

ExoEpi: exoesqueleto de tobillo para asistencia de personal de emergencias

Herraiz-Sala, M.^{a,*}, Fernández-Irles, C.^a, Martínez-Pascual, D.^a, Blanco-Ivorra, A.^a, Arán-Ais, F.^b, García-Aracil, N.^a

^aGrupo investigación de Robótica e Inteligencia Artificial del Instituto de Bioingeniería, Universidad Miguel Hernández, Avda. de la Universidad, 03202, Elche, España.

^bINESCOP, Polígono Industrial Campo Alto, C/ Alemania, 102. 03600, Elda, Alicante, España

To cite this article: Herraiz-Sala, M., Fernández-Irles, C., Martínez-Pascual, D., Blanco-Ivorra, A., Arán-Ais, F., García-Aracil, N. 2023. ExoEpi: ankle exoskeleton for emergency personnel assistance. XLIV Jornadas de Automática, 617-621. <https://doi.org/10.17979/spudc.9788497498609.617>

Resumen

El objetivo principal del proyecto ExoEpi es desarrollar un equipo de protección individual de calzado para actividades de emergencia de larga duración, que incorpore un exoesqueleto integrado que ayude al usuario a desarrollar los movimientos de la marcha disminuyendo su fatiga y potenciando su rendimiento. En este trabajo se presenta el diseño, control y evaluación del exoesqueleto desarrollado. El dispositivo consta de un motor eléctrico y un sistema biela-manivela que permite ser anclado al calzado de seguridad. Asimismo, el sistema dispone de sensores inerciales que permiten detectar diferentes fases de la marcha con el fin de aportar asistencia en las fases de mayor esfuerzo. Finalmente, se ha realizado una evaluación del dispositivo tomando medidas de consumo de oxígeno para estimar la fatiga cuando se emplea el exoesqueleto en modo activo y en modo pasivo. Los resultados sugieren que la fatiga de los participantes disminuye cuando el exoesqueleto se encuentra en modo activo.

Palabras clave: Automatización y diseño centrados en el ser humano, Tecnología de asistencia y ingeniería de rehabilitación, Tecnología robótica, Robótica inteligente, Robótica y mecatrónica

ExoEpi: ankle exoskeleton for emergency personnel assistance

Abstract

The main objective of the ExoEpi project is to develop personal protective footwear for long-duration emergency response activities that incorporates an integrated exoskeleton to help the user develop gait patterns that reduce fatigue and improve performance. This work presents the design, control, and evaluation of the developed exoskeleton. The device consists of an electric motor and a crank system that allows it to be attached to safety shoes. In addition, the system has inertial sensors that allow the detection of different gait phases to support the phases of greater effort. Finally, the ExoEpi device was evaluated using oxygen consumption measurements to estimate fatigue when the exoskeleton is used in active and passive modes. The results suggest that fatigue decreases when the exoskeleton is in active mode.

Keywords: Human-centered automation and design, Assistive technology and rehabilitation engineering, Robotics technology, Intelligent robotics, Robotics and Mechatronics

1. Introducción

En el ámbito forestal en el que se desarrollan los trabajos de extinción de incendios y adecuación del terreno por parte del Personal Especialista en Extinción de Incendios Forestales (PEEIF), es tónica habitual encontrarse jornadas donde estos recorren grandes distancias portando, además, una carga elevada

correspondiente a los equipos de extinción, así como un equipo de protección individual (EPI). El peso del EPI viene a sumar unos 2 kg de media y la herramienta va desde los 20 kg de la mochila hasta de 2 a 4 kg de las herramientas de mano (Roberts et al., 2002).

Estudios previos han analizado los costes energéticos du-

*Autor para correspondencia: mherraiz@umh.es
Attribution-NonCommercial-ShareAlike 4.0 International (CC BY-NC-SA 4.0)

rante labores de extinción de incendios, obteniendo valores de entre 2000 y 6000 kcal/día, llegando a alcanzarse puntualmente las 12 kcal/min (Villa et al., 2009). En el ámbito laboral, se considera que los trabajos que superen puntualmente un coste energético de 6 kcal/min implican una intensidad moderada para los sujetos, y aquellos que superan las 8 kcal/min implican una alta intensidad (Apud et al., 2002). Por tanto, las labores de extinción de incendios pueden considerarse como trabajos de alta intensidad.

