

## Evaluación de un maniquí de pruebas para Plataformas de Rehabilitación

Palomino-Díaz, V.<sup>a,\*</sup>, Romero-Sorozabal, P.<sup>a</sup>, Chacon Tanarro, E.<sup>b</sup>, Rocon, E.<sup>a</sup>

<sup>a</sup> Centro de Automática y Robótica (CAR, UPM – CSIC), Consejo Superior de Investigaciones Científicas, Ctra. Campo Real, Km. 0,200, 28500, Arganda del Rey, Madrid, España.

<sup>b</sup> Departamento de Ingeniería Mecánica, Universidad Politécnica de Madrid, C/ José Gutiérrez Abascal, n°2, 28006, Madrid, España.

**To cite this article:** Palomino-Díaz, V., Romero-Sorozabal, P., Chacon Tanarro, E., Rocon, E. 2023. Evaluation of a Test Dummy for Rehabilitation Platforms  
XLIV Jornadas de Automática, 89-94. <https://doi.org/10.17979/spudc.9788497498609.089>

### Resumen

Las terapias de rehabilitación para niños con Parálisis Cerebral han avanzado con la inclusión de los sistemas robóticos. Para iniciar estas terapias es necesario un estudio previo sobre la seguridad y fiabilidad de estos sistemas. En este estudio intervienen métodos de evaluación y ensayos para mejorar estos dispositivos. Así, se puede simular y comprobar si el funcionamiento se corresponde a lo deseado. Por la complejidad de obtener una respuesta realista y, al tratarse de niños, el desarrollo de modelos que imiten la anatomía humana es muy útil. En este contexto, se presenta el diseño y desarrollo de un maniquí pasivo para ensayar plataformas de rehabilitación de la marcha. Este prototipo representa las características antropométricas de un niño de 3 años, con movilidad en el miembro inferior. Con la plataforma de la marcha Discover2Walk se va a simular la caminata del maniquí. Los resultados al comparar el patrón obtenido tienen una desviación media por debajo de 3 cm, capacitando al maniquí como herramienta de ensayos.

*Palabras clave:* niño, maniquí, diseño centrado en el humano, miembro inferior, rehabilitación.

### Evaluation of a Test Dummy for Rehabilitation Platforms

#### Abstract

Rehabilitation therapies for toddlers with Cerebral Palsy have advanced with the incorporation of robotic systems. The initiation of these therapies requires previous studies on the safety and reliability of these systems. These studies involve evaluation and testing methods to improve the devices. This enables to simulate the performance and test whether it corresponds to the desired. Since it is complex to obtain a realistic response and, given that children are involved, the development of models that mimic human anatomy can be very useful. For this purpose, we present the design and development of a passive dummy to test gait rehabilitation platforms. This prototype represents the anthropometric characteristics of a 3-year-old toddler with mobility of the lower limb. The Discover2Walk gait training platform is used to simulate the dummy gait. The results after comparing the obtained pattern, measuring an error of 3%, qualify the dummy as a testing tool.

*Keywords:* Toddler, dummy, human-centered design, lower limb, rehabilitation.

### 1. Introducción

En las últimas décadas ha existido un creciente desarrollo en la investigación de exoesqueletos de miembro inferior para

mejorar y aumentar la movilidad. La innovación de la tecnología ha sido clave en este progreso. Así, la tendencia actual tecnológica indica que va a aumentar el rendimiento de estos dispositivos (Sawicki et al., 2020). Muchos de estos

\*Autor para correspondencia: [v.p.diaz@csic.es](mailto:v.p.diaz@csic.es)

Attribution-NonCommercial-ShareAlike 4.0 International (CC BY-NC-SA 4.0)

estudios se centran en el campo de la rehabilitación para tratar déficits sensoriomotores (Gassert & Dietz, 2018). La mayoría de estos dispositivos se diseñan para adultos, siendo escasa su aplicación en la población pediátrica. En particular, son más comunes los dispositivos de miembro inferior para niños con Parálisis Cerebral (PC) (Gonzalez et al., 2021).

