

Diseño de un bipedestador semiautomático reajutable para el desplazamiento de personas con paraplejia

Design of a semi-automatic adjustable standing frame for paraplegics

José Parreño^{1*} <https://orcid.org/0000-0001-7367-2164>

Oscar Lara¹ <https://orcid.org/0000-0001-9964-1091>

Fausto Vinicio Acuña Coello² <https://orcid.org/0000-0002-1387-9929>

Johnny Mauricio Barreno Oñate² <https://orcid.org/0000-0002-2302-617X>

María de los Ángeles Campaña Olmos² <https://orcid.org/0000-0002-3503-445X>

¹Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE, Departamento de Eléctrica y Electrónica. Quito, Ecuador.

²Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE, Departamento de Energía y Mecánica. Quito, Ecuador.

*Autor para la correspondencia: japarreno2@espe.edu.ec

RESUMEN

Introducción: La paraplejia es una condición de salud ocasionada por lesiones lumbares que conlleva a las personas a permanecer la mayor parte de su tiempo postradas, ocasionando problemas de respiración, variaciones en la presión arterial y la aparición de úlceras en sus partes de apoyo.

Objetivo: Desarrollar un sistema mecatrónico que permita la bipedestación de personas con condición de paraplejias.

Métodos: La investigación se realizó en dos etapas, el desarrollo de un sistema mecatrónico y una fase de validación de uso por usuarios con discapacidad motora.

Resultados: Las pruebas de funcionamiento muestran que los atractivos más importantes del equipo son su capacidad de ajuste (permitiendo su uso a personas con diferencias antropométricas) y su operatividad.

Conclusiones: El bipedestador diseñado cumplió las condiciones requeridas para realizar la transición a condición bípeda, con las medidas de seguridad en las partes críticas que garantizan la estabilidad del usuario. Además, el bipedestador posee mecanismos sencillos de operar, acorde con sus capacidades. La validación del implemento demostró que es de un tamaño adecuado y de fácil utilización, además al ser reajutable para su uso independientemente de la condición morfométrica.

Palabras clave: discapacidad; movilidad; rehabilitación.

ABSTRACT

Introduction: Paraplegia is an impairment in motor functioning of the lower extremities. Caused by lumbar lesions, it deprives its sufferers from their ability to move about, which results in breathing problems, arterial pressure variations and the appearance of ulcers in pressure areas.

Objective: Develop a mechatronic system permitting the bipedal locomotion of paraplegics.

Methods: The study was structured into two stages: development of a mechatronic system and validation of its use by people with motor disability.

Results: Function tests show that the most attractive features of the device are its adjustability (allowing use by anthropometrically different people) and its operability.

Conclusions: The standing frame designed met the conditions required for the transition to bipedal condition, with safety measures in its critical parts which ensure user stability. Additionally, its mechanisms are easy to operate, in keeping with its capabilities. Validation of the device showed that its size is appropriate, its operation simple, and it may be readjusted for use in different morphometric conditions.

Key words: disability; mobility; rehabilitation.

Recibido: 22/06/2020

Aceptado: 18/08/2020

Introducción

La paraplejía es una condición que ocasiona que la parte inferior del cuerpo se paralice provocando problemas multiorgánicos.⁽¹⁾ Por tal motivo, se requiere realizar ejercicios fisioterapéuticos para la prevención de complicaciones del encamado y potenciar la funcionalidad del cuerpo, para conseguir un cierto grado de rehabilitación.⁽²⁾ Según el Consejo Nacional para la Igualdad de Discapacidad en Ecuador, la cifra de parapléjicos está alrededor de los 408 021, de los cuales 193 520 tiene alguna discapacidad física, cantidad que representa el segmento más grande del total de discapacitados en el país.⁽³⁾

La falta de un adecuado tratamiento para personas con paraplejía generalmente está relacionada a la falta de recursos económicos,⁽⁴⁾ lo cual obliga a las personas incapacitadas físicamente a buscar instituciones de ayuda social que solucionen o disminuyan la falta de movilidad y sensibilidad en la parte del tórax y los miembros inferiores. Sin embargo, no todas las instituciones cuentan con equipos que proporcionen una correcta rehabilitación, debido a la complejidad para realizar posiciones antropomórficas en personas con retos físicos.⁽⁵⁾

Las personas con paraplejía suelen tener otros problemas, entre los que se incluyen el mal funcionamiento de la vejiga e intestinos.⁽⁶⁾ También sufren incapacidad para regular la temperatura corporal⁽⁷⁾ y pueden padecer de presión arterial baja, esto significa que, mantener una postura sedente por largos lapsos de tiempo acarrea complicaciones agregadas a las de la propia discapacidad motriz.⁽⁸⁾

