

Design of a passive upper limb exoskeleton for the execution of industrial welding tasks

Daniel Méndez¹, Luis Medina², Belkys Amador Cáceres¹

¹Faculty of Engineering Sciences, Universidad Austral de Chile, Valdivia, Chile,
daniel.mendez@alumnos.uach.cl, luis.medina@uach.cl, bamador@uach.cl

Abstract - This work presents the design and preliminary validation of a passive upper-limb exoskeleton intended to assist arm elevation during naval welding tasks. Shipyard operations require sustained overhead postures, increasing the risk of musculoskeletal disorders (MSDs). The methodology included ergonomic analysis, biomechanical characterization using surface electromyography (sEMG), and engineering design tools. A concept based on a compression spring and eccentric pulley was developed through CAD modeling, Denavit–Hartenberg kinematics, and finite element analysis (FEA). Biomechanical analysis estimated a shoulder torque requirement of 27.41 Nm during overhead welding tasks. The proposed mechanism provides up to 82.6% of the required assistance in critical positions. Structural simulations showed that PLA-CF reduced deformation compared to PLA and ABS, confirming its suitability as the primary material. A TRL-3 prototype was successfully developed, demonstrating preservation of mobility and structural feasibility. These results support the potential of low-cost passive exoskeletons for reducing biomechanical load in industrial welding applications.

Keywords— passive exoskeleton, upper-limb assistance, industrial welding, biomechanics, Finite Element Analysis.

Diseño de un exoesqueleto pasivo de miembro superior para la ejecución de tareas de soldadura industrial

Daniel Méndez¹, Luis Medina², Belkys Amador Cáceres¹

¹Faculty of Engineering Sciences, Universidad Austral de Chile, Valdivia, Chile,
daniel.mendez@alumnos.uach.cl, luis.medina@uach.cl, bamador@uach.cl

Resumen - El presente trabajo presenta el diseño y la validación preliminar de un exoesqueleto pasivo de miembro superior destinado a asistir la elevación del brazo en tareas de soldadura naval. Las operaciones en astilleros requieren posturas elevadas sostenidas, lo que incrementa el riesgo de desarrollar trastornos musculoesqueléticos (TME). La metodología incluyó análisis ergonómico, caracterización biomecánica mediante electromiografía de superficie (sEMG) y herramientas de ingeniería de diseño. Se desarrolló un concepto basado en un resorte de compresión y una polea excéntrica, modelado mediante CAD, cinemática de Denavit-Hartenberg y análisis por elementos finitos (FEA). El análisis biomecánico permitió estimar un torque de 27,41 Nm en el hombro durante tareas de soldadura aérea. El mecanismo propuesto es capaz de entregar hasta un 82,6% de la asistencia requerida en posiciones críticas. Las simulaciones estructurales evidenciaron que el PLA-CF reduce significativamente las deformaciones en comparación con PLA y ABS, confirmando su idoneidad como material principal. Se desarrolló un prototipo TRL-3 que permitió validar la factibilidad estructural y la conservación de la movilidad. Estos resultados evidencian el potencial de los exoesqueletos pasivos de bajo costo para reducir la carga biomecánica en aplicaciones de soldadura industrial.

Palabras clave-- exoesqueleto pasivo, asistencia de miembro superior, soldadura industrial, biomecánica, análisis de elementos finitos.

I. INTRODUCCIÓN

La soldadura industrial es una actividad crítica para sectores estratégicos como la construcción naval, donde la complejidad geométrica de los bloques de producción exige una ejecución mayoritariamente manual [1]. Sin embargo, esta labor impone condiciones físicas extremas, caracterizadas por posturas forzadas y trabajo por encima del nivel del acromion, lo que genera una alta carga biomecánica y fatiga muscular acelerada [2], [3]. La fatiga no solo deriva en malestar físico, sino que es responsable del 90% de los accidentes causados por errores humanos, afectando el juicio y la precisión operativa [3]. Estas condiciones se asocian con una alta incidencia de trastornos musculoesqueléticos (TME), especialmente en el complejo del hombro y la región cervical [4], [5].

A nivel global, los TME representan el 40% de los costos asociados a indemnizaciones y tratamientos de enfermedades laborales [6]. En Chile, la problemática es crítica: 1 de cada 2 trabajadores ha manifestado dolor musculoesquelético, generando costos socioeconómicos que superan los \$600 mil

millones [7]. Pese a que la automatización surge como una alternativa, su ritmo de implementación en el país es inferior al de naciones desarrolladas, lo que vuelve indispensable el desarrollo de ayudas mecánicas que garanticen entornos de trabajo saludables y sostenibles [8], [9].

En el marco de la Industria 4.0, los exoesqueletos industriales han emergido como estructuras externas diseñadas para asistir físicamente al trabajador, limitando las sobrecargas musculares locales [10]. Estos dispositivos se rigen por normativas como la ASTM F3474-20, que establece parámetros ergonómicos funcionales para su implementación [11]. Dentro de esta tecnología, los exoesqueletos pasivos destacan por su simplicidad, ausencia de fuentes de energía externas y capacidad de redistribución de cargas hacia zonas musculares más potentes mediante mecanismos que almacenan energía, como resortes o amortiguadores [12], [13].

No obstante, la adopción masiva de estas soluciones se ve limitada por barreras económicas significativas. En el mercado chileno, el costo de los dispositivos importados aumenta por gastos logísticos e impuestos (arancel e IVA), generando multiplicadores de entre 1.38 y 1.50 respecto al valor base [14]. En consecuencia, un exoesqueleto pasivo puede alcanzar valores de entre \$1.7 y \$5 millones CLP, reforzando la urgencia de desarrollar soluciones locales de bajo costo adaptadas a las exigencias reales de los astilleros nacionales [15], [16].

II. CONTEXTO INDUSTRIAL, ESTADO DEL ARTE Y PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

La industria naval demanda procesos intensivos de soldadura para la fabricación y reparación de estructuras metálicas de gran envergadura. Estas actividades suelen ejecutarse en espacios confinados y bajo condiciones posturales desfavorables durante periodos prolongados, factores que incrementan drásticamente la fatiga muscular y el riesgo de accidentes laborales [17], [18]. En particular, la elevación sostenida del brazo por encima del nivel del hombro genera momentos articulares elevados y una activación crítica en los músculos deltoides y trapecio. La exposición continua a estas posturas se asocia con una alta prevalencia de dolor de hombro y el desarrollo de trastornos musculoesqueléticos (TME) de carácter crónico [19]. Adicionalmente, factores como la repetitividad de la tarea, el estrés laboral y las condiciones