En la fase de desarrollo de los prototipos de rehabilitación es crucial diseñar mecanismos de seguridad que minimicen las situaciones de riesgo (Gonzalez et al., 2021), aunque existen estudios que aportan ciertas técnicas de seguridad (Bessler et al., 2021), (Saenz et al., 2018). Como los robots se suelen unir a la extremidad del paciente, se pueden producir peligrosas fuerzas de interacción (Bessler et al., 2020). Esto se puede deber a las desalineaciones respecto al punto de rotación de las articulaciones o por sobrepasar el rango normal de movilidad del paciente (Rocon et al., 2008). En varios artículos se han llegado a identificar los riesgos asociados a los dispositivos robóticos (Bessler et al., 2020), (Bessler et al., 2021), (Aliman et al., 2017). Estos riesgos se suelen producir por un diseño inacabado o por una respuesta incorrecta en los sistemas robóticos. También, el deslizamiento de las sujeciones suele ser una de las causas, lo que provoca daños como moretones o rozaduras.

Para minimizar estos riesgos, en varios estudios se han realizado métodos propios de evaluación para garantizar la seguridad durante el uso de las plataformas (Mao et al., 2017), (Caputo & Collins, 2014), (Tóth et al., 2006), (Bessler-Etten et al., 2022). Con los bancos de pruebas de exoesqueletos se llegan a realizar estudios sistemáticos de alto rendimiento sobre la respuesta fisiológica humana (Sawicki et al., 2020). En concreto, con el desarrollo de modelos que simulen las características humanas, se puede conseguir una respuesta próxima a la real durante los ensayos. Una ventaja de estos bancos de pruebas es la disponibilidad para ensayar pudiendo evitar las esperas por los Comités de Ética, la organización del hospital o los horarios de los pacientes. Esto permite optimizar el funcionamiento de los sistemas robóticos durante su uso, al igual que posibilita seguir realizando mejoras de forma paralela a las terapias. Además, si el paciente es un niño puede ser arriesgado que se produzcan fallos durante las terapias. Cualquier exceso de tiempo en el hospital, retrasos por preparación o por solventar fallos en el dispositivo les puede generar incomodidad o desconfianza a la terapia.

En este contexto, se presenta el diseño de un maniquí de miembro inferior para ensayar y evaluar plataformas de rehabilitación. Esta herramienta va a mimetizar el comportamiento humano durante la marcha, según las características antropométricas de un niño de 3 años. Esto se va a conseguir articulando de forma pasiva la cadera, rodilla y tobillo, con un total de 7 grados de libertad (GDL). Para comprobar su utilidad se realizan experimentos en la plataforma de accionamiento por cables Discover2Walk (D2W), para el entrenamiento de la marcha de niños con PC. Con esta estructura se estudia la trayectoria de la marcha que se genera en el maniquí y la capacidad de replicar la caminata de un niño. Este enfoque va a servir para poder validar la utilidad de un maniquí para pruebas, garantizando la seguridad de los dispositivos robóticos antes de iniciar pruebas con pacientes.

## 2. Descripción del maniquí

El concepto de maniquí que se desarrolla tiene como objetivo ser utilizado como herramienta de ensayos en exoesqueletos o plataformas de rehabilitación del miembro inferior, sustituyendo al cuerpo humano. Así, se busca representar el patrón de la marcha con una alta similitud frente a la dinámica natural humana. Las características que definen este modelo deben replicar las estructuras biológicas de un niño. Inspirado por este objetivo, se define un modelo de miembro inferior articulado con un alto realismo frente a las propiedades humanas. De este modo, en el diseño establecido se siguen los siguientes principios:

- **Usuario:** se va a representar como usuario objetivo un niño de 3 años, siendo a esta edad más difícil ajustar estos sistemas por el tamaño del usuario. Además, se establece un percentil 50 (P50), con una altura de 96 cm y un peso de 15 kg, como proporciona la OMS (WHO, 2009).
- **Adaptabilidad:** fácil de ajustar a los sistemas de sujeción de otras plataformas robóticas. El tiempo empleado para ajustar las sujeciones debe ser similar o inferior al tiempo que se precise con el paciente. Al desarrollar una similitud geométrica del cuerpo se pueden ajustar estas sujeciones, aunque no se represente la patología del paciente.
- **Modelo bio-inspirado:** el diseño se tiene que caracterizar como un humano, por lo que se incluye la cadera, rodilla y tobillo (Figura 1). También, se añade un torso para replicar el peso del miembro superior.
- **Antropometría:** se deben respetar las medidas principales y proporciones del cuerpo del niño, así como mantener las distancias entre centros de rotación de las articulaciones y similar peso de cada segmento.

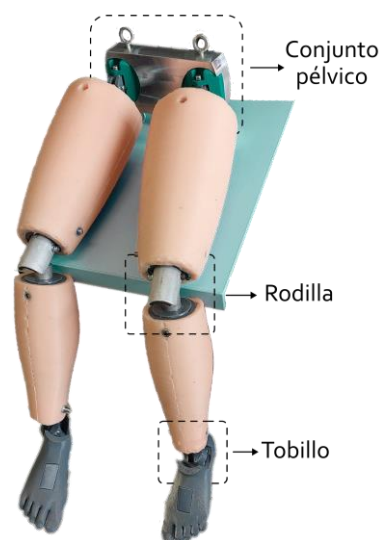


Figura 1: Prototipo del maniquí y principales articulaciones.

- Estructura cinemática: se establecen 7 GDL por pierna, similar al cuerpo humano. Con esto se puede obtener un patrón de la marcha más natural y realista.

### 2.1. Diseño por analogía

En este diseño, se definen las principales dimensiones del miembro inferior mediante una división en segmentos conectados por cada articulación (Dempster, 1955). Estas dimensiones se obtienen por una relación proporcional que tiene en cuenta la altura del sujeto en relación con los segmentos (Drillis et al., 1964). Así, se obtienen cinco segmentos rígidos según el eje vertical: el que comprende el conjunto pélvico (1), seguido por el segmento que incluye el fémur (2), el segmento de la tibia (3) y, el segmento que incluye la distancia entre el tobillo y la planta del suelo (4). El último segmento (5) hace referencia al conjunto de la cabeza, brazos y tronco (CBT). Con estos datos dimensionales se ubica el centro de rotación de las articulaciones, considerado como la distancia vertical desde el suelo hasta el propio centro de rotación relativo a cada segmento. A partir de estos datos es posible obtener la geometría, masa total y centro de masa de cada segmento (Winter, 2009). Los principales valores para cada segmento en individual se recogen en la Tabla 1.

Tabla 1: Datos antropométricos principales

Segmento	Longitud (cm)	Centro de rotación (cm)	Peso (kg)
Cadera	4.32	-	2.14
Muslo	23.52	50.88	1.51
Tibia	23.62	27.36	0.70
Pie	3.74	3.74	0.22
CBT	40.8	-	8
Total	96	-	15

En cuanto a los grados de libertad, se estudian los mecanismos que intervienen para replicar el patrón de una caminata adulta (Murray et al., 1964), (Ciğali et al., 2011), (Brockett & Chapman, 2016), adoptando 3 GDL para la cadera, 1 GDL para la rodilla y, 3 GDL para el tobillo. La extensión de cada GDL se limita con referencia al rango de movimiento natural humano, según se define en varios

Tabla 2: Rangos de movimiento del miembro inferior (unidades en grados)