Actualmente existen dispositivos de asistencia, pero la mayoría obligan al paciente a permanecer sentados, con lo cual la incapacidad sensitiva produce un reflejo espástico en masa con gran aducción de las piernas. Es por esto que se requiere de un sistema mecatrónico que sirva como dispositivo de asistencia, que otorgue una verticalidad del cuerpo de personas con movilidad reducida y con una hipotonía parcial, para así evitar los fenómenos de hipotensión.^(9,10)

La mecatrónica es una rama de la ingeniería que permite el diseño de equipos de asistencia a personas con discapacidad como la paraplejía, para mejorar su calidad de vida, en este sentido se han reportado diversas investigaciones acerca del uso del bipedestador,^(11,12) cuyo objetivo es, mediante la ayuda mecánica, colocar en posición bípeda a personas con discapacidad, que generalmente están postradas en una cama, lo que permite mejorar la postura,⁽¹³⁾ tonificar y elongar sus músculos,⁽¹⁴⁾ ejercitar su sistema gastrointestinal y urinario,⁽¹⁵⁾ cardiovascular y óseo,⁽¹⁶⁾ aumentar la capacidad respiratoria⁽¹⁷⁾ y evitar úlceras por compresión en los tejidos.⁽¹⁸⁾

El objetivo de esta investigación fue desarrollar un sistema mecatrónico que permita la bipedestación de personas con condición de paraplejas. El implemento propuesto posee un sistema reajutable que permite su adaptación a un rango mayor de usuarios, facilitaría la recuperación y disminuiría los problemas orgánicos asociados a esta condición, con lo cual se mejoraría la calidad de vida e igualmente disminuiría la morbilidad.

Métodos

Ámbito de la investigación

La investigación fue desarrollada en el Hogar de Vida “Luis Maldonado Tamayo” y en CONADIS, Latacunga, provincia de Cotopaxi, Ecuador. En estas instituciones se atienden personas con condición de paraplejia, en su mayoría de la tercera edad. La población con esta condición en ambos centros de rehabilitación esta conformadas por 20 personas adultas que requieren del equipo de bipedestación. De estas 20 personas, el 70 % son adultos mayores de 60 años, 76 % presentan condición de paraplejia, 69 % son del sexo masculino. La mayoría (63 %) son talla < 1, mientras 25 % presentan talla que va de 1,2 a 1,5.

Selección de alternativas de bipedestadores

Para la selección se empleó el método de criterios ponderados, concluyendo que la mejor alternativa en un bipedestador semiautomático, con multifuncionalidad, diseño ergonómico y que se ajustara a las medidas antropométricas de diversos usuarios. Además, debía cumplir con las siguientes características: bajo costo, cómodo, seguro, fácil de trasladar, amigable, bajo mantenimiento y duradero.

Material usado para la construcción

Para la selección del material se utilizó el *software* CES EduPack, estableciéndose límites con base en los siguientes parámetros: precio, límite elástico, resistencia a la tracción y elongación. Una vez analizado cada uno de estos parámetros, se consideró al acero ordinario la mejor opción en función del precio y sus propiedades mecánicas.

Selección de tarjeta controladora

Se realizó la comparación de dos tarjetas: Arduino y Raspberry, en función del costo, capacidad multitarea, método de entrada, velocidad de procesamiento, capacidad de memoria, procesador, entorno y calidad de video. La tarjeta Raspberry fue la seleccionada por ser una minicomputadora independiente que puede realizar varias tareas.

Selección del motor

Para la selección se consideraron los parámetros: vida del motor, seguro de sobrecarga, velocidad, eficiencia, costo, ruido, vibración y resonancia, tamaño y disponibilidad. Se realizó una matriz de ponderación en la que se seleccionó el motor a pasos.

Selección del actuador

Se hizo una comparación de tres actuadores (neumático, hidráulico y eléctrico) en función de: energía, costo, sonido, elementos de entrada, elementos de trabajo, instalación y control. El más idóneo fue el actuador eléctrico.