El proyecto ExoEpi se origina en este contexto con el objetivo de disminuir la fatiga en los trabajos anteriormente mencionados. Este proyecto consiste en el desarrollo e implementación de un exoesqueleto de tobillo integrado en unas botas de intervención que ofrece una asistencia continuada durante la marcha. De esta forma, se pretende lograr una reducción del coste energético en los trabajos de extinción de incendios proporcionando la asistencia adecuada durante los múltiples desplazamientos del PEEIF en el incendio y/o hasta llegar al lugar del incendio.

En este trabajo se describe el diseño del exoesqueleto de tobillo desarrollado, así como el sistema de control y actuación del dispositivo. Además, se ha evaluado el dispositivo en una prueba experimental, tomando datos de consumo de oxígeno (VO_2) durante la marcha con el exoesqueleto en modo activo y en modo pasivo.

2. Diseño y control de exoesqueleto activo de tobillo

2.1. Diseño del dispositivo

Para cumplir los objetivos mencionados anteriormente, se ha desarrollado un exoesqueleto inferior de tobillo como prototipo, dentro del citado proyecto ExoEpi. El mecanismo básico se trata de un sistema biela-manivela en el que se transforma el movimiento rotativo de un motor eléctrico en movimiento lineal. La biela, que ejecuta este movimiento lineal, es la encargada de realizar el movimiento del talón de la bota, proporcionando un empuje hacia arriba del mismo. El exoesqueleto se compone de dos partes diferenciadas; una de ellas está en la parte inferior (donde se encuentra uno de los extremos de esta biela y que se une rígidamente a la bota) y la otra, se encuentra fija a la pierna por debajo de la rodilla. Entre ellas, la unión se realiza mediante un punto de rotación con un eje mecanizado. En la Figura 1 se puede observar una imagen de todo el conjunto.

Como encargado del movimiento de rotación se ha instalado un motor Cube Mars AK 80-9 que tiene un par nominal de 9 N·m, con 18 N·m como pico de par, que incluye una reducción interior de 9:1. El motor se encuentra en posición central-superior, unido a una estructura de aluminio que hace de bastidor principal. En la salida del motor se encuentra un brazo de aluminio que articula con la biela anteriormente descrita.

También se fija la órtesis en la parte superior de la estructura principal. Esta órtesis se coloca debajo de la rodilla y por encima del gemelo con una cincha de velcro, de tal manera que se evita restringir tanto los movimientos de la rodilla como del gemelo pero ofreciendo un agarre lo suficientemente rígido para contrarrestar el par que vamos a aportar. A la altura de la órtesis, anclado por la parte posterior de esta, se encuentra una de las unidades magnético inercial (IMU) modelo XSens Dot con

la que recabamos información para conocer en qué momento de la fase del paso nos encontramos. Además, alrededor del motor se montan 2 sensores de final de carrera con roldana en cada extremo del recorrido útil de la biela, a modo de seguridad para no exceder los límites físicos del prototipo o causar daño al sujeto por superar la rotación natural del tobillo.

Posicionado en la parte inferior, se encuentran 2 chapas de acero inoxidable que forman parte del anclaje a la bota. La chapa superior ofrece la unión de rotación, un ajuste para cambiar la altura y el anclaje a la biela para realizar el movimiento. Además, sobre esta pieza, se encuentra la segunda de las unidades magnético inercial (IMU) XSens Dot. La otra chapa, también de acero inoxidable, funciona como fijación rígida de toda la estructura a la bota. Su función es muy importante, ya que debe ofrecer la mínima flexión para transmitir todo el par ejercido a la bota. Todo el conjunto inferior se une a la bota mediante 3 pernos de M5 roscados unidos a esta.

