is analyzed using the DH (Denavit–Hartenberg) representation [42]. The reference systems of the mechanism, as well as its DH parameters, are shown in the Figure 4, where L_1 and L_2 are the lengths of the upper and the lower arms respectively, which may vary depending on the configuration of the user's arm. Since the arrangement of the motors in the upper-limb exoskeleton coincide with the user's arm articulations, the kinematics of the device coincides with the kinematics of the human arm.

**Figure 4.** Reference systems and DH parameters of the proposed configuration.

On the other hand, the inverse kinematics problem is to find the joint variables given the desired positions and orientations of the end-effector through the inverse mapping. When robot's morphology imposes constraints about maximum reachable motor angles, such as an exoskeleton robotic device, the inverse kinematics problem is not trivial. Specifically, those constraints are not fixed but variables, and they depend on the arm position of the user in the case of upper-limb exoskeletons. Therefore, a method of calculating the inverse kinematics that changes these limits in a simple way has been developed based on the approach presented in [43]:

$$q^* = \arg \min_{q \in \mathbb{R}^n} \left(\| \alpha_d - K_\alpha(q) \|^2 + \beta \cdot (q_{rest} - q)^T W (q_{rest} - q) \right) \quad (1)$$

$$\text{s.t.} \begin{cases} \| x_d - K_x(q) \|^2 < \varepsilon \\ q_L < q < q_U \end{cases}$$

where:

- $q^* \in \mathbb{R}_5$: joint coordinates vector that reach a given position
- $x_d \in \mathbb{R}_3$: cartesian coordinates of the end-effector
- $\alpha_d \in \mathbb{R}_4$: orientation quaternion of the end-effector
- $K_x(q)$: forward kinematic function that computes the position of the end-effector from the joint angles q
- $K_\alpha(q)$: forward kinematic function that computes the orientation of the end-effector from the joint angles q
- $q_{rest} \in \mathbb{R}_5$: preferred joint configuration
- $W \in \mathbb{R}_{5 \times 5}$: diagonal matrix of weighting factors
- β : positive scalar weighting the influence of q_{rest}
- ε : maximum permissible error in the position of the end-effector
- $q_L, q_U \in \mathbb{R}_5$: minimum and maximum permissible joint coordinate vectors

Then, the computation of the inverse kinematics has been converted into an optimization problem, consisting of finding the q^* vector that minimizes the above expression, satisfying the constraints. The Matlab function *fmincon* is used to solve this problem.

The angle limits have been chosen following the arm's anatomical limits calculated in [44], and are presented in Table 2:

Table 2. Joint limits of the robotic system.

Angle	Lower Limit	Upper Limit
q_0	-9°	160°
q_1	$-43^\circ + q_0/3$	$153^\circ - q_0/6$
q_2	$-60^\circ - q_0 \cdot 4/9 + q_1 \cdot 5/9 - q_0 q_1 \cdot 5/810$	$90^\circ - q_0 \cdot 7/9 + q_1/9 - q_0 q_1 \cdot 2/810$
q_3	-90°	60°
q_4	-90°	90°

2.3.2. Selection of Actuators

Since the exoskeleton is designed to assist the operator in installation and maintenance tasks of industrial facilities, the device must support part of the load supported by the operator in real industrial maintenance scenarios. That is why it will be necessary for the mechanism to have certain motor-reducer-type drives that meet specific features and requirements.

These requirements are extracted from the data resulting from previous experiments with the AnyBodyTM, which are collected in Table 1.

Taking into account the data collected in the previous table, we proceed to select those actuators (motor and gear set) that meet these characteristics, trying to reduce their weight and size as much as possible, to avoid possible collisions and facilitate the manipulation of the mechanism. Electrical motors are the commonly used actuators for the upper-limb exoskeleton robots due to their advantages such as high dynamic, precision and higher controllability using advanced motion control system [6].

In this case, we have selected different sets consisting of actuators from Maxon Motor[®], attached with strain wave gearing (also known as harmonic gearing). For shoulder movements, both abduction/adduction and flexion/extension, EC90 flat motor have been chosen with a gear with

a ratio reduction of 100:1, obtaining an output nominal torque of 44.4 Nm. For the internal/external shoulder rotation, the selected set is an EC45 flat motor with a gear with a ratio reduction of 100:1 smaller than the shoulder set one, but we have incorporated a set of pulleys which add a ratio reduction of 3.5:1, obtaining an output nominal torque of 28.84 Nm. Finally, for the elbow flexion/extension, it has been chosen to use the same actuator as for internal/external rotation, with a reduction ratio of 160:1, so that the output nominal torque is 20.48 Nm.

2.3.3. Adaptability of the Mechanism

As it has been introduced before, it is interesting to consider the possibility of adapting the same device to different arm configuration, so that it can be used only one exoskeleton for different operators. This will not only reduce costs to the company, but will favor the comfort of the user, one of the main drawbacks that currently exist when using a robotic device of the exoskeleton type. To this end, the links have been provided with grooves in order to modify their length, and two commercial linear slides of the HepcoMotion[®] brand have been incorporated to adapt the shoulder height and thus align the axis of rotation of the exoskeleton with the user's axis of rotation. In addition, each of these guides is provided with a brake to make the handling and transport of the device comfortable.

The anthropometric dimensions that have been taken as reference for the design of the mechanism are included in the article by [45].

2.3.4. Device Design

Taking into account all the described requirements, the upper-limb exoskeleton shown in Figure 5 has been designed using Inventor[®] (software from Autodesk[®]). This program allows analysis of the behavior of the different elements that make up the system based on their material, simulating the deformations that may suffer when applying different loads in the most conflicting points of the structure.



Figure 5. Upper-limb exoskeleton design.

The material selected for the links of the exoskeleton is the carbon fiber, due to the high strength/weight ratio that it provides, with the exception of the link that joins the motors located in the shoulder that will be steel, after analyzing the deformation suffered by the piece as a result of the torsion that appears in it.

On the other hand, the set of pulleys that give rise to the movement of shoulder internal/external rotation will be manufactured in PET-G (polyethylene terephthalate glycol-modified) by 3D printer. Models with versions of the technologies have been made to analyze the resistance to abrasion that the pieces bear due to the contact with the cable that transmits the movement, as well as to verify that the movement made is the desired one.

The connections between the robotic system and the user have been designed based on the shape of the commercial orthosis used by orthopedics, so that the user is as comfortable as possible. They will be manufactured in PLA (polylactic acid) by 3D printing and will be covered inside with EVA foam (ethylene-vinyl acetate), a hypoallergenic material that will be in contact with the skin of the user.

Using these materials an upper-limb exoskeleton with a weight of 9.5 kg is achieved, which makes it lighter than other commercial devices. The weight of the mechanism is theoretical, since it has not been manufactured yet, but it is a good approximation, since all the elements are taken into account. In addition, we must add the weight of the lower-limb exoskeleton and check that the requirement imposed by the company that determines that the robotic system should not exceed 20 kg is not surpassed.

2.4. Biomechanical Validation of the Robotic System in Simulation Environment

In this section, we proceed to describe the experimentation carried out through the AnyBody™ program, by means of which we intend to validate the device proposed, demonstrating the benefits of using an upper-limb exoskeleton when it is performed the tasks that have been described throughout this paper. In addition, a passive lower-limb exoskeleton has been incorporated to the simulation to compare whether there really is a reduction in muscle activity when it is assembled to the designed arm exoskeleton. Since this device is not yet developed, the design of a previous concept that will serve as a basis for future versions was used.

For this purpose, the transmitted torques to the corresponding arm joints of the operator are going to be statically analyzed, not only with the exoskeleton but also without the robotic system, comparing the results obtained to determine whether the proposed solution represents an improvement for the company and its workers. To that end, the following load hypothesis have been simulated:

1. Operator loading a tool of 3.1 kg over the shoulder.
2. Operator loading a tool of 3.1 kg over the shoulder with a non-assisted arm exoskeleton.
3. Operator loading a tool of 3.1 kg over the shoulder with an assisted arm exoskeleton.
4. Operator loading a tool of 3.1 kg over the shoulder with an assisted full exoskeleton (upper-limb exoskeleton attached to a lower-limb exoskeleton).
5. Operator loading a tool of 3.1 kg over the shoulder with a full exoskeleton when the arm exoskeleton is blocked.

The model used in the simulation is composed by Shoulder-Arm Model [46], Lumbar-Spine Model [47] and Twente Lower Extremity Model [48]. The boundary conditions in relation to Human–Ground interface are as follows:

- a. Center of mass of the human body must be kept above the origin of the global reference frame
- b. Toe and heel must be on the ground for both feet
- c. Rotation axis of both ankles are aligned
- d. Both feet are symmetrically placed with respect the body's sagittal plane

For these restrictions only *b* constraint generates external reaction forces, the rest must be accomplished with body internal forces (muscles) and reactions (joints).

