

Diseño de un exoesqueleto de extremidades inferiores

Design of a lower-limb exoskeleton



Larisa Dunai Ismael Lengua y Guillermo Peris-Fajarnés y Beatriz Defes-García

Universidad Politécnica de Valencia (España). Centro de Investigación en Tecnologías Gráficas. Camino de Vera, s/n - 46022 Valencia

DOI: <http://dx.doi.org/10.6036/9010> | Recibido: 23/10/2018 • Inicio Evaluación: 25/10/2018 • Aceptado: 24/01/2019

ABSTRACT

- In recent years, many mechanisms have been developed to help people with reduced mobility, especially for people who have injuries that do not allow the mobility of the lower body of the human body. In the present work, the properties and mechanical movements of a human being, angles of movement, extension and flexion of the hip, knee, etc. are described. A device has also been designed, using aluminum elements to give lightness and robustness to the exoskeleton. At the same time, an external casing made of PLA plastic has been developed, with all of which it has been tried to make a light exoskeleton with a low volume, with the aim that be of daily use for people with mobility problems. Five young students tested the exoskeleton in laboratory conditions. Different parameters have been evaluated as design, range of movement and the functionality. A series of characteristics has been defined such as the design improvement, functionality and navigation, the operating time, speed and data reading with myoelectric sensors after trials.
- **Keywords:** exoskeleton, lower extremities, design, biomechanics.

RESUMEN

En los últimos años, se han desarrollado muchos mecanismos de ayuda a las personas con movilidad reducida, especialmente para personas con lesiones que impiden la movilidad de la parte inferior de su cuerpo. En el presente trabajo se revisan inicialmente los fundamentos de los movimientos mecánicos básicos de un ser humano, profundizando en aspectos tales como ángulos de movimiento, extensión y flexión de la cadera, rodilla, etc. Posteriormente, se diseña un exoesqueleto para uso diario por parte de personas con reducida movilidad. Éste está basado en motores de corriente continua (DC), tecnología arduino y en una aplicación móvil para Android. Se utilizan elementos de aluminio para dotar de ligereza y robustez al exoesqueleto y, al mismo tiempo, se elabora una carcasa externa de plástico PLA, con el fin de proveerlo de ligereza, reducido volumen y flexibilidad. El exoesqueleto ha sido ensayado en el laboratorio en cinco individuos. Se han evaluado distintos parámetros como diseño, rango de movimiento y funcionalidad. En base a los resultados obtenidos, se han definido una serie de características a mejorar en el diseño, tales como funcionalidad de navegación, tiempo de funcionamiento, velocidad y lectura de datos mediante sensores mioeléctricos.

Palabras clave: exoesqueleto, extremidades inferiores, diseño, biomecánica.

1. INTRODUCCIÓN

En las últimas décadas, el desarrollo de exoesqueletos ha constituido un hito en el área de desarrollo de dispositivos para el apoyo a personas con reducida movilidad [1]. Un exoesqueleto es una estructura conectada a una serie de actuadores, sensores, controladores y elementos visco elásticos acoplados a una persona [2]. Durante años, se han ido diseñando dispositivos como robots, prótesis, ortesis y exoesqueletos, con el fin de mejorar la calidad de vida de las personas. En lo que respecta a las ortesis y exoesqueletos, éstos se concibieron con el fin de rehabilitar el esqueleto después de un accidente o bien para reforzarlo [3]. Los primeros exoesqueletos se desarrollaron con finalidad militar [4]. Dichos exoesqueletos se usaban para fomentar la potencia humana, así como reducir el coste metabólico de lesiones, mejorar la resistencia al caminar y mejorar tanto la capacidad cognitiva como la capacidad física [5]. Se distinguen dos posibles clasificaciones de los exoesqueletos: según accionamiento (activos y pasivos) y según su estructura (duro y suave) [6]. Los exoesqueletos activos se alimentan mediante una fuente de energía externa, mientras que los exoesqueletos pasivos carecen de tal fuente. Por su parte, los exoesqueletos duros contienen en su estructura elementos rígidos o de elevada dureza, tales como barras de aluminio, fibras de carbono, etc..., mientras que los exoesqueletos suaves se componen de elementos más flexibles como fibras y cables [7]. Otra posible clasificación de los exoesqueletos es según su estructura, en cuyo caso se pueden distinguir tres tipologías:

- De rehabilitación.
- De asistencia a locomoción.
- De mejora de las habilidades físicas.

Los exoesqueletos de rehabilitación se utilizan para recuperar las habilidades físicas de los pacientes, tras sufrir diferentes tipos de percances o enfermedades, tales como accidentes, lesiones, daños neurológicos como parálisis cerebral, infartos, etc. [8].

Por su parte, los exoesqueletos de asistencia a locomoción proporcionan soporte externo del esqueleto humano, así como la sustitución de la función motora [9, 10, 11].

Finalmente, los exoesqueletos de mejora de las habilidades físicas son dispositivos cuyo objetivo es proporcionar ayuda durante el movimiento a las personas. Son especialmente utilizados en usuarios tales como ancianos, trabajadores, soldados, etc. [13, 10, 6].