Movimiento	Maniquí	Humano	
		Normal	Marcha
Cadera			
Flexión – Extensión	90 – 20	113 – 28	32 – 18
Abducción – aducción	45 – 30	48 – 31	6 – 4
Rotación: externa – interna	60 – 30	60 – 45	13 – 2
Rodilla			
Flexión – Extensión	90 – 0	134 – 0	60 – 0
Tobillo			
Flexión – Extensión	45 – 20	48 – 18	15 – 10
Abducción – aducción	11 – 20	11 – 18	11 – 15
Inversión – Eversión	30 – 20	33 – 18	23 – 12

estudios (Boone & Azen, 1979), (Hemmerich et al., 2006), (Roach & Miles, 1991). Así, estos límites de movilidad comprenden el rango de movimiento durante la marcha y son cercanos al rango natural. En el caso de la flexión de rodilla y cadera, debido a la significativa diferencia de amplitud entre el rango normal y el de la marcha, se adopta una extensión intermedia entre ambos valores. En la Tabla 2 se especifican los límites de movimiento para cada GDL.

### 3. Diseño mecánico

La solución adoptada en el maniquí consta de las 3 articulaciones principales del miembro inferior: cadera, rodilla y tobillo, según las características de un niño de 3 años. Inspirado por la simetría del cuerpo humano según el plano sagital, cada articulación se desarrolla de forma simétrica. Basado en los datos antropométricos, se define la geometría y los límites de espacio donde se ubican las piezas que componen cada articulación.

En todo el diseño se ha considerado el peso de cada componente para poder ubicar correctamente el centro de masa (CM) en cada segmento. Así, para obtener un cálculo preciso del peso, se divide el diseño en una estructura interna o rígida, y, en una estructura externa o blanda (Figura 2).

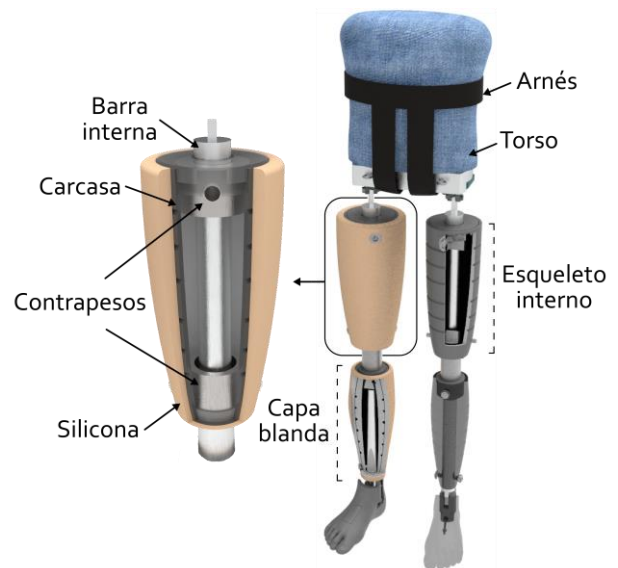


Figura 2: Vista detallada del interior y exterior del maniquí, mostrando los componentes del muslo con una vista en sección.

#### 3.1. Estructura interna

Las articulaciones se unen entre sí mediante una estructura rígida interna, formando un esqueleto metálico, donde se utilizan unas barras que simulan el fémur y la tibia. Ambas piernas metálicas se unen por una placa que representa el conjunto pélvico. Para la fabricación de estos elementos principales se ha utilizado Aluminio 6061 por su resistencia, rigidez y bajo peso. Además, para el resto de las piezas con menor tamaño y geometría compleja, se emplea PLA mediante la técnica de impresión 3D.