As for the boundary conditions in relation to the Human–Object interface, it should be noted that the object is joined to the hands by means of a revolute joint whose rotation axis is aligned with the extended thumb. On the other hand, regarding the boundary conditions in relation to the Human–Exoskeleton interface, we have the following:

- Forearm interface → cylindrical joint aligned to the forearm's longitudinal axis, so a non-rigid attachment can be modelled
- Upper-arm interface → cylindrical joint aligned to the upper arm's longitudinal axis
- When the leg exoskeleton is not implemented → exoskeleton's back part is attached rigidly to the trunk
- When the leg exoskeleton is implemented → exoskeleton's back part is attached rigidly to the ground reference system

Since AnyBody™ works with inverse dynamics, to calculate the stresses in the joints is necessary to define the positions of each of them. In this study, they have been specified as below:

- Shoulder abduction/adduction (sA/A) → −0.4009 rad
- Shoulder flexion/extension (sF/E) → −0.37419 rad
- Shoulder internal/external rotation (sI/E) → −0.09553 rad
- Elbow flexion/extension (eF/E) → −2.1746 rad

The results obtained for the simulations performed have been collected in Table 3. This analysis also calculates the maximum percentage of muscle activity in arms, legs, and back. This value refers to the maximum value registered among all the muscles of the area to be analyzed, regarding to the maximum effort that said muscle can performing/support.

Table 3. Results obtained from the inverse dynamic analysis in AnyBody™ for the musculoskeletal model of the human body.

	Operator without Exoskeleton	Non-Assisted Arm Exoskeleton	Assisted Arm Exoskeleton	Active Full Exoskeleton	Joint Block Arm Exoskeleton
Shoulder abduction/adduction (sA/A) [Nm]	2.27	9.97	1.26	1.20	0.089
Shoulder flexion/extension (sF/E) [Nm]	12.83	10.23	4.93	4.63	−0.082
Shoulder internal/external rotation (sI/E) [Nm]	6.12	7.58	0.12	0.01	−0.04
Elbow flexion/extension (eF/E) [Nm]	3.32	4.03	2.66	2.69	−0.04
Max. Arm Muscle Activity [%]	3.90	42.20	20.67	14.00	17.27
Max. Legs Muscle Activity [%]	5.33	6.57	22.82	1.78	2.00
Max. Torso Muscle Activity [%]	18.61	23.00	44.00	2.37	2.77

In the first case, the position of the user has been restricted by feigning the task of drilling an object located in the ceiling. To do this, a tool model is imported into AnyBody™ to make a more realistic simulation, and the efforts generated in the worker's joints are analyzed. In Figure 6a, the simulation model result can be observed, and it can be seen the muscles that are subjected to the greatest effort on a scale from dark blue to green, on which the muscles in dark blue are the least loaded and in green the most.

In the second simulation, all the elements that make up the exoskeleton have been exported to .stl files, which are then imported into AnyBody™. To be able to simulate the musculoskeletal analysis, the system must be well restrained on the user, so that the results are as close to reality as possible.

Comparing the results shown in Table 3, it can be seen that the efforts supported by the worker increase considerably. Since the mechanism is not actuated, it is the user who makes all the effort to move it. Thus, to the efforts that were made previously adds the weight of the device.

Next, it proceeds to act the exoskeleton to reduce the weight that falls on the operator. To do this, it is simulated that the motors of the mechanism perform such torques that counteract the efforts previously produced in the joints. The torques that have been introduced in the simulation are the following:

- Shoulder abduction/adduction (sA/A) → −12 Nm
- Shoulder flexion/extension (sF/E) → −12 Nm
- Shoulder internal/external rotation (sI/R) → 7.5 Nm
- Elbow flexion/extension (eF/E) → −4 Nm

As can be seen in Table 3, the reduction of efforts is considerable. However, the percentage of muscle activity in the arms, legs, and back is still too high, as can be seen in Figure 6b,c. This is, as it has been described throughout the article, due to the weight that is introduced by the incorporation of the upper-limb exoskeleton. Because of this, it is proposed to add a lower-limb exoskeleton that transmits the weight of the robotic system to the floor.

We proceeded, therefore, to import the lower-limb exoskeleton model into AnyBody™ and analyze the reduction of the user's muscle activity, as shown in Figure 6d.



Figure 6. (a) Detail of the most loaded muscles in the simulation without the exoskeleton. (b) Detail of the most loaded muscles in the simulation with the upper-limb exoskeleton. (c) Simulation with the upper-limb exoskeleton. (d) Simulation with the full exoskeleton.

Comparing the results obtained in both cases, Table 3, an improvement can be observed in terms of the reduction of the efforts endured by the worker, as well as a considerable decrease in the percentage of muscular activity in the arms, legs, and back. This implies less suffering in the muscles and joints of the operator throughout his working day, which translates into a lower probability of suffering musculoskeletal disorders in the future.

It is necessary to comment that there is an increase in the muscular activity of the arm with respect to the simulation without the exoskeleton. Since the device does not allow movements in the clavicle, additional loads appear in the muscles of this area due to limitation in the movement. To avoid this, it is proposed to add in future versions, an additional degree of freedom that allows the movements of the scapula, providing greater comfort to the user.

Even though the efforts to be made by the operator have decreased significantly, it is intended to minimize such efforts calculating the torque that should be provided by the actuators of the robotic system.

For this purpose, the joints of the device have been blocked in AnyBody™ to calculate the torque that motors should provide to guarantee a practically null effort of the user. These moments are shown below, and the efforts that appear as a result in the joints are shown in Table 3.

- Shoulder abduction/adduction (sA/A) $\rightarrow -12.2$ Nm
- Shoulder flexion/extension (sF/E) $\rightarrow -16.8$ Nm
- Shoulder internal/external rotation (sI/R) $\rightarrow 8.2$ Nm
- Elbow flexion/extension (eF/E) $\rightarrow -7.5$ Nm

Therefore, applying these torques in each of the motors, it is demonstrated that the worker hardly makes efforts to carry out the analyzed task, and also that the actuators are below their nominal value.

3. Upper-Limb Exoskeleton Prototype: Electromyography Analysis

In this section, an experimentation is carried out in the laboratory where different users will replicate the simulated task in the previous validation, both with the help of the exoskeleton and without it, with the objective of collecting and comparing the EMG signals produced by some key muscles during the activity. The main objective of this experimentation is to verify that there is a reduction in the muscular activity when the user executes the task with the help of the robotic device, with which we could say that the proposed system is a possible solution to reduce musculoskeletal disorders in industrial tasks.

3.1. Materials and Methods

3.1.1. Subjects

10 healthy subjects participated in this study. The study group consists of 8 men and 2 women, all right-handed, with ages between 23 and 35 years (28.8 years ± 3.4 years), with heights ranging between 1.63 and 1.83 m (1.733 m ± 0.064 m), and a weight between 56 and 86 kg (72.32 kg ± 11.97 kg).

3.1.2. Experimentation Setup

Depending on the condition, subjects sat in front of a screen wearing or not the arm exoskeleton in their dominant arm. A graphical interface was employed to give instructions to the user, as is explained in sections below.

3.1.3. Acquired Data

For this experimentation, two Shimmer3 EMG units were employed [36]. Each of these devices has 2 channels. One of the devices were used to monitor the upper-arm area (biceps and triceps brachii) and a second one for the torso area (the pectoralis and the rhomboids). The references were placed on the epitrochlea in the upper-arm and in the clavicle for the torso. Figure 7 shows the configuration of the electrodes used, where the green ones correspond to the device that records the muscle signals in the torso, and the red ones correspond to the device that collects the muscle signals in the upper-arm.

The output measure of Shimmer3 EMG unit is the level in millivolts of the Electromyography (EMG) measures muscle response, in other words, the electrical activity in response to a nerve's stimulation of the muscle. Signal was sampled at a sampling rate of 1 kHz. Signals were processed setting an 8-degree high pass filter at 15 Hz to remove the continuous component of the EMG signal. After that, the upper envelopes of the signal were extracted.

In addition to the Shimmer3 EMG units, the other element used in the experimentation is the prototype of the upper-limb exoskeleton shown in Figure 8, of which no data have been recorded on this occasion.



Figure 7. Disposition of the electrodes used to obtain the EMG signal in upper-arm and torso. The participant that appears in the figure has provided written and informed consent for its publication.

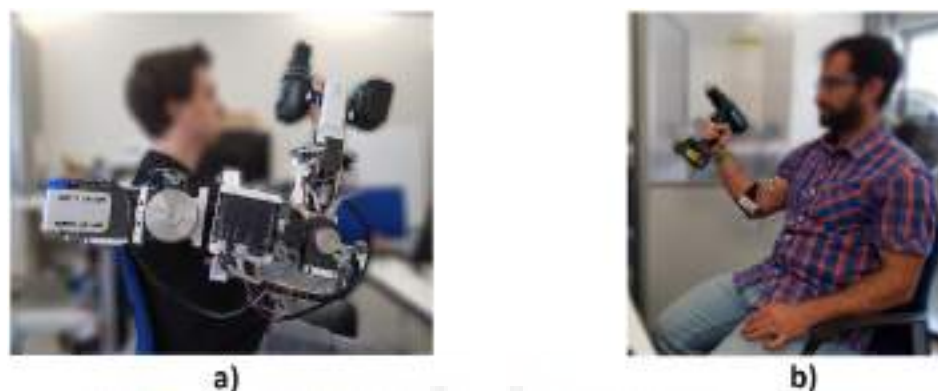


Figure 8. (a) Task without the upper-limb exoskeleton. (b) Task with the upper-limb exoskeleton. All the participants that appear in the figure have provided written and informed consent for its publication.

3.1.4. Study Protocol

First, the subject is explained what the experimentation consists of, and the electrodes are placed for the capture of the EMG signals, as described in the previous section. Once it has been verified that the communication between the devices has been done correctly, we begin the experimentation. The task is to perform a movement of raising the arm with a drill above the head, performing a shoulder flexion of 90 degrees and maintaining at all times an angle between the arm and the forearm of 90 degrees (elbow flexion).