TABLA I
REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA

Referencia	Tipo de dispositivo	Tarea / Contexto	Método de evaluación	Hallazgos principales
S. de Looze et al. (2016) [22]	Revisión (26 sistemas)	Levantamiento y trabajo overhead	EMG, metabolismo, percepción	Reducción de carga muscular entre 10%–40% en sistemas pasivos; mayores reducciones en sistemas activos.
Kim et al. (2018) [24]	Pasivo (EksoVest™)	Perforación y ensamblaje repetitivo	EMG + desempeño	Reducción de hasta 45% en actividad del hombro y mejora del 20% en eficiencia de la tarea.
Rashedi et al. (2014) [25]	Pasivo	Trabajo sobre la cabeza	EMG + percepción	Disminución de hasta 56% en actividad muscular del hombro y menor fatiga percibida.
Pacifico et al. (2022) [13]	Pasivo	Línea de producción	EMG	Reducción de 29.5% en deltoides anterior y 22.2% en trapecio superior.
Butler (2016) [26]	Pasivo (Airframe™)	Simulación de soldadura/pintura	Desempeño + percepción	Incremento de la productividad hasta un 86% y reducción de niveles de incomodidad.
Spada et al. (2017) [27]	Pasivo	Operaciones overhead	Evaluación ergonómica (EAWS)	Ganancia del 34% en el desempeño (tareas completadas) y mejora del 30% en calidad y duración de la tarea.
Abdoli-Eramaki et al. (2006) [28]	Pasivo (PLAD)	Levantamiento de cargas	EMG	Disminución de actividad en erector espinal entre 10%–40%.

ambientales adversas del astillero influyen directamente en el error humano y la seguridad ocupacional [20], [21].

Frente a estos desafíos ergonómicos, los exoesqueletos industriales emergen como una solución tecnológica eficaz, clasificándose principalmente en activos y pasivos. Mientras los sistemas activos dependen de actuadores eléctricos o hidráulicos, los exoesqueletos pasivos emplean mecanismos mecánicos de almacenamiento y liberación de energía, como resortes o sistemas de compensación gravitacional, para asistir al operario [22], [23]. Diversas investigaciones han demostrado que los dispositivos pasivos de miembro superior reducen significativamente la actividad muscular durante tareas con brazos elevados, mitigando la fatiga y el riesgo de lesiones tisulares [29], [30], [31].

Estas tecnologías han sido validadas en múltiples sectores productivos, incluyendo la manufactura avanzada, la agricultura y el procesamiento de alimentos, logrando mejoras en la carga biomecánica sin comprometer la movilidad funcional del trabajador [32], [33], [34].

Además de la revisión bibliográfica (Tabla I), se realizó un análisis de las principales soluciones comerciales disponibles en el mercado de exoesqueletos industriales de miembro superior. Este análisis consideró dispositivos ampliamente utilizados en entornos productivos, evaluando sus características técnicas, principio de funcionamiento, rango de asistencia, peso, ergonomía y compatibilidad con tareas que requieren elevación sostenida del brazo.

- Levitate AirFrame [35]
- Paexo Shoulder (OttoBock) [36]
- Ercura Arms [37]
- Skelex 360 Shoulder (Skelex) [38]
- CDYS Passive Shoulder Exoskeleton by Crimson Dynamics [39]

El análisis de estos modelos evidencia que, si bien estos sistemas ofrecen una asistencia efectiva, presentan barreras críticas para su adopción en astilleros locales. Entre estas limitaciones destacan el elevado costo de importación (alcanzando hasta \$5 millones CLP debido a aranceles y logística), la interferencia con los equipos de protección personal (EPP) específicos de soldadura y la dificultad de uso en los espacios confinados típicos de la construcción naval. Esta brecha tecnológica y económica justifica la necesidad de desarrollar una solución de bajo costo orientada específicamente a los requerimientos del sector naval.

III. METODOLOGÍA

La investigación se desarrolló mediante un enfoque de ingeniería de diseño integrado con análisis ergonómico y biomecánico.

III a. ANÁLISIS DE LA TAREA Y REQUERIMIENTOS

Se estudiaron las condiciones reales de la soldadura industrial para definir requerimientos funcionales (RF) y no funcionales (RNF). Este análisis incluyó:

- Posturas de trabajo
- Movimientos requeridos
- Cargas biomecánicas
- Características antropométricas

La Tabla II muestra las especificaciones técnicas del dispositivo, estas fueron definidas a partir de un análisis biomecánico de la tarea, evidencia experimental reportada en la literatura y restricciones propias del entorno industrial. El requerimiento de soporte de carga (5–7 kg por brazo) se fundamenta en la masa combinada del miembro superior y la herramienta de soldadura, esta masa alcanza aproximadamente 6 kg, según estimaciones basadas en modelos antropométricos

y análisis de cuerpo libre [40][41]. Por otra parte, el objetivo de reducción de actividad muscular (30% en deltoides y 20% en

TABLA II
REQUERIMIENTOS TÉCNICOS

Tipo	Requerimiento	Especificación técnica
RF1	Soporte del brazo para posturas prolongadas	Soporte de 5-7 kg brazo
RF2	Distribución de cargas	Reducir actividad muscular en deltoides 30% y en trapecio 20%.
RNF1	Durabilidad y resistencia	Resistencia térmica hasta 200°C
RNF2	Peso ligero y compacto	Peso total inferior a 4kg

trapecio) se sustenta en estudios experimentales que reportan disminuciones significativas en la activación de estos grupos musculares durante el uso de exoesqueletos pasivos en tareas industriales [13]. En cuanto a la resistencia térmica, el requerimiento de operación hasta 200 °C se establece considerando las condiciones propias de la soldadura industrial, donde existe exposición a radiación térmica, chispas y superficies calientes, en concordancia con normativas de seguridad aplicables como ASTM F1506 [42]. Finalmente, la restricción de peso total inferior a 4 kg se define en base a soluciones comerciales existentes y estudios de ergonomía, los cuales indican que dispositivos livianos son fundamentales para garantizar la usabilidad, el confort y la no interferencia con el movimiento natural del trabajador [22].

III b. MEDICIONES BIOMECÁNICAS

Se realizaron mediciones biomecánicas a un trabajador de la empresa ASENNAV S.A., con 30 años de experiencia en labores de soldadura industrial, con el objetivo de caracterizar la demanda muscular y cinemática asociada a posturas de trabajo con elevación del miembro superior. Los ensayos se llevaron a cabo en el Laboratorio de Análisis del Movimiento de la Universidad Austral de Chile, en condiciones controladas (Figura 1).

La adquisición de datos se realizó mediante un sistema multimodal que integró:

- Electromiografía de superficie (sEMG), para la medición de la actividad muscular.
- Un sistema de captura de movimiento mediante cámaras infrarrojas, para el registro cinemático.
- Sensores inerciales (IMU), para complementar la medición de orientación y movimiento.
- Plataforma de fuerza, para la medición de reacciones del suelo.

Los músculos evaluados fueron: trapecio superior, deltoides anterior, deltoides medio, serrato anterior, erector espinal, bíceps y tríceps braquiales, seleccionados por su rol en

la estabilización y elevación del miembro superior durante la tarea de soldadura.

La ubicación de los electrodos sEMG se realizó siguiendo referencias anatómicas estandarizadas, asegurando una adecuada calidad de señal mediante preparación de la piel y correcta adhesión de los sensores. El participante fue instrumentado sin vestimenta superior durante la etapa de sensorización para garantizar la correcta instalación de los electrodos.

