

Rediseño basado en la experiencia clínica de un andador robótico para la rehabilitación de fractura de cadera

Vanina Costa^{a,b,*}, Cristina Sánchez^a, Luis Perea^c, Eduardo Rocon^d, Abraham Otero^a, Rafael Raya^{a,b}

^a Dep. Tecnologías de la Información, Escuela Politécnica Superior, Universidad San Pablo-CEU, Av. Montepríncipe, 28668, Madrid, España.

^b Werium Assistive Solutions Ltd., Ctra. Campo Real, km 0,200, 28500, Arganda del Rey, Madrid, España.

^c Albertia Servicios Sociosanitarios S.A., C. Valle de Alculdia, 1, 28232, Las Rozas, Madrid, España.

^d Centro de Automática y Robótica, CSIC-UPM, Ctra. Campo Real, km 0,200, 28500, Arganda del Rey, Madrid, España.

To cite this article: Costa, V., Sánchez, C., Perea, L., Rocon, E., Otero, A., Raya, R. 2023. Redesign based on clinical experience of a robotic walker for hip fracture rehabilitation. *Revista Iberoamericana de Automática e Informática Industrial* 20, 247-258. <https://doi.org/10.4995/riai.2023.17839>

Resumen

La fractura de cadera es una lesión frecuente en personas mayores de 65 años, estando asociada a una reducción en la esperanza de vida. Su rehabilitación se basa en la movilización gradual mediante terapia manual. Sin embargo, estos tratamientos no suelen ser integrales, constan de ejercicios repetitivos, resultan monótonos para el paciente y su seguimiento es principalmente cualitativo. SWalker es un andador robótico basado en un sistema de tracción y de soporte de peso, que integra sensores de marcha. Con una primera versión de este andador se llevó a cabo un estudio clínico que involucró 34 pacientes. A partir de esta experiencia se han extraído los requisitos de diseño que se consideran claves para el desarrollo de este tipo de dispositivos. Sobre la base de estos requisitos se ha construido una segunda versión del andador en la que se ha validado su usabilidad con 5 pacientes. Empleando la escala QUEST 2.0 se han comparado ambas versiones del andador, mostrando mejoras en la segunda versión en *seguridad, adaptabilidad y usabilidad*.

Palabras clave: Tecnología asistencial e ingeniería de la rehabilitación, Tecnología robótica, Mecatrónica para sistemas de movilidad, Ingeniería de sistemas centrados en el ser humano, Ingeniería de la rehabilitación y prestación de asistencia sanitaria.

Redesign based on clinical experience of a robotic walker for hip fracture rehabilitation

Abstract

Hip fracture is a common injury in people over 65 years old, linked to a reduction in life expectancy. Rehabilitation is based on gradual mobilization through manual therapy. However, these treatments are not usually integrative, they consist of repetitive exercises that are not motivating for the patient and their follow-up is mainly qualitative. SWalker is a robotic platform based on a traction and weight-bearing system that integrates gait sensors. A clinical study involving 34 patients was conducted with a first version of this walker. From this experience, the key design requirements for the development of this type of device were gathered. Based on these requirements, a second version of the walker was built and its usability was validated with 5 patients. Using the QUEST 2.0 scale, both versions of the walker were compared, showing improvements in *safety, adaptability, and usability* in the second version.

Keywords: Assistive technology and rehabilitation engineering, Robotics technology, Mechatronics for mobility systems, Human-centered systems engineering, Rehabilitation engineering and healthcare delivery.

*Autor para correspondencia: vanina.costacortez@ceu.es

1. Introducción

La fractura de cadera es la lesión que origina más ingresos de carácter ortopédico en personas de la tercera edad (Leal et al., 2016), siendo la causa principal las caídas unidas a la osteoporosis subyacente (Cooper, Campion & Melton, 1992; Abrahamsen et al., 2009). La incidencia global de la fractura de cadera en España en los sujetos mayores de 65 años se ha situado entre 301 y 897 por cada 100.000 habitantes (Fernández-García et al., 2015). Según las proyecciones epidemiológicas, la cifra anual mundial podría llegar a alcanzar los 6,26 millones de personas afectadas en el año 2050 (Machida et al., 2011).

La rehabilitación de esta patología es compleja. Las complicaciones tromboembólicas y la falta de confianza que tiene el paciente para iniciar de nuevo la marcha, son los aspectos más relevantes por los que se ralentiza la recuperación y se producen largos periodos de inmovilización (Parker & Johansen, 2006). Un alto porcentaje de los pacientes termina sufriendo un marcado deterioro funcional, incluso una vez concluida la rehabilitación. Entre el 30% y 75% de los pacientes no consiguen recuperar los niveles de movilidad que tenían antes de la fractura (Dyer et al., 2016). Varios estudios muestran que la mortalidad en pacientes mayores con fractura de cadera aumenta considerablemente en comparación con la población general. En el año posterior a la fractura la tasa de mortalidad incrementa aproximadamente entre un 30 y un 40% (Guzon-Illescas et al., 2019).

La alta mortalidad y los elevados costes asociados que provoca esta patología hacen de ella un problema sanitario (Veronese & Maggi, 2018). Es por ello necesario desarrollar nuevas técnicas de rehabilitación que resulten eficaces en la movilización temprana y la adherencia al tratamiento, y que por tanto favorezcan una recuperación rápida (Chudyk et al., 2009; Chesser et al., 2020).

El área de desarrollo y construcción de tecnologías de apoyo basadas en soluciones robóticas para las personas mayores se está convirtiendo en una demanda creciente con el aumento exponencial de la población de edad avanzada en todo el mundo (Kapsalyamov et al., 2019). En la literatura se encuentran varios artículos de revisión bibliográfica sobre las soluciones implementadas en el diseño de órtesis y exoesqueletos para miembro inferior (Kapsalyamov et al., 2019; Shi et al., 2019; Lee, Ferguson & Rosen, 2019; Sanchez-Villamañan et al., 2019; Subramaniyam et al., 2020; Farzaneh, 2021; Zhou, Yang & Xue, 2021). Así como las necesidades a nivel de asistencia, ajustes, materiales y tiempo de puesta a punto (Kapsalyamov et al., 2019).

En los últimos años la investigación en nuevas terapias de rehabilitación de la marcha se ha orientado al empleo de plataformas robóticas (Bayón et al., 2017; Cardona et al., 2021). Estos dispositivos permiten realizar un entrenamiento integral del paciente, proporcionan retroalimentación cuantitativa sobre el estado de salud, y tienen el potencial de permitir reducir la duración y los costes de la rehabilitación (Chen et al., 2013). Las soluciones disponibles actualmente suelen constar de un exoesqueleto solidario a las piernas de paciente y que por lo tanto cuenta con actuadores en cadera, rodilla y tobillo para asistir en la marcha de la extremidad inferior completa. Estas soluciones no son óptimas para

pacientes con fractura de cadera, ya que en este caso sólo es el movimiento de la cadera el que se ve afectado, no siendo necesarios los actuadores en la rodilla y el tobillo.

Pueden distinguirse dos tipos principales de plataformas de rehabilitación de marcha en base a si operan sobre una cinta de correr o sobre el suelo. Lokomat (Colombo et al., 2000), ALEX (Kao et al., 2013) and LOPES (Veneman et al., 2007) son algunos de los ejemplos más conocidos que se basan en una cinta. Estos dispositivos constan de un sistema de soporte parcial del peso para ayudar al paciente a mantener el equilibrio mientras camina. Este tipo de plataformas son fijas y por lo tanto la rehabilitación transcurre en un área delimitada, lo que a menudo resulta contraproducente para la motivación del paciente. Por otra parte, están los dispositivos de rehabilitación sobre suelo, que están diseñados para permitir a los sujetos caminar sobre un terreno real y aumentar la independencia del entrenamiento de la marcha, favoreciendo la motivación del paciente. En la mayor parte de estos dispositivos el paciente usa muletas para poder mantener la estabilidad durante la marcha. Otros tienen un sistema de soporte de peso consistente en algún tipo de marco que se desplaza con el paciente al andar; en estos casos el dispositivo es muy voluminoso, lo que puede limitar su movilidad en interiores al no poder atravesar algunas puertas. Algunas de las plataformas más utilizadas de este tipo son ReWalk (Zeilig et al., 2012), Ekso Bionics (Bach Baunsgaard et al., 2018), HAL (Kawamoto & Sankai, 2002), Andago (van Hedel, Rosselli & Baumgartner-Ricklin, 2021) y WalkTrainer (Stauffer et al., 2009).