There are two conditions that have been carried out in a random way: the completion of the task with the help of the upper-limb exoskeleton (Figure 8a), and the execution of it without robotic device (Figure 8b).

There will be 15 repetitions in each condition, first without the tool to establish a base, and then loading a 1.7 kg drill with the right arm. Each of these repetitions is divided into four phases:

- Warning message (1 s)
- Raise the arm (5 s)
- Maintenance of the arm in vertical working position, with a shoulder and elbow flexion of 90 degrees (3 s)
- Lowering the arm (5 s)

To control these times when the task is executed without the exoskeleton, the subject has an interface that tells him when to start and stop each of the movements (Figure 9), which allows us to have indicated each of the events performed on the EMG signal obtained.

The subjects performs the experimentation in a sitting position, and the weight of the exoskeleton is supported by a structure of aluminum commercial profiles fixed to the ground, since we do not have the prototype of the passive lower-limb exoskeleton to transmit said weight to the ground.

The average duration of the experimentation is about 40 minutes per subject, since the task to be performed is explained until the last repetition ends and the electrodes are removed. Figure 10 summarizes the steps taken to perform the experimentation.



Figure 9. Experimentation setup. All the participants that appear in the figure have provided written and informed consent for its publication.

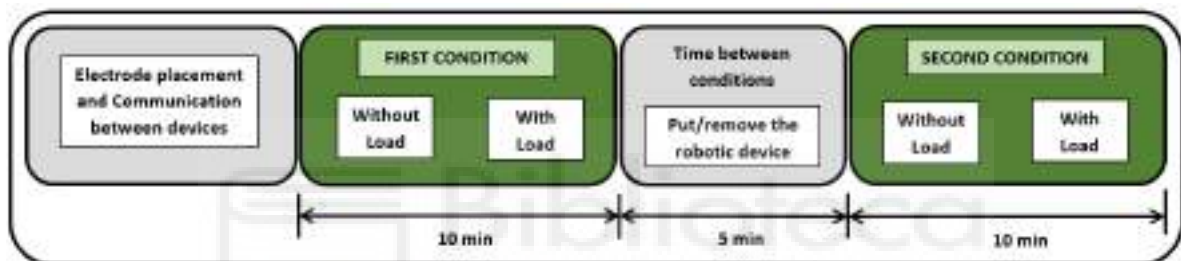


Figure 10. Study protocol.

3.1.5. Statistical Analysis

The average value of the EMG signal has been extracted for each of the muscles of every subject. This value has been obtained by means of the 15 average values of the EMG signal corresponding to the 15 repetitions of each condition.

For the study of the differences between the four conditions for each of the 4 muscles, one-way repeated-measure ANOVA was employed. Holm adjustment was applied in the pairwise comparison between conditions. Kolmogorov-Smirnov and the Shapiro–Wilk tests, were considered.

3.2. Results

3.2.1. Biceps

A boxplot of the average of the EMG signal of the biceps is shown in Figure 11.

Analysis shows a very high significant differences between conditions (one-way repeated-measure ANOVA $p = 0.0005$). In the pairwise comparisons we found a significant difference between both free conditions ($p = 0.0327$) and a large statistical difference between the Free With Load and Arm Exoskeleton Without Load conditions ($p = 0.0031$).

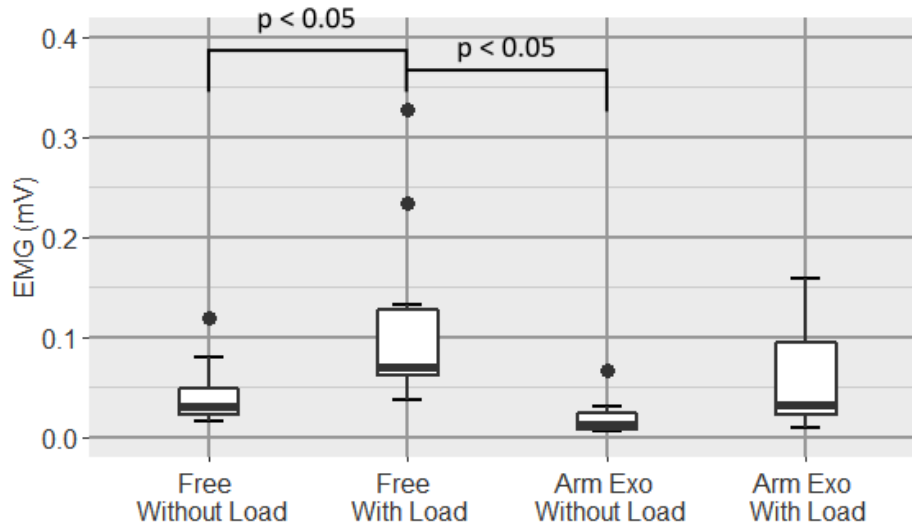


Figure 11. Boxplot of the EMG signal of the biceps for all conditions.

3.2.2. Triceps Brachii

Regarding triceps brachii (Figure 12), although the ANOVA test is positive (one-way repeated-measure ANOVA $p = 0.046$), in the pairwise comparison, we did not find significant differences between the different conditions.

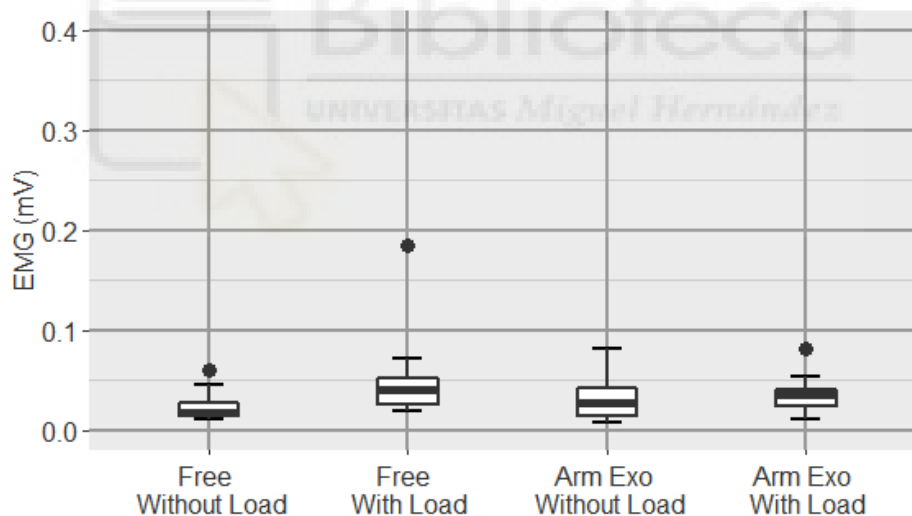


Figure 12. Boxplot of the EMG signal of the triceps brachii for all conditions.

3.2.3. Pectoralis

In the case of pectoralis (Figure 13), one-way repeated-measure ANOVA shows a large statistical difference ($p = 9.89 \times 10^{-8}$). There is a significant difference between both free modes ($p = 0.015$), and there is also a high significant difference for the Free With Load and Arm Exoskeleton Without Load conditions pair ($p = 4.5 \times 10^{-5}$) and also between Free With Load and Arm Exoskeleton With Load conditions ($p = 0.0004$).

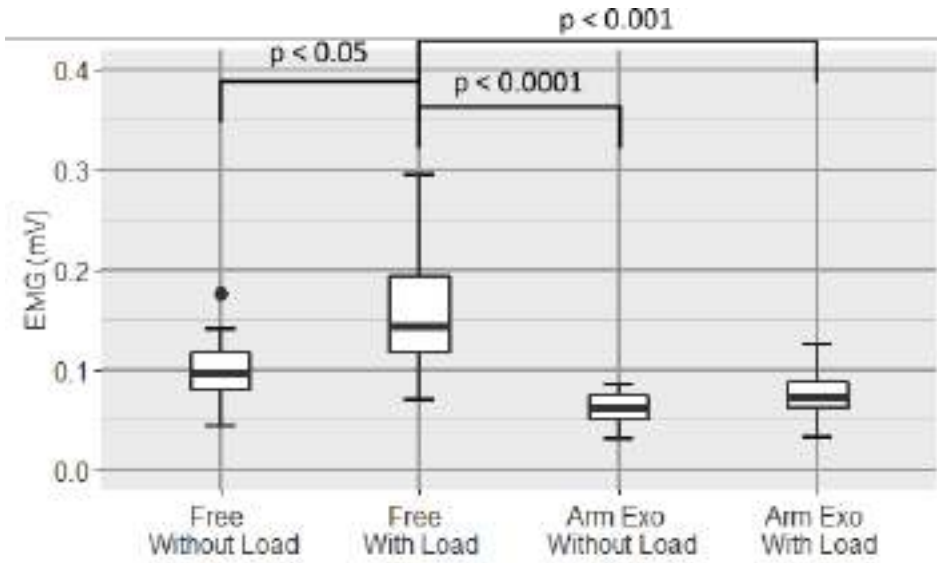


Figure 13. Boxplot of the EMG signal of the pectoralis major for all conditions.

3.2.4. Rhomboids

Figure 14 shows a boxplot of the average of the EMG signal of the rhomboids.

In this case, one-way repeated-measure ANOVA shows a very high significant difference between groups ($p = 1.48 \times 10^{-10}$). In the pairwise comparison we found very high significant differences between both free conditions ($p = 6.2 \times 10^{-5}$), Free With Load and Arm Exoskeleton Without Load conditions pair ($p = 4.5 \times 10^{-7}$) and Free With Load and Arm Exoskeleton With Load conditions pair ($p = 0.00012$).