2.2. Control del dispositivo

Para realizar el control del exoesqueleto se ha adoptado un enfoque de control en par del motor AK80-9. Un aspecto fundamental para garantizar el funcionamiento adecuado del exoesqueleto durante la marcha es asegurarse de enviar el par deseado mientras el pie se encuentra en la fase de apoyo, y evitando hacerlo cuando está en la fase de balanceo. Esto es crucial para prevenir posibles lesiones musculoesqueléticas. Por lo tanto, el control del exoesqueleto se basará en dos elementos principales: la detección del estado actual del paso y la determinación del par necesario en cada momento.

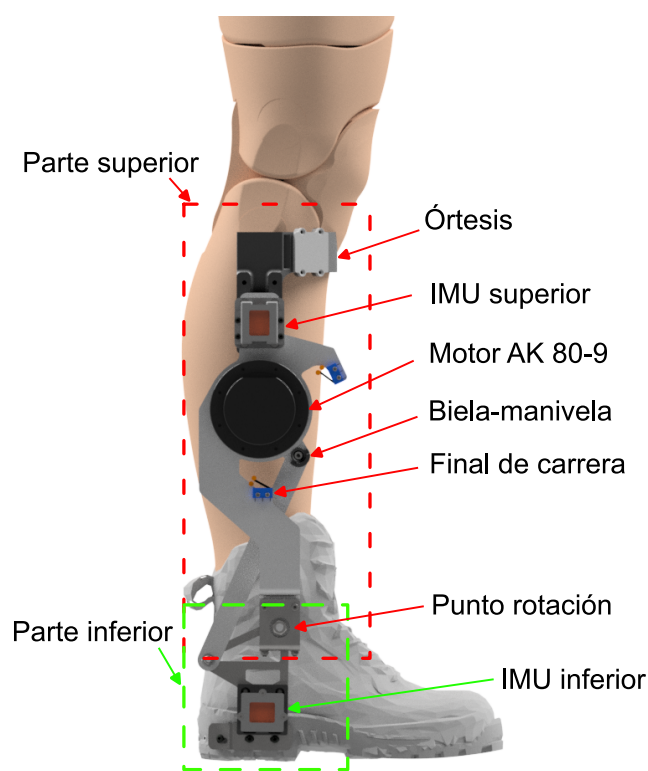


Figura 1: Prototipo exoesqueleto de tobillo ExoEpi.

2.2.1. Detección de fases de la marcha

La detección del estado de la marcha se logra utilizando una IMU ubicada en el pie, como se mencionó anteriormente. Esta IMU proporciona información sobre la aceleración (a) y la velocidad angular (ω), lo cual es crucial para detectar el contacto inicial, el apoyo final y la fase de balanceo, las cuales forman parte de las distintas fases de la marcha (García, 2015).

Una vez se obtiene la información de la IMU, se procesa la señal de aceleración, aplicando (1), para obtener la variación de aceleración en el plano XY, también conocida como Jerk o sobreaceleración J_{xy} .

$$J_{xy}(t) = \sqrt{\frac{da_x}{dt}^2 + \frac{da_y}{dt}^2} \quad (1)$$

También se procesa la velocidad angular aplicando (2), para obtener el incremento de velocidad angular en el eje Z $\Delta\omega_z$.

$$\Delta\omega_z = \omega_z(t) - \omega_z(t-1) \quad (2)$$

Una vez conocidas J_{xy} y $\Delta\omega_z$ se les aplica un filtro paso bajo de orden 2 con una frecuencia de corte de 6 Hz. Partiendo de estas señales filtradas se emplea un procedimiento para detectar diferentes fases de la marcha que resultan de interés para aportar asistencia al usuario. Este método se basa en la codificación de 3 estados cuyo método se ilustra en la Figura 2.

El primer estado abarca desde el contacto inicial hasta la respuesta de carga, es decir, el estado comenzará al detectar el primer contacto con el suelo, y finaliza cuando J_{xy} sea inferior a 0.2 m/s^2 , ya que a esta sobreaceleración se aproxima a que el pie está en total apoyo con respecto al suelo. Se utiliza J_{xy} , de manera similar a (Laidig et al., 2021).