El desarrollo de los anteriores dispositivos se basa principalmente en la antropometría del ser humano y en la biomecánica, dado que estos dispositivos deben funcionar en plena sincronía con el cuerpo humano, controlar las articulaciones, e incluso realizar tareas humanas [14]. Por tanto, la antropometría y la biomecánica, son factores importantes a considerar en el diseño de

exoesqueletos. Si no se tienen en cuenta las medidas antropométricas, el usuario no podrá utilizar el dispositivo, ya que las dimensiones de éste no se ajustarán al cuerpo. Por su parte, la dimensión biomecánica se basa en analizar cada articulación y reproducir los movimientos de cada articulación dentro del dispositivo robótico desarrollado [15]. Teniendo en cuenta las necesidades de los usuarios, el exoesqueleto propuesto debe realizar el movimiento de marcha, levantarse y sentarse, así como incrementar la fuerza durante la marcha. A este respecto, es imprescindible tener en cuenta los requerimientos funcionales del exoesqueleto, a saber: ligereza, seguridad y comodidad [16]. El peso del dispositivo está definido por los componentes electrónicos y mecánicos utilizados. El tipo de actuadores influyen en el diseño del exoesqueleto y en el diseño del movimiento. En el diseño biomecánico del exoesqueleto de la parte inferior del cuerpo, es importante definir parámetros tales como grados de libertad del movimiento, articulaciones, etc... de los miembros inferiores del cuerpo humano. Para definir las características del diseño biomecánico del exoesqueleto, resulta muy interesante disponer de una amplia base de datos con las medidas antropométricas de las personas, clasificadas por género, edad [17], constitución física, etc..., así como las necesidades de uso del exoesqueleto.

Para mantener el equilibrio/centro de gravedad del todo el cuerpo al caminar, así como realizar el movimiento, se precisa una fuerza suficiente en los tendones flexores y extensores de la cadera, rodillas y planta [18].

En el presente artículo se explica el diseño y desarrollo de un

exoesqueleto biomecánico de miembro inferior del cuerpo humano ajustable, basado en la anatomía del cuerpo humano. El trabajo repasa, en primer lugar, las características anatómicas del esqueleto humano (comportamiento, habilidades, limitaciones, etc.), así como los movimientos y los elementos principales que definen el movimiento (los tendones, las articulaciones, etc.). A continuación se describen las características biomecánicas del exoesqueleto diseñado y se procede al modelado 3D del mismo. Se efectúa posteriormente la simulación dinámica del mismo. Finalmente, se ensaya el exoesqueleto diseñado en un entorno de laboratorio, en varios individuos. Los resultados constatan la validez del dispositivo ideado, que ofrece notables ventajas frente a otras alternativas, tales como comodidad o adaptabilidad.

2. MATERIALES Y METODOS

2.1 REQUERIMIENTOS PARA EL DISEÑO DE UN EXOESQUELETO DE MIEMBRO INFERIOR

Atendiendo al análisis de la literatura existente, los requerimientos que se han fijado para el diseño del exoesqueleto son:

- Características del usuario: El exoesqueleto se pretende diseñar para las personas con movilidad reducida, lo que entra en el grupo de exoesqueletos de mejora de las habilidades. Un factor crucial que ha impedido la salida a mercado de estos dispositivos radica en sus altos precios. Asimismo, el prohibitivo tamaño de estos dispositivos dificulta notable-

CARACTERÍSTICAS DE LAS ARTICULACIONES DE CADERA, RODILLA, TOBILLO Y LOS GRADOS DE LIBERTAD (GDL)					
ARTICULACIÓN	GDL	CARACTERÍSTICAS	TIPO DE MOMENTO DE FUERZA	RANGO DE MOVIMIENTO GRADOS	
Cadera	3	<ul style="list-style-type: none"> • Flexión 		Activa	90°
		<ul style="list-style-type: none"> • Extensión 		Rodilla ext.	120°
Rodilla	6	<ul style="list-style-type: none"> • Aducción • Abducción • Rotación interna • Rotación externa 		Rodilla flex.	140°
		<ul style="list-style-type: none"> • Flexión 		Pasiva	<
		<ul style="list-style-type: none"> • Extensión 		Rodilla ext.	20°
		<ul style="list-style-type: none"> • Rotación interna • Rotación externa 		Rodilla flex.	10°
Tobillo	3	<ul style="list-style-type: none"> • Translación medio/lateral • Translación anterior/posterior • Translación comprensión /distracción 		Rodilla flex.	20°
		<ul style="list-style-type: none"> • Flexión • Extensión • Aducción • Abducción • Pronación • Supinación 		Pasiva	30°
		<ul style="list-style-type: none"> • Flexión • Extensión • Aducción • Abducción • Pronación • Supinación 		Relativa	180°

Tabla I. Características de las articulaciones de cadera, rodilla y tobillo y grados de libertad (GdL)

mente que los usuarios puedan hacer uso de ellos durante su vida cotidiana. Debido a ello, los exoesqueletos han quedado relegados a su uso como dispositivos de rehabilitación en centros especializados y hospitales. Teniendo esto en consideración y basándonos en el estudio de los requerimientos de los usuarios, se ha determinado que el dispositivo a desarrollar debe ser cómodo y fácil de usar.

- Características funcionales: El principal objetivo del exoesqueleto es proporcionar apoyo a las personas con movilidad reducida. Esto se traduce en que debe ser suficientemente potente para levantar una persona y debe permitir guiar las piernas del usuario mientras éste camina. Para llevar a cabo dicho objetivo, resulta necesario que el exoesqueleto esté dotado con actuadores potentes, capaces de levantar un peso mínimo de unos 70 kg (el peso promedio de la población mayor de 60 años es de 70,8kg), además del peso del propio exoesqueleto. En este sentido, el exoesqueleto debe de ser lo más ligero posible, para no añadir un peso excesivo al peso del propio usuario. Además, debe ser ajustable, y adaptarse a una altura promedio de entre 1m y 1,8m; resulta también interesante que tenga una constitución modular y que permita una fácil adaptación a nuevos componentes, así como ajustarse fácilmente a distintas alturas. Debe también poder ser utilizado fácilmente por parte de los usuarios. Resulta importante que sea su funcionamiento sea preciso y que además sea seguro, esto es, debe cumplir con las normas de seguridad para el usuario, evitando todo tipo de accidentes.