La señal EMG obtenida fue procesada mediante rectificación y cálculo del valor cuadrático medio (RMS) (Figura 3), indicador ampliamente utilizado debido a su alta correlación con la fuerza muscular desarrollada durante contracciones isométricas [43].

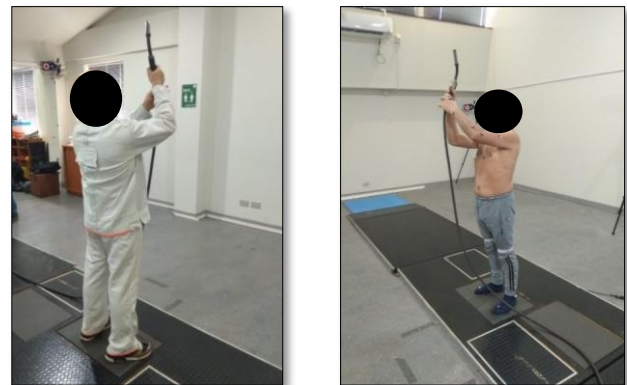


Fig. 1. Sesión experimental de adquisición de datos cinemáticos, cinéticos externos y electromiográficos de un trabajador soldador en el laboratorio de kinesiología UACH.

III c. PROTOCOLO EXPERIMENTAL

Para garantizar la trazabilidad experimental, la Figura 2 detalla el protocolo de adquisición mediante un sistema multimodal (sEMG, IMU, cámaras y plataforma de fuerza), permitiendo una caracterización biomecánica robusta e integral de la tarea [44].

El análisis se centró en el rango operativo de 90°–130°, intervalo donde la carga tisular y la fatiga muscular se incrementan críticamente debido al aumento de la presión intramuscular. La adopción del límite superior de 130° permite maximizar la demanda física sobre el complejo del hombro sin alcanzar el bloqueo articular (*end range-of-motion*), asegurando mediciones fiables de la exigencia biomecánica [24].

III d. INTERPRETACIÓN DE SEÑALES

En la Figura 3 se presenta la señal electromiográfica (EMG) del músculo tríceps braquial registrada durante la ejecución de la tarea analizada. La señal fue adquirida mediante electromiografía de superficie (sEMG), técnica que permite registrar el potencial eléctrico generado por las fibras musculares durante la contracción [43], [44]. El eje horizontal corresponde al tiempo "*t*" en segundos [s], mientras que el eje vertical representa el voltaje de la señal electromiográfica V_{EMG} en voltios [V].

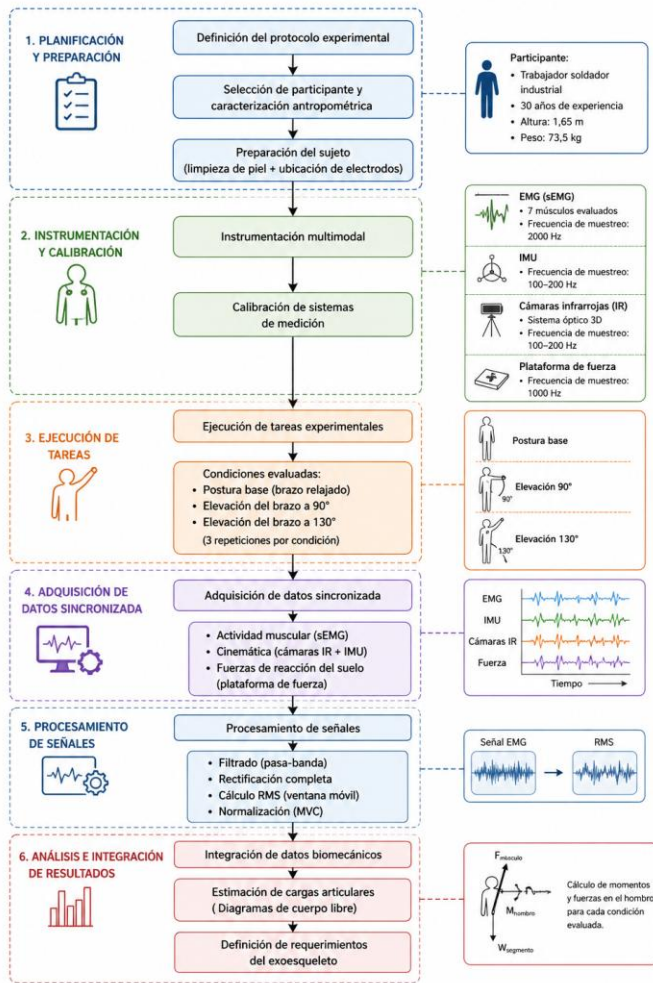


Fig. 2. Diagrama de bloques del protocolo experimental.

La señal cruda (trazo naranja claro) corresponde al registro original de la actividad bioeléctrica, caracterizada por su naturaleza oscilatoria y alta variabilidad. Para permitir una interpretación funcional, la señal es sometida a un proceso de rectificación y suavizado mediante el cálculo del valor cuadrático medio (RMS) utilizando una ventana deslizante, obteniendo la señal procesada (línea azul), la cual representa la envolvente temporal de la activación muscular [43]. Esta variable constituye un indicador ampliamente utilizado debido a su alta correlación con la fuerza muscular desarrollada y su capacidad para describir la evolución temporal del contenido energético del músculo [43].

Asimismo, la figura incorpora los parámetros de normalización del estudio: la línea vertical roja discontinua indica el instante en que el sujeto alcanza la Fuerza Isométrica Máxima (FIM), obtenida mediante un ensayo de contracción voluntaria máxima (MVC), mientras que la línea horizontal verde discontinua corresponde al valor máximo RMS asociado a dicha condición.

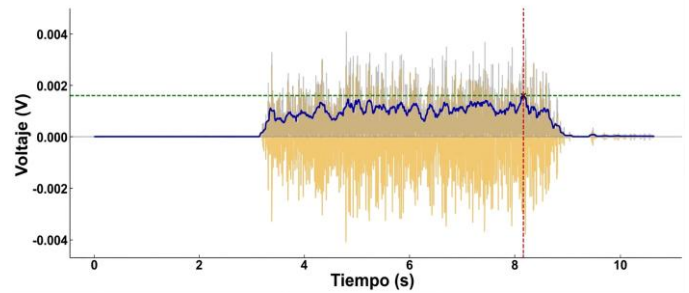


Fig. 3. Señal electromiográfica (EMG) del Tríceps braquial durante la ejecución de la tarea analizada.

Este valor se emplea como referencia fisiológica individual para expresar la activación muscular en términos relativos (%FIM), permitiendo la comparación objetiva de la carga biomecánica entre distintas condiciones experimentales [43], [44]. Se observa que en el intervalo aproximado entre 3 [s] y 8 [s] se presenta una activación muscular sostenida, asociada a la ejecución de la tarea con el brazo elevado, mientras que fuera de este rango la señal se mantiene cercana al nivel basal.