Selección de batería

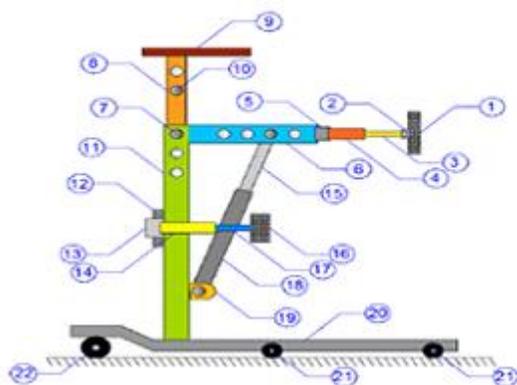
Se compararon 5 baterías: Ni-Cd; Ni-MH; Ácido-Plomo; Li-ión Cobalto; Li-ión Mn y Li-ión fosfato. Se evaluaron en función de: tolerancia a sobre carga, costo, tiempo de carga, tiempo de operación, seguridad, mantenimiento y autodescarga. Una vez aplicada la matriz de ponderación se seleccionó la batería de Ácido-Plomo.

Diseño sistema mecánico

Se hizo un análisis cinemático para conocer las trayectorias que debe seguir el equipo para colocar a la persona en posición bípeda. Esta trayectoria varía en función de la parte del cuerpo: cavidad abdominal-pélvica, cadera, rodillas, tobillos y pies, dando mayor relevancia a la parte de la cavidad abdominal-pélvica, en función de ello se calculó la trayectoria en términos de distancia (m) y ángulo de desplazamiento. Se consideraron las medidas antropométricas de mujeres y hombres tanto en localidades rurales como urbanas, permitiendo establecer las dimensiones del mecanismo. Una vez calculados los ángulos y longitudes de interés se estableció el dimensionamiento del mecanismo.

Partes del bipedestador

Para el diseño del bipedestador, el cual debe elevar al usuario y a sus componentes, se inicia con un esquema de sus partes principales como se muestra en la figura 1.



1. Soporte abdominal | 2. Adaptador de revoluta | 3. Extensión telescópica
4. Riel telescópico | 5. Soporte brazos telescópicos | 6. Brazo principal
7. Pasador brazo-columna | 8. Soporte de la mesa | 9. Mesa
10. Pasador del soporte de la mesa | 11. Columna principal
12. Soporte altura-rodilleras | 13. Soporte ancho-rodilleras
14. Soporte profundidad-rodillera | 15. Extensión del actuador lineal
16. Soporte de las rodilleras | 17. Extensión de las rodilleras
18. Actuador lineal | 19. Ménsula | 20. Base | 21. Ruedas | 22. Ruedas giratorias

Fig. 1 - Descripción de los diferentes componentes de un bipedestador para asistencia de personas con paraplejía.

Dimensiones del bipedestador

El establecimiento de las dimensiones de las partes del bipedestador se hizo con base en las medidas antropométricas provistas.

Análisis de cargas

Para obtener la forma adecuada para analizar el mecanismo se planteó el uso de operaciones del álgebra vectorial, para el cálculo de las cargas que deben soportar los diferentes sistemas del equipo. El sistema de rodillera fue un punto de apoyo necesario para la inmovilización de las personas con paraplejía y su resolución es de manera similar al presentado en los brazos telescópicos largos que deben soportar el sistema de rodillera que se resumen en la tabla 1.

Tabla 1 - Capacidad de carga que debe soportar el sistema de rodillera de un bipedestador para la asistencia de personas con paraplejía

Segmento del cuerpo	Nombre	Masa (kg)
1	Torso inferior (pelvis)	10,00

2	Torso medio (lumbar)	10,95
3	Torso superior (pecho)	18,58
4	Brazo izquierdo superior	2,23
5	Brazo izquierdo inferior	1,39
6	Mano izquierda	0,52
7	Cuello	1,80
8	Cabeza	4,95
9	Brazo derecho superior	2,23
10	Brazo derecho inferior	1,39
11	Mano derecha	0,52
12	Pierna izquierda superior	8,45
13	Pierna izquierda inferior	3,45
14	Pie izquierdo	1,03
15	Pierna derecha superior	8,45
16	Pierna derecha inferior	3,45
17	Pie derecho	1,03

Diseño del simulador

Una vez concluidos los cálculos analíticos para el diseño del bipedestador se realizó una simulación del mecanismo y sus partes, para corroborar la veracidad del diseño, mediante el uso del software SolidWorks para realizar el modelado y ensamblado de las piezas, a fin de obtener al bipedestador como un conjunto para que soporte las cargas definidas.

Diseño electrónico

Actuador

Se seleccionó un actuador lineal de la serie CAHB, por las siguientes características: accionamiento de tornillo ACME, tubo de extensión de aluminio; tubo de protección de aluminio; carcasa de engranajes de aleación de zinc; engranajes de metal en polvo y sistema autoblocante.