2.2 CARACTERÍSTICAS BIOMECÁNICAS DEL EXOSQUELETO

Una vez definidas las características de los usuarios y las características funcionales que se requieren al exoesqueleto a desarrollar, se definen las características biomecánicas del esqueleto inferior del cuerpo humano. El diseño realizado en este trabajo, se centra más en factores críticos como: Grados de Libertad (GdL), Rango de Movimiento (RdM) y Fuerza en las Uniones (FeU) [19].

Los GdL son los valores que determinan los movimientos tridimensionales de las articulaciones. Dependiendo de los GdL, se definen los actuadores a utilizar, así como el sistema de control del exoesqueleto. Según el miembro inferior del esqueleto humano, hay tres uniones/articulaciones, que se describen en la Tabla I [15, 20].

Tal y como se indica en la Tabla I, el Rango de Movimiento (RdM), de la cadera, rodilla y tobillo sirve para describir el movimiento de giro y translación. El giro define los movimientos de flexión/extensión, aducción/abducción, mientras que la translación define los mo-

vimientos de desplazamiento en las articulaciones durante el giro. En la Figura 1 a) se observa que, durante el movimiento del giro de flexión del fémur, se realiza una translación anterior sobre la tibia. Por su parte, las rodillas realizan los mismos movimientos de flexión/extensión, aducción/abducción (ver Figura 1 b).

Durante el movimiento de flexión/extensión se describen dos tipos de momentos de fuerza: activo y pasivo.

Todas las anteriores características biomecánicas de la parte inferior del cuerpo humano resultan de vital importancia para el desarrollo del exoesqueleto de miembro inferior. Debido a que la intensidad de los movimientos es variable durante el ciclo de movilidad, afecta directamente a los actuadores de cada unión/articulación del exoesqueleto. Dichos actuadores se programan con unos valores máximos de actuación en grados y una velocidad establecida según los parámetros de la biomecánica del cuerpo humano.

Durante el movimiento de flexión/extensión se describen dos tipos de momentos de fuerza: activo y pasivo.

2.3 APARATOS E INSTRUMENTOS

En base a las características anatómicas y en los grados de movimiento del exoesqueleto, se han definido las características del exoesqueleto a desarrollar. Las características tenidas en cuenta para el desarrollo, en lo que respecta a los ángulos de movimiento y a la fuerza de los motores/actuadores se presentan en la Tabla 2.

A modo de resumen, el exoesqueleto se ha desarrollado con extensión/flexión para las caderas, rodillas y tobillo y rotación para la

Características	Rango de movimiento y potencia
Rango de movimiento en la articulación de la cadera	0° to 90° en el plano sagital
Momento de fuerza mayor en la articulación de la cadera	150 N/m
Rango de movimiento en la articulación de la rodilla	0° to -65° en el plano sagital
Momento de fuerza mayor en la articulación de la rodilla	120 N/m
Rango de movimiento en la articulación del tobillo	-25° to 15° en el plano sagital
Momento de fuerza mayor en la articulación del tobillo	200 N/m

Tabla II. Características para el desarrollo del exoesqueleto

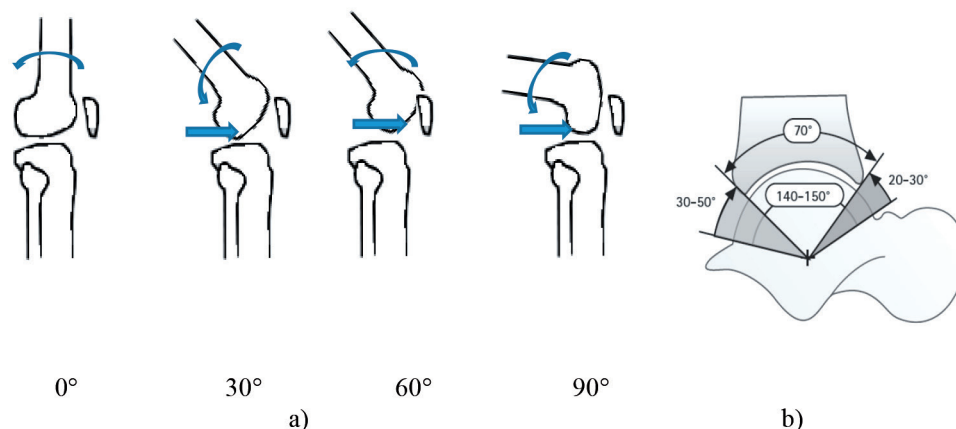


Figura 1: A) Movimientos de rodilla. Rotación + desplazamiento de la rodilla. B) Movimiento del tobillo (citado [21])