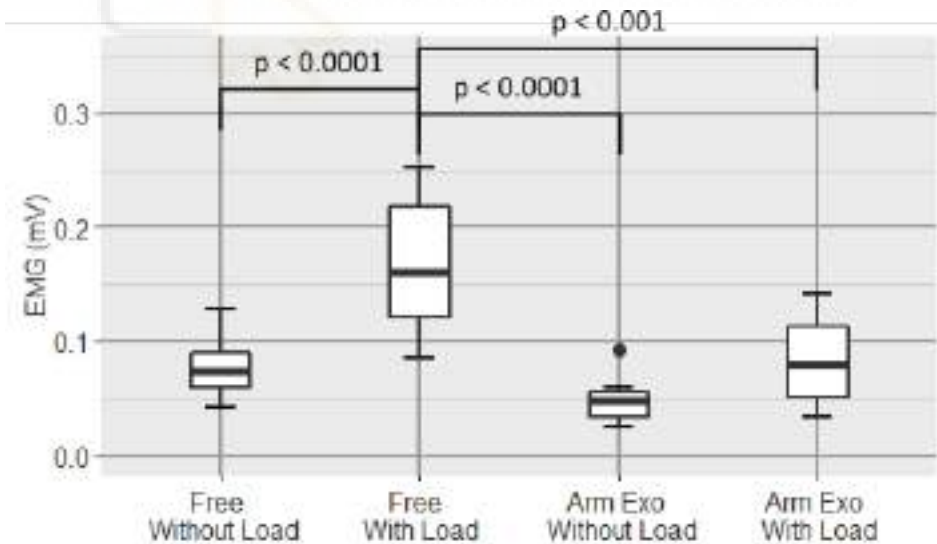


Figure 14. Boxplot of the EMG signal of the rhomboids for all conditions.

3.3. Discussion

In Figure 11 it can be seen that there is a statistically significant difference between the EMG levels of the biceps between both free conditions, which implies that the difference in biceps muscle effort between carrying weight and not is significantly different. However, between carrying weight and not while wearing the arm exoskeleton, although a difference is observed, this is not significant. In addition, as it can be seen in the figure, levels are lower, respectively, in the cases in which the

exoskeleton is worn, which indicates that the active upper-limb exoskeleton is effective to reduce the muscle activity in the biceps. Biceps is the only of four measured muscles which acts as a tonic muscle, the triceps brachii, the pectoralis and the rhomboids acts as phasic muscles.

On the other hand, in the case of the EMG levels of the triceps brachii muscle (Figure 12), no difference between conditions was observed. From the data obtained, it can be deduced that the activity observed in this muscle is mainly due to the grasp of the load with the hand. Because of this, no reduction is observed when using the exoskeleton.

With respect to the pectoralis and the rhomboids, a very high reduction in activity of both muscles in the cases of using the exoskeleton can be observed. First, as with the biceps, it can be seen that for the pectoralis and the rhomboids there are also a statistically significant difference between both free modes but there is not a statistically significant difference between carrying weight and not while wearing the upper-limb exoskeleton. However, unlike the biceps, it is observed that the increase in muscle activity when carrying weight with the exoskeleton compared to not carrying weight with exoskeleton is much lower in these muscles (pectoralis and rhomboids). In addition, it can be seen that the reduction caused in the case of carrying the load with the exoskeleton with respect to carrying the load without wearing it, is very significant, which is a clear indicator that the use of the proposed active upper-limb exoskeleton is very effective for the reduction of muscle activity in pectoralis and rhomboids muscles.

Based on the data, not only is reduced the average muscular level measured by the amplitude of EMG signals, but also the variability is considerably reduced, reaching values close to half the ones obtained for the condition without exoskeleton (from 0.159 ± 0.067 to 0.077 ± 0.027 in the case of the pectoralis and from 0.167 ± 0.060 mV to 0.083 ± 0.0382 mV in the case of the rhomboids).

4. Conclusions

This paper aims to validate the proposed solution to the problem of musculoskeletal disorders existing in industry due to overstress and tiring postures taken by operators in their jobs.

First, the design of the robotic system has been validated in a simulation environment for subsequent manufacturing. After analyzing the data we extracted from the simulation carried out with AnyBodyTM software, we can conclude that the efforts supported by the operators in certain industrial tasks decrease wearing the proposed upper-limb exoskeleton.

Once confirmed that the designed device supposes a benefit for the user, we proceed to the manufacture and validation of the prototype of the upper-limb exoskeleton based on the previous analyzed design. To do this, a laboratory experiment was carried out in which the EMG signals collected when performing an industrial activity with and without the help of the robotic system are compared. After analyzing the results obtained in such experimentation, we can conclude that the prototype of the proposed active upper-limb exoskeleton reduces muscle activity and therefore the efforts supported by the user during the performed task determined by the amplitude of the recorded EMG signals.

MovilFrio is satisfied with the results obtained and discussed in this paper, since it considers that the incorporation into the company of the developed robotic exoskeleton could be beneficial for its workers. The company has shown its interest in the development of the passive lower-limb structure that would support the weight of the upper-limb exoskeleton, since it would mean a greater reduction in musculoskeletal disorders suffered by the operators, and also, it proposes us to investigate what would happen if we added an end-effector to the robotic device that would allow manipulation of tools of a larger size and/or weight.

5. Ethics Statement

The Institutional Review board at Miguel Hernandez University approved the experimental validation of ExIF project (2016.06.16.FPRL). All participants provided written and informed consent before their participation in the experiments.

Author Contributions: A.B. and J.A.D. conceived and developed the system, A.B., J.M.C. and N.G.-A. conceived and designed the experiments, A.B., J.M.C. and J.V.G. implemented the experimental setup and collected the data, J.M.C. analyzed the data, N.G.-A. performed guiding and coordination tasks, A.B. and J.M.C. wrote the paper and E.L. provided the resources and has managed the project.

Funding: This work has been supported by the AURORA project through the grant DPI2015-70415-C2-R of the Ministerio de Economía y Competitividad of Spain, by Centre for the Development of Industrial Technology (CDTI) and by Conselleria d'Educacio, Cultura i Esport de la Generalitat Valenciana and by the European Regional Development Fund (ERDF). "Investing in your future", through the scholarships ACIF 2018/214, ACIF 2016/216 and APOTIP 2017/001.

Acknowledgments: This work has been supported by the AURORA project through the grant DPI2015-70415-C2-R of the Ministerio de Economía y Competitividad of Spain, by Centre for the Development of Industrial Technology (CDTI) and by Conselleria d'Educacio, Cultura i Esport de la Generalitat Valenciana and by the European Regional Development Fund (ERDF). "Investing in your future", through the scholarships ACIF 2018/214, ACIF 2016/216 and APOTIP 2017/001.

Conflicts of Interest: The authors declare no conflict of interest.

References

1. Eurofound. *Sixth European Working Conditions Survey—Overview Report*; Publications Office of the European Union: Luxembourg, 2016.
2. Van Eerd, D.; Munhall, C.; Irvin, E.; Rempel, D.; Brewer, S.; Van Der Beek, A.; Dennerlein, J.; Tullar, J.; Skivington, K.; Pinion, C.; et al. Effectiveness of workplace interventions in the prevention of upper extremity musculoskeletal disorders and symptoms: An update of the evidence. *Occup. Environ. Med.* **2016**, *73*, 62–70. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
3. Daub, U. Evaluation aspects of potential influences on human beings by wearing exoskeletal systems. In *17. Internationales Stuttgarter Symposium*; Springer: Wiesbaden, Germany, 2017; pp. 1331–1344.
4. Gopura, R.A.R.C.; Kiguchi, K.; Bandara, D.S.V. A Brief review on upper extremity robotic exoskeleton systems. In *Proceedings of the 6th International Conference on Industrial and Information Systems (ICIIS)*, Kandy, Sri Lanka, 16–19 August 2011; pp. 346–351.
5. Anam, K.; Al-Jumaily, A.A. Active Exoskeleton Control Systems: State of the Art. *Procedia Eng.* **2012**, *41*, 988–994. [[CrossRef](#)]
6. Gopura, R.; Bandara, D.; Kiguchi, K.; Mann, G. Developments in hardware systems of active upper-limb exoskeleton robots: A review. *J. Robot. Auton. Syst.* **2016**, 203–220. [[CrossRef](#)]
7. Bogue, R. Robotic exoskeletons: A review of recent progress. *Ind. Robot. Int. J.* **2015**, *42*, 5–10. [[CrossRef](#)]
8. Lovasz, E.C.; Mărgineanu, D.T.; Ciupe, V.; Maniu, I.; Gruescu, C.M.; Zăbavă, E.S.; Stan, S.D. Design and control solutions for haptic elbow exoskeleton module used in space telerobotics. *Mech. Mach. Theory* **2017**, *107*, 384–398. [[CrossRef](#)]
9. Letier, P.; Motard, E.; Verschueren, J.P. EXOSTATION: Haptic exoskeleton based control station. In *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, Anchorage, AK, USA, 3–7 May 2010.
10. Ko, H.K.; Lee, S.W.; Koo, D.H.; Lee, I.; Hyun, D.J. Waist-assistive exoskeleton powered by a singular actuation mechanism for prevention of back-injury. *Robot. Auton. Syst.* **2018**, *107*, 1–9. [[CrossRef](#)]
11. Sankai, Y. HAL: Hybrid Assistive Limb Based on Cybernetics Robotics Research. In *Robotics Research*; Kaneko, M., Nakamura, Y., Eds.; Springer: Berlin, Germany, 2010; pp. 25–34.
12. Perry, J.C.; Rosen, J.; Burns, S. Upper-Limb Powered Exoskeleton Design. *IEEE/ASME Trans. Mechatron.* **2007**, *12*, 408–417. [[CrossRef](#)]
13. Rocon, E.; Belda-Lois, J.M.; Ruiz, A.F.; Manto, M.; Moreno, J.C.; Pons, J.L. Design and Validation of a Rehabilitation Robotic Exoskeleton for Tremor Assessment and Suppression. *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.* **2007**, *15*, 367–378. [[CrossRef](#)]
14. Gopura, R.A.R.C.; Kiguchi, K.; Yang, L. SUEFUL-7: A 7DOF upper-limb exoskeleton robot with muscle-model-oriented EMG-based control. In *Proceedings of the IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, St. Louis, MO, USA, 10–15 October 2009.
15. Nef, T.; Guidali, M.; Riener, R. ARMin III—arm therapy exoskeleton with an ergonomic shoulder actuation. *Appl. Bionics Biomech.* **2009**, *6*, 127–142. [[CrossRef](#)]