El segundo estado está compuesto desde la fase de apoyo medio hasta la fase de prebalanceo o fase de propulsión. Durante estas fases de la marcha es el momento que el tobillo realiza más fuerza y en donde más par se puede aportar. El estado finaliza cuando $\Delta\omega_z$ supera los 0.75 rad/s . Además se almacena el valor máximo de J_{xy} durante el segundo estado, que se utilizará como un nuevo umbral en J_{xy} para determinar cuando se vuelve a producir el contacto inicial. Cabe destacar que, para diferentes velocidades de la marcha, los valores máximos de J_{xy} podrán variar. Por ello, adaptar el umbral en J_{xy} permitirá detectar correctamente el contacto inicial para diferentes velocidades de la marcha.

El tercer estado corresponde con la fase de balanceo. Durante esta fase, el tobillo no soporta el peso del usuario, por lo que el tobillo no requiere de ningún aporte de par. Asimismo, cabe destacar que la reducción del actuador puede vencerse sin dificultad por el usuario, por lo que no será necesario realizar ningún aporte de par durante esta fase de la marcha. Como se ha mencionado anteriormente, se va a utilizar el máximo valor de J_{xy} durante el estado 2 para determinar cuando el pie entra en contacto con el suelo. Una vez finalizado el estado 3 se vuelve al estado inicial.

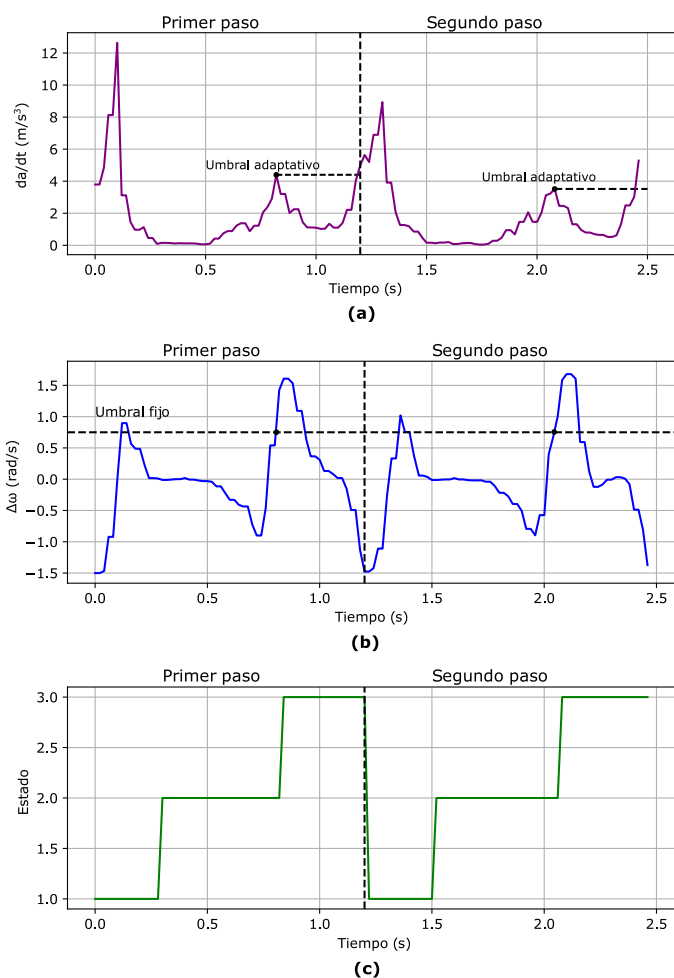


Figura 2: Procedimiento empleado para detección de diferentes fases de la marcha. Se muestran las señales empleadas durante 2 pasos completos (a) Variación de aceleración en el plano XY (J_{xy}) (b) Incremento de velocidad angular en el eje Z ($\Delta\omega_z$) (c) Codificación de fases de la marcha en 3 estados: el estado 1 abarca desde el contacto inicial hasta el apoyo medio; el estado 2 abarca desde el apoyo medio hasta el inicio de la fase de balanceo; y el estado 3 abarca la fase de balanceo hasta el contacto inicial.