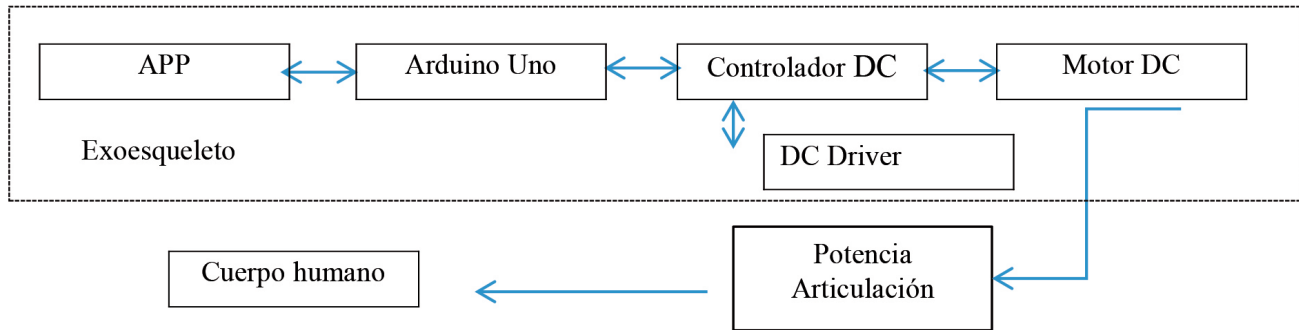


Figura 2: Modelo del sistema de comunicación del exoesqueleto

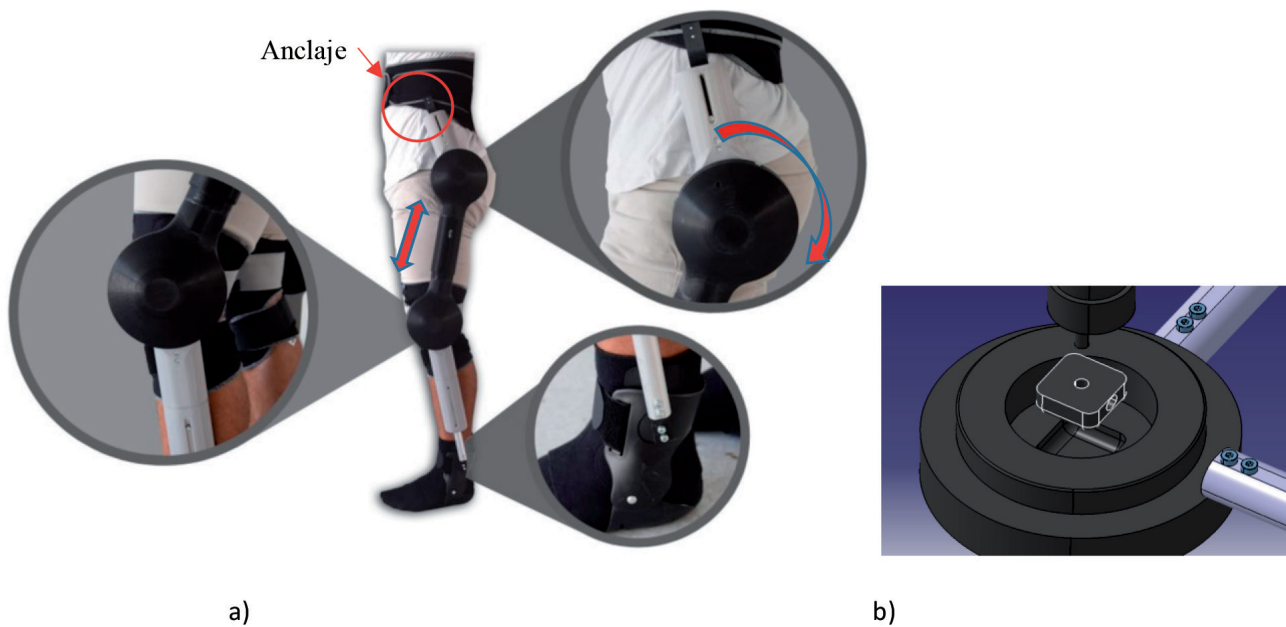


Figura 3: Soporte de las articulaciones y la estructura de fémur, tibia y tobillo del exoesqueleto. A) Modelo desarrollado representando las piezas de movimiento del exoesqueleto, el soporte de anclaje entre el sistema de articulación de la cadera y el soporte principal, el soporte de anclaje entre el fémur y el tobillo. b) Componentes de la articulación en la cadera y rodilla del exoesqueleto

cadera. Los materiales que se han utilizado para el desarrollo del dispositivo se han basado en tubos de aluminio, para dotar de rigidez al dispositivo. También se han empleado dos dispositivos "Arduino Uno", a modo de sistemas de procesamiento para los actuadores de cadera y de rodilla, así como un móvil para controlar el funcionamiento. El sistema también incorpora una batería recargable para la alimentación del sistema de procesamiento. Finalmente, se utilizan cuatro actuadores, uno para cada rodilla y dos en la cadera. La carcasa se desarrolló mediante impresión 3D con material PLA. Tanto el aluminio como el material PLA se han empleado con el fin de proporcionar resistencia al dispositivo y dotarlo de ligereza. Para el modelado del exoesqueleto se ha utilizado SolidWorks 3D, basándose en las características biomecánicas del esqueleto humano.

2.4 DISEÑO DEL EXOSQUELETO

La premisa básica que se ha tomado como base para el diseño y desarrollo del exoesqueleto es que se trate de un dispositivo ligero, ajustable, de tamaño real y de bajo coste.

Para conseguir el cumplimiento de tal premisa, se implementa un sistema de control, basado principalmente en dos placas Arduino Uno, una aplicación móvil con la que el usuario controla el exoesqueleto, dos controladores para los motores DC y las librerías para los motores DC. Todos estos elementos vienen representados en el esquema de la Figura 2.

Básicamente, la estructura mecánica del exoesqueleto se basa en los cuatro actuadores (motores DC), una estructura de aluminio ajustable, un revestimiento de PLA, así como las articulaciones en bisagra para la conexión del soporte principal con la cadera y el del fémur con el tobillo. El movimiento del exoesqueleto se controla por una app instalada en un móvil con Android. El usuario controla mediante botones de arriba y abajo el movimiento de cada articulación. Los motores se ensamblan en la caja de las articulaciones mostradas en la Figura 3 b).