III e. ANÁLISIS ERGONÓMICO

Mediante diagramas de cuerpo libre (DCL), se estimaron los torques articulares. Para una postura de soldadura aérea (Figura 4) con una antorcha de 1,97 [kg] (W_4), se determinó que el torque requerido en el hombro es de 27,41 [Nm]. Estas dimensiones (mano, antebrazo y brazo) se tomaron de las tablas antropométricas de la población trabajadora chilena [40]. El peso de cada segmento se calculó utilizando el método propuesto por John Wiley & Sons, específicamente basado en la obra de D. A. Winter, y ajustado al peso promedio de un individuo de la población trabajadora de Chile (81,4 [kg]) [41].

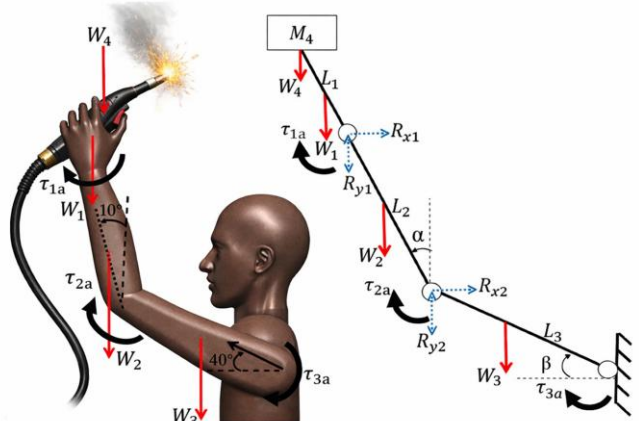


Fig. 4. Dcl de la tarea analizada.

Si bien el análisis desarrollado en este trabajo se centra en la caracterización biomecánica de la tarea mediante mediciones electromiográficas y cinemáticas, se reconoce que la ergonomía laboral abarca múltiples dimensiones adicionales, tales como la evaluación postural, la repetitividad de la tarea y la fatiga

acumulativa. En este contexto, el enfoque adoptado prioriza la cuantificación objetiva de la carga muscular como variable crítica en tareas de soldadura con elevación sostenida del brazo, dado que esta condición representa el principal factor de riesgo asociado al desarrollo de trastornos. Por esta razón, el presente estudio delimita su alcance al análisis de la biomecánica estática en la postura de máxima elevación.

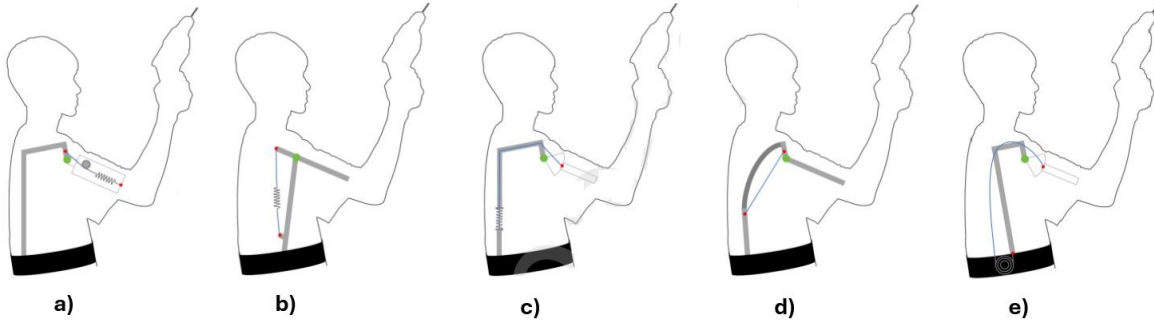


Fig. 5. Diferentes tipos de exoesqueletos identificados en el comercio: (a) mecanismo de asistencia al costado del brazo; (b) sistema con resorte de tracción dorsal; (c) sistema con resorte de compresión; (d) sistema de asistencia con resorte laminar; (e) sistema con resorte de torsión. [45].

No obstante, metodologías estandarizadas de evaluación ergonómica como RULA (*Rapid Upper Limb Assessment*), REBA (*Rapid Entire Body Assessment*) u OWAS (*Ovako Working Posture Assessment System*) podrían ser incorporadas en etapas futuras para complementar el análisis y obtener una evaluación integral del riesgo postural durante la ejecución de la tarea [44].

IV.DISEÑO DEL EXOESQUELETO

El dispositivo desarrollado corresponde a un exoesqueleto pasivo de miembro superior orientado a compensar parcialmente el peso del brazo y de la herramienta durante la ejecución de tareas de soldadura por encima del nivel del hombro. Este tipo de asistencia permite reducir la carga biomecánica sobre los músculos del hombro y cuello, disminuyendo la fatiga muscular y el riesgo de trastornos musculoesqueléticos asociados a posturas elevadas sostenidas [4], [5].

Desde el punto de vista cinemático, el análisis del espacio de trabajo del miembro superior se realizó considerando los seis grados de libertad (DoF) asociados al sistema humano, correspondientes a tres en el hombro (flexión-extensión, abducción-aducción y rotación interna-externa), uno en el codo (flexión-extensión) y dos en la muñeca. Esta aproximación permite representar adecuadamente la movilidad global requerida durante la ejecución de tareas de soldadura en distintas orientaciones, de acuerdo con modelos biomecánicos ampliamente utilizados en el análisis del movimiento humano [41]. No obstante, para el diseño del exoesqueleto se priorizó la asistencia del complejo articular del hombro, donde se concentra la mayor demanda biomecánica en condiciones de trabajo con elevación sostenida del brazo [18], [19]. En

consecuencia, el dispositivo fue desarrollado considerando únicamente los 3 DoF del hombro, permitiendo preservar la movilidad funcional del usuario sin introducir restricciones en los movimientos del codo y la muñeca, en concordancia con los principios de diseño de exoesqueletos industriales orientados a la reducción del trabajo muscular sin interferir en la ejecución de la tarea [22].

IV a. SELECCIÓN CONCEPTUAL MEDIANTE MATRIZ DE PUGH

A partir de la revisión del estado del arte, se identificaron cinco tipos de exoesqueletos pasivos para miembro superior (Figura 5). Una vez identificadas las limitaciones de las soluciones comerciales en el estado del arte —tales como los elevados costos de importación, la interferencia con equipos de protección personal y la dificultad de operación en espacios confinados típicos del sector naval—, el proceso de diseño se orientó hacia la creación de un concepto original basado en un mecanismo de resorte de compresión

Para seleccionar formalmente esta solución como la más adecuada frente a los requerimientos técnicos definidos, se utilizó la matriz de Pugh (Tabla III), herramienta de evaluación comparativa ampliamente utilizada en ingeniería de diseño para la selección de conceptos mediante criterios ponderados [22], [45].