Motor a paso

Se trabajó con un motor paso a paso de 4 hilos, debido a que esta configuración de cableado es adecuada para aplicaciones que requieren un alto torque a velocidades relativamente bajas de 407,43 rpm. El motor estaba acompañado de una caja reductora como medida de seguridad que funcionaba como freno en caso de que el sistema se quede sin energía, por lo cual debe cumplir con un torque 0,8618 Nm.

Controladores para actuadores y motores

Se usó un controlador Pololu, dado que suplen las necesidades de corriente y voltaje. Para el motor a paso se optó por usar el driver A4988, debido a su facilidad de implementación y a que puede suplir los requerimientos de los motores a pasos seleccionados.

Interfaz usuario-máquina

En el diseño de la interfaz usuario-máquina se utilizaron colores para atraer la atención del usuario. Se usó el software ColorImpact para obtener una combinación de colores y estudiar la armonía que estos presentan. El color azul se eligió como color base.

Aplicación

Para controlar al bipedestador y los elementos que lo conforman, por ejemplo: los actuadores lineales que sirven para la elevación del usuario, se requiere de una tarjeta controladora como la Raspberry Pi 3B, la cual recibe determinada información por parte del usuario a través de la pantalla de visualización y también obtiene datos provenientes de los sensores.

Modo de ejecución

La interacción entre el usuario y el bipedestador se hace a través de la pantalla. La interfaz de usuario fue diseñada de forma que proporcione información relevante sobre la etapa y el estado en que se encuentra el bipedestador.

Medición de peso del usuario

Para poder controlar al actuador lineal que permite elevar y descender al usuario se necesita de sensores de fuerza; por tal motivo se empleó una balanza electrónica comercial, debido a que esta ya tiene incorporado cuatro celdas de carga con las cuales se puede conocer el valor exacto de la masa del usuario.

Pruebas de funcionamiento

Como primera prueba se evaluaron los distintos sistemas del bipedestador. En un inicio el examen se realizó sin carga.

Pruebas sin carga

En lo concerniente al sistema de ajuste para las rodilleras, se verifica sus rangos de desplazamiento, con la ayuda de un flexómetro se mide la profundidad.

Pruebas con carga

Con la ayuda de instrumentos de medición para corriente, voltaje y temperatura, se procedió a realizar la comprobación de los valores obtenidos una vez que a los sistemas se le va incrementando carga. Los sistemas por analizar son los de elevación y de brazos telescópicos.

Pruebas con personas con discapacidad

Se comprobó el sistema mecatrónico como un conjunto con el usuario. En este caso se realizaron pruebas con cinco personas que padecen diferentes discapacidades y con diferentes pesos y alturas.

Validación

Se recolectaron datos a través de una encuesta aplicada a los 20 usuarios con problemas de paraplejia en el Hogar de Vida “Luis Maldonado Tamayo” y en CONADIS. Las interrogantes planteadas fueron: ¿Considera usted que el tamaño del bipedestador es adecuado? ¿Cuál es el grado de transportabilidad que ofrece el bipedestador? ¿Es difícil usar la máquina y ponerla en marcha? ¿En cuanto a seguridad, cuál cree que es el nivel de aseguramiento? ¿El aspecto estético de la máquina es idóneo? ¿Cree usted que el bipedestador es cómodo? ¿Cuáles serían sus recomendaciones para mejorar el equipo?

Análisis económico

El costo de la construcción y ensamblaje del bipedestador fue comparado con otros tres bipedestadores existen en el mercado Tek Robotic Mobilization Device (TRMD); Evolv y Parapion.

Resultados

En la tabla 2 se pueden observar las pruebas del sistema sin carga. Para el ajuste de las rodilleras, se verificaron los rangos de desplazamiento con la ayuda de un flexómetro. El error máximo para el sistema de rodilleras fue de 9,09 %, este se produce debido a la limitación que provoca el rodamiento interior, para evitar que se desvíe y roce con el piñón que se colocó al final de carrera, por lo que le resta de longitud.

Con respecto al sistema de rodillera (ancho), la apertura del mecanismo genera un error del 4 %, el mismo se encuentra dentro de los parámetros permitidos.

El ángulo que se genera a medida que el actuador se va elevando, así también como la carrera de este, se calculó el error que se genera tanto en la posición final como inicial y se obtuvo que los errores máximos eran 16,67 % y 14,93 %, respectivamente. Estos errores surgen a causa de las dimensiones del actuador lineal previamente establecidos por el fabricante y del dimensionamiento del eslabón que corresponde al actuador, lo cual afecta el ángulo del sistema de elevación debido a las limitaciones del tamaño del actuador lineal.