El motor se fija en una posición precisa con el exoesqueleto alineado con el eje vertical. La articulación de la cadera se ha definido con un grado de libertad, para realizar el movimiento de flexión y extensión. El ángulo máximo del motor de la cadera es de 0° a 90°, según se indica en la Tabla 2. El movimiento de la rodilla se ha diseñado con movimiento de 0° a -65° desde el plano sagital, con un grado de libertad para el movimiento de flexión/extensión. Para fijar las articulaciones de la cadera y rodilla se han diseñado las estructuras correspondientes (ver Figura 3 a). La parte interna de la estructura se fabricó con tubos de aluminio y la parte exterior se modeló e imprimió con una impresora 3D de alta resolución. Para el ajuste del exoesqueleto al cuerpo humano, se ha utilizado unas correas de velcro con protectores, tal y como se representa en Figura 3 a).

El mecanismo de anclaje del tobillo está fijo al soporte rígido del citado tobillo. Este soporte tiene un grado de libertad de

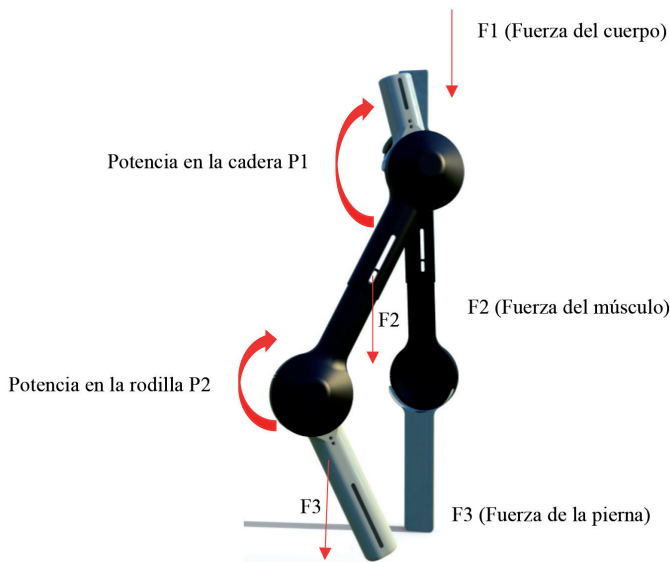


Figura 4: Distribución de las reacciones de fuerza y torsión en el cuerpo humano y el exoesqueleto

flexión/extensión, simulando una bisagra. La fijación a la tibia se realiza mediante una tira de velcro.

El mecanismo de anclaje de cadera es de tipo bisagra que realiza el movimiento de extensión/flexión idéntico al mecanismo de anclaje del tobillo. El sistema fijo de anclaje de cadera se conecta al soporte principal del exoesqueleto que consta de un soporte rígido alrededor de la cintura, revestido con una cintura de espuma y tela por la parte interior donde está en contacto con el cuerpo humano, con el fin de minimizar las incomodidades al usuario.

El fémur y la tibia del exoesqueleto, fabricados con tubos de aluminio y una estructura exterior de PLA, son ajustables mediante unos elementos de fijación representados en la Figura 3 a). El ajuste máximo es de 10 cm aproximadamente, en cada elemento de sujeción entre articulaciones.

El sistema de control del exoesqueleto está compuesto por dos Arduino Uno, DC motor drivers y sensores bluetooth para comunicación, tal y como se ha apuntado anteriormente.

3. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

La elección de los motores DC que se emplean en el dispositivo se ha basado en el peso de la parte inferior del esqueleto humano. Se considera que la pierna supone el 25.5% del peso total del

cuerpo, atendiendo a los datos suministrados en [22], trabajo en el que se afirma que el muslo, pierna y pie suponen en promedio, respectivamente, un 11,125%, un 5,05 % y un 1,38 % del peso total del cuerpo humano. Con respecto a los movimientos de las articulaciones en el plano sagital, se toma un ángulo de $\approx 60^\circ$ para la cadera, uno de $\approx 40^\circ$ para la rodilla y, finalmente, un ángulo de $\approx 25^\circ$ para el tobillo. Durante la marcha normal, el despegue en la rodilla es de 50% del ciclo de la marcha.

La potencia de la marcha se define como:

$$Potencia = M * \omega + F * \gamma \quad (1)$$

Donde M es el momento de actuación sobre el cuerpo, ω es la velocidad angular del cuerpo, F es la fuerza de actuación sobre el cuerpo y γ es la velocidad lineal del punto de aplicación de la fuerza [23], según se indica en la Figura 4.

Sin embargo, para calcular la potencia de la marcha es necesario definir la potencia para cada articulación:

$$P_{total}(t) = \sum_i^N |P_i(t)| \quad (2)$$

Donde t es tiempo del ciclo de marcha, P es la potencia en la articulación, i representa la articulación (cadera, rodilla y tobillo) y el N es el número de articulaciones.

Para definir la potencia y la torsión del exoesqueleto, ha sido necesario calcular tanto la potencia del cuerpo humano como la potencia del exoesqueleto. A modo de cálculo inicial, se ha tomado como peso general del exoesqueleto unos 15 kg, teniendo en cuenta las características de los materiales a emplear en el desarrollo del exoesqueleto.

Calculando la potencia aplicada al cuerpo y el exoesqueleto, así como la torsión del mismo, se ha observado que los controladores necesitan más potencia. Teniendo en cuenta que las medidas se han realizado para una pierna, hay que multiplicar los valores obtenidos por dos.

Considerando los datos de peso de la pierna, entre la cadera y rodilla (de unos 70 kg para el tronco y 15 kg para la parte inferior del cuerpo), así como las distancias definidas en [24] con respecto al sacro, se obtiene que la torsión total cinética de la parte inferior del cuerpo es de 75 N·m en cadera y 122,5 N·m en rodilla.

Harrison [25] obtuvo los valores cinéticos de las articulaciones durante la marcha normal de 71-113 Nm y una potencia de 111-177 W. Lugo et al [15], han obtenido mediante la simulación de un exoesqueleto de parte inferior del cuerpo humano, una torsión de 90 N·m en la cadera y 70 N·m en la rodilla. Con esto se concluye que los valores obtenidos para nuestro caso resultan razonables.