Todos estos dispositivos han demostrado su eficacia tratando trastornos neurológicos como ictus, trastornos del sistema nervioso central y lesiones de la médula espinal. Sin embargo, el desarrollo de plataformas robóticas específicamente diseñadas para la rehabilitación de fractura de cadera no se había abordado. Por este motivo, se diseñó el andador SWalker con base en requisitos clínicos definidos para las necesidades del paciente con fractura de cadera: el andador debe permitir una deambulación libre en entornos de interior para motivar al paciente y favorecer la adherencia al tratamiento; debe proporcionar una descarga parcial y configurable del peso del paciente; debe estar sensorizado a la altura de la cadera para seguir el movimiento de la articulación; y debe evitar cualquier potencial caída y proporcionar una sensación de seguridad al paciente. SWalker se diseñó con un sistema de tracción motorizada, un sistema de soporte parcial del peso del paciente basado en un motor lineal y elementos de apoyo y sujeción para equilibrar al paciente durante la marcha (Costa et al., 2022). El dispositivo descarga un porcentaje seleccionado del peso total del paciente y se mueve en todas las direcciones a la velocidad seleccionada dentro de un rango programado. Además, integra sensores para la recogida de datos de velocidad, peso descargado y rango de movimiento (ROM), para proporcionar un seguimiento objetivo de la terapia y permitir una mayor personalización.

La primera versión de SWalker fue evaluada en términos de usabilidad y eficacia clínica comparando la rehabilitación de un grupo de pacientes con fractura de cadera que realizaron su rehabilitación con el andador (n=10), frente a un grupo de pacientes con fractura de cadera que siguió una rehabilitación convencional (n=24). El grupo que usó el andador requirió

22,6 ± 16,8 sesiones de rehabilitación durante 67,1 ± 51,1 días, mientras que el grupo que siguió la terapia tradicional necesitó 68,1 ± 27,4 sesiones durante 120,3 ± 53,6 días. El grupo que se rehabilitó con SWalker también presentó una mejora notable en las escalas que evalúan la calidad de deambulaci3n: el índice Tinetti aumentó en más de 11 puntos, comparado con un incremento de 3,5 puntos en el grupo de rehabilitaci3n convencional, y en el Functional Ambulation Categories Test (FAC) la mitad de los sujetos alcanzaron un nivel 3, mientras que la mitad de los sujetos que siguieron rehabilitaci3n tradicional sólo llegaron al nivel 2 (Costa et al., 2022).

El proceso de validaci3n de SWalker ayud3 a detectar puntos de mejora en el diseo de la primera versi3n del andador. Estos puntos de mejora, complementados con una revisi3n de la literatura cientifica, se han traducido a una lista de requisitos organizados en distintas categorías (funcionalidad, accesibilidad, seguridad y adaptabilidad) que deben considerarse el diseo de andadores rob3ticos destinados a la rehabilitaci3n de fractura de cadera. Con base en estos requisitos, se ha construido una segunda versi3n del andador SWalker y se ha llevado a cabo una validaci3n involucrando a 5 pacientes del centro Albertia Majadahonda (Grupo Albertia).

2. Primer prototipo y puntos de mejora

Estructuralmente SWalker consta de tres sistemas electromecánicos que asisten la rehabilitaci3n: tracci3n, soporte de peso y pelvis rí gida (áreas grises Figura 1. Ver el detalle de estos sistemas en la publicaci3n de Costa et al., 2022).

Estos tres sistemas integran sensores para el control seguimiento de la terapia. En primer lugar, la tracci3n impulsa la marcha del paciente movilizándolo a distintas velocidades (baja=0,058 m/s; media=0,224 m/s; alta=0,400 m/s) segun la capacidad de deambulaci3n que vaya alcanzando. En este sistema se sitúan dos encoders para la configuraci3n de la velocidad y el control de la direcci3n de movimiento. El sistema de soporte de peso est3 formado por un circuito de bomba hidr3ulica y actuadores que elevan al paciente descargando su peso en el porcentaje indicado por el terapeuta (entre 0 y 100%). La cuantificaci3n del peso del paciente que soporta el dispositivo se mide con una célula de carga, situada en la parte superior de este sistema. La pelvis rí gida es una estructura que rodea la cadera del paciente. Posee un arnés inguinal que también incluye sujeciones en el tronco para sujetarle y mantenerle erguido. Esta estructura integra dos potenció metros (uno a cada lado) para medir el rango de flexoextensi3n activo de cadera, ya que tras la fractura el ROM es uno de los parámetros fisiológicos que se ve más afectado (Pils et al., 2011). Gracias a unas cinchas de sujeci3n que abrazan los muslos del paciente, el movimiento de sus piernas en el plano sagital se convierte en una rotaci3n solidaria de los potenció metros (ver Figura 1, punto 3). Unas barras paralelas son el principal elemento de apoyo del paciente, que le proporcionan estabilidad durante la marcha. El paciente no lleva actuadores en sus articulaciones. Estas se dejan libres, de forma que tiene completo control y autonomía en sus movimientos (ver detalles del diseo en Costa et al., 2022).

Este prototipo est3 diseado para pacientes de hasta 180 cm de estatura y un máximo de 90 kg de peso. Con este modelo se le realizaron encuestas de usabilidad en el entorno clínico que

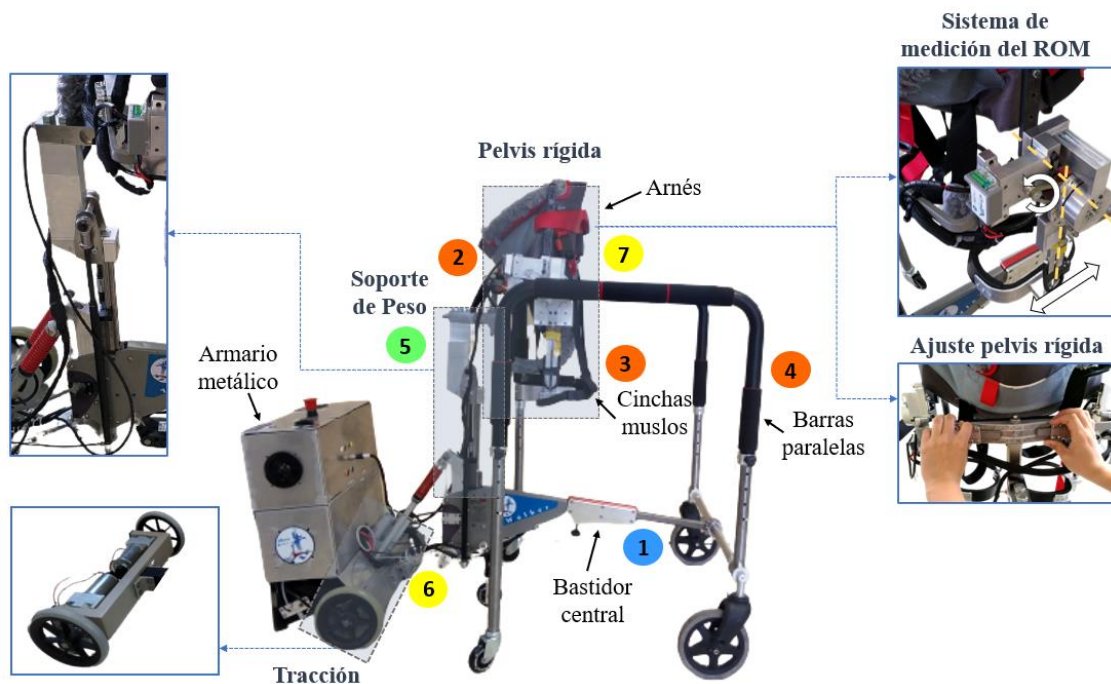


Figura 1: Vista general del primer prototipo del andador SWalker donde se muestra el detalle del ajuste del ancho de la pelvis rí gida, el sistema de medici3n del ROM y la extracci3n del bastidor central. Se señalan por colores los puntos de mejora (etiquetas numeradas) identificados segun si afectan a la accesibilidad (azul), adaptabilidad (naranja), seguridad (verde) y funcionalidad (amarillo). Las estructuras señaladas son: (1) bastidor central, (2) ajuste pelvis rí gida, (3) ajuste de muslo, (4) ajuste barras paralelas, (5) electromecánica sistema de soporte de peso, (6) transmisi3n del sistema de tracci3n y (7) transmisi3n del sistema de medici3n del ROM.

incluyeron la evaluación con la escala SUS (System Usability Scale) y cuestionarios elaborados ad-hoc por los autores para recoger las apreciaciones de los usuarios y detectar diversas áreas de mejora (Costa et al., 2020). La Figura 1 muestra el primer prototipo de la plataforma y los puntos estructurales a optimizar. Los puntos se clasifican por colores según su impacto sobre la *accesibilidad, adaptabilidad, seguridad y funcionalidad*.