2.2.2. Determinación de la señal de control en par

Una vez que se han detectado correctamente los momentos en que el pie se apoya y se levanta, podemos determinar el tiempo que lleva dar un paso y el tiempo en el que el pie está apoyado. Esta información es crucial para calcular la acción de control, que se basa en una función gaussiana descrita en (3), y cuyos parámetros A , b y c representan la amplitud máxima, la posición del punto medio y la desviación estándar, respectivamente. Esta señal de control es aproximada a la empleada en estudios previos (Zhang et al., 2017), debido a que la curva de par generada se aproxima al par que realiza el tobillo del usuario.

$$f(x) = A * e^{-\frac{(x-b)^2}{2\sigma^2}} \quad (3)$$

La utilización de esta función nos permite controlar el par de manera similar a cómo se genera en el tobillo, y además, brinda la flexibilidad de ajustarla según las preferencias del usuario mediante la modificación de los valores de A , b o c .



Figura 3: Sesión experimental realizada para evaluar la asistencia ofrecida por el dispositivo ExoEpi.

2.3. Evaluación del dispositivo desarrollado

2.3.1. Sujetos

Para evaluar el dispositivo desarrollado, se ha realizado una sesión experimental con 4 varones sanos, con edades comprendidas entre 23 y 28 años de edad (26.0 ± 1.87 años), alturas de entre 176 y 181 cm (178.5 ± 2.06 cm) y pesos comprendidos entre 62 y 85 kg (73.25 ± 9.17 kg).

2.3.2. Equipos empleados y protocolo experimental

Los dispositivos empleados y la actividad realizada para la evaluación del exoesqueleto ExoEpi se muestra en la Figura 3.

Al comienzo de la sesión experimental, los usuarios se colocaron el calzado sobre el que se ancla el exoesqueleto de tobillo, y se ajustó el dispositivo a cada usuario. Una vez el usuario vestía un dispositivo en cada uno de los miembros inferiores, se dejó unos minutos para que los participantes se habituaran al exoesqueleto tanto en modo activo como en modo pasivo. Cuando se empleó el dispositivo en modo activo, se estableció un par pico de asistencia de 8 N·m.

Con el fin de examinar el esfuerzo físico durante el proceso de marcha, se ha empleado una máscara analizadora de gases modelo CPET Cortex para obtener datos de VO_2 de los participantes. Esta técnica ha sido empleada previamente en diversos estudios para evaluar la aplicación de dispositivos de tipo exoesqueleto tanto de miembro inferior (Schmitz et al., 2022) como miembro superior (Blanco et al., 2022).

Tras colocar todos los equipos involucrados en la sesión experimental, para examinar la asistencia proporcionada por el exoesqueleto desarrollado, los usuarios caminaron sobre una cinta de marcha durante 10 minutos con el dispositivo en modo pasivo, y 10 minutos con el dispositivo en modo activo con una carga de 15 kg para simular el peso del equipo de protección individual de bomberos. El proceso de marcha se realizó

a una velocidad de 4.5 km/h de acuerdo con los protocolos de certificación de calzado de trabajo realizados por INESCOP.

Además, entre actividades se dejó un tiempo de descanso de 5 minutos y previo al inicio de cada actividad se tomaron medidas de VO_2 en reposo durante 3 minutos para establecer el estado basal del usuario. El orden de las actividades se aleatorizó entre usuarios.