Se ha efectuado un estudio de los datos de los pasos de funcionamiento del dispositivo, analizando el ciclo del paso para la cadera y rodillas, así como las diferencias de tiempo en relación al ángulo de movimiento. Para implementar dichos datos en el dispositivo, se han seleccionado los valores óptimos representados en la Figura 5. Para obtener dichos resultados, se han analizado los datos del ciclo de marcha y la diferencia de tiempos para la rodilla y cadera (ver Tabla III).

El valor de la velocidad del dispositivo (de los actuadores) se ha calculado utilizando los valores de tiempo de despegue y el ángulo de la cadera y rodilla, representados en la Tabla III.

Finalmente, se han definido los valores de tiempo para los motores de la cadera y rodilla para un ciclo de marcha de 3 s, valor que es bastante alto, si se compara con el de otros dispositivos. El exoesqueleto realiza un movimiento lineal en el plano sagital; de

	PASO					
	1	2	3	4	5	6
Ciclo de marcha	15%	35%	50%	72%	86%	100%
Articulación de la cadera	20°	-12°	-20°	12°	27°	27°
Articulación de la rodilla	16°	-2°	10°	47°	20°	2°
Diferencia de tiempo	20%	15%	22%	14%	14%	15%
Articulación de la cadera	32°	8°	32°	15°	0°	7°
Articulación de la rodilla	18°	12°	37°	27°	18°	14°

Tabla III: El Ciclo de marcha y la diferencia de tiempo para la cadera y rodilla obtenidos para el exoesqueleto

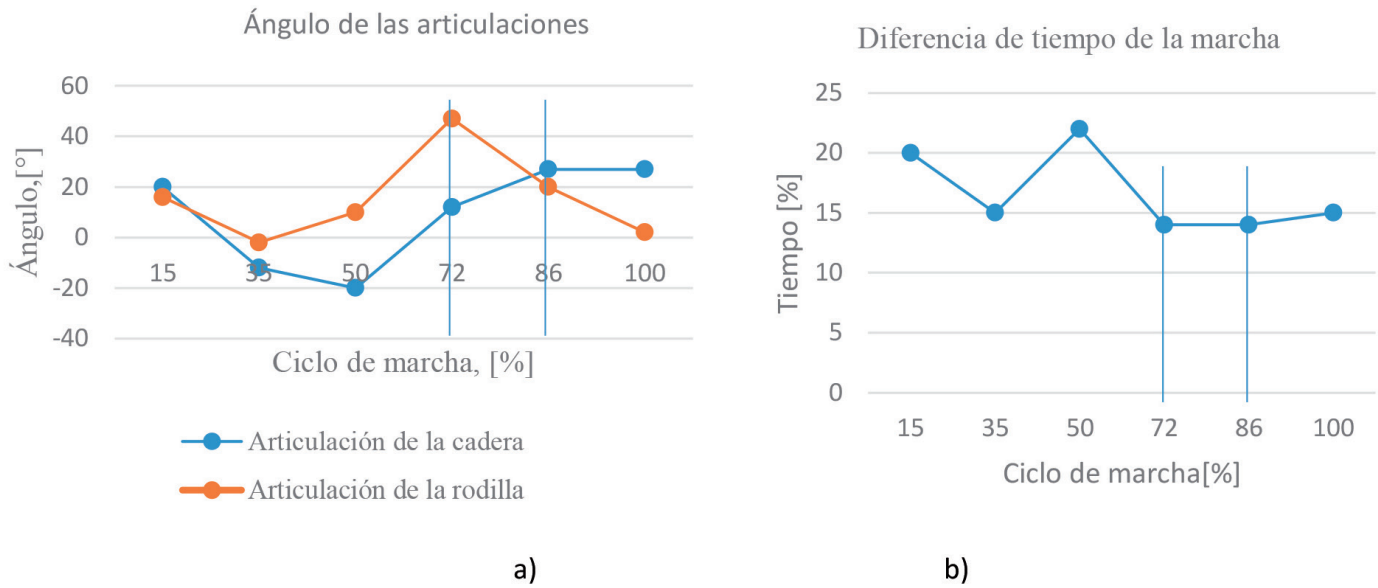


Figura 5: Ciclo de marcha para las articulaciones de la cadera y rodilla. a) rango del ciclo de marcha de 0% hasta 100% (en línea azul vertical se representa el valor óptimo de despegue). b) valores de la diferencia de tiempo para el ciclo de marcha de la cadera y rodilla

este modo, la longitud y el radio del movimiento lineal del dispositivo se ha definido en relación a las características antropométricas representadas en la Tabla I.

Se han tenido en cuenta las deformaciones que pueden suponer el cuerpo sobre el exoesqueleto, así como la rigidez y la amortiguación. Para que haya un equilibrio entre el cuerpo y el dispositivo, las deformaciones deben de ser del mismo orden.

El exoesqueleto desarrollado ha sido testado en condiciones de laboratorio, al igual que la mayoría de los exoesqueletos desarrollados en el área para la mejora de potencia humana o rehabilitación. Los usuarios que han participado en los ensayos han sido jóvenes universitarios de entre 18-24 años, cuyo peso está por debajo de los 70 kg (50-55 kg). Los usuarios no tenían ningún impedimento físico, con lo que no se pudo evaluar con plena fiabilidad si el exoesqueleto permitía una mejora en la potencia de marcha en personas con movilidad reducida.