16. Ren, Y.; Park, H.-S.; Zhang, L.-Q. Developing a whole-arm exoskeleton robot with hand opening and closing mechanism for upper limb stroke rehabilitation. In Proceedings of the 2009 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics, Kyoto, Japan, 23–26 June 2009.
17. Gunasekara, M.; Gopura, R.; Jayawardena, S. 6-REXOS: Upper limb exoskeleton robot with improved pHRI. *Int. J. Adv. Robot. Syst.* **2015**, *12*, 47. [[CrossRef](#)]
18. Rahman, M.H.; Rahman, M.J.; Cristobal, O.; Saad, M.; Kenné, J.P.; Archambault, P.S. Development of a whole arm wearable robotic exoskeleton for rehabilitation and to assist upper limb movements. *Robotica* **2015**, *33*, 19–39. [[CrossRef](#)]
19. De Looze, M.P.; Bosch, T.; Krause, F.; Stadler, K.; O’Sullivan, L. Exoskeletons for industrial application and their potential effects on physical work load. *Ergonomics* **2015**, *59*, 671–681. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
20. Bogue, R. Exoskeletons—a review of industrial applications. *Ind. Robot Int. J.* **2018**, *45*, 585–590. [[CrossRef](#)]
21. Li, R.Y.M.; Ng, D.P.L. Wearable Robotics, Industrial Robots and Construction Worker’s Safety and Health. In *International Conference on Applied Human Factors and Ergonomics*; Springer: Cham, Switzerland, 2017; pp. 31–36.
22. Luo, Z.; Yu, Y. Wearable stooping-assist device in reducing risk of low back disorders during stooped work. In Proceedings of the Mechatronics and Automation (ICMA), Takamatsu, Japan, 4–7 August 2013; pp. 230–236.
23. Blanco, A.; Díez, J.A.; López, D.; García, J.V.; Catalán, J.M.; García-Aracil, N. Human-Centered Design of an Upper-Limb Exoskeleton for Tedious Maintenance Tasks. In *International Symposium on Wearable Robotics*; Springer: Cham, Switzerland, 2018; pp. 515–519.
24. 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*, 1687814016670282. [[CrossRef](#)]
25. Bai, O.; Atri, R.; Marquez, J.S.; Fei, D.Y. Characterization of lower limb activity during gait using wearable, multi-channel surface EMG and IMU sensors. In Proceedings of the 2017 International Electrical Engineering Congress (iEECON), Pattaya, Thailand, 8–10 March 2017; pp. 1–4.
26. Pinto, R.; Cadore, E.; Correa, C.; da Silva, B.; Alberton, C.; Lima, C.; de Moraes, A. Relationship between workload and neuromuscular activity in the bench press exercise. *Med. Sport.* **2013**, *17*, 1–6. [[CrossRef](#)]
27. Matthies, D.J.; Strecker, B.A.; Urban, B. Earfieldsensing: A novel in-ear electric field sensing to enrich wearable gesture input through facial expressions. In Proceedings of the 2017 CHI Conference on Human Factors in Computing Systems, Denver, Colorado, USA, 6–11 May 2017; pp. 1911–1922.
28. Singh, R.M.; Chatterji, S.; Kumar, A. Trends and challenges in EMG based control scheme of exoskeleton robots—a review. *Int. J. Sci. Eng. Res.* **2012**, *3*, 933–940.
29. Rechy-Ramirez, E.J.; Hu, H. Bio-signal based control in assistive robots: A survey. *Digit. Commun. Netw.* **2015**, *1*, 85–101. [[CrossRef](#)]
30. Kiguchi, K.; Hayashi, Y. An EMG-based control for an upper-limb power-assist exoskeleton robot. *IEEE Trans. Syst. Man Cybern. Part B* **2012**, *42*, 1064–1071. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
31. Artemiadis, P.K.; Kyriakopoulos, K.J. EMG-based control of a robot arm using low-dimensional embeddings. *IEEE Trans. Robot.* **2010**, *26*, 393–398. [[CrossRef](#)]
32. Fukuda, O.; Tsuji, T.; Ohtsuka, A.; Kaneko, M. EMG-based human-robot interface for rehabilitation aid. In Proceedings of the 1998 IEEE International Conference on Robotics and Automation (Cat. No. 98CH36146), Leuven, Belgium, 20–20 May 1998; Volume 4; pp. 3492–3497.
33. Ho, N.; Tong, K.; Hu, X.; Fung, K.; Wei, X.; Rong, W.; Susanto, E. 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.
34. Lalitharatne, T.D.; Hayashi, Y.; Teramoto, K.; Kiguchi, K. A study on effects of muscle fatigue on EMG-based control for human upper-limb power-assist. In Proceedings of the 2012 IEEE 6th International Conference on Information and Automation for Sustainability, Beijing, China, 27–29 September 2012; pp. 124–128.
35. Ryan, M.M.; Gregor, R.J. EMG profiles of lower extremity muscles during cycling at constant workload and cadence. *J. Electromyogr. Kinesiol.* **1992**, *2*, 69–80. [[CrossRef](#)]
36. Burns, A.; Greene, B.R.; McGrath, M.J.; O’Shea, T.J.; Kuris, B.; Ayer, S.M.; Stroiescu, F.; Cionca, V. SHIMMERTM—A wireless sensor platform for noninvasive biomedical research. *IEEE Sens. J.* **2010**, *10*, 1527–1534. [[CrossRef](#)]

37. Bassani, T.; Stucovitz, E.; Qian, Z.; Briguglio, M.; Galbusera, F. Validation of the AnyBody full body musculoskeletal model in computing lumbar spine loads at L4L5 level. *J. Biomech.* **2017**, *58*, 89–96. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
38. Rajaei, M.A.; Arjmand, N.; Shirazi-Adl, A.; Plamondon, A.; Schmidt, H. Comparative evaluation of six quantitative lifting tools to estimate spine loads during static activities. *Appl. Ergon.* **2015**, *48*, 22–32. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
39. Zander, T.; Dreischarf, M.; Schmidt, H.; Bergmann, G.; Rohlmann, A. Spinal loads as influenced by external loads: A combined in vivo and in silico investigation. *J. Biomech.* **2015**, *48*, 578–584. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
40. Varady, P.A.; Glitsch, U.; Augat, P. Loads in the hip joint during physically demanding occupational tasks: A motion analysis study. *J. Biomech.* **2015**, *48*, 3227–3233. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
41. Norkin, C.C.; White, D.J. *Measurement of Joint Motion: A Guide to Goniometry*; FA Davis: Philadelphia, PA, USA, 2016.
42. Siciliano, B.; Sciavicco, L.; Villani, L.; Oriolo, G. *Robotics: Modeling, Planning and Control*; Springer: London, UK, 2009.
43. Pattacini, U.; Nori, F.; Natale, L.; Metta, G.; Sandini, G. An experimental evaluation of a novel minimum-jerk cartesian controller for humanoid robots. In Proceedings of the 2010 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, Taipei, Taiwan, 18–22 October 2010; pp. 1668–1674. [[CrossRef](#)]
44. Lenarcic, J.; Umek, A. Simple model of human arm reachable workspace. *IEEE Trans. Syst. Man Cybern.* **1994**, *24*, 1239–1246. [[CrossRef](#)]
45. Benjumea, A.C. Datos antropométricos de la población laboral española. *Prevención, Trabajo y Salud Revista del Instituto Nacional de Seguridad e Higiene en el Trabajo* **2001**, *14*, 22–30.
46. Veeger, H.; Yu, B.; An, K.N.; Rozendal, R. Parameters for modeling the upper extremity. *J. Biomech.* **1997**, *30*, 647–652. [[CrossRef](#)]
47. De Zee, M.; Hansen, L.; Wong, C.; Rasmussen, J.; Simonsen, E.B. A generic detailed rigid-body lumbar spine model. *J. Biomech.* **2007**, *40*, 1219–1227. [[CrossRef](#)]
48. Horsman, M.K.; Koopman, H.F.; van der Helm, F.C.; Prosé, L.P.; Veeger, H. Morphological muscle and joint parameters for musculoskeletal modelling of the lower extremity. *Clin. Biomech.* **2007**, *22*, 239–247. [[CrossRef](#)]



© 2019 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/>).