El aspecto con mayor margen de mejora en el primer prototipo fue la accesibilidad. El elemento estructural que dificultaba esta característica era el bastidor central. Como puede verse en la Figura 1 (punto 1), el bastidor central atravesaba longitudinalmente al andador y por lo tanto dificultaba las operaciones de transferencia del paciente. Además, podía en algún momento obstaculizar la marcha, poniendo en riesgo su seguridad. Este bastidor era extraíble por su parte delantera. Como primer paso de la transferencia del paciente a la plataforma, el fisioterapeuta procedía a retirar el bastidor. A este elemento estaban anclados las barras paralelas (punto 4) y las ruedas delanteras, por lo que es su extracción suponía retirar también estos elementos. Esta operación requería formación y la presencia de dos clínicos para después movilizar y colocar al paciente, ya que al quedar el andador sin barras paralelas, el paciente no tenía un apoyo fijo estable. En total se empleaba 6 minutos de media en la transferencia de cada paciente a la plataforma.

Se identificaron otros puntos de mejora en favor de la adaptabilidad. En la pelvis rígida, las cinchas del muslo (punto 3) y las barras paralelas podían realizarse ajustes para adaptar la estructura al ancho de cadera (punto 2), el contorno de muslo y la altura de apoyo, respectivamente. Estos puntos de ajuste tenían la desventaja de necesitar herramientas externas para ser manipulados, lo que requería invertir más tiempo en la puesta a punto del andador en cada sesión.

En lo que respecta a la seguridad, en la primera versión de SWalker todos los sistemas electromecánicos estaban expuestos sin protección, pudiendo el paciente o el fisioterapeuta entrar en contacto accidentalmente con partes móviles o eléctricas. En la Figura 1 se señalan los elementos del sistema de soporte de peso como los más representativos de este punto de mejora porque este sistema es el que tiene mayores dimensiones y mayor número de elementos electromecánicos (punto 5).

Desde el punto de vista de la funcionalidad, el equipo técnico determinó que los montajes mecánicos de la tracción (punto 6) y el sistema de medición de ROM (punto 7) podían ser perfeccionados para conseguir una transmisión más robusta frente a los movimientos axiales y radiales.

3. Requisitos de diseño

El creciente desarrollo de exosqueletos y dispositivos para la asistencia a la movilidad ha permitido ampliar la experiencia en el diseño de estos dispositivos. A menudo los artículos que presentan nuevos desarrollos analizan la idoneidad de los mismos y discuten los requisitos generales que deberían cumplir los dispositivos venideros. La mayor parte de ellos coinciden no solo en la necesidad de fabricar dispositivos funcionales sino también de priorizar el desarrollo de sistemas seguros, cómodos, ligeros y fáciles de ajustar y configurar

(Lee, Ferguson & Rosen, 2019). La seguridad es una característica muy dependiente de la robustez de la estructura y por lo tanto de un diseño compacto y equilibrado. El uso de materiales resistentes y ligeros favorecerá la firmeza estructural pero también la reducción del peso. Adicionalmente es aconsejable una elección de materiales flexibles en aquellas zonas que estén en contacto con el usuario y puedan dañar su piel o interferir en su circulación, principalmente en correas y cinchas que abrazan las extremidades (Gorgey, 2018). Que el dispositivo proporcione una rehabilitación adaptada y precisa es producto de que su diseño contemple la configuración de las variables de funcionamiento, principalmente la velocidad de marcha y que esta se consiga por medio de sistemas de transmisión de movimiento precisos (Hasan & Dhingra, 2020). Por último, con mucha frecuencia se critica que estos dispositivos requieren una amplia formación y un personal capacitado para su instalación o funcionamiento y se pone en relieve la necesidad de tiempos de ajuste y transferencia del paciente más cortos (Gorgey, 2018; Dijkers et al., 2021).

En el caso de los exosqueletos y plataformas de rehabilitación para fractura de cadera, el trabajar con pacientes de avanzada edad, el miedo a una nueva caída y al daño consecuente, o la necesidad de rehabilitar sólo una de las tres articulaciones, hace que su diseño difiera del de otros andadores robóticos más orientados a trastornos neurológicos o lesiones medulares (Zeilig et al., 2012), (Bach Baunsgaard et al., 2018), (Kawamoto & Sankai, 2002), (van Hedel, Rosselli & Baumgartner-Ricklin, 2021), (Stauffer et al., 2009). En estos casos, la confianza y la adaptabilidad mientras se apoya en el movimiento, se acentúan aún más para poder ofrecer una asistencia basada en las necesidades del paciente frágil (Kapsalyamov et al., 2019). Así mismo, y acorde con lo que demanda la experiencia clínica haciendo uso de tecnología para rehabilitación, se considera de vital importancia atender a todos aquellos aspectos que ayuden al equipo clínico a realizar las operaciones de configuración del dispositivo, transferencia del paciente y ajustes durante la terapia, de un modo rápido y sencillo.

Con base en la revisión bibliográfica, las opiniones recogidas de las encuestas de usabilidad del primer prototipo de SWalker, y el estudio clínico realizado con este dispositivo, se elaboró la Tabla 1. Esta tabla resume los requisitos que debería contemplar el diseño de una plataforma para la rehabilitación de fractura de cadera en personas mayores.

Adicionalmente, se establecieron un conjunto de principios de diseño estructural que se considera recomendable cumplir para facilitar la construcción, operación y reparación del andador. Estos son:

- Peso y dimensiones reducidas: permiten una mayor maniobrabilidad.
- Rigidez y estabilidad: ofrecen una mayor robustez y precisión en el funcionamiento.
- Montaje accesible: facilita la manipulación ante averías o ajustes.
- Selección de elementos industriales: favorece la reproducibilidad y certificación

Todos estos requisitos sirvieron de referencia en el desarrollo del segundo prototipo del andador SWalker.

Tabla 1: Requisitos de diseño clasificados según afecten al paciente (P) o al clínico (C) en términos de funcionalidad, accesibilidad, seguridad y adaptabilidad.

Factores	Usuario	Requisito
Funcionalidad	P	<i>Sistema de tracción</i> Sistema de conducción de la plataforma en todas las direcciones (hacia adelante, atrás, derecha e izquierda). Distintos rangos de velocidades de tracción configurables *. Transmisión robusta del movimiento entre ejes. Sensor de velocidad.
		<i>Sistema de soporte de peso</i> Sustentación mínima de hasta un 70% del peso del paciente. Elevación lineal, operado por motor eléctrico a velocidad lenta. Elevación guiada y carrera disponible de entre 150 y 400 mm. Sensor de peso.
		<i>Sistema de monitorización del rango articular</i> Elementos de transmisión del movimiento desde la pierna hasta la cadera para la adquisición de los grados de flexoextensión en plano sagital. Sensor de movimiento con desplazamiento rotativo (0°-360°) situado a la altura de la cabeza del (fémur). Transmisión robusta del movimiento entre ejes.
Accesibilidad	P	Marcha sin obstáculos delante y detrás de las piernas del paciente en toda la amplitud del paso y en todas las fases de la rehabilitación.
	P&C	Transferencia rápida del paciente, con instrucciones sencillas y sin obstáculos.
Seguridad	P	Elementos de apoyo a los que el paciente pueda agarrarse con sus manos para proporcionar estabilidad en la marcha. Elementos para sujeción del tronco durante la marcha y la elevación del paciente. Materiales blandos, flexibles, transpirables y que no ocasionen presión en las zonas de contacto con la piel del paciente. Sistemas electromecánicos de parada automática ante emergencia o una vez se alcancen los límites de seguridad.
	P&C	Elementos de protección para aislar al paciente y al clínico de contactos eléctricos y atrapamientos mecánicos.
Adaptabilidad	C	Ajustes de fácil acceso y manipulación, sin herramientas externas.
		Ajustes adaptados a la antropometría del paciente. Escalas de posición en los elementos ajustables.