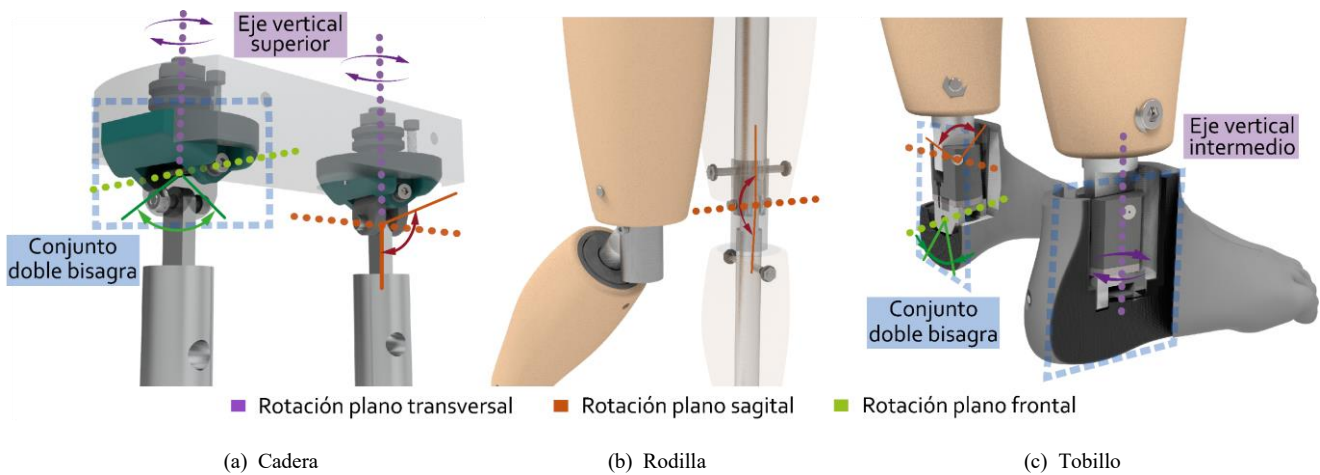


Figura 3: Vistas en detalle del diseño de cada articulación del maniquí mostrando cada GDL según el eje de rotación para cada plano.

Considerando el peso total de la estructura blanda junto a la rígida, se alcanza un peso por segmento inferior al deseado. Para poder alcanzar este valor se diseñan unos contrapesos de acero que se sitúan estratégicamente alrededor de las barras de aluminio. Con un correcto posicionamiento de estos contrapesos se ubica el CM de cada segmento.

Para el diseño de la cadera y tobillo se opta por un mecanismo de doble bisagra con 3 GDL, simulando una rótula. En estos diseños, dos de los ejes de rotación intersecan en el eje vertical. Para el caso de la cadera, la doble bisagra rota según el eje vertical, situado en la parte superior. En el tobillo, la doble bisagra rota según el eje vertical que se sitúa en la parte intermedia. Por otro lado, el diseño de la rodilla tiene un solo eje de rotación, donde una pieza de bloqueo limita la máxima extensión (Figura 3).

### 3.1. Estructura externa

Es importante alcanzar la sensación de los tejidos humanos para mantener una estética realista en el maniquí. Así, se busca recubrir la estructura rígida interna con elementos blandos y flexibles, imitando la piel y los músculos. Para añadir la capa blanda se define la geometría externa mediante un modelo escaneado en 3D. Después, se selecciona una silicona de platino (Easyplat 00-30 Flesh color carne) para poder hacer el recubrimiento.

Para poder aplicar esta silicona se diseña un molde de dos mitades que contiene la forma deseada. En el interior de este molde se ubica una carcasa a la que se adhiere la silicona y que va a proteger la estructura interna del maniquí. Esta carcasa contiene una serie de ranuras en su superficie para mantener la adherencia de la silicona.

## 4. Evaluación experimental

Para comprobar la utilidad del maniquí en un escenario real, se inician unas primeras pruebas con la plataforma robótica D2W. Esta plataforma consta de actuadores que controlan de forma sincronizada el movimiento de varios cables para transmitir el movimiento de la marcha humana al paciente. Los actuadores consisten en motores eléctricos que accionan tambores donde se encuentra el cable enrollado. En concreto,

se incluyen 4 motores Dynamixel XH540-W150-T para el accionamiento de la pelvis y, 3 motores ODrive D6374 por tobillo para controlar su posición durante la marcha.