El porcentaje de error generado en el funcionamiento de los brazos telescópicos (izquierdo y derecho) fue 6,25 % y, a diferencia del actuador para el sistema de elevación, estos actuadores lineales tienen integrado un circuito de retroalimentación propio, lo que permite que el error sea bajo.

Tabla 2 - Funcionamiento del equipo sin carga para la asistencia de personas con paraplejia

Sistema	% de avance	Valor estimado (mm)	Valor real (mm)	% de error
Sistema de rodillera (profundidad)	0	0	0	0,00
	20	24	20	9,09
	40	48	44	9,09
	60	72	67	7,46
	80	80	76	5,26
	100	120	115	4,35
Sistema de rodillera (ancho)	0	0	0	0,00
	20	13	12,5	4,00
	40	26	25,5	1,96
	60	39	38,5	1,30
	80	52	51,0	1,96
	100	65	64	1,56
Sistema de elevación (ángulo) elevación	0	15,00	18,00	16,67
	20	24,78	27,00	8,22
	40	34,56	39,00	11,38
	60	44,34	44,34	5,66
	80	54,12	54,12	6,69
	100	33,68	63,88	6,06

Sistema de elevación (carrera)	0	500	440	13,64
	20	554	486	13,99
	40	608	532	14,29
	60	662	578	14,53
	80	716	624	14,74
	100	710	670	14,93
Brazo telescópico izquierdo	0	0	2,00	0
	20	15,00	16,00	6,25
	40	30,00	31,00	3,23
	60	45,00	46,00	2,17
	80	60,00	61,00	1,64
	100	75,00	76,00	1,32
Brazo telescópico derecho	0	0	3,00	0
	20	15,00	16,00	6,25
	40	30,00	32,00	6,25
	60	45,00	47,00	4,26
	80	60,00	62,00	3,23
	100	75,00	77,00	2,60

Para realizar las pruebas con carga se emplearon instrumentos de medición para corriente (voltaje) y temperatura. Se comprobaron los valores obtenidos una vez que se fue incrementando carga a los sistemas. Las rodilleras no fue necesario someterlas a carga, debido a que los motores son usados solo para posicionar el punto de apoyo. Los resultados de esta evaluación se observan en la tabla 3.

El consumo de corriente y la temperatura van en aumento a medida que se incrementa el valor de la masa utilizada, lo cual coincide con los diagramas de consumo “corriente vs. carga” para los actuadores de los brazos telescópicos y también para el actuador lineal que se encarga de la elevación, según lo establecido en las normas técnicas.

Tabla 3 - Funcionamiento de sistemas de elevación brazos telescópicos de un bipedestador con carga para la asistencia de personas con paraplejía

Sistema	Masa (kg)	Corriente (A)	Voltaje (V)	Potencia (W)	Temperatura (°C)
Elevación	10	4,02	13,46	54,10	20
	20	4,92	13,01	64,01	25
	40	6,85	12,96	88,78	33
	65	8,44	12,95	109,30	38
	220	11,96	12,11	144,84	59
	330	14,54	12,05	175,21	63
Brazos telescópicos	10	0,77	13,46	10,36	21
	20	0,84	13,01	10,93	23
	40	0,93	12,96	12,05	26
	65	1,32	12,95	17,09	32

	220	1,79	12,11	21,68	43
	330	2,15	12,05	25,91	51

Una vez realizadas las pruebas de funcionamiento se procedió a evaluar el uso del equipo mediante con la participación de pacientes con paraplejía. El funcionamiento del equipo por parte de los usuarios se realizó mediante una tabla de ponderación donde se consideraron factores de tiempo, ajuste, funcionalidad y operatividad, cuyos resultados se resumen en la tabla 4

Tabla 4 - Pruebas de funcionamiento de bipedestador en personas con paraplejía en dos hogares de cuidados para ancianos de la provincia de Cotopaxi, Ecuador.

P	Edad	Altura	Tiempo	Ajuste	Funcionalidad	Operatividad	Total
1	77	1,70	1	5	2	3	10
2	65	1,60	5	4	5	4	13
3	45	1,65	4	4	4	4	12
4	35	1,72	5	4	4	5	13
5	83	1,67	2	5	3	3	11
X	-	-	3,4	4,4	3,6	4,0	-

5 Excelente | 4 Muy bueno | 3 Bueno | 2 Malo | 1 Muy malo | 0 No funciona.

Las pruebas de funcionamiento muestran que los atractivos más importantes del equipo son su capacidad de ajuste (permitiendo su uso a personas con diferencias antropométricas) y la operatividad. Los puntos desfavorables para su uso el tiempo que tarda el equipo en colocar a la persona en posición bípeda, así como la funcionalidad del equipo. Sin embargo, estos aspectos pueden mejorarse para optimizar el funcionamiento del bipedestador.