* El valor máximo de velocidad del dispositivo debe ser asesorado por el equipo clínico en función de los objetivos a alcanzar en la terapia

4. Implementación del nuevo diseño

La Figura 2 muestra la segunda versión del andador SWalker. En los apartados siguientes se explican las decisiones de diseño tomadas para solventar los puntos críticos del primer prototipo, siguiendo los requisitos de la sección 3.

4.1 Modelado centrado en la accesibilidad

La silla de ruedas es el dispositivo de asistencia técnica más utilizado en la fase aguda de rehabilitación, cuando el paciente aún no puede cargar su peso sobre las piernas. En fases posteriores, requiere de la ayuda de bastones y andadores convencionales hasta, en el caso ideal, llegar a recuperar la deambulación autónoma. Dada la fragilidad del paciente, el proceso de transferencia es delicado y debe tenerse en cuenta

en el diseño del dispositivo. El proceso de transferencia es la operación de ayudar al paciente a abandonar la ayuda técnica que utilice para desplazarse y acceder al andador. Para ello debe evitarse cualquier elemento mecánico que obstaculice la entrada del paciente a la plataforma, así como su posterior actividad dentro de ella (en el caso que nos atañe, la marcha), tal y como establecen los requisitos de *accesibilidad* de la Tabla 1. Partiendo de la longitud media de la zancada y el ancho de paso en el adulto mayor (Hollman, Mcdade & Petersen, 2011), se estipuló que debía dejarse tanto por delante como por detrás de las piernas del paciente un espacio libre de 55 cm, y un mínimo de 12 cm de separación entre dos puntos iguales de los pies (por ejemplo los talones) colocados en paralelo. Finalmente, la distancia que se estableció a lo ancho se amplió hasta 64 cm para respetar los criterios de diseño de las barras paralelas (ver Figura 3).

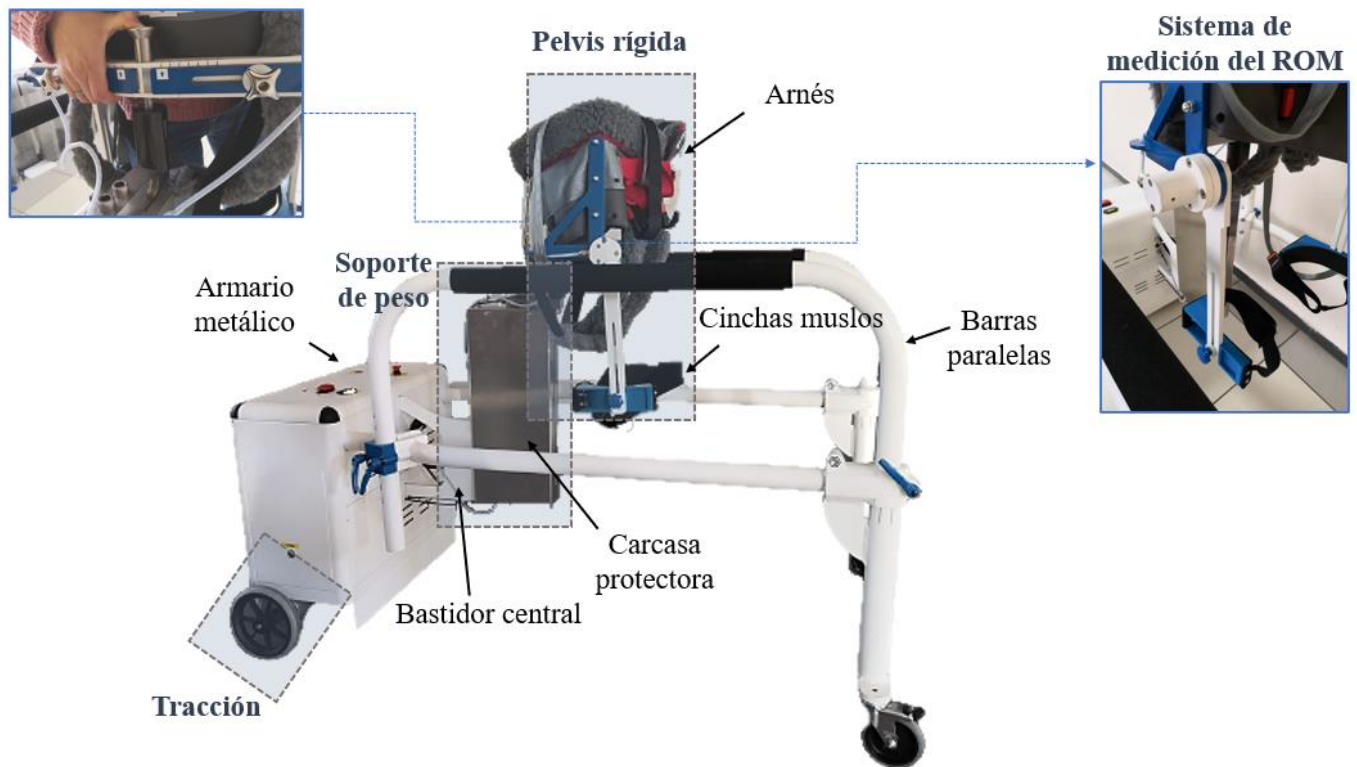


Figura 2: Vista general del segundo prototipo del andador SWalker. Se muestra el detalle del ajuste en anchura de la pelvis rígida y el sistema de medición del ROM, compuesto por el sistema de transmisión que integra los potenciómetros y las cinchas para los muslos.

Para dejar libre de elementos mecánicos este espacio hubo que suprimir el bastidor central que integraba el primer prototipo (ver Figura 1) y diseñar un nuevo bastidor de aluminio anclado al armario metálico, que pasó a ser el soporte del peso del paciente.

Para asegurar la estabilidad del andador y por lo tanto la imposibilidad de volcar la estructura, se realizaron simulaciones por elementos finitos en el software de diseño SolidWorks, de la compañía Dassault Systèmes.

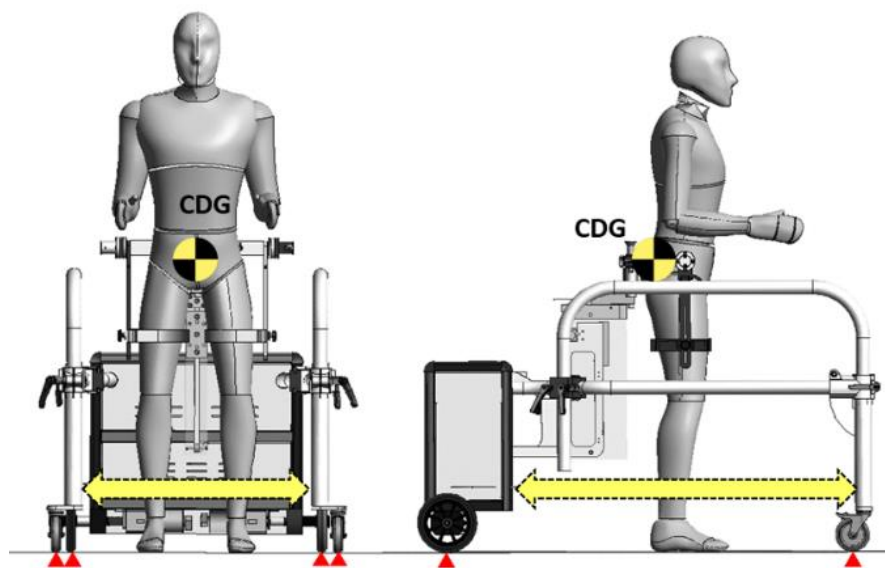


Figura 3: Imagen 3D creada por CAD de la segunda versión de SWalker. Se señala la localización del Centro de gravedad (CDG) de la estructura en vista transversal y longitudinal. Con flechas amarillas se indica el espacio que se ha dejado libre a lo ancho y a lo largo de los pies del paciente para efectuar una transferencia y marcha seguras.

Se estudió el comportamiento de la estructura y se garantizó que el Centro de Gravedad (CDG) tanto de la estructura aislada como con el paciente, quedase entre los cuatro puntos de apoyo en contacto con el suelo (las ruedas en este caso), como aparece ilustrado en la Figura 3.

El cumplimiento de los requisitos de *seguridad* y *adaptabilidad* en el andador, enunciados en la Tabla 1, se consigue a través de varios elementos de asistencia ajustables. Por un lado, posee unas barras paralelas que se diseñaron con una estructura tubular de aluminio de 4 cm de diámetro. Se situaron a ambos lados del paciente separadas 64 cm para poder dejar espacio para la pelvis rígida y permitir al paciente apoyar sus manos dentro de un alcance natural. Además, pueden regularse en altura entre 65 y 95 cm, permitiendo así adaptarse a pacientes de altura entre 150 y 180 cm.