BIBLIOGRAFÍA

- Alabdulkarim, S. y Nussbaum, M. A. (2019), «Influences of different exoskeleton designs and tool mass on physical demands and performance in a simulated overhead drilling task», *Applied ergonomics* **74**, págs. 55-66 (vid. pág. 10).
- Alshahrani, Y.; Zhou, Y.; Chen, C.; Joines, H.; Tao, T.; Xu, G. y Lemos, S. (2021), «Performance Validation of An Upper Limb Exoskeleton Using Joint ROM Signal» (vid. pág. 10).
- AnyBody, D. (s.f.), *AnyBody Technology*, Retrieved from <https://www.anybodytech.com/> (vid. pág. 13).
- Badesa, F. J.; Diez, J. A.; Barios, J. A.; Catalan, J. M. y Garcia-Aracil, N. (2020), «Evaluation of performance and heart rate variability during intensive usage of a BCI-controlled hand exoskeleton», en: *2020 8th IEEE RAS/EMBS International Conference for Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob)*, IEEE, págs. 164-169 (vid. pág. 58).
- Badesa, F. J.; Diez, J. A.; Catalan, J. M.; Trigili, E.; Cordella, F.; Nann, M.; Crea, S.; Soekadar, S. R.; Zollo, L.; Vitiello, N. et al. (2019), «Physiological responses during hybrid bnci control of an upper-limb exoskeleton», *Sensors* **19**(22), pág. 4931 (vid. págs. 10, 64).
- 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), DOI: [10.3390/s19224931](https://doi.org/10.3390/s19224931) (vid. pág. 1).
- Baek, H. J.; Cho, C.-H.; Cho, J. y Woo, J.-M. (2015), «Reliability of Ultra-Short-Term Analysis as a Surrogate of Standard 5-Min Analysis of Heart Rate Variability», *Telemedicine and e-Health* **21**(5), págs. 404-414, DOI: [10.1089/tmj.2014.0104](https://doi.org/10.1089/tmj.2014.0104) (vid. pág. 63).
- Bangor, A.; Kortum, P. y Miller, J. (2009), «Determining what individual SUS scores mean: Adding an adjective rating scale», *Journal of usability studies* **4**(3), págs. 114-123 (vid. pág. 98).

- Bassani, T.; Stucovitz, E.; Qian, Z.; Briguglio, M. y Galbusera, F. (2017), «Validation of the AnyBody full body musculoskeletal model in computing lumbar spine loads at L4L5 level», *Journal of biomechanics* **58**, págs. 89-96 (vid. pág. 14).
- Benjumea, A. C. (2001), «Datos antropométricos de la población laboral española», *Prevención, trabajo y salud: Revista del Instituto Nacional de Seguridad e Higiene en el Trabajo* (14), págs. 22-30 (vid. pág. 22).
- Bogue, R. (2018), «Exoskeletons: a review of industrial applications», *Industrial Robot: An International Journal* (vid. págs. 2, 7).
- Boonnithi, S. y Phongsuphap, S. (2011), «Comparison of heart rate variability measures for mental stress detection», en: *2011 Computing in Cardiology, IEEE*, págs. 85-88 (vid. pág. 62).
- Brooke, J. (1996), «Sus: a “quick and dirty” usability», *Usability evaluation in industry* **189** (vid. pág. 97).
- Burns, A.; Greene, B. R.; McGrath, M. J.; O’Shea, T. J.; Kuris, B.; Ayer, S. M.; Stroiescu, F. y Cionca, V. (2010), «SHIMMER™—A wireless sensor platform for noninvasive biomedical research», *IEEE Sensors Journal* **10**(9), págs. 1527-1534 (vid. págs. 30, 58).
- Catalan, J. M.; Blanco, A.; Bertomeu-Motos, A.; Garcia-Perez, J. V.; Almonacid, M.; Puerto, R. y Garcia-Aracil, N. (2021), «A Modular Mobile Robotic Platform to Assist People with Different Degrees of Disability», *Applied Sciences* **11**(15), pág. 7130 (vid. págs. 1, 16, 97).
- Catalán, J. (2021), «Desarrollo y análisis de estrategias avanzadas de interacción en sistemas robóticos complejos de rehabilitación y asistencia», Tesis doct., Universidad Miguel Hernández de Elche (vid. págs. 40, 97).
- Catalán, J.; García, J.; López, D.; Ugartemendia, A.; Díaz, I.; Lledo, L.; Blanco, A.; Barios, J.; Bertomeu, A. y García-Aracil, N. (2018), «Evaluation of an Upper-Limb Rehabilitation Robotic Device for Home Use from Patient Perspective», en: *International Conference on NeuroRehabilitation*, Springer, págs. 449-453 (vid. pág. 1).
- Catalán, J. M.; García-Pérez, J. V.; Blanco, A.; Martínez, D.; Lledó, L. D. y García-Aracil, N. (2021), «Differences in Physiological Reactions Due to a Competitive Rehabilitation Game Modality», *Sensors* **21**(11), DOI: [10.3390/s21113681](https://doi.org/10.3390/s21113681) (vid. pág. 64).
- Crea, S.; Nann, M.; Trigili, E.; Cordella, F.; Baldoni, A.; Badesa, F. J.; Catalán, J. M.; Zollo, L.; Vitiello, N.; Aracil, N. G. et al. (2018), «Feasibility and safety of shared EEG/EOG and vision-guided autonomous whole-arm exoskeleton control to perform activities of daily living», *Scientific Reports* **8**(10823), págs. 1-9, DOI: [10.1038/s41598-018-29091-5](https://doi.org/10.1038/s41598-018-29091-5) (vid. pág. 1).

- De Bock, S.; Ghillebert, J.; Govaerts, R.; Tassignon, B.; Rodriguez-Guerrero, C.; Crea, S.; Veneman, J.; Geeroms, J.; Meeusen, R. y De Pauw, K. (2022), «Benchmarking occupational exoskeletons: An evidence mapping systematic review», *Applied Ergonomics* **98**, pág. 103582 (vid. págs. 9, 10, 49, 98).
- De Looze, M. P.; Bosch, T.; Krause, F.; Stadler, K. S. y O'sullivan, L. W. (2016), «Exoskeletons for industrial application and their potential effects on physical work load», *Ergonomics* **59**(5), págs. 671-681 (vid. pág. 3).
- De Zee, M.; Hansen, L.; Wong, C.; Rasmussen, J. y Simonsen, E. B. (2007), «A generic detailed rigid-body lumbar spine model», *Journal of biomechanics* **40**(6), págs. 1219-1227 (vid. pág. 24).
- DeGiorgio, C. M.; Miller, P.; Meymandi, S.; Chin, A.; Epps, J.; Gordon, S.; Gornbein, J. y Harper, R. M. (2010), «RMSSD, a measure of vagus-mediated heart rate variability, is associated with risk factors for SUDEP: the SUDEP-7 Inventory», *Epilepsy & Behavior* **19**(1), págs. 78-81 (vid. pág. 62).
- Deng, J.; Wang, P.; Li, M.; Guo, W.; Zha, F. y Wang, X. (2017), «Structure design of active power-assist lower limb exoskeleton APAL robot», *Advances in Mechanical Engineering* **9**(11), pág. 1687814017735791 (vid. pág. 8).
- Di Natali, C.; Sadeghi, A.; Mondini, A.; Bottenberg, E.; Hartigan, B.; De Eyto, A.; O'Sullivan, L.; Rocon, E.; Stadler, K.; Mazzolai, B. et al. (2020), «Pneumatic quasi-passive actuation for soft assistive lower limbs exoskeleton», *Frontiers in Neurorobotics* **14**, pág. 31 (vid. pág. 8).
- Díaz, I.; Catalan, J. M.; Badesa, F. J.; Justo, X.; Lledo, L. D.; Ugartemendia, A.; Gil, J. J.; Díez, J. y García-Aracil, N. (2018), «Development of a robotic device for post-stroke home tele-rehabilitation», *Advances in Mechanical Engineering* **10**(1), pág. 1687814017752302 (vid. pág. 40).
- Diez, J. A.; Blanco, A.; Catalan, J. M.; Badesa, F. J.; Lledo, L. D. y Garcia-Aracil, N. (2018), «Hand exoskeleton for rehabilitation therapies with integrated optical force sensor», *Advances in Mechanical Engineering* **10**(2) (vid. pág. 1).
- Díez, J. A.; Blanco, A.; Catalán, J. M.; Badesa, F. J.; Sabater, J. M. y Garcia-Aracil, N. (2017), «Design of a prono-supination mechanism for activities of daily living», en: *Converging Clinical and Engineering Research on Neurorehabilitation II*, Springer, págs. 531-535 (vid. pág. 16).
- Ding, Y.; Panizzolo, F. A.; Siviyy, C.; Malcolm, P.; Galiana, I.; Holt, K. G. y Walsh, C. J. (2016), «Effect of timing of hip extension assistance during loaded walking with a soft exosuit», *Journal of neuroengineering and rehabilitation* **13**(1), págs. 1-10 (vid. pág. 1).