2.3.3. Tratamiento de datos

Para comparar la intensidad del ejercicio con el exoesqueleto en modo pasivo y el exoesqueleto en modo activo se han tomado los datos de VO_2 de los 3 últimos minutos. Asimismo, para evitar que la condición física de los usuarios pueda afectar al resultado de la evaluación, el VO_2 durante las actividades ha sido normalizada al estado basal de cada usuario según 4. Esta normalización ha sido empleada previamente en estudios similares (Catalán et al., 2021).

$$VO_{2-Norm} = \frac{VO_2 - VO_{2-Basal}}{VO_{2-Basal}} \quad (4)$$

Se ha realizado un análisis estadístico que permita comparar ambas actividades realizadas. En primer lugar, se ha realizado el test de normalidad de Shapiro-Wilk. Los resultados del test indican que los datos están normalmente distribuidos ($p > 0.05$). Para realizar la comparación entre grupos se ha realizado el t-Test de muestras relacionadas.

3. Resultados y discusión

Los resultados obtenidos de VO_2 durante la marcha con el dispositivo en modo pasivo y en modo activo se muestran en la Figura 4.

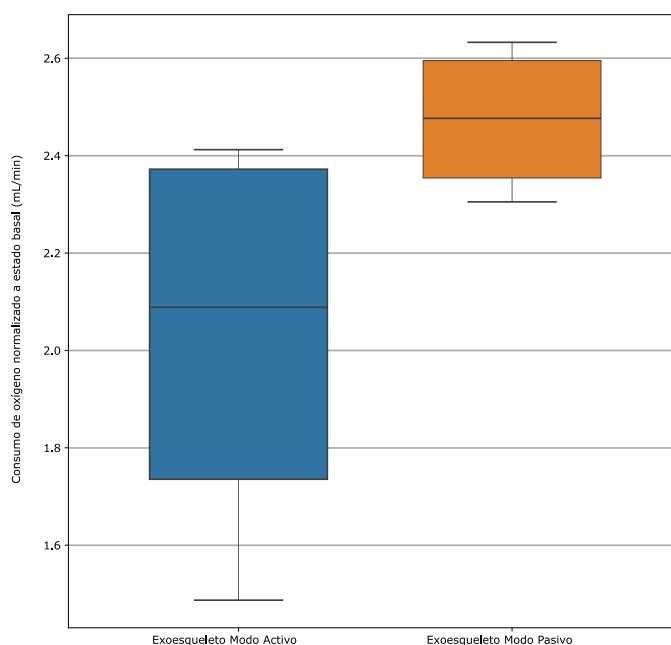


Figura 4: Consumo de oxígeno normalizado al estado basal de los usuarios durante las actividades realizadas en la sesión experimental. Los usuarios portaban una carga de 15 kg mientras caminaban durante 10 minutos con el dispositivo ExoEpi en modo pasivo y en modo activo.

A pesar de que el t-Test de muestras relacionadas no muestra diferencias significativas (p -value = 0,0636) se observa una reducción del VO_2 cuando el dispositivo ExoEpi se encuentra en modo activo. De acuerdo con los resultados, comparando las medianas de VO_2 se obtiene una reducción del 15.68 % cuando se emplea el dispositivo ExoEpi en modo activo con respecto a emplearlo en modo pasivo.

Los resultados obtenidos parecen indicar que el par ofrecido por el sistema ExoEpi durante la marcha ofrecen un determinado nivel de asistencia que lograría disminuir la fatiga. Sin embargo, cabría destacar las limitaciones de la evaluación realizada. En primer lugar, el par proporcionado por el dispositivo desarrollado es inferior al otorgado por otros sistemas similares (Slade et al., 2022), los cuales ofrecen un par de hasta 50 N·m. Para alcanzar estos valores de par, se pretende incluir una reducción mecánica entre la salida del motor y la biela. Por otra parte, la sesión experimental ha transcurrido en un entorno controlado, con una marcha monótona, sin cambios de ritmo ni de superficie. Por ello, una vez concluya el desarrollo del dispositivo, se propone realizar una evaluación del mismo en un entorno natural, y durante un periodo de la marcha mayor.