TABLA III.
MATRIZ DE PUGH

Criterios / Diseño	Peso (%)	Tipo C	Tipo A	Tipo B	Tipo D	Tipo E
Soporte para posturas prolongadas	30%	DATUM	1	-1	-1	-1
Peso ligero	30%		-1	0	-1	-1
Perfil compacto	20%		-1	0	-1	0
Movilidad	15%		0	0	0	0
Costo	5%		-1	0	-1	-1
Puntaje Total	100%	0	-0,25	-0,3	-0,85	-0,65

Los criterios más importantes para considerar según la investigación realizada son: “Soporte para posturas prolongadas” y “Peso ligero”, ambos con un peso de 30 %.

El Concepto C (Figura 5) basado en el modelo comercial Ercura Arms [37] (Figura 6), emplea un mecanismo de asistencia mediante resortes de compresión situados en la región dorsal para generar el torque de soporte. Como se observa en la Figura 6, el dispositivo se compone de cinco elementos funcionales principales: 1) un soporte de brazo acolchado que sirve de interfaz ergonómica con el usuario; 2) una barra de transferencia que conduce la energía mecánica; 3) el resorte de compresión, que actúa como núcleo del actuador pasivo, almacenando energía potencial en posiciones bajas para liberarla durante la elevación del miembro superior; 4) una barra de soporte y pivoteo articulada que permite el seguimiento de las trayectorias anatómicas sin restringir la movilidad; y 5) un soporte de unión con cinturón que garantiza la estabilidad estructural al redistribuir las cargas hacia el torso y la pelvis. A diferencia de los conceptos A y B (basados en resortes de tracción lateral o dorsal), el Concepto C destaca por entregar un torque asistido de forma más directa y constante en la articulación del hombro, minimizando la inercia estructural en la extremidad y facilitando el trabajo en espacios confinados típicos del sector naval.



Fig. 6. Ercura Arms [37].

IV b. CRITERIOS DE DISEÑO

El desarrollo del dispositivo se basó en criterios de diseño directamente derivados de los requerimientos técnicos definidos en la Tabla II, asegurando coherencia entre las necesidades funcionales y las decisiones de ingeniería. En particular, el criterio de bajo peso se asocia con el requerimiento RNF2, estableciendo un límite inferior a 4 kg para garantizar la

usabilidad del sistema. El criterio de robustez industrial se vincula con el requerimiento de durabilidad y resistencia térmica (RNF1), considerando las condiciones exigentes del entorno de soldadura. Asimismo, el criterio de soporte mecánico efectivo responde al requerimiento funcional RF1, relacionado con la compensación del peso del brazo y la herramienta. Finalmente, la movilidad y facilidad de uso se incorporan como criterios complementarios, orientados a preservar la libertad de movimiento del usuario y facilitar la integración del dispositivo en tareas reales, en concordancia con el objetivo de reducir la carga biomecánica sin interferir en la ejecución de la tarea.

V. VALIDACIÓN PRELIMINAR

Se construyó un prototipo funcional del dispositivo, como se observa en la figura 9 este consta de un mecanismo con polea excéntrica y un resorte que trabaja a compresión para desarrollar el apoyo al brazo del trabajador, la excentricidad permite usar la mayor ventaja mecánica precisamente en la posición de brazos elevados (posición crítica). Este dispositivo fue evaluado en condiciones controladas con el objetivo de verificar su desempeño estructural, funcional y ergonómico antes de su implementación en entornos reales de trabajo. Esta etapa permitió identificar mejoras necesarias en el sistema de ajuste, el arnés de sujeción y la integración del mecanismo asistivo, aspectos críticos para garantizar la comodidad y seguridad del usuario durante su uso prolongado.

V a. SIMULACIONES NUMÉRICAS MEDIANTE ANÁLISIS DE ELEMENTOS FINITOS

Previo a la fabricación del prototipo, se realizó un análisis estructural mediante elementos finitos (FEA) utilizando el software ANSYS. Con el objetivo de mejorar la comprensión de los componentes estructurales considerados, la Figura 7 presenta el subconjunto mecánico analizado, incluyendo su ensamblaje completo y una vista explosionada. En la Figura 7 (a) muestra el ensamblaje completo, permitiendo visualizar la interacción geométrica entre los componentes y el mecanismo de articulación resultante. Por su parte, en la Figura 7 (b) se identifican las piezas críticas del sistema: el brazo estructural (color negro), que actúa como elemento portante principal; la pieza hembra (color amarillo), que funciona como interfaz de acoplamiento y permite la transmisión de cargas; y la pieza macho (color rojo), que se inserta en la cavidad de la pieza hembra formando una unión tipo rótula. Esta configuración posibilita la transmisión eficiente de esfuerzos y la generación de movimiento angular controlado, siendo representativa del comportamiento mecánico considerado en el análisis. En este contexto, se modelaron dichas piezas bajo un modelo elástico ortotrópico, con el fin de representar adecuadamente las propiedades mecánicas anisotrópicas derivadas del proceso de fabricación por deposición fundida (FDM) [46].



(a)

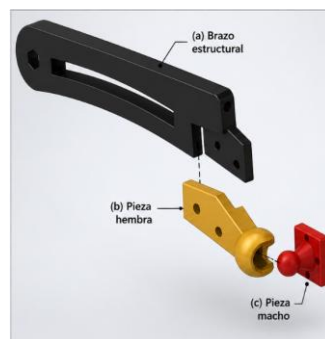


(b)

Fig. 9. Exoesqueleto desarrollado: (a) Modelo 3D del diseño, (b) Prototipo construido.



(a)



(b)

Fig. 7. Subconjunto estructural analizado: (a) ensamblaje completo mostrando la articulación entre los elementos; (b) vista explosionada con identificación de componentes: brazo estructural (negro), pieza hembra (amarillo) y pieza macho (rojo).

Se evaluaron distintos materiales termoplásticos comúnmente utilizados en impresión 3D: PLA, ABS, PLA reforzado con fibra de carbono (PLA-CF)

Los resultados de las simulaciones estructurales demostraron que el PLA-CF presenta el mejor desempeño mecánico global frente a las solicitaciones de la tarea. En el componente crítico de la articulación macho, el uso de este material permitió alcanzar una deformación total máxima de apenas 0.110 mm, lo que representa una reducción del 55.3% respecto a la deformación del ABS (0.246 mm) y del 26.7% respecto al PLA convencional (0.150 mm), resultados que se detallan comparativamente en la Tabla IV. Este material demostró un desempeño superior reduciendo significativamente las deformaciones en el eje de impresión (Z) en comparación con el ABS y el PLA convencional (Figura 8).

Este comportamiento se atribuye a la presencia de fibras de carbono, que incrementan el módulo elástico y disminuyen la anisotropía mecánica característica de los materiales FDM [47], [48].

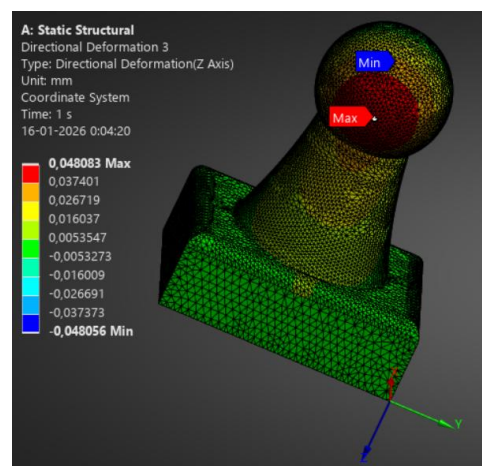


Fig. 8. Simulación de la deformación en la dirección de impresión.