La sujeción del tronco del paciente se consigue por medio de un arnés textil anclado a la pelvis, estructura que se eleva durante la descarga de peso. Mediante unas correas ajustables recubiertas de un material acolchado, el arnés asegura al paciente durante la elevación y estabiliza su postura. Aunque el arnés esté anclado a una estructura rígida, esta se regula en anchura, lo que le permite acoplarse a las medidas de tronco para pacientes que tengan entre 90 y 130 cm de contorno de cadera.

En los muslos del paciente se colocan unas sujeciones plásticas de tipo pernera en forma de L, forradas con goma transpirable y ajustables con velcro. Estos elementos están anclados en los laterales de la pelvis y son los que, al moverse solidarios con las piernas del sujeto, producen en los potenciómetros la rotación equivalente a los grados de flexión y extensión de cadera durante la marcha. Dichas sujeciones de muslo pueden ajustarse en altura entre 14 y 26 cm medidos desde la cabeza del fémur.

Para facilitar el ajuste de las distintas estructuras mencionadas, todas ellas cuentan con posiciones numeradas que sirven de guía y se les dota de tornillos y abrazaderas con pomos plásticos que no requieren herramientas externas para regularlas. De este modo se reduce el tiempo que el fisioterapeuta necesita para adaptar el andador a cada paciente.

La Tabla 2 recoge los márgenes antropométricos de los pacientes que se han utilizado para el diseño de la plataforma y por lo tanto a los cuales es capaz de adaptarse.

Tabla 2: Rangos antropométricos para los cuales se ha diseñado SWalker.

Medida	Rango
Peso	Máximo 90 kg
Altura	150-180 cm
Contorno de cadera	90-130 cm
Contorno de muslo	51-77 cm

Como consecuencia de todas las mejoras en el diseño, el proceso de puesta a punto de la plataforma y transferencia del paciente en esta nueva versión requiere un tiempo medio de 2 minutos y un solo fisioterapeuta; en la versión original se requería un tiempo promedio de 6 minutos y de la intervención de dos clínicos. Las operaciones necesarias para poner a punto

la plataforma y transferir al paciente, en orden, serían las siguientes:

- 1) Ajustar las barras paralelas según la altura del paciente.
- 2) Ajustar la pelvis rígida en anchura según el contorno de tronco de paciente.
- 3) Acercar al paciente al andador SWalker.
- 4) Realizar la transferencia:
 - Si se desplaza con silla de ruedas, ayudarlo a incorporarse, y apoyarse en las barras paralelas de SWalker.
 - Si se desplaza con andador convencional o bastón, guiarle para que cambie el apoyo de sus manos y su peso desde la ayuda técnica a las barras paralelas de SWalker.
- 5) Guiar al paciente para que se coloque en la zona del arnés.
- 6) Asegurar al paciente ajustando las correas del arnés en el tronco e ingles.
- 7) Ajustar las sujeciones de las piernas según el contorno de muslo.

4.2. Diseño de mecanismos

Los tres sistemas electromecánicos de apoyo a la marcha y por lo tanto los que confieren al andador su funcionalidad son los sistemas de soporte de peso, de tracción y de medición de rango articular. La compacidad, ligereza, robustez son las características que se busca mejorar en estos sistemas para el nuevo prototipo acorde con los requisitos de la Tabla 1 y en general de la sección 3.

4.2.1 Sistema de soporte de peso

En lo que respecta al sistema de soporte de peso, el nuevo diseño incorpora el mismo número de componentes que existían en el primer prototipo, pero se han hecho pequeños cambios, que se explican a continuación, en su disposición que conducen a un conjunto más compacto (Figura 4).

Utilizando el bastidor central como chasis, se montan sobre él dos actuadores cilíndricos de doble efecto en posición vertical que aguantan una carga máxima a 200 kg, con una carrera de entre 150 y 400 mm y baja velocidad. Su movimiento es guiado a través de un conjunto patín-raíl guía y se consigue gracias a la activación de una bomba hidráulica situada en el armario metálico del andador. El movimiento de expansión de los actuadores eleva la pelvis rígida y por lo tanto al paciente. Una célula de carga integrada en el conjunto registra en todo momento el peso que está soportando la estructura. Como sistema de seguridad ante fallos, para evitar elevar al paciente hasta que pierda el contacto con el suelo y puedan producirse descarrilamientos de la guía de los actuadores, el recorrido se limita a 160 mm por medio de finales de carrera. Este fue el margen necesario para adaptar el sistema a una persona de la máxima altura permitida (180 cm) y que los actuadores pudieran elevar su peso.

Todos los elementos del sistema de soporte de peso quedan resguardados dentro de una carcasa metálica. De este modo se evita cualquier potencial accidente durante la operación del sistema.

A diferencia del primer prototipo, el armario metálico tiene un papel clave en la estabilidad del dispositivo pues absorbe los esfuerzos procedentes de los sistemas anexados a él: el bastidor central y las barras paralelas. Además, tiene la función de proveer de un espacio que albergue la unidad de control del sistema y las baterías. Sobre él se instalan los interruptores para el encendido y la parada de emergencia del sistema. Está diseñado de modo que se puede acceder a todos los elementos internos directamente retirando una compuerta frontal.

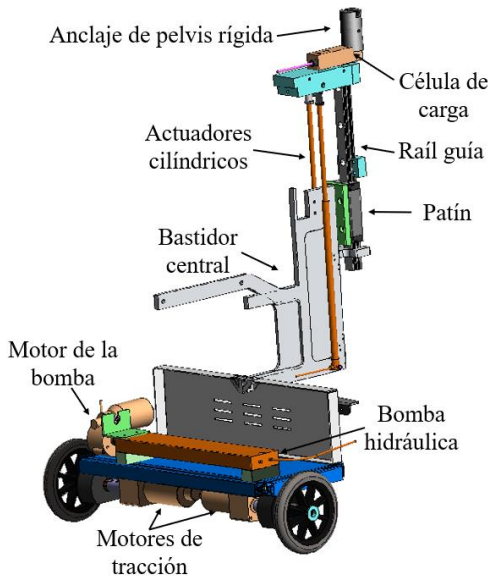


Figura 4: Imagen 3D de los elementos que conforman el sistema de soporte.

4.2.2 Sistemas de transmisión de movimiento

Situados en la pelvis rígida y el sistema de tracción, existen mecanismos de transmisión de movimiento angular. En el primer caso se trata de transmitir el rango de movimiento de la cadera en el plano sagital a los potenciómetros y en el segundo, el giro del motor a las ruedas. Ambos se diseñan con el objetivo

común de transmitir el giro con la máxima precisión, absorbiendo posibles desalineaciones entre ejes ocasionadas por vibraciones durante la marcha que podrían trasladar esfuerzos a elementos internos de la transmisión (reductora del motor, rodamientos, etc.). El sistema de medición del rango articular dispone de un acoplamiento rígido de barras. Esta pieza consigue un giro sincrónico de dos ejes alineados (eje de transmisión de giro y eje de giro del potenciómetro) de distinto diámetro (ver Figura 5). El potenciómetro se alinea con el eje de giro anatómico (eje de la cabeza del fémur) en el plano sagital. Así, el movimiento de flexoextensión de la cadera se traduce directamente en el giro del potenciómetro sin otros elementos de transmisión intermedios. En el caso de la tracción esto se consigue con un brazo de reacción, elemento que conecta alineados el eje del motor y el eje interno de transmisión como muestra la Figura 6. Ambos conjuntos de transmisión cuentan con una carcasa protectora para encapsular los elementos mecánicos más delicados.

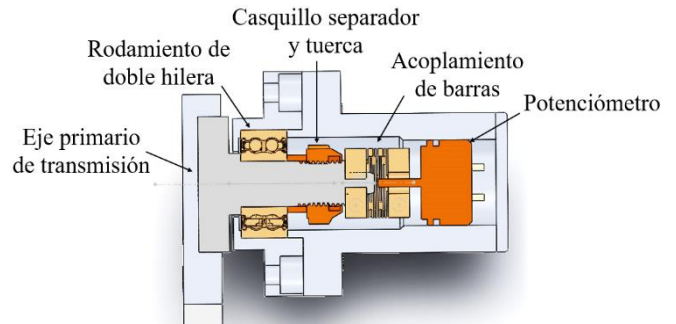


Figura 5: Sección del sistema de medición del rango articular de SWalker.