El modelo de control de la marcha que se genera con esta plataforma todavía está por desarrollar. Al utilizar el maniquí se va a realizar una validación inicial, para evaluar su capacidad de generar patrones de la marcha. Con ello, se va a verificar si se puede mejorar el sistema robótico mediante el feedback que proporcionan los resultados de las pruebas.

Al comprobar el funcionamiento del sistema robótico, se va a evaluar la funcionalidad del maniquí como herramienta de ensayos. Para esta evaluación, el maniquí es posicionado en la plataforma robótica y se le colocan los elementos de sujeción que se encuentran unidos a los cables para transmitir el movimiento de la marcha. Estas sujeciones son una órtesis de cadera para el torso y unos zapatos. Después de empezar estas primeras pruebas con el maniquí, se observa el movimiento generado en las piernas y se realizan una serie de modificaciones:

- Se verifica que las sujeciones incorporadas son suficientes y que el movimiento es transmitido correctamente, apreciando que no se han deslizado o descolocado del cuerpo.
- La posición de los actuadores en la plataforma se modifica para ajustar la reacción final en las piernas, ya que se observa un movimiento con exceso de abducción de cadera.
- Los parámetros de control de la plataforma se modifican, mejorando la trayectoria de la marcha resultante.

Después de evaluar y añadir estos cambios a la plataforma, se utiliza el programa Kinovea para obtener el patrón de la marcha que se simula en la cadera, rodilla y tobillo. Para ello, se graba un video desde el plano sagital del maniquí, donde se marcan las posiciones del centro de rotación de estas articulaciones. Entonces, se inicia el movimiento de la plataforma para que se muevan las piernas del maniquí.

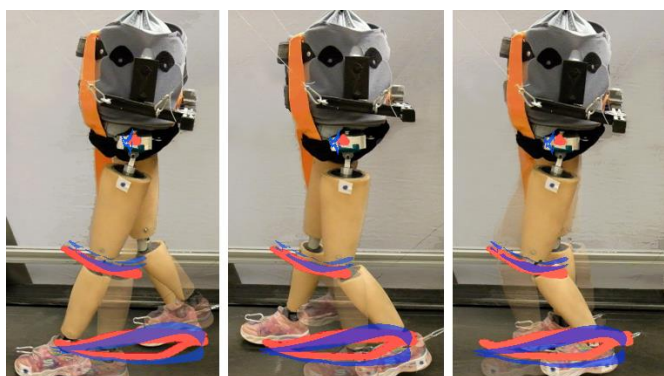


Figura 4: Secuencia del patrón de la marcha del maniquí en la cadera, rodilla y tobillo (en rojo), según el patrón de la plataforma D2W (en azul).

Por último, para evaluar los resultados del patrón de la marcha obtenido se hace una comparación. Se representa la trayectoria obtenida por el movimiento del maniquí frente a la trayectoria que se quiere transmitir en la plataforma D2W.

La trayectoria generada en la plataforma se corresponde con la marcha de un niño de 3 años, medido tras varias pruebas en un hospital. En la Figura 4 se puede observar la trayectoria resultante con el maniquí, comparada con la trayectoria que impone la plataforma D2W. Para establecer la aproximación de los dos patrones registrados, se calcula la regresión entre las posiciones de los diferentes puntos que son generados en cada trayectoria. Así, combinando los datos de cada par de curvas, se calculan los valores de RMSE, con los que se define la cantidad media de error. También, la longitud de paso ha sido determinada en ambos casos (ver Tabla 3).