Un comportamiento similar se observó en el brazo estructural, donde el PLA-CF limitó la deformación a 0.138 mm, frente a los 0.329 mm registrados para el ABS. Es relevante destacar que los niveles de esfuerzo principal máximo se mantuvieron similares en todos los materiales (~9.8 MPa en la pieza macho), lo que confirma que el beneficio del PLA-CF radica en su elevada rigidez específica y capacidad para mantener la precisión geométrica bajo carga.

TABLA IV.
COMPARATIVA DE PROPIEDADES Y DESEMPEÑO DE FILAMENTOS
MEDIANTE FEA

Parámetro evaluado	Unidad	ABS	PLA	PLA-CF
Densidad	[Kg/m ³]	1040	1240	1300
Módulo de Young (Eje X)	[GPa]	2.1	3.5	6.5
Módulo de Corte (XY)	[GPa]	0.78	1.29	2.50
Deformación Total (Macho)	[mm]	0.246	0.150	0.110
Esfuerzo Principal Máximo	[MPa]	9.816	9.937	9.813

Fuente: Datos extraídos de las simulaciones ortotrópicas realizadas en ANSYS

Asimismo, el análisis permitió identificar zonas críticas de concentración de esfuerzos, lo que facilitó la optimización geométrica de los componentes antes de su fabricación física. El uso de FEA en el diseño de exoesqueletos permite mejorar la seguridad estructural, optimizar el peso del sistema y reducir el número de iteraciones experimentales [35].

El uso de materiales poliméricos reforzados permite obtener estructuras ligeras con suficiente resistencia para aplicaciones de asistencia física, lo que resulta especialmente ventajoso en dispositivos portables [50].

V b. PROTOTIPADO Y NIVEL DE MADUREZ TECNOLÓGICA

De acuerdo con los criterios de evaluación definidos en la normativa internacional ISO 16290 [50], el desarrollo del presente exoesqueleto se clasifica en un nivel de madurez tecnológica TRL-3 (Analytical and experimental critical function and/or characteristic proof-of-concept). Esta clasificación se sustenta en el cumplimiento de los siguientes hitos técnicos:

- Validación analítica y simulación: Se determinaron los requerimientos biomecánicos críticos, estimando un torque de 27.41 Nm en el hombro mediante modelos de equilibrio estático. Asimismo, se verificó la viabilidad estructural de los componentes y la selección del material (PLA-CF) a través de simulaciones por elementos finitos (FEA).
- Prueba de concepto experimental: Se fabricó un prototipo físico funcional que integra los componentes críticos del diseño (Figura 9 b): el mecanismo de resorte de compresión, la polea excéntrica y la articulación esférica del hombro. La construcción combinó impresión 3D y mecanizado CNC, demostrando la factibilidad de la arquitectura propuesta.
- Validación funcional en entorno controlado: El dispositivo fue sometido a ensayos preliminares del laboratorio para verificar su capacidad de ensamble, la conservación de la movilidad anatómica y la factibilidad del principio de asistencia mecánica

(82.6% de la carga calculada). Estos ensayos permitieron confirmar la funcionalidad básica del concepto e identificar las variables críticas (ajuste antropométrico y confort) para futuras etapas de validación en entornos operativos (TRL-4).

V c. USO DE MULTIMATERIALES EN LA ARTICULACIÓN ESFÉRICA

Un aspecto innovador del diseño fue la implementación de una articulación esférica multimaterial en el sistema del hombro, destinada a reproducir de manera más fiel la cinemática humana y reducir pérdidas por fricción.

Para esta articulación (Figura 10) se empleó una combinación de:

- ABS como material estructural principal.
- PC-PTFE en las superficies de contacto, debido a sus propiedades autolubricantes.

Esta configuración permitió reducir significativamente la fricción, mejorar la suavidad del movimiento y aumentar la durabilidad del sistema sin recurrir a materiales especializados de alto costo.

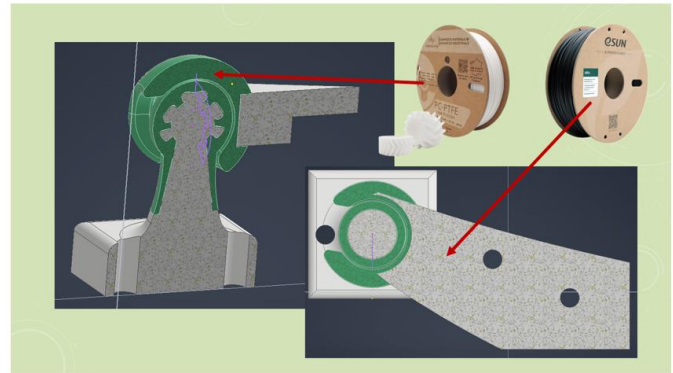


Fig. 10. Articulación esférica con multimaterial en su estructura.

Desde el punto de vista económico, la solución multimaterial resultó aproximadamente un 78 % más económica que el uso de polímeros tribológicos avanzados como el Iglidur I190-PF (figura 11 a), manteniendo un desempeño funcional adecuado para la aplicación. Esto representa una ventaja significativa para la viabilidad industrial del dispositivo.

V d. VENTAJAS ECONÓMICAS DE LA MANUFACTURA ADITIVA

El uso de impresión 3D y materiales poliméricos reforzados presenta múltiples beneficios económicos: Eliminación de moldes y herramientas especializadas, producción bajo demanda, reducción del costo unitario en series cortas, facilidad de reparación o reemplazo de piezas y posibilidad de personalización antropométrica.

Estas características hacen que la manufactura aditiva sea especialmente adecuada para dispositivos ergonómicos y sistemas de asistencia personalizados [36].

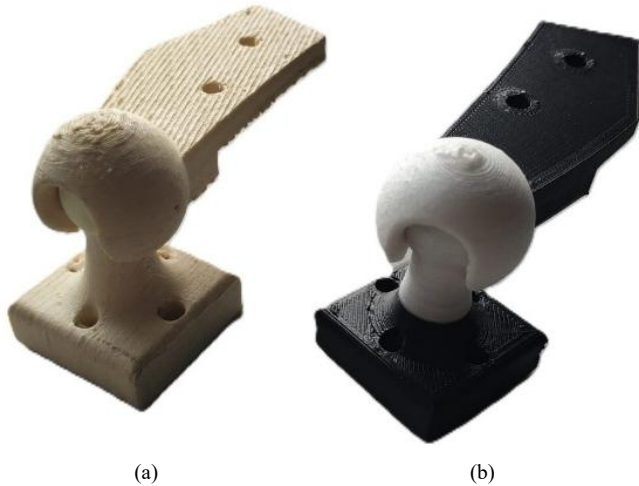


Fig. 11. Articulación de hombro impresa: (a) impresión con monomaterial iglidur® I190-PF; (b) impresión con multimaterial ABS con PC-PTFE.