5. Evaluación de usabilidad

La escala QUEST 2.0 (Quebec User Evaluation of Satisfaction with assistive Technology 2.0), es una herramienta que se utiliza para determinar el grado de satisfacción de usuarios (profesionales del ámbito clínico) con dispositivos

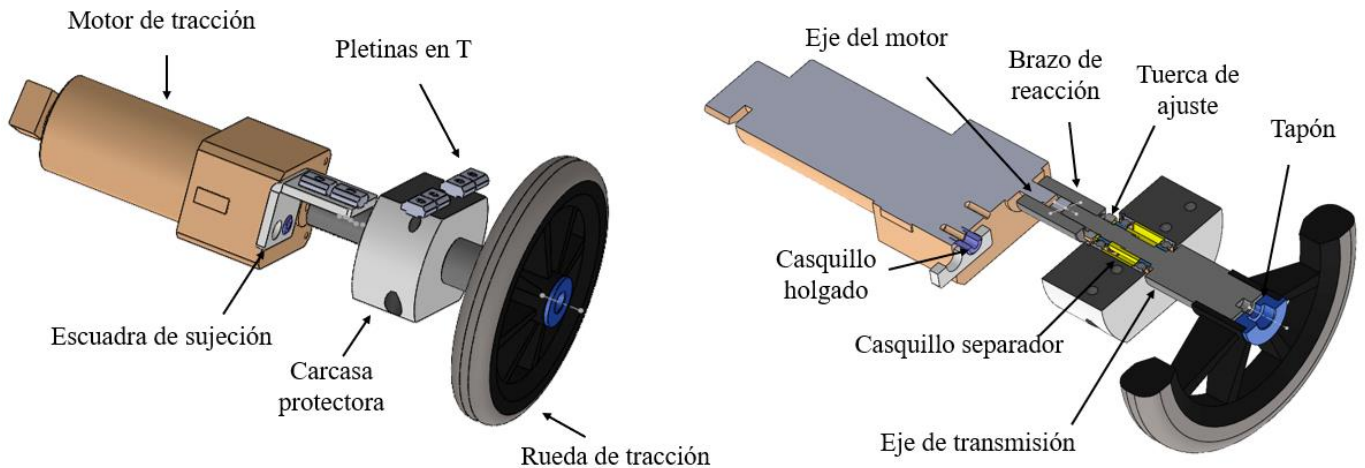


Figura 6: Vista completa y sección del sistema de tracción.

basados en tecnologías de apoyo (Demers et al., 1996). La elección de esta escala para estudiar la satisfacción de las dos versiones del andador SWalker sobre otras alternativas tales como SUS, SWAT o NASA-TLX, viene dada por su buena validez y fiabilidad (La Bara et al., 2021).

Se aplicó la versión española de la escala QUEST 2.0 (Andres Camilo, 2010) para evaluar la aceptabilidad del dispositivo SWalker. Uno de los fisioterapeutas del centro Albertia Majadahonda, encargado de realizar las sesiones de rehabilitación y que utilizó las dos versiones del dispositivo, contestó la encuesta tras utilizar ambos diseños con 5 pacientes, 2 hombres y 3 mujeres ($82,6 \pm 11,03$ años, $\text{peso}=64,8 \pm 8,66$ kg, $\text{altura}=1,65 \pm 0,08$ m). El objetivo de este estudio fue averiguar el grado de satisfacción de la nueva versión del dispositivo, frente al primer prototipo.

QUEST 2.0 se basa en un formulario que contiene 12 preguntas que el usuario debe responder en base a la escala Likert de 5 niveles (1: Nada Satisfecho – 5: Muy Satisfecho). Las primeras ocho preguntas están relacionadas con el aparato o dispositivo a validar, haciéndose referencia a sus dimensiones, su peso, su facilidad de ajuste, su seguridad, su durabilidad, su facilidad de uso, su comodidad y su efectividad. Las cuatro últimas, hacen referencia a los servicios asociados al dispositivo, preguntando por el proceso de entrega, la reparación y el mantenimiento, la calidad de la información y/o atención recibida, así como el seguimiento o soporte. Todas las preguntas incluyen una sección de comentarios para que el usuario haga cualquier aportación que considere oportuna. También se le pregunta por su nivel de satisfacción general tanto con el aparato como con los servicios asociados al mismo, y se le solicita que indique cuáles son los 3 factores, de entre todos los evaluados anteriormente, que considera más importante. Finalmente se le pide una valoración de satisfacción global del dispositivo (La Bara et al., 2021).

Para este estudio se ha evaluado la satisfacción del dispositivo prescindiendo de la satisfacción del servicio, ya que lo que pretende evaluar en este trabajo son los cambios estructurales realizados en el segundo diseño respecto al primero.

La Tabla 3 muestra la satisfacción media y global a partir de las respuestas obtenidas. Al primer prototipo se le identifica como V1 y al segundo como V2.

Tabla 3: Resultados promedios y totales de satisfacción tras contestar la encuesta QUEST 2.0 sobre los prototipos de SWalker v1 y v2.

SWalker	Satisfacción dispositivo		Satisfacción paciente
	Promedio	Global	
V1	3,37	4	5
V2	4,62	5	5

La Figura 7 muestra la puntuación para cada aspecto que se evalúa en el dispositivo. En relación con la *efectividad*, el usuario valora con la máxima puntuación ambos diseños. Se aprecia una mejor calificación en el segundo modelo con respecto al primero para el resto de los aspectos, siendo la *usabilidad*, *ajustes* y *seguridad* del segundo prototipo los

aspectos con los que el usuario está más satisfecho y aquellos que muestran una mayor mejora respecto a la versión V1.

Al final de la encuesta, los aspectos que el fisioterapeuta señaló como los más importantes en el desarrollo de una plataforma de rehabilitación de este tipo fueron la *seguridad*, la *facilidad de uso* y la *efectividad* del dispositivo.

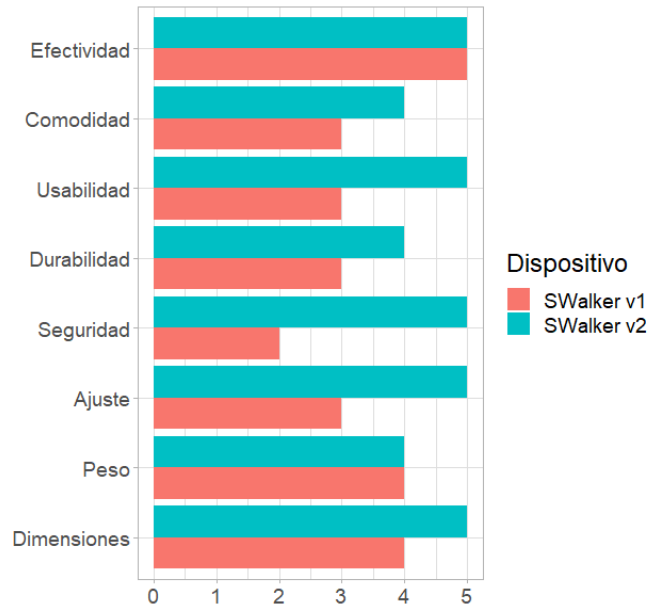


Figura 7: Diagrama de barras con las respuestas a la encuesta de QUEST 2.0 evaluando la satisfacción del dispositivo SWalker v1 y SWalker v2.

Se registraron una serie de comentarios en relación con algunas de las características evaluadas del dispositivo. Se destaca que la segunda versión de SWalker es muy sencilla y rápida de ajustar por no necesitar herramientas externas.

También que su estructura es mucho más segura, desapareciendo la preocupación por la existencia de elementos que pudieran obstaculizar la marcha y que no facilitasen la transferencia, como sucedía con el primer prototipo. Como limitaciones, cabe destacar los comentarios que hacen alusión a las dimensiones del dispositivo, que se consideran adecuadas al espacio del que se dispone, aunque se destaca que es algo pesado cuando hay que desplazarlo (con el sistema apagado). Esto indica por un lado que el uso de SWalker podría presentar problemas en el caso de instalaciones con pasillos o pasadizos estrechos. Por otra parte, los comentarios también aluden a que su desplazamiento manual puede requerir la ayuda de personal capacitado o cierta complejidad logística. Finalmente se traslada la existencia de leves molestias debidas al arnés de la zona inguinal, por parte de los pacientes.