Además, cabe destacar que se pretende profundizar y continuar con el desarrollo del sistema ExoEpi, tanto a nivel de diseño como de control del sistema. En cuanto a diseño, se pretende incorporar una reducción que permita aumentar el par de asistencia. En lo que respecta al control del dispositivo, se pretende desarrollar un sistema que permita al usuario adaptar la curva de par que provee el dispositivo (par pico, curva de par). Además, como se prevé emplear el sistema en un entorno no controlado, se propone desarrollar un sistema basado en Inteligencia Artificial capaz de detectar diferentes superficies (e.g. pendiente, plano, escaleras, etc.) en base al ángulo del tobillo del usuario y las señales provistas por las IMUs. De esta forma, la detección de la superficie permitiría adaptar la asistencia según la tarea realizada.

4. Conclusión

En este trabajo se muestra el desarrollo de un exoesqueleto de tobillo diseñado para adherirse a un calzado de seguridad en el marco del proyecto ExoEpi. El sistema está equipado con un motor eléctrico (Cube Mars AK 80-9) que ejerce par con el fin de asistir el movimiento de rotación del tobillo a través del movimiento lineal de una biela.

Equipado con este prototipo se han realizado diferentes pruebas para evaluar el comportamiento del sistema y la asistencia realizada. Los resultados obtenidos en la evaluación son positivos, ya que la monitorización del VO_2 de los participantes sugiere que el dispositivo ExoEpi reduce la fatiga cuando éste se encuentra en modo activo.

Agradecimientos

Este trabajo ha sido realizado parcialmente gracias al apoyo de la Agencia Valenciana de Innovación a través del proyecto INNEST/2021/29 y gracias al Ministerio de Universidades a través de la beca de Formación de Profesorado Universitario FPU20/05137.

Referencias

- Apud, E., Meyer, F., Maureira, F., 2002. Ergonomía en el combate de incendios forestales.
- Blanco, A., Catalán, J. M., Martínez-Pascual, D., García-Pérez, J. V., García-Aracil, N., 2022. The effect of an active upper-limb exoskeleton on metabolic parameters and muscle activity during a repetitive industrial task. *Ieee Access* 10, 16479–16488.
- Catalán, J. M., García-Pérez, J. V., Blanco, A., Martínez, D., Lledó, L. D., García-Aracil, N., 2021. Differences in physiological reactions due to a competitive rehabilitation game modality. *Sensors* 21 (11), 3681.
- García, A. M., 2015. Curso de biomecánica de la marcha normal.
- Laidig, D., Jocham, A. J., Guggenberger, B., Adamer, K., Fischer, M., Seel, T., 2021. Calibration-free gait assessment by foot-worn inertial sensors. *Frontiers in Digital Health* 3, 736418.
- Roberts, M. A., O'DEA, J., Boyce, A., Mannix, E. T., 2002. Fitness levels of firefighter recruits before and after a supervised exercise training program. *The Journal of Strength & Conditioning Research* 16 (2), 271–277.
- Schmitz, D. G., Nuckols, R. W., Lee, S., Akbas, T., Swaminathan, K., Walsh, C. J., Thelen, D. G., 2022. Modulation of achilles tendon force with load carriage and exosuit assistance. *Science Robotics* 7 (71), eabq1514. DOI: 10.1126/scirobotics.abq1514
- Slade, P., Kochenderfer, M. J., Delp, S. L., Collins, S. H., 2022. Personalizing exoskeleton assistance while walking in the real world. *Nature* 610 (7931), 277–282.
- Villa, J. G., Pernía, R., Rodríguez Marroyo, J. A., López-Satué, J., Ávila, M. C., García-López, J., Mendonça, P. R., Moreno, S., Carballo, B., 2009. Intensidad de esfuerzo realizado en la extinción de incendios forestales. *Arch. med. deporte*, 346–353.
- Zhang, J., Fiers, P., Witte, K. A., Jackson, R. W., Poggensee, K. L., Atkeson, C. G., Collins, S. H., 2017. Human-in-the-loop optimization of exoskeleton assistance during walking. *Science* 356 (6344), 1280–1284. URL: <https://www.science.org/doi/abs/10.1126/science.aa15054> DOI: 10.1126/science.aa15054