V e. PRUEBAS EXPERIMENTALES DEL PROTOTIPO

El prototipo fue sometido a pruebas funcionales como se ve en la Figura 12 orientadas a evaluar: Ajuste al cuerpo del usuario, distribución de cargas, libertad de movimiento, interferencia con la tarea, estabilidad del sistema, comodidad durante su uso.

Las pruebas demostraron que el dispositivo proporciona asistencia efectiva durante la elevación del brazo sin impedir la ejecución de movimientos necesarios para la soldadura.

La retroalimentación obtenida permitió identificar oportunidades de mejora, especialmente en el sistema de ajuste antropométrico y en la ergonomía del arnés, factores clave para la aceptación del dispositivo en aplicaciones reales.

VI.RESULTADOS

La presente investigación demuestra la factibilidad técnica y conceptual de un exoesqueleto pasivo de bajo costo para la soldadura naval, logrando un balance positivo en el cumplimiento de los requerimientos técnicos establecidos en la Tabla II.



Fig 12. Pruebas y montaje preliminar en el cuerpo de un usuario promedio.

En cuanto al requerimiento RF1 (Soporte) se validó un mecanismo capaz de entregar una asistencia del 82,6% (200 N), cubriendo el rango objetivo de 5–7 kg necesario para equilibrar la carga combinada del brazo y la herramienta. Por su parte, la reducción cuantitativa de la actividad muscular (RF2) se cumple de forma parcial; si bien el diseño se orienta a aliviar los deltoides y el trapecio, su validación final mediante mediciones sEMG con el equipo en uso queda definida como el hito principal para el trabajo futuro. Respecto a los requerimientos no funcionales, se alcanzó satisfactoriamente el RNF2, logrando una estructura liviana fabricada en PLA-CF. En relación con la durabilidad y resistencia (RNF1), el requerimiento de soportar temperaturas de hasta 200 °C fue abordado desde la selección estratégica de materiales y el diseño de la articulación, aunque su validación bajo condiciones operativas extremas permanece como una tarea de certificación pendiente. En conjunto, el desarrollo alcanzó un nivel de madurez TRL-3, sentando las bases de una solución de fabricación local con alto potencial para mitigar los trastornos musculoesqueléticos en el sector naval.

VII.CONCLUSION

La investigación permitió desarrollar un exoesqueleto pasivo que entrega una asistencia mecánica del 82.6% (200 N) de la carga necesaria para equilibrar el torque de 27.41 Nm identificado en tareas de soldadura aérea. Las simulaciones por elementos finitos validaron al PLA-CF como el material estructural superior, alcanzando una deformación máxima de apenas 0.110 mm en la articulación, lo que representa una reducción del 55.3% respecto al ABS y del 26.7% respecto al PLA convencional. En términos económicos, la implementación de una articulación multimaterial (ABS + PC-PTFE) permitió reducir los costos de fabricación en un 78.2% en comparación con el uso de polímeros tribológicos especializados como el Iglidur I190-PF. Finalmente, se validó un prototipo funcional con nivel de madurez TRL-3 que garantiza la preservación de la movilidad funcional del usuario sin imponer restricciones mecánicas significativas en sus trayectorias anatómicas.

VIII.TRABAJOS FUTUROS

Como trabajo futuro, se proyecta el desarrollo de una fase de validación experimental sistemática mediante ensayos con usuarios en entornos controlados y contextos reales de operación en astilleros. Esta etapa priorizará el uso de electromiografía de superficie (sEMG) para cuantificar de manera objetiva la reducción de la carga muscular en los grupos críticos identificados (RF2). Asimismo, las iteraciones de diseño se centrarán en la optimización del sistema de ajuste antropométrico, el rediseño del arnés de sujeción y la mejora del apoyo lumbar para maximizar el confort ergonómico (RNF1). Finalmente, se prevé la integración de materiales con propiedades ignífugas certificadas y la aplicación de protocolos de prueba estandarizados, con el objetivo de elevar el nivel de

madurez tecnológica (TRL) del dispositivo y asegurar su viabilidad en entornos industriales exigentes.

AGRADECIMIENTO/RECONOCIMIENTO

Los autores expresan su más sincero agradecimiento a la empresa ASENNAV S.A. por su colaboración y por facilitar información relevante y acceso al entorno industrial que motivó el desarrollo de esta investigación. Asimismo, se reconoce a la Universidad Austral de Chile por proporcionar los recursos humanos, la infraestructura y el apoyo institucional necesarios para la realización de este estudio. Este trabajo contó además con el respaldo del Núcleo de Investigación RINHoS, de la beca de posgrado “Inserción de Talentos Región de Los Ríos” (FIC-23-17) y de una beca de movilidad internacional que financió una estancia de investigación colaborativa de dos meses en la Universidad de Girona, España.