La Tabla 4 resume los cambios realizados en la segunda versión de SWalker para corregir los puntos que no satisficieron en la primera versión los requisitos de diseño (Tabla 1), e indica a qué aspectos evaluados en la encuesta QUEST 2.0 afectan los cambios.

Tabla 4: Principales cambios entre las versiones V1 y V2 de SWalker y aspectos evaluados por QUEST 2.0 a los que impactan.

Factor	SWalker V1	SWalker V2	Aspecto QUEST 2.0
Funcionalidad	Alineación deficiente de los elementos del sistema de tracción para la transmisión del movimiento.	Anclajes a la caja metálica para una mejor sujeción de los motores. Elementos de sujeción y estabilización para una transmisión robusta. Simplificación del diseño.	Efectividad Durabilidad Peso Dimensiones
Funcionalidad	Ausencia de alineación entre el punto origen del giro y el sensor de medición. Transmisión sensible de desalineación ante vibraciones al andar.	Alineación entre el punto origen del giro y el sensor de medición. Elementos mecánicos de sujeción y estabilización para una transmisión robusta del movimiento. Simplificación del diseño.	Efectividad Durabilidad Peso Dimensiones
Accesibilidad	Bastidor central obstaculizando la marcha y la transferencia del paciente. Operaciones complejas de transferencia para el clínico.	Eliminación del bastidor central y ampliación del espacio libre para la marcha en todas las direcciones.	Usabilidad Seguridad
Seguridad	Uso de plástico duro y materiales rígidos y no transpirables en las cinchas de los muslos y barras paralelas.	Recubrimiento con materiales blandos, flexibles, y transpirables en las zonas de contacto con la piel del paciente.	Comodidad Seguridad
Seguridad	Sistemas electromecánicos (soporte de peso y sistema de medición del rango articular) sin protección, susceptibles de ocasionar atrapamientos o fugas de corriente.	Fabricación de carcasas protectoras para aislar al paciente y al clínico de contactos eléctricos y atrapamientos mecánicos.	Seguridad
Adaptabilidad	Necesidad de herramientas externas para el ajuste del ancho de la pelvis rígida y barras paralelas.	Empleo de tornillos con pomo y ajustes rápidos en las zonas adaptables.	Usabilidad Ajuste
Adaptabilidad	Ausencia de escalas de posición en las zonas adaptables para facilitar la colocación rápida.	Grabado de escalas de posición en los elementos ajustables.	Usabilidad Ajuste

6. Discusión y conclusiones

Este artículo presenta el diseño de una nueva versión del andador SWalker y su validación con 5 sujetos sanos de edad avanzada. Este andador robótico para la rehabilitación de fractura de cadera en personas mayores presenta características de diseño diferentes de los dispositivos robóticos para rehabilitación de la marcha actualmente existentes por estar estos centrados en el tratamiento de patologías neurológicas. Los requisitos que han guiado este rediseño se establecieron a partir de una revisión del estado del arte relativa a dispositivos de rehabilitación de la marcha; la evaluación de usabilidad con la primera versión del dispositivo mediante la escala QUEST 2.0; y en base a la experiencia obtenida en cientos de sesiones de rehabilitación de pacientes mayores con fractura de cadera empleando la primera versión del andador. Estos requisitos

fueron clasificados según afectasen a la funcionalidad, accesibilidad, seguridad y adaptabilidad (Tabla 1) y se complementaron con requisitos deseables relativos al diseño estructural del dispositivo para facilitar su construcción, operación y reparación.

Los cambios recogidos en la Tabla 4 han producido mejoras de usabilidad en el segundo prototipo y muestran que la aceptación de la nueva versión del dispositivo es excelente y superior a la versión anterior. La satisfacción promedio de la primera es 3,37, mientras que la de la segunda es 4,62. Además, el usuario ha concedido la máxima puntuación (5 puntos) al segundo diseño en su evaluación global. La pregunta que evalúa la satisfacción del paciente fue respondida por el fisioterapeuta y fundamentada en el feedback de los pacientes recibido durante las sesiones de rehabilitación. En ambos casos fue respondida con la máxima calificación (5 puntos) para ambos dispositivos, indicando que la apreciación de los

pacientes en cuanto a la utilidad de SWalker en la asistencia que ofrece fue excelente. En relación con las características específicas funcionales evaluadas del dispositivo, el usuario valoró con la máxima puntuación a la *efectividad* en ambos dispositivos. La segunda versión de SWalker es la mejor calificada en el resto de las características, con una puntuación igual o superior a 4 puntos en todos los casos. El aspecto que más ha mejorado es la *seguridad*, con una diferencia de 3 puntos con respecto al primer prototipo. Le siguen el *ajuste* y la *usabilidad*. Para facilitar la accesibilidad fue necesario eliminar todo elemento mecánico que entorpeciera la entrada del paciente a la plataforma y su posterior actividad. El primer prototipo no era tan accesible como el segundo, ya que poseía un bastidor que atravesaba longitudinalmente al andador pasando entre las piernas del usuario. Para realizar transferencia del paciente el bastidor debía ser retirado, lo que conllevaba realizar una serie de pasos que requerían un tiempo promedio de transferencia de 6 minutos. También era necesaria la intervención de dos profesionales clínicos previamente formados, como ocurre también en la mayor parte de terapias intensivas con o sin dispositivos robóticos (Chen et al., 2013). El nuevo diseño implica emplear un tercio de este tiempo y tan solo precisa de la intervención de una persona. El empleo de elementos de ajuste rápido (tornillos con pomo, abrazaderas con cierre de palanca, etc.) han eliminado la necesidad de herramientas externas, lo que ha supuesto una mejora sustancial en los tiempos de preparación y ajustes de la estructura en cada sesión. Por último, el acople de carcasas de protección en todos los elementos electromecánicos ha proporcionado un aislamiento mayor de los conjuntos. Esto protege al usuario frente a posibles contactos eléctricos o atrapamientos mecánicos y mejora la percepción de seguridad del paciente.

El usuario también valora mejor las *dimensiones*, la *durabilidad*, el *peso* y la *comodidad* en el segundo diseño, aunque en este caso la puntuación ha subido en un único punto. Estos resultados son coherentes ya que no hubo cambios significativos en relación con las dimensiones generales del dispositivo a excepción de algunos conjuntos específicos, que ahora son más compactos. En cuanto a la *durabilidad*, el uso de carcasas en los conjuntos mecánicos consigue mantener los elementos protegidos de agentes contaminantes externos, como polvo, o bien de impactos imprevisibles. Estas carcasas, además, están diseñadas para ser de fácil apertura, permitiendo un acceso rápido a los elementos internos para su ajuste, reparación o sustitución. Por último, con respecto a la *comodidad*, el diseño ha atendido al uso de materiales respetuosos con las necesidades del usuario, tales como tela, recubrimientos con gomas transpirables, etc.

Los tres factores que el usuario considera más importantes en el diseño del dispositivo son la *seguridad*, la *facilidad de uso* y la *efectividad*; aspectos en los que mostró estar altamente satisfecho con el segundo diseño. El principal aspecto por mejorar en la segunda versión del dispositivo es el relativo al ligero dolor que algunos pacientes sintieron al ser elevados por el arnés. En futuros estudios sería necesario analizar la relación entre la sensación de dolor y el porcentaje de soporte de peso que se realiza al elevar al paciente por el arnés, para así evitar molestias.

La validación de usabilidad comparando las dos versiones de SWalker indica que se logró crear una plataforma acorde con los requisitos marcados y que estos son congruentes con las necesidades del equipo clínico y los pacientes. El trabajo futuro se centrará en llevar a cabo un estudio clínico con la segunda versión del andador para evaluar su impacto en la rehabilitación de la fractura de cadera.

Agradecimientos

Los autores agradecen al Grupo Albertia su colaboración en este proyecto y al equipo de Josman Soluciones Técnicas por su contribución en el rediseño y fabricación del dispositivo.