El proceso de movimiento de flexión / extensión del exoesqueleto actual se realiza de forma manual mediante los botones de "subir" y "bajar" en la app del móvil. Analizando las características de comodidad del exoesqueleto, considerando los resultados de HUMA [26] (el exoesqueleto más cercano según diseño y finalidad al de nuestra investigación), hemos observado que nuestro diseño es mucho más ligero y cómodo. En el caso de HUMA, los usuarios, al usarlo más de 5 min, notaban mucha fatiga e incomodidad en la pelvis, debido a que transportaban los 20 kg de peso del sistema de procesamiento. Asimismo, el movimiento de torsión en HUMA es más costoso, ya que el dispositivo no está dotado con articulaciones a tal efecto. El ReWalk [27] es otro dispositivo para asistir la locomoción humana. El exoesqueleto ReWalk actualmente está en un estado avanzado de desarrollo y contiene unos sensores de movimiento que permita transmitir el movimiento humano. En lo que trata sobre los avances científicos de ReWalk hay poca información. En [28], se puede observar que la evaluación del exoesqueleto ReWalk es prácticamente perfecta, el usuario de 22 años que lo utilizó fue capaz de levantarse y andar 500m y el dispositivo no suponía ninguna molestia. Otro exoesqueleto que se consideró, a efectos comparativos de nuestro diseño fue el exoesqueleto HAL, que fue

desarrollado para aumentar la potencia del cuerpo humano y que también puede ser utilizado para la mejora de la locomoción humana en personas con movilidad reducida. El peso de HAL-5 [29] es de 23 kg que, al igual que HUMA, supone un valor excesivo para los usuarios. Otro inconveniente de los prototipos actuales, además de su elevado peso, es el precio. Éste puede cuantificarse en unos 50.000 € para el HAL, unos 70.000 € para el ReWalk y en hasta 150.000 € para el Rex [30]. La autonomía de los prototipos existentes es de unas 1-2 horas.

4. CONCLUSIÓN

En el presente artículo se detalla el proceso de diseño y desarrollo de un prototipo experimental de exoesqueleto de pierna, destinado a personas con movilidad reducida. En el trabajo se describen primeramente las características anatómicas del esqueleto humano, así como las características de potencia, ángulos de movimiento para extensión y flexión de la cadera y rodilla, etc. Se especifican los factores más importantes considerados para el diseño del prototipo propuesto, haciendo énfasis en el confort y la adaptabilidad del dispositivo. Los elementos de fijación en las caderas, rodilla y tobillo se fabrican de materiales sintéticos acolchados con fijación mediante velcro. Finalmente, se emplean articulaciones tipo bisagra para el tobillo.

Se han efectuado los pertinentes cálculos dinámicos en el proceso de diseño. A este respecto, se ha calculado la torsión necesaria de los motores de la cadera, considerando una persona de 70 kg de peso. También se detalla el cálculo de la potencia de los actuadores, que se ha efectuado seccionando las fuerzas perpendiculares de cada articulación y el centro de gravedad, obteniendo un valor de 122,5 N·m para cada actuador de las caderas y 75 N·m para cada actuador de las rodillas. En total, el sistema desarrollado tiene una torsión de 395 N·m. Se han calculado los valores óptimos del ciclo de la marcha, en relación al ángulo y diferencia de tiempo. Los resultados experimentales del exoesqueleto desarrollado han demostrado la necesidad de incrementar la potencia de los actuadores y mejorar el diseño del sistema de comunicación y control mediante sensores de movimiento y presión.

El prototipo ha sido validado en un conjunto de usuarios, demostrando ciertas ventajas respecto a los diseños expuestos en la literatura existente, en especial en lo referente a la comodidad, adaptabilidad y portabilidad.