En los resultados de esta evaluación de la marcha, la trayectoria generada no es exactamente la misma que se quiere obtener, pero se aprecia un alto parecido entre ambas. Con la trayectoria descrita por el maniquí, se puede conocer que la amplitud de paso es bastante similar respecto a la real, y que esta se puede variar según la velocidad que se adopte en la plataforma. Adicionalmente, la altura y posición del centro de rotación de las articulaciones son aproximadamente coincidentes, y el valor de error RMSE es muy bajo, sin llegar a superar una desviación media entre todos los valores de 3 cm. Por otro lado, en el tobillo se ha obtenido un mayor margen de error. Esta diferencia entre trayectorias se puede deber a que la plataforma robótica todavía no genera este patrón de forma óptima. Esto destaca la capacidad del maniquí como una herramienta útil para mejorar el patrón obtenido. Además, esto permite observar con detenimiento el movimiento de cada articulación, lo que facilita la definición de cambios en el diseño de la plataforma.

Tabla 3: Datos principales en la comparación de patrones

Medida	Variable	Eje X (cm)	Eje Y (cm)
RMSE	Cadera	1.28	0.38
	Rodilla	3.40	1.42
	Tobillo	3.99	2.14
	Media	2.89	1.31
Longitud de paso	Patrón del maniquí	32	6
	D2W patrón	34	10

## 5. Conclusiones

Este artículo desarrolla el concepto y diseño mecánico de un maniquí pasivo para el entrenamiento de la marcha en plataformas de rehabilitación. El diseño ha sido adaptado según las dimensiones de un niño de 3 años para replicar los 7 GDL por pierna. Los resultados del patrón de la marcha descrito por el maniquí muestran una alta relación respecto al patrón obtenido de un niño. Esto demuestra que la retroalimentación y mejora de la plataforma D2W es posible. Como resultado, la eficacia del maniquí es validada para su uso en cualquier otra plataforma robótica o exoesqueleto que requiera pruebas de mejora y validación.

Como trabajo futuro, se prevé realizar ensayos con esta plataforma robótica donde se incluyan sensores inerciales en el maniquí que permitan un mayor registro de datos sobre las mediciones obtenidas. A lo largo de estos ensayos, será posible conseguir una mayor precisión en el patrón de la marcha que simula el maniquí a través de la plataforma D2W.

## Agradecimientos

Este trabajo ha sido desarrollado para el proyecto Discover2Walk “Desarrollo de una plataforma robótica para ayudar a los niños con Parálisis Cerebral a descubrir cómo caminar”, financiado por el Ministerio de Ciencia e Innovación de España (PID2019-105110RB-C31).

## Referencias

- Aliman, N., Ramli, R., Haris, S. M. M. 2017. Design and development of lower limb exoskeletons: A survey. *Robotics and Autonomous Systems* 95. DOI: 10.1016/j.robot.2017.05.013
- Bessler-Etten, J., Schaake, L., Prange-Lasonder, G. B., Buurke, J. H. 2022. Assessing effects of exoskeleton misalignment on knee joint load during swing using an instrumented leg simulator. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 19(1). DOI: 10.1186/s12984-022-00990-z
- Bessler, J., Prange-Lasonder, G. B., Schaake, L., Saenz, J. F., Bidard, C., Fassi, I., Valori, M., Lassen, A. B., Buurke, J. H. 2021. Safety Assessment of Rehabilitation Robots: A Review Identifying Safety Skills and Current Knowledge Gaps. *Frontiers in Robotics and AI* 8. DOI: 10.3389/frobt.2021.602878
- Bessler, J., Prange-Lasonder, G. B., Schulte, R. V., Schaake, L., Prinsen, E. C., Buurke, J. H. 2020. Occurrence and Type of Adverse Events During the Use of Stationary Gait Robots—A Systematic Literature Review. In *Frontiers in Robotics and AI* (Vol. 7). DOI: 10.3389/frobt.2020.557606
- Boone, D. C., Azen, S. P. 1979. Normal range of motion of joints in male subjects. *Journal of Bone and Joint Surgery - Series A* 61(5). DOI: 10.2106/00004623-197961050-00017
- Brockett, C. L., Chapman, G. J. 2016. Biomechanics of the ankle. *Orthopaedics and Trauma* 30(3). DOI: 10.1016/j.mporth.2016.04.015
- Caputo, J. M., Collins, S. H. 2014. A universal ankle-foot prosthesis emulator for human locomotion experiments. *Journal of Biomechanical Engineering* 136(3). DOI: 10.1115/1.4026225
- Çiğali, B. S., Uluçam, E., Bozer, C. 2011. 3D motion analysis of hip, knee and ankle joints of children aged between 7-11 years during gait. *Balkan Medical Journal* 28(2). DOI: 10.5174/tutfd.2010.04199.2
- Dempster, W. T. 1955. Space Requirements of the Seated Operator. *Am. J. Phys. Anthro* 22, 1–254.
- Drillis, R., Contini, R., Bluestein, M. 1964. Body Segment Parameters; A Survey of Measurement Techniques. *Artificial Limbs* 25, 44–66.
- Gassert, R., Dietz, V. 2018. Rehabilitation robots for the treatment of sensorimotor deficits: A neurophysiological perspective. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 15(1). DOI: 10.1186/s12984-018-0383-x