El funcionamiento del equipo no fue solamente evaluado desde el punto de vista técnico, sino que se consideró el grado de confort de los usuarios. En términos generales, el 87 % de los encuestados estuvieron conformes con el uso del equipo en términos de tamaño y el 87,5 % consideraron que era fácil de trasladar. Con respecto a la operatividad, un 63 % consideró que no presenta dificultad en su uso, el 87,5 % expresó que hay un nivel de seguridad medio y el total de los encuestados coincidió en que su color y forma es idónea.

El costo total del equipo fue de \$5893,01 USD. Comparando este costo con los precios de otros equipos similares, se establece que la máquina mecatrónica diseñada es un 45 % menos costosa que las existentes en el mercado al momento de escribir este artículo (2020).

Discusión

Es importante la magnitud del error, pues en algunos casos las variaciones antropométricas entre los pacientes causa que los sistemas de elevación y descenso provoquen movimientos bruscos que causa lesiones en los pacientes, en especial, en zonas sensibles como las rodillas.⁽¹⁹⁾

Para minimizar los efectos de la elevación, *Abdullah y Kausar*⁽¹²⁾ propusieron un modelo dinámico para el funcionamiento del mecanismo, basado en un modelo no lineal que controla el paso de posición de postración a la posición bípeda, con un mínimo grado de error en condiciones de simulación, comprobando el adecuado funcionamiento del sistema mecatrónico. En este mismo sentido, *Ahmed y otros*,⁽²⁰⁾ desarrollaron un modelo cinemático, el cual asegura que la incorporación de segmentos del tronco y cuello se haga de una manera más rápida y sencilla.

Con respecto al funcionamiento de los brazos telescópicos, los errores en el ángulo de desplazamiento pueden causar lesiones al paciente.⁽²¹⁾

La consideración de las características antropométricas por el equipo favorece la masificación de su uso, ya que se puede ajustar a un mayor número de personas.⁽²²⁾

Los resultados encontrados coinciden con los reportados por *Lajeunesse y otros*,⁽²³⁾ quienes señalan que una de las ventajas de los equipos mecatrónicos para mejorar la movilidad de pacientes con paraplejia es la seguridad que brinda el equipo.

Los resultados demuestran que el uso del bipedestador es promisorio para ser usado en hogares de cuidados y rehabilitación con personas con paraplejia, lo cual resultaría en un notable mejoramiento de la calidad de vida de los pacientes en términos de reducir la morbilidad, las infecciones respiratorias, los problemas de presión arterial y los dermatológicos, causados por el tiempo de postración. Por otro lado, al desarrollarse con tecnologías locales, se reducen los costos de fabricación, lo cual permitiría la masificación del equipo a gran escala.

El bipedestador cumple con las condiciones requeridas para realizar la transición a condición bípeda de una persona que padezca paraplejia, cumpliendo con las medidas de seguridad en las partes críticas (pies, rodillas y cadera), garantiza la estabilidad del usuario y posee mecanismos sencillos de operatividad.

Los mecanismos reajustables del bipedestador, tanto para la parte del abdomen como para las rodillas del usuario, se ajustan al rango de medidas antropométricas estipuladas. Sin embargo, el bipedestador se adapta mejor a las personas que se encuentran con una altura más cercana al valor máximo, lo cual significa una mayor comodidad al momento de usar la máquina, con lo cual se amplía el espectro de usuarios.

La mayoría de los usuarios presentaron con el sistema mecatrónico diseñado algún grado de satisfacción en términos de tamaño, transportabilidad, facilidad de uso, seguridad,

estética y comodidad, lo cual facilita la masificación del uso del equipo entre las personas con paraplejia. El bipedestador, por tanto, mejora la calidad de vida de los pacientes y reduce las afecciones médicas y la morbilidad asociadas a la condición de paraplejia.