- Downey, H. (1912), «THE ATTACHMENT OF MUSCLES TO THE EXOSKELE», *The American Journal of Anatomy* **13**(4), pág. 381 (vid. pág. 1).
- European Society of Cardiology, T. F. of the et al. (1996), «Heart rate variability: standards of measurement, physiological interpretation and clinical use», *circulation* **93**, págs. 1043-1065 (vid. pág. 62).
- Feiyun, X.; Yongsheng, G.; Wang, Y.; Yanhe, Z. y Zhao, J. (2018), «Design and evaluation of a 7-DOF cable-driven upper limb exoskeleton», *Journal of Mechanical Science and Technology* **32**(2), págs. 855-864 (vid. pág. 8).
- Garrafa Núñez, M. M.; García Martín, M. C. y Sánchez Lemus, G. (2015), «Factores de riesgo laboral para tenosinovitis del miembro superior», *Medicina y seguridad del trabajo* **61**(241), págs. 486-503 (vid. pág. 3).
- Gilgen-Ammann, R.; Schweizer, T. y Wyss, T. (2019), «RR interval signal quality of a heart rate monitor and an ECG Holter at rest and during exercise», *European journal of applied physiology* **119**(7), págs. 1525-1532 (vid. págs. 62, 97).
- Gopura, R.; Bandara, D.; Kiguchi, K. y Mann, G. K. (2016), «Developments in hardware systems of active upper-limb exoskeleton robots: A review», *Robotics and Autonomous Systems* **75**, págs. 203-220 (vid. pág. 21).
- Gopura, R.; Kiguchi, K. y Bandara, D. (2011), «A brief review on upper extremity robotic exoskeleton systems», en: *2011 6th international Conference on Industrial and Information Systems*, IEEE, págs. 346-351 (vid. pág. 1).
- Grazi, L.; Trigili, E.; Proface, G.; Giovacchini, F.; Crea, S. y Vitiello, N. (2020), «Design and experimental evaluation of a semi-passive upper-limb exoskeleton for workers with motorized tuning of assistance», *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* **28**(10), págs. 2276-2285 (vid. págs. 8, 71).
- Guillamón, A. R. (2015), «Metabolismo energético y actividad física», *Lecturas: Educacion física y deportes* (206), pág. 9 (vid. pág. 63).
- Hermens, H. J.; Freriks, B.; Merletti, R.; Stegeman, D.; Blok, J.; Rau, G.; Disselhorst-Klug, C. y Hägg, G. (1999), «European recommendations for surface electromyography», *Roessingh research and development* **8**(2), págs. 13-54 (vid. págs. 61, 96).
- Heuermann, R. F. y Kurtz, O. (1955), «Identification of Stored Products Insects By the Micromorphology of the Exoskeleton I. Elytral Patterns», *Journal of Association of Official Agricultural Chemists* **38**(3), págs. 766-781 (vid. pág. 1).
- Hoffmann, N.; Prokop, G. y Weidner, R. (2021), «Methodologies for Evaluating Exoskeletons with Industrial Applications», *Ergonomics* (just-accepted), págs. 1-38 (vid. pág. 3).

- Hong, M. B.; Kim, G. T. y Yoon, Y. H. (2019), «ACE-Ankle: A Novel Sensorized RCM (Remote-Center-of-Motion) Ankle Mechanism for Military Purpose Exoskeleton», *Robotica* **37**(12), págs. 2209-2228 (vid. pág. 1).
- Horsman, M. K.; Koopman, H. F.; Helm, F. C. van der; Prosé, L. P. y Veeger, H. (2007), «Morphological muscle and joint parameters for musculoskeletal modelling of the lower extremity», *Clinical biomechanics* **22**(2), págs. 239-247 (vid. pág. 24).
- Howard, J.; Murashov, V. V.; Lowe, B. D. y Lu, M.-L. (2020), «Industrial exoskeletons: Need for intervention effectiveness research», *American journal of industrial medicine* **63**(3), págs. 201-208 (vid. págs. 2, 7).
- Huo, W.; Mohammed, S.; Moreno, J. C. y Amirat, Y. (2014), «Lower limb wearable robots for assistance and rehabilitation: A state of the art», *IEEE systems Journal* **10**(3), págs. 1068-1081 (vid. pág. 49).
- Huysamen, K.; Bosch, T.; Looze, M. de; Stadler, K. S.; Graf, E. y O'Sullivan, L. W. (2018), «Evaluation of a passive exoskeleton for static upper limb activities», *Applied ergonomics* **70**, págs. 148-155 (vid. pág. 10).
- Huysamen, K.; Looze, M. de; Bosch, T.; Ortiz, J.; Toxiri, S. y O'Sullivan, L. W. (2018), «Assessment of an active industrial exoskeleton to aid dynamic lifting and lowering manual handling tasks», *Applied ergonomics* **68**, págs. 125-131 (vid. pág. 10).
- Ingraham, K. A.; Rouse, E. J. y Remy, C. D. (2019), «Accelerating the estimation of metabolic cost using signal derivatives: implications for optimization and evaluation of wearable robots», *IEEE Robotics & Automation Magazine* **27**(1), págs. 32-42 (vid. pág. 50).
- Jayaraman, A.; Marinov, B.; Singh, Y.; Burt, S. y Rymer, W. Z. (2020), «Current Evidence for Use of Robotic Exoskeletons in Rehabilitation», en: *Wearable Robotics*, Elsevier, págs. 301-310 (vid. pág. 1).
- Kim, S.; Nussbaum, M. A.; Esfahani, M. I. M.; Alemi, M. M.; Jia, B. y Rashedi, E. (2018), «Assessing the influence of a passive, upper extremity exoskeletal vest for tasks requiring arm elevation: Part II—"Unexpected" effects on shoulder motion, balance, and spine loading», *Applied ergonomics* **70**, págs. 323-330 (vid. págs. 3, 62, 71).
- Knapik, J. J.; Reynolds, K. L. y Harman, E. (2004), «Soldier load carriage: historical, physiological, biomechanical, and medical aspects», *Military medicine* **169**(1), págs. 45-56 (vid. pág. 1).
- Ko, H. K.; Lee, S. W.; Koo, D. H.; Lee, I. y Hyun, D. J. (2018), «Waist-assistive exoskeleton powered by a singular actuation mechanism for prevention of back-injury», *Robotics and Autonomous Systems* **107**, págs. 1-9 (vid. pág. 8).

- Laurettil, C.; Cordella, F.; Ciancio, A. L.; Trigili, E.; Catalan, J. M.; Badesa, F. J.; Crea, S.; Pagliara, S. M.; Sterzi, S.; Vitiello, N. et al. (2018), «Learning by demonstration for motion planning of upper-limb exoskeletons», *Frontiers in neurorobotics* **12**, pág. 5 (vid. pág. 16).
- Lazzaroni, M.; Poliero, T.; Sposito, M.; Toxiri, S.; Caldwell, D. G.; Di Natali, C. y Ortiz, J. (2021), «Back-Support Exoskeleton Control Strategy for Pulling Activities: Design and Preliminary Evaluation», *Designs* **5**(3), pág. 39 (vid. pág. 8).
- Lenarcic, J. y Umek, A. (1994), «Simple model of human arm reachable workspace», *IEEE transactions on systems, man, and cybernetics* **24**(8), págs. 1239-1246 (vid. pág. 20).
- Likert, R. (1974), «A method of constructing an attitude scale», *Scaling: A sourcebook for behavioral scientists*, págs. 233-243 (vid. pág. 97).
- Luttmann, A.; Jäger, M.; Griefahn, B.; Caffier, G.; Liebers, F. y Steinberg, U. (2003), «Preventing musculoskeletal disorders in the workplace: Protecting workers' health series No. 5», *World Health Organisation* (vid. pág. 3).
- Maurice, P.; Čamernik, J.; Gorjan, D.; Schirmeister, B.; Bornmann, J.; Tagliapietra, L.; Latella, C.; Pucci, D.; Fritzsche, L.; Ivaldi, S. et al. (2019), «Objective and subjective effects of a passive exoskeleton on overhead work», *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* **28**(1), págs. 152-164 (vid. págs. 9, 71, 73).
- Meshkati, N. (1988), «Heart Rate Variability and Mental Workload Assessment», en: *Human Mental Workload*, ed. por P. A. Hancock y N. Meshkati, vol. 52, Elsevier: North-Holland, págs. 101-115 (vid. pág. 62).
- Moreno, J. C.; Figueiredo, J. y Pons, J. L. (2018), «Exoskeletons for lower-limb rehabilitation», en: *Rehabilitation Robotics*, Elsevier, págs. 89-99 (vid. pág. 1).
- Ndahimana, D. y Kim, E.-K. (2017), «Measurement methods for physical activity and energy expenditure: a review», *Clinical nutrition research* **6**(2), págs. 68-80 (vid. pág. 63).
- Norkin, C. C. y White, D. J. (2016), *Measurement of joint motion: a guide to goniometry*, FA Davis (vid. pág. 16).
- Pacifico, I.; Aprigliano, F.; Parri, A.; Cannillo, G.; Melandri, I.; Violante, F.; Molteni, F.; Giovacchini, F.; Vitiello, N. y Crea, S. (2020), «Using a Spring-Loaded Upper-Limb Exoskeleton in Cleaning Tasks: A Preliminary Study», en: *International Symposium on Wearable Robotics*, Springer, págs. 481-485 (vid. pág. 8).
- Pacifico, I.; Scano, A.; Guanziroli, E.; Moise, M.; Morelli, L.; Chiavenna, A.; Romo, D.; Spada, S.; Colombina, G.; Molteni, F. et al. (2020), «An experimental evaluation of the proto-mate: a novel ergonomic upper-limb exoskeleton to reduce workers' test physical strain», *IEEE Robotics & Automation Magazine* **27**(1), págs. 54-65 (vid. pág. 10).