REFERENCIAS

- [1] Chen B., Hao Ma, Quin L-Y., Gao F., Chan K-M., Law Sh-W., Quin L., Liao W-H., Recent developments and challenges of lower extremity exoskeletons. *Journal of Orthopaedic Transactions*, Vol. 5 (2016), pp. 26-37.
- [2] Grosso J.M., Tibaduiza D., Diseño y validación de un exoesqueleto maestro-esclavo para rehabilitación de piernas. *UNAB-Ingeniería Mecatronica*, 2008, pp.1-6
- [3] Herr, H., Exoskeletons and orthoses: classifications, design challenges and future directions. *Journal of Neuroengineering Rehabilitation*, vol. 6 (2009), 21, pp. 1-9.
- [4] Bogue R., Exoskeletons and robotic prosthetics: a review of recent developments. *Industrial Robot: an International Journal*, vol. 36(5), 2009, pp.421-427.
- [5] Mudie K.L., Boynton A.C., Karakolis Th., O'Donovan M.P., Kanagaki G. B., Crowell H.P., Begg R.K., LaFiandra M.E., Consensus paper on testing and evaluation of military exoskeletons for the dismounted combatant, *Journal of Science and Medicine in Sport*, in press. (2018).
- [6] Aliman N., Ramli R., Haris S.M., Design and development of a lower limb exoskeletons: A survey. *Journal of Robotics and Autonomous Systems*, vol. 95, pp. 102-116.
- [7] Mooney L.M., Rouse E.J., Her H.M.: Autonomous exoskeleton reduces metabolic cost of human load carriage assistance device on limits of stability and postural sway, *Ergonomics*, 2014, Vol. 51(10), pp. 1515-1525.
- [8] Han Sh., Wang H., Tian Y., Model-free based adaptative nonsingular fast terminal sliding mode control with time-deay estimation for a 12 DOF multi-functional lower limb. *Advances in Engineering Software Journal*, vol. 119 (2018), pp. 38-47.
- [9] Tsukahara A., Kawanishi R., Hasegawa Y., Sankai Y. Sit-to-stand and stand-to-sit transfer support for complete paraplegic patients with robot suit HAL. *Advances Robot* vol. 24, (2010), pp. 1058-1063.
- [10] Esquenazi A., Talaty M., Packel A., Saulino M., The ReWalk powered exoekeleton to restore ambulatory function to individuals with thoracic-level motor-complete spinal cord injury. *Am. Journ. Phys. Med. Rehabilitation* (2012), vol. 91, pp. 911-921.
- [11] Chen B., Zhong Ch-H., Ma H., Guan X., Sit-to-stand and stand-to-sit assistance for paraplegic patients with CUHK-EXO exoskeleton, *Robotica Journal* (2018), vol. 36(4), pp. 535-551.
- [12] Yoshikawa K., Mutsuzaki H., Sano A., Koseki K., Fukaya T., Mizukami M., Yamazaki M., Training with Hybrid Assistive Limb for walking function after total knee arthroplasty. (2018). *Journal of Orthoædic Surgery and Research*, vol. 13:163, pp. 1-10
- [13] Matakai Y., Kamada H., Mutsuzaki H., Shimizu Y., Takeuchi R., Mizukami M., Yoshikawa K., Takahashi K., Matsuda M., Iwasaki N., Kawamoto H., Wadano Y., Sankai Y., Yamazaki M. Use of Hibrid Assistive Limb (HAL) for a postoperative patient with cerebral palsy: a case report. *BMC Res Notes* (2018), vol 11:201, pp. 1-7.
- [14] Xie Sh., Advanced robotics for medical rehabilitation. *Curent state of the art in recent advances*. Springer Tracts in Advanced Robotics, 2015, v108, pp. 357, DOI 10.1007/978-3-319-19896-5
- [15] Lugo E, Ponce P., Molina A., Castro., Co-simulación del diseño biomecánico para un exoesqueleto robótico del miembro inferior. *Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica*, 2014, vol. 35 (2), p.1 -14.
- [16] Murata T., Hirai H., Onishi K., Tamura Y., Kobori S., Kazaoka N. Development of powered exoskeleton for heavy work-coexistence of robot's power and people's dexterity, *Mitsubishi Heavy Industries Technical Review*, 2016, vol. 53 (4), p.75-81.
- [17] Hernandez, S., et al.: Refinement of exoskeleton design using multibody modeling: an overview, in *CCToMM Mechanisms, Machines, and Mechatronics Symposium*. 2015, pp163-172
- [18] Ivanenko Y.P., Levik Y.S., Talis V.L., Gurfinkel V.S., Human equilibrium on unstable support: the importance of feet-support interaction. *Neuroscience Letters*, (1997), vol.235, p. 109-112.
- [19] Cenciarini, M., Dollar A. M., Biomechanical Considerations in the Design of Lower Limb Exoskeletons. *IEEE International Conference on Rehabilitation RoboticsRehab Week Zurich, ETH Zurich Science City*. 2011, p. 1-6.
- [20] Harrison P., Boynton A.C., Mungiole M., Exoskeleton powered and torque requirements based on human biomechanics. *Army Research Laboratory*, 2002, p. 1-51
- [21] Sous Sanches J-O., Navarro Navarro R., Navarro García R., Brito Ojeda E., Ruiz Caballero J.A., *Bases Biomecánicas del Tobillo. Canarias Medicas y Quirúrgica* (2011) vol. 8 (24), pp. 13-20.
- [22] Plagenhoef, S., Evans, F.G. and Abdelnour, T. Anatomical data for analysing human motion. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 1983, 54, p.169-178
- [23] Duncan J.A., Kowalk D.L., Vaughan Ch.L., Sixs degree of freedom joint power in stairs climbing. *Gait & Posture*, Vol. 5, pp.2004-210.
- [24] De Leva P. Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's Segment Inertia Parameters . *Journal of Biomechanics*, 1996, vol. 29 (9), pp. 1223-1230.
- [25] Harrison P. Crowell III., Boynton A.C., Mungiole M., Exoskeleton Power and Torque Requirements based on human biomechanics, *Army Research Laboratory, ARL-TR-2764*, November 2002.
- [26] Hyun D.J., Park H., Ha T., Park S., Jung K. Biomedical design of an agile, electricity-powered lower-limb exoskeleton for weight-bearing assistance. *Robotics and Autonomous Systems J.*, 2017, vol. 95, p. 181-195.
- [27] Zwecker M., Dudkiewicz I., Bloch A., Esquenazi A. Safety and tolerance of the ReWalk exoskeleton suit for ambulation by people with complete spinal cord injury: a pilot study. *J. Spinal Cord Med*, 2012, vol 35, p. 96-101.
- [28] Raab K., Krakow K., Tripp F., Jung M. Effects of training with the ReWalk exoskeleton on quality of life in incomplete spinal cord injury: a single case study. *Nature, Spinal Cord Series and Cases*, 2016, vol. 3, p. 1-3
- [29] Cruciger O., Schildhauer T.A., Meindl R.C., Tegenthoff M., Schwenkreis P., Citak M., Aach M. Impact of locomotion training with a neurologic controlled hybrid assistive limb (HAL) exoskeleton on neuropathic pain and health related quality of life (HRQoL) in chronic SCI: a case study. *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology Journal*, 2016, vol 11(6), p. 1-10
- [30] Barbareschi J., Richards R., Thornton M., Carlson T., Holloway C. Statistically vs dynamically balanced gait: Analysis of a robotic exoskeleton compared with human, *37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medical and Biology Society (EMBC)*, 2015, p. 6728-6731.
- [31] Walpole, Sarah C; Prieto-Merino, David; Edwards, Phil; Cleland, John; Stevens, Gretchen; Roberts, Ian; et al. (18 June 2012). "The weight of nations: an estimation of adult human biomass". *BMC Public Health*. *BMC Public Health* 2012, 12:439. 12 (1): 439. doi:10.1186/1471-2458-12-439. PMC 3408371. PMID 22709383. Retrieved 12 July 2012.