Referencias bibliográficas

1. Hernández-Rincón EH, Leño-Ramírez C, Fuentes-Barreiro Y, Barrera-Orduz MF, Blanco-Mejía JA. Telemedicina en procesos de rehabilitación en pacientes con paraplejia bajo el contexto de Atención Primaria de Salud. Revista Cubana de Información en Ciencias de la Salud. 2019 [acceso: 13/02/2020]; 30(3). Disponible en: http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S2307-21132019000300006
2. Cordova FA, Hechavarría RER, Hernández EJP. Rehabilitación físico terapéutica comunitaria de la paraplejia; reto para un paciente con tetralogía de Fallot (Original). Revista Científica Olimpia. 2020 [acceso: 13/02/2020]; 17:286-300. Disponible en: <https://revistas.udg.co.cu/index.php/olimpia/article/view/1470>
3. Ecuador. CONADIS. Consejo Nacional para la Igualdad de Discapacidades. Estadísticas de discapacidad; 2019. [acceso: 13/02/2020]. Disponible en: <https://www.consejodiscapacidades.gob.ec/estadisticas-de-discapacidad/>
4. Miranda-Bañuelos M, Meraz-Tena EG, Balderrama-Armendáriz CO. Diseño de Ayuda Técnica para Terapia Física Enfocada a Personas con Paraplejia: Revisión de la Literatura. Cultura Científica y Tecnológica. 2019;16(1):54-64. DOI: [10.20983/culcyt.2019.1.3.1](https://doi.org/10.20983/culcyt.2019.1.3.1)
5. Hidalgo Martínez Á. La rehabilitación terapéutica a pacientes parapléjicos: impacto desde las tecnologías. PODIUM: Revista de Ciencia y Tecnología en la Cultura Física. 2017 [acceso: 13/02/2020]; 12(1):21-30. Disponible en: <http://podium.upr.edu.cu/index.php/podium/article/view/687>
6. Cortes EFM, Martínez C, Ruiz AM, Wiedeman AM, Chaparro JMO. Mielitis Transversa. Análisis clínico y revisión de caso. Revista Médica de Risaralda. 2018;24(2):139-42.
7. Palacios E. Comentario. Un caso de paraplejia intermitente. Revista Repertorio de Medicina y Cirugía. 2016 [acceso: 13/02/2020]; 25(4):261-2. Disponible en: <https://revistas.fucsalud.edu.co/index.php/repertorio/article/view/108>
8. Martínez ÁMS, Sendin LP, Méndez FM, Cristia YC. Síndromes desmielinizantes agudos del sistema nervioso central. Investigaciones Medicoquirúrgicas. 2019;10(2):1-24.

9. Contreras-Vidal JL, Bhagat NA, Brantley J, Cruz-Garza JG, He Y, Manley Q, *et al.* Powered exoskeletons for bipedal locomotion after spinal cord injury. *Journal of Neural Engineering*. 2016;13(3):031001. DOI: [10.1088/1741-2560/13/3/031001](https://doi.org/10.1088/1741-2560/13/3/031001)
10. Bleuler H, Vouga T, Ortlieb A, Baud R, Fasola J, Olivie, J, *et al.* Exoskeletons as mechatronic design example. En: Carbone G, Ceccarelli M, Pisla D. (eds.). *New Trends in Medical and Service Robotics*. Springer, Cham; 2019. vol. 65. p. 109-17. DOI: [10.1007/978-3-030-00329-6_13](https://doi.org/10.1007/978-3-030-00329-6_13)
11. Anastasiadis J, Adam Demar D, Campbell A, Van Dyk TC, Gibb J, Shah, *et al.* (inventors). French Food Co LLC. Flexible container. United States patent USD 694648S1. 2012. [acceso: 13/02/2020]. Disponible en: <https://patents.google.com/patent/USD693648S1/en>
12. Abdullah A, Kausar Z. Control of Sit to Stand Mechanism of Assistive Device for Paraplegics. In *Journal of Physics: Conference Series*. 2018 [acceso: 13/02/2020].;1016(1):012005. Disponible en: <https://iopscience.iop.org/journal/1742-6596>
13. Kannape OA, Lenggenhager B. Engineered Embodiment: Comment on “The embodiment of assistive devices-from wheelchair to exoskeleton” by M. Pazzaglia & M. Molinari. *Physics of Life Reviews*. 2016;16:181-3. DOI: [10.1016/j.plrev.2016.01.011](https://doi.org/10.1016/j.plrev.2016.01.011)
14. Arazpour M, Chitsazan A, Bani MA, Rouhi G, Ghomshe FT, Hutchins SW. The effect of a knee ankle foot orthosis incorporating an active knee mechanism on gait of a person with poliomyelitis. *Prosthetics and Orthotics International*. 2013;37(5):411-4. DOI: [10.1177%2F0309364612469140](https://doi.org/10.1177/2F0309364612469140)
15. Onose G, Cârdei V, Crăciunoiu ŞT, Avramescu V, Oprei I, Lebedev MA, Constantinescu MV. Mechatronic wearable exoskeletons for bionic bipedal standing and walking: a new synthetic approach. *Frontiers in Neuroscience*. 2016;10:343. DOI: [10.3389/fnins.2016.00343](https://doi.org/10.3389/fnins.2016.00343)
16. Withers TM, Croft L, Goosey-Tolfrey VL, Dunstan DW, Leicht CA, Bailey DP. Cardiovascular disease risk marker responses to breaking up prolonged sedentary time in individuals with paraplegia: The Spinal Cord Injury Move More (SCIMM) randomised crossover laboratory trial protocol. *BMJ*. 2018;8(6):e021936. DOI: [10.1136/bmjopen-2018-021936](https://doi.org/10.1136/bmjopen-2018-021936)
17. Soumyashree S, Kaur J. Effect of inspiratory muscle training (IMT) on aerobic capacity, respiratory muscle strength and rate of perceived exertion in paraplegics. *The Journal of Spinal Cord Medicine*. 2020;43(1):53-9. DOI: [10.1080/10790268.2018.1462618](https://doi.org/10.1080/10790268.2018.1462618)
18. de Laat HEW, de Munter AC, Van der Burg MJ, Ulrich DJO, Kloeters O. A cross-sectional study on self-management of pressure ulcer prevention in paraplegic