- Parent-Thirion, A.; Biletta, I.; Cabrita, J.; Vargas-Llave, O.; Vermeulen, G.; Wilczynska, A. y Wilkens, M. (2017), *Eurofound (2017), Sixth European Working Conditions Survey—Overview report (2017 update), Publications Office of the European Union* (vid. pág. 2).
- Park, H.; Dong, S.-Y.; Lee, M. y Youn, I. (2017), «The role of heart-rate variability parameters in activity recognition and energy-expenditure estimation using wearable sensors», *Sensors* **17**(7), pág. 1698 (vid. pág. 50).
- Pattacini, U.; Nori, F.; Natale, L.; Metta, G. y Sandini, G. (2010), «An experimental evaluation of a novel minimum-jerk cartesian controller for humanoid robots», en: *2010 IEEE/RSJ international conference on intelligent robots and systems*, IEEE, págs. 1668-1674 (vid. pág. 19).
- Pratt, J. W. (1959), «Remarks on Zeros and Ties in the Wilcoxon Signed Rank Procedures», *Journal of the American Statistical Association* **54**(287), págs. 655-667, DOI: [10.1080/01621459.1959.10501526](https://doi.org/10.1080/01621459.1959.10501526) (vid. pág. 63).
- Qiu, S.; Guo, W.; Zha, F.; Deng, J. y Wang, X. (2021), «Exoskeleton Active Walking Assistance Control Framework Based on Frequency Adaptive Dynamics Movement Primitives», *Frontiers in Neurorobotics* **15**, pág. 61 (vid. pág. 8).
- Rajae, M. A.; Arjmand, N.; Shirazi-Adl, A.; Plamondon, A. y Schmidt, H. (2015), «Comparative evaluation of six quantitative lifting tools to estimate spine loads during static activities», *Applied ergonomics* **48**, págs. 22-32 (vid. pág. 14).
- Reis, V. M.; Van den Tillaar, R. y Marques, M. C. (2011), «Higher precision of heart rate compared with VO₂ to predict exercise intensity in endurance-trained runners», *Journal of sports science & medicine* **10**(1), pág. 164 (vid. pág. 63).
- Roquelaure, Y.; LeManach, A. P.; Ha, C.; Poisnel, C.; Bodin, J.; Descatha, A. e Imbernon, E. (2012), «Working in temporary employment and exposure to musculoskeletal constraints», *Occupational medicine* **62**(7), págs. 514-518 (vid. pág. 2).
- Rose, C. G. y O'Malley, M. K. (2018), «Hybrid rigid-soft hand exoskeleton to assist functional dexterity», *IEEE Robotics and Automation Letters* **4**(1), págs. 73-80 (vid. pág. 1).
- Rupal, B.; Singla, A. y Virk, G. (2016), «Lower limb exoskeletons: a brief review», en: *Conference on mechanical engineering and technology (COMET-2016), IIT (BHU), Varanasi, India*, págs. 130-140 (vid. pág. 1).
- Sandoval-Gonzalez, O.; Jacinto-Villegas, J.; Herrera-Aguilar, I.; Portillo-Rodriguez, O.; Tripicchio, P.; Hernandez-Ramos, M.; Flores-Cuautle, A. y Avizzano, C. (2016), «Design and development of a hand exoskeleton robot for active and passive

- rehabilitation», *International Journal of Advanced Robotic Systems* **13**(2), pág. 66 (vid. pág. 1).
- Schmalz, T.; Schändlinger, J.; Schuler, M.; Bornmann, J.; Schirrmeister, B.; Kannenberg, A. y Ernst, M. (2019), «Biomechanical and metabolic effectiveness of an industrial exoskeleton for overhead work», *International journal of environmental research and public health* **16**(23), pág. 4792 (vid. págs. 50, 71, 73).
- Shaffer, F. y Ginsberg, J. (2017), «An overview of heart rate variability metrics and norms», *Frontiers in public health* **5**, pág. 258 (vid. págs. 62, 63).
- Siciliano, B.; Sciavicco, L.; Villani, L. y Oriolo, G. (2009), «Modelling, planning and control», *Advanced Textbooks in Control and Signal Processing*. Springer, (vid. pág. 18).
- Spada, S.; Ghibaudo, L.; Gilotta, S.; Gastaldi, L. y Cavatorta, M. P. (2017), «Investigation into the applicability of a passive upper-limb exoskeleton in automotive industry», *Procedia Manufacturing* **11**, págs. 1255-1262 (vid. pág. 8).
- Strickland, E. (2018), «Iron man"suits are coming to factory floors», *IEEE Spectrum* **56**(1), págs. 27-29 (vid. pág. 9).
- Sylla, N.; Bonnet, V.; Colledani, F. y Fraisse, P. (2014), «Ergonomic contribution of ABLE exoskeleton in automotive industry», *International Journal of Industrial Ergonomics* **44**(4), págs. 475-481 (vid. págs. 3, 49).
- Theurel, J.; Desbrosses, K.; Roux, T. y Savescu, A. (2018), «Physiological consequences of using an upper limb exoskeleton during manual handling tasks», *Applied ergonomics* **67**, págs. 211-217 (vid. págs. 10, 61).
- Tiseni, L.; Xiloyannis, M.; Chiaradia, D.; Lotti, N.; Solazzi, M.; Kooij, H. van der; Frisoli, A. y Masia, L. (2019), «On the edge between soft and rigid: an assistive shoulder exoskeleton with hyper-redundant kinematics», en: *2019 IEEE 16th International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*, págs. 618-624 (vid. pág. 71).
- Torricelli, D.; Rodriguez-Guerrero, C.; Veneman, J. F.; Crea, S.; Briem, K.; Lenggenhager, B. y Beckerle, P. (2020), «Benchmarking wearable robots: challenges and recommendations from functional, user experience, and methodological perspectives», *Frontiers in Robotics and AI* **7**, pág. 168 (vid. págs. 9, 49).
- Toxiri, S.; Koopman, A. S.; Lazzaroni, M.; Ortiz, J.; Power, V.; Looze, M. P. de; O'Sullivan, L. y Caldwell, D. G. (2018), «Rationale, implementation and evaluation of assistive strategies for an active back-support exoskeleton», *Frontiers in Robotics and AI* **5**, pág. 53 (vid. pág. 49).
- Tröster, M.; Wagner, D.; Müller-Graf, F.; Maufroy, C.; Schneider, U. y Bauernhansl, T. (2020), «Biomechanical model-based development of an active occupational upper-limb exoskeleton to support healthcare workers in the surgery waiting room»,

- International Journal of Environmental Research and Public Health* **17**(14), pág. 5140 (vid. pág. 10).
- Van Eerd, D.; Munhall, C.; Irvin, E.; Rempel, D.; Brewer, S.; Van Der Beek, A.; Dennerlein, J.; Tullar, J.; Skivington, K.; Pinion, C. et al. (2016), «Effectiveness of workplace interventions in the prevention of upper extremity musculoskeletal disorders and symptoms: an update of the evidence», *Occupational and Environmental Medicine* **73**(1), págs. 62-70 (vid. pág. 2).
- Van Engelhoven, L.; Poon, N.; Kazerooni, H.; Rempel, D.; Barr, A. y Harris-Adamson, C. (2019), «Experimental evaluation of a shoulder-support exoskeleton for overhead work: Influences of peak torque amplitude, task, and tool mass», *IIEE Transactions on Occupational Ergonomics and Human Factors* **7**(3-4), págs. 250-263 (vid. pág. 10).
- Varady, P. A.; Glitsch, U. y Augat, P. (2015), «Loads in the hip joint during physically demanding occupational tasks: A motion analysis study», *Journal of biomechanics* **48**(12), págs. 3227-3233 (vid. pág. 14).
- Veeger, H.; Yu, B.; An, K.-N. y Rozendal, R. (1997), «Parameters for modeling the upper extremity», *Journal of biomechanics* **30**(6), págs. 647-652 (vid. pág. 24).
- Wei, W.; Zha, S.; Xia, Y.; Gu, J. y Lin, X. (2020), «A hip active assisted exoskeleton that assists the semi-squat lifting», *Applied Sciences* **10**(7), pág. 2424 (vid. pág. 8).
- Xiong, C.; Zhou, T.; Zhou, L.; Wei, T. y Chen, W. (2019), «Multi-articular passive exoskeleton for reducing the metabolic cost during human walking», en: *2019 Wearable Robotics Association Conference (WearRAcon)*, IEEE, págs. 63-67 (vid. pág. 8).
- Yagn, N. (1890), *Apparatus for facilitating walking*, US Patent 4 440 684, Retrieved from <https://patents.google.com/patent/US440684A/en> (vid. pág. 1).
- Zander, T.; Dreischarf, M.; Schmidt, H.; Bergmann, G. y Rohlmann, A. (2015), «Spinal loads as influenced by external loads: A combined in vivo and in silico investigation», *Journal of biomechanics* **48**(4), págs. 578-584 (vid. pág. 14).
- Zhou, L.; Chen, W.; Chen, W.; Bai, S.; Zhang, J. y Wang, J. (2020), «Design of a passive lower limb exoskeleton for walking assistance with gravity compensation», *Mechanism and Machine Theory* **150**, pág. 103840 (vid. pág. 8).