- Gonzalez, A., Garcia, L., Kilby, J., McNair, P. 2021. Robotic devices for paediatric rehabilitation: a review of design features. In *BioMedical Engineering Online* (Vol. 20, Issue 1). DOI: 10.1186/s12938-021-00920-5
- Hemmerich, A., Brown, H., Smith, S., Marthandam, S. S. K., Wyss, U. P. 2006. Hip, knee, and ankle kinematics of high range of motion activities of daily living. *Journal of Orthopaedic Research* 24(4). DOI: 10.1002/jor.20114
- Mao, X., Yamada, Y., Akiyama, Y., Okamoto, S. 2017. Characteristics of Dummy Skin Contact Mechanics During Developing Process of Skin Abrasion Trauma. *Tribology Letters* 65(4). DOI: 10.1007/s11249-017-0916-7
- Murray, M. P., Drought, A. B., Kory, R. C. 1964. Walking Patterns of Normal Men. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume* 46. DOI: 10.2106/00004623-196446020-00009
- Roach, K. E., Miles, T. P. 1991. Normal hip and knee active range of motion: The relationship to age. *Physical Therapy* 71(9). DOI: 10.1093/ptj/71.9.656
- Rocon, E., Ruiz, A. F., Raya, R., Schiele, A., Pons, J. L., Belda-Lois, J. M., Poveda, R., Vivas, M. J., Moreno, J. C. 2008. Human-Robot Physical Interaction. In *Wearable Robots: Biomechatronic Exoskeletons*. DOI: 10.1002/9780470987667.ch5
- Saenz, J. F., Aske, L., Bidard, C., Buurke, J. H., Nielsen, K., Schaake, L., Vicentini, F., Saenz, J., Nielsen, K., Vicentini, F. 2018. COVR - Towards simplified evaluation and validation of collaborative robotics applications across a wide range of domains using robot safety skills. 9th International Conference on Safety of Industrial Automated Systems - SIAS. DOI: 10.13039/501100000780
- Sawicki, G. S., Beck, O. N., Kang, I., Young, A. J. 2020. The exoskeleton expansion: Improving walking and running economy. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 17(1). DOI: 10.1186/s12984-020-00663-9
- Tóth, A., Arz, G., Fazekas, G., Bratanov, D., Zlatov, N. 2006. 25 Post Stroke Shoulder-Elbow Physiotherapy with Industrial Robots. *Advances in Rehabilitation Robotics*, 391–411. DOI: 10.1007/10946978\_25
- WHO. 2009. Multicentre Growth Reference Study Group. WHO Child Growth Standards: Length height-for-age, weight-for-age, weight-for-length, weight-for-height and body mass index-for-age: Methods and development. In *Developmental Medicine & Child Neurology*. DOI: 10.1111/j.1469-8749.2009.03503.x
- Winter, D. A. 2009. Anthropometry 4.0. In *Biomechanics and Motor Control of Human Movement* (4th ed., pp. 82–106). John Wiley and Sons.