Este trabajo fue financiado por el Centro para el Desarrollo Tecnológico Industrial (CDTI) del Ministerio de Ciencia e Innovación, Gobierno de España bajo el proyecto SWALKERS17 concedido en 2018 y el proyecto de referencia IDI-20220400 (SWALKERS II) concedido en 2021. También por el Gobierno de España (Proyectos RTI2018-097122-A-I00 y PID2019-105110RB-C31, financiados por FEDER/Ministerio de Ciencia e Innovación/AEI)

Referencias

- Abrahamsen, B. et al., 2009. Excess mortality following hip fracture: A systematic epidemiological review. *Osteoporosis International* 20:1633–1650. DOI:10.1007/s00198-009-0920-3.
- Andrés Camilo, M. B., 2010. Validación de la versión en español de la evaluación de QUEBEC de usuarios con tecnología de asistencia (QUEST 2.0).
- Bach Baunsgaard, C. et al., 2018. Gait training after spinal cord injury: Safety, feasibility and gait function following 8 weeks of training with the exoskeletons from Ekso Bionics article. *Spinal Cord* 56:106–116. DOI: 10.1038/s41393-017-0013-7.
- La Bara, L. M. A. et al., 2021. Assessment methods of usability and cognitive workload of rehabilitative exoskeletons: A systematic review. *Applied Sciences (Switzerland)* 11. DOI: 10.3390/AP11157146.
- Bayón, C. et al., 2017. Development and evaluation of a novel robotic platform for gait rehabilitation in patients with Cerebral Palsy: CPWalker. *Robotics and Autonomous Systems* 91:101–114. DOI: 10.1016/j.robot.2016.12.015.
- Cardona, M. et al., 2021. El exoesqueleto de rehabilitación de la marcha ALICE: análisis dinámico y evaluación del sistema de control utilizando cuaternios de Hamilton. *Revista Iberoamericana de Automática e Informática industrial* 18:48–57. DOI: 10.4995/RIAI.2020.12558.
- Chen, G. et al., 2013. A review of lower extremity assistive robotic exoskeletons in rehabilitation therapy. *Critical Reviews in Biomedical Engineering* 41:343–363. DOI: 10.1615/CritRevBiomedEng.2014010453.
- Chesser, T. J. S. et al., 2020. Hip fracture systems—European experience. *OTA International: The Open Access Journal of Orthopaedic Trauma* 3:e050. DOI: 10.1097/oi9.000000000000050.
- Chudyk, A. M. et al., 2009. Systematic Review of Hip Fracture Rehabilitation Practices in the Elderly. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 90:246–262. DOI: 10.1016/j.apmr.2008.06.036.
- Colombo, G. et al., 2000. Treadmill training of paraplegic patients using a robotic orthosis. *Journal of Rehabilitation Research and Development* 37:693–700.
- Cooper, C., Campion, G., Melton, L. J., 1992. Hip fractures in the elderly: A world-wide projection. *Osteoporosis International* 2:285–289. DOI: 10.1007/BF01623184.
- Costa, V. et al., 2020. Design of a robotic platform for hip fracture rehabilitation in elderly people. In: *Proceedings of the IEEE RAS and EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics*. IEEE Computer Society, 599–604. DOI: 10.1109/BIOROB49111.2020.9224320.
- Costa, V. et al., 2022. Development and Clinical Validation of a Rehabilitation Platform for Hip Fracture in Elderly Population. 30:1340–1349. DOI: 10.1109/TNSRE.2022.3175688.

- Demers, L. et al., 1996. Development of the Quebec User Evaluation of Satisfaction with assistive Technology (QUEST). *Assistive Technology* 8:3–13. DOI: 10.1080/10400435.1996.10132268.
- Dijkers, M. P. et al., 2021. Systematic Reviews of Clinical Benefits of Exoskeleton Use for Gait and Mobility in Neurologic Disorders: A Tertiary Study. *Archives of physical medicine and rehabilitation* 102:300–313. DOI: 10.1016/j.apmr.2019.01.025.
- Dyer, S. M. et al., 2016. A critical review of the long-term disability outcomes following hip fracture. *BMC Geriatrics* 16. DOI: 10.1186/s12877-016-0332-0.
- Farzaneh, M. M., 2021. A Review Study on the Design of an Exoskeleton Robot. *International Journal of Scientific and Technical Research in Engineering* 6:10–17.
- Fernández-García, M. et al., 2015. Revisión de la incidencia de la fractura de cadera en España. *Revista de Osteoporosis y Metabolismo Mineral* 7:115–120. DOI: 10.4321/s1889-836x2015000400007.
- Gorgey, A. S., 2018. Robotic exoskeletons: The current pros and cons. *World Journal of Orthopedics* 9:112. DOI: 10.5312/WJO.V9.I9.112.
- Guzon-Illescas, O. et al., 2019. Mortality after osteoporotic hip fracture: Incidence, trends, and associated factors. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research* 14. DOI: 10.1186/s13018-019-1226-6.
- Hasan, S. K., Dhingra, A. K., 2020. State of the Art Technologies for Exoskeleton Human Lower Extremity Rehabilitation Robots. *Journal of Mechatronics and Robotics* 4:211–235. DOI: 10.3844/JMRSP.2020.211.235.
- van Hedel, H. J. A., Rosselli, I., Baumgartner-Ricklin, S., 2021. Clinical utility of the over-ground bodyweight-supporting walking system Andago in children and youths with gait impairments. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 2021 18:1 18:1–20. DOI: 10.1186/S12984-021-00827-1.
- Hollman, J. H., Mcdade, E. M., Petersen, R. C., 2011. Gait & Posture Normative spatiotemporal gait parameters in older adults. *Gait & Posture* 34:111–118. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2011.03.024.
- Kao, P. C. et al., 2013. Effect of robotic performance-based error-augmentation versus error-reduction training on the gait of healthy individuals. *Gait and Posture* 37:113–120. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2012.06.025.
- Kapsalyamov, A. et al., 2019. State of the Art Lower Limb Robotic Exoskeletons for Elderly Assistance. *IEEE Access* 7:95075–95086. DOI: 10.1109/ACCESS.2019.2928010.
- Kawamoto, H., Sankai, Y., 2002. Comfortable power assist control method for walking aid by HAL-3. *Proceedings of the IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics* 4:447–452. DOI: 10.1109/ICSMC.2002.1173328.
- Leal, J. et al., 2016. Impact of hip fracture on hospital care costs: a population-based study. *Osteoporosis International* 27:549–558. DOI: 10.1007/s00198-015-3277-9.
- Lee, H., Ferguson, P.W., Rosen, J., 2019. Lower limb exoskeleton systems-overview. *Wearable Robotics: Systems and Applications*:207–229. DOI: 10.1016/B978-0-12-814659-0.00011-4.
- Machida, M. et al., 2011. Epidemiology of hip fractures. *IRYO - Japanese Journal of National Medical Services* 65:432–439. DOI: 10.4055/jkoa.1993.28.3.1153.
- Parker, M., Johansen, A., 2006. Hip fracture. *British Medical Journal* 333:27–30. DOI: 10.1136/bmj.333.7557.27.
- Pils, K. et al., 2011. Risk assessment after hip fracture. *Zeitschrift für Gerontologie und Geriatrie* 44:375–380. DOI: 10.1007/s00391-011-0256-4.
- Sanchez-Villamañan, M. D. C. et al., 2019. Compliant lower limb exoskeletons: A comprehensive review on mechanical design principles. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 16. DOI: 10.1186/S12984-019-0517-9.
- Shi, D. et al., 2019. A Review on Lower Limb Rehabilitation Exoskeleton Robots. *Chinese Journal of Mechanical Engineering (English Edition)* 32. DOI: 10.1186/s10033-019-0389-8.
- Stauffer, Y. et al., 2009. The WalkTrainer - A new generation of walking reeducation device combining orthoses and muscle stimulation. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* 17:38–45. DOI: 10.1109/TNSRE.2008.2008288.
- Subramaniam, M. et al., 2020. Assistive technologies for elderly – review on recent developments in lower limb and back pain management. *Advances in Intelligent Systems and Computing* 972:824–830. DOI: 10.1007/978-3-030-19135-1_80.
- Veneman, J. F. et al., 2007. Design and evaluation of the LOPES exoskeleton robot for interactive gait rehabilitation. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* 15:379–386. DOI: 10.1109/TNSRE.2007.903919.
- Veronese, N., Maggi, S., 2018. Epidemiology and social costs of hip fracture. *Injury* 49:1458–1460. DOI: 10.1016/j.injury.2018.04.015.
- Zeilig, G. et al., 2012. Safety and tolerance of the ReWalk™ exoskeleton suit for ambulation by people with complete spinal cord injury: A pilot study. *The Journal of Spinal Cord Medicine* 35:96. DOI: 10.1179/2045772312Y.0000000003.
- Zhou, J., Yang, S., Xue, Q., 2021. Lower limb rehabilitation exoskeleton robot: A review. *Advances in Mechanical Engineering* 13:1–17. DOI: 10.1177/16878140211011862.