patients. Journal of Tissue Viability. 2017;26(1):69-74. DOI: [10.1016/j.jtv.2016.08.002](https://doi.org/10.1016/j.jtv.2016.08.002)

19. Zhang S, Fu W, Liu Y. Changes in Lower-Limb Biomechanics, Soft Tissue Vibrations, and Muscle Activation During Unanticipated Bipedal Landings. Journal of Human Kinetics. 2019;67(1):25-35. DOI: [10.2478/hukin-2019-0003](https://doi.org/10.2478/hukin-2019-0003)
20. Ahmed M, Huq MS, Ibrahim BSKK. Investigating the Effect of Mass Variation for Sliding Mode Control of Functional Electrical Stimulation Aided Sit-to-Stand in Paraplegia. In Proceedings of 15th International Colloquium on Signal Processing & Its Applications; 2019. p. 223-8. DOI: [10.1109/CSPA.2019.8696082](https://doi.org/10.1109/CSPA.2019.8696082)
21. Harata Y, Kato Y, Asano F. Efficiency analysis of telescopic-legged bipedal robots. Artificial Life and Robotics. 2018;23(4):585-92. DOI: [10.1007/s10015-018-0492-4](https://doi.org/10.1007/s10015-018-0492-4)
22. Yang M, Wang X, Zhu Z, Xi R, Wu Q. Development and control of a robotic lower limb exoskeleton for paraplegic patients. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part C. Journal of Mechanical Engineering Science. 2019;233(3):1087-98. DOI: [10.1177/0954406218761484](https://doi.org/10.1177/0954406218761484)
23. Lajeunesse V, Vincent C, Routhier F, Careau E, Michaud F. Exoskeletons' design and usefulness evidence according to a systematic review of lower limb exoskeletons used for functional mobility by people with spinal cord injury. Disability and rehabilitation: Assistive Technology. 2016;11(7):535-47. DOI: [10.3109/17483107.2015.1080766](https://doi.org/10.3109/17483107.2015.1080766)

Conflicto de intereses

Los autores declaran que no tienen ningún conflicto de intereses.

Contribuciones de los autores

Conceptualización: Fausto Vinicio Acuña Coello

Curación de datos: Fausto Vinicio Acuña Coello, Johnny Mauricio Barreno Oñate y María de los Ángeles Campaña Olmos

Análisis formal: Fausto Vinicio Acuña Coello

Adquisición de fondos: Johnny Mauricio Barreno Oñate y María de los Ángeles Campaña Olmos

Investigación: Fausto Vinicio Acuña Coello, Johnny Mauricio Barreno Oñate y María de los Ángeles Campaña Olmos

Metodología: Fausto Vinicio Acuña Coello

Administración del proyecto: Fausto Vinicio Acuña Coello

Recursos: Johnny Mauricio Barreno Oñate y María de los Ángeles Campaña Olmos

Software: No aplica

Supervisión: Fausto Vinicio Acuña Coello, José Parreño y Oscar Lara

Validación: Fausto Vinicio Acuña Coello

Visualización: José Parreño y Oscar Lara

Redacción - borrador original: José Parreño y Oscar Lara

Redacción - revisión y edición: José Parreño y Oscar Lara