REFERENCIAS

- [1] S.-Y. Back y J.-H. Nam, «Physical Welding Factors for Reclassified Welding Positions in Shipbuilding Assembly Process Based on Muscle Activity Measured by Surface Electromyography», *J. Mar. Sci. Eng.*, vol. 9, n.o 11, p. 1211, nov. 2021.
- [2] D. Okumus et al., «The impact of fatigue on shipyard welding workers’ occupational health and safety and performance», *Ocean Eng.*, vol. 285, p. 115296, oct. 2023.
- [3] J. A. Yeow, P. K. Ng, K. S. Tan, T. S. Chin, y W. Y. Lim, «Effects of Stress, Repetition, Fatigue and Work Environment on Human Error in Manufacturing Industries», *J. Appl. Sci.*, vol. 14, n.o 24, pp. 3464-3471, dic. 2014.
- [4] B. Bernard, *Musculoskeletal Disorders and Workplace Factors: A Critical Review of Epidemiology Evidence for Work-Related Musculoskeletal Disorders*. Cincinnati, OH: NIOSH, 1997.
- [5] European Agency for Safety and Health at Work, *Work-related Musculoskeletal Disorders*, EU-OSHA, 2010.
- [6] International Labour Organization (ILO), «Global trends on occupational accidents and diseases», 2015.
- [7] P. S. Gamboa, «Dolor crónico atenta contra la calidad de vida y genera más de \$600 mil millones en costos», *La Nación*.
- [8] «Chile: OECD Economic Outlook, Volume 2025 Issue 2», OECD.
- [9] Y. Torres Medina y Y. Rodríguez, «Exoesqueletos industriales: siete principios para su implementación desde la perspectiva de la ergonomía», *Rev. UIS Ing.*, vol. 22, n.o 2, abr. 2023.
- [10] H. P. Crowell et al., *Design, Evaluation, and Research Challenges Relevant to Exoskeletons*, National Academies Press, 2019.
- [11] ASTM International, «ASTM F3474-20 Standard Guide for Establishing Functional Ergonomic Parameters and Test Metrics for Exoskeletons», 2020.
- [12] T. Moeller et al., «Effects of Upper-Limb Exoskeletons during Overhead Work», *Frontiers in Robotics and AI*, vol. 9, 2022.
- [13] I. Pacifico et al., «Exoskeletons for workers: A case series study in an enclosures production line», *Appl. Ergon.*, vol. 101, p. 103679, may 2022.
- [14] Servicio Nacional de Aduanas, «Todas las preguntas frecuentes para Importaciones», aduana.cl.
- [15] Ministerio de Salud de Chile, *Trastornos Musculoesqueléticos en la Población Trabajadora*, Santiago, Chile, 2015.
- [16] Superintendencia de Seguridad Social (SUSESO), *Estadísticas de Enfermedades Profesionales*, Chile, 2020.
- [17] A. Anton et al., «Impact of overhead work on fatigue», *Ergonomics*, vol. 44, no. 6, pp. 555-572, 2001.
- [18] J. S. Kim et al., «Shoulder loading during industrial tasks», *Applied Ergonomics*, vol. 55, pp. 62-72, 2016.
- [19] J. Lucas, P. Van Doorn, E. Hegedus, J. Lewis, y D. Van Der Windt, «A systematic review of the global prevalence and incidence of shoulder pain», *BMC Musculoskelet. Disord.*, vol. 23, n.o 1, p. 1073, dic. 2022.
- [20] A. Hale and M. Glendon, *Individual Behaviour in the Control of Danger*, Elsevier, 1987.
- [21] R. Riener, «Exoskeletons for industrial use», *IEEE Robotics Magazine*, vol. 24, no. 3, pp. 32-45, 2017.
- [22] S. de Looze, T. Bosch, F. Krause, K. S. Stadler, y L. W. O’Sullivan, «Exoskeletons for industrial application and their potential effects on physical work load», *Ergonomics*, vol. 59, no. 5, pp. 671-681, 2016.
- [23] L. Bosch, T. de Looze, y K. Stadler, «Effectiveness of passive upper-limb exoskeletons during static and dynamic overhead work», *Applied Ergonomics*, vol. 81, p. 102905, 2019.
- [24] S. Kim, M. Nussbaum, and M. Esfahani, «Assessing the influence of a passive upper-limb exoskeleton (EksoVest) on shoulder muscle activity during industrial tasks», *Applied Ergonomics*, vol. 70, pp. 328-336, 2018.
- [25] E. Rashedi, M. J. Kim, M. Nussbaum, and M. Agnew, «Ergonomic evaluation of a wearable assistive device for overhead work», *Applied Ergonomics*, vol. 45, no. 3, pp. 492-500, 2014.
- [26] J. Butler, «Evaluation of the Airframe passive exoskeleton for overhead work applications», *Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society Annual Meeting*, vol. 60, no. 1, pp. 120-124, 2016.
- [27] S. Spada, L. Ghibaud, M. Gilotta, and F. Gastaldi, «Analysis of exoskeleton introduction in industrial contexts using the EAWS method», *Procedia Manufacturing*, vol. 11, pp. 604-611, 2017.
- [28] M. Abdoli-Eramaki, J. Stevenson, and R. Reid, «The effect of a personal lift assist device (PLAD) on trunk muscle activity», *Clinical Biomechanics*, vol. 21, no. 5, pp. 456-463, 2006.
- [29] A. Koopman et al., «Evaluation of a passive upper-body exoskeleton during simulated industrial tasks», *Human Factors*, vol. 62, no. 4, pp. 537-551, 2020.
- [30] R. de Vries, M. de Looze, y J. Frost, «Industrial exoskeleton applications: A systematic review on efficacy and safety», *Safety Science*, vol. 117, pp. 310-325, 2019.
- [31] M. Bär et al., «Evaluation of passive upper-limb exoskeletons in diverse industrial sectors: A multi-center study», *Wearable Technologies*, vol. 2, e10, 2021.
- [32] Skelex, «Skelex 360 Shoulder: Product Technical Documentation and Specifications», *Product Documentation*, 2021.
- [33] S. Islam, M. Rahman, and Y. Xu, «State-of-the-art of industrial exoskeletons», *Robotics*, vol. 9, no. 4, p. 88, 2020.
- [34] M. Xiloyannis, L. Cappello, J. B. Andersen, E. P. Kugler, and L. Masia, «Soft wearable robotics: Current status and future perspectives», *Science Robotics*, vol. 6, no. 58, 2021.
- [35] «Airframe From Levitate For Industry And Construction», Orthexo. Accessed: Dec. 14, 2024. [Online]. Available: <https://orthexo.de/en/exoskeletons/industrial-exoskeletons/airframe/>
- [36] Ottobock, «Paexo Shoulder», *Product Technical Documentation*, 2022.
- [37] «Ercura — Industrial exoskeletons. More productivity. Less risks.» Accessed: Dec. 14, 2024. [Online]. Available: <https://ercura.com/>
- [38] Skelex, «Skelex | Exoskeletons for industrial work.» Accessed: Dec. 14, 2024. [Online]. Available: <https://www.skelex.com/>
- [39] «CDYS - Exoskeleton Report.» Accessed: Dec. 14, 2024. [Online]. Available: <https://exoskeletonreport.com/product/cdys/>
- [40] Instituto de Salud Pública de Chile, Datos Antropométricos de la Población Chilena, 2014.
- [41] D. A. Winter, *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*, 4th ed. Hoboken, NJ: Wiley, 2009.
- [42] ASTM International, «ASTM F1506-22: Standard Performance Specification for Flame Resistant and Electric Arc Rated Protective Clothing», 2022.
- [43] D. T. Skalski et al., «Electromyography Normalization and Assessment Methods for Muscle Activity: A Systematic Review and Meta-analysis», *Balt. J. Health Phys. Act.*, vol. 17, no. 3, pp. Article4–Article4, septiembre 2025.
- [44] A. Golabchi, N. Riahi, M. Fix, L. Miller, H. Rouhani, and M. Tavakoli, «A framework for evaluation and adoption of industrial exoskeletons», *Applied Ergonomics*, vol. 109, p. 104103, 2023.
- [45] L. Bosch et al., «Effectiveness of passive exoskeletons», *Applied Ergonomics*, vol. 81, 2019.
- [46] J. Tian et al., «A Systematic Review of Occupational Shoulder Exoskeletons for Industrial Use: Mechanism Design, Actuators, Control,

- and Evaluation Aspects», *Actuators*, vol. 13, n.o 12, p. 501, dic. 2024, doi: 10.3390/act13120501.
- [47] S. Torrado et al., “Mechanical properties of FDM materials,” *Materials*, vol. 12, 2019.
- [48] A. Caminero et al., “PLA-CF mechanical behavior,” *Composite Structures*, vol. 228, 2019.
- [49] International Organization for Standardization (ISO), ISO 16290:2013 — Space systems — Definition of the Technology Readiness Levels (TRLs) and their criteria, Geneva, Switzerland: ISO, 2013.
- [50] Igus GmbH, “Tribological Polymers Iglidur Data Sheet